

**DİYABETİK HASTALARDA RETİNAL DAMAR
PAKETİNİN BİLGİSAYARLI GÖRÜ YÖNTEMLERİ
İLE GÖRÜNTÜLENMESİ VE OLASI
MİKROANEVRİZMA LEZYONLARININ
ORTAYA KOYULMASI**

**2014
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ**

Eftâl ŞEHİRLİ

**DIYABETİK HASTALARDA RETİNAL DAMAR
PAKETİNİN BİLGİSAYARLI GÖRÜ YÖNTEMLERİ
İLE GÖRÜNTÜLENMESİ VE OLASI
MİKROANEVRİZMA LEZYONLARININ
ORTAYA KOYULMASI**

Eftâl ŞEHİRLİ

**Karabük Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**KARABÜK
Haziran 2014**

Eftâl ŞEHİRLİ tarafından hazırlanan “DİYABETİK HASTALARDA RETİNAL DAMAR PAKETİNİN BİLGİSAYARLI GÖRÜ YÖNTEMLERİ İLE GÖRÜNTÜLENMESİ VE OLASI MİKROANEVİRİZMA LEZYONLARININ ORTAYA KOYULMASI” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. Muhammed Kamil TURAN
Tez Danışmanı, Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 27 / 06 / 2014

Unvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

Başkan : Yrd. Doç. Dr. Ahmet Hanifi ERTAŞ (KBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Muhammed Kamil TURAN (KBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ümit ATİLA (KBÜ)

İmzası

...../...../2014

KBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Mustafa BOZ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Eftâl ŞEHİRLİ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

**DİYABETİK HASTALARDA RETİNAL DAMAR
PAKETİNİN BİLGİSAYARLI GÖRÜ YÖNTEMLERİ
İLE GÖRÜNTÜLENMESİ VE OLASI
MİKROANEVİRİZMA LEZYONLARININ
ORTAYA KOYULMASI**

Eftâl ŞEHİRLİ

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Yrd. Doç. Dr. Muhammed Kamil TURAN

Haziran 2014, 89 sayfa

Günümüzde insan hatasını azaltmak, zamandan tasarruf etmek ve daha hızlı sonuçlar ortaya koyabilmek amacıyla teknolojik cihazlara yazılım yapma gereksinimi her geçen gün artmaktadır. Bu gereksinim biyomedikal, tıp gibi birçok farklı alanlarda görülmektedir. Bu çalışmada, bir bilgisayar programı geliştirerek diyabet hastalarının gözlerindeki retina tabakasında meydana gelen diyabetik retinopatinin ilk belirtisi olan mikroanevrizma lezyonları tespit edilmiştir. Bu tespit işlemi gerçekleştirme için iki farklı yöntem kullanılmıştır. İlk yöntemde, diyabet hastalardan alınan retina görüntülerinin ROI (region of interest, ilgi sahası) kısmı bulunmuştur. Sonrasında, YSA (yapay sinir ağları) ve gradyan vektör algoritmasını uygulayarak ROI sınırının

içinde bulunan optik diskin ve kan damarlarının yerleri bulunmuştur. Bir sonraki aşamada, diyabet hastalardan alınan orijinal görüntüden, bulunan optik disk ve kan damarları çıkarılmış ve böylece görüntüde sadece retina yüzeyi ve olası patolojiler kalmıştır. Görüntü işleme tekniklerinden, konvansiyonel metotlardan ve matematiksel morfoloji algoritmasından faydalanarak kalan görüntüdeki olası mikroanevrizma lezyonları dinamik bir şekilde belirlenmiştir. İkinci yöntemde ise, orijinal görüntü üzerinde ROI, optik disk ve kan damarları tespit edilmeden aynı algoritmalar kullanılarak mikroanevrizma lezyonları tespit edilmiştir. Son olarak, iki farklı yöntemle yapılan tespit işlemi karşılaştırılmış ve ilk kullanılan yöntem ile daha başarılı sonuçlar elde edildiği, fakat iki yöntemin de birbirine yakın olduğu ortaya koyulmuştur. Bütün bu işlemleri gerçekleştirmek üzere, Visual Studio programı çatısı altında C# programlama dili kullanılmıştır. MATLAB programında oluşturulan kütüphaneler ile AForge.NET ve OpenCV'nin paylaşmış olduğu, açık kaynak kodlu ve GPL (general public license, genel kamu lisansı) lisanslı görüntü işleme kütüphanelerinden yararlanılmıştır.

Anahtar Sözcükler : Retina, diyabet, diyabetik retinopati, mikroanevrizma, ROI, optik disk, kan damarı, YSA, gradyan vektör algoritması.

Bilim Kodu : 902.1.014

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

MONITORING RETINAL VESSEL PACKET OF DIABETIC PATIENTS BY COMPUTER IMAGE PROCESSING TECHNIQUES AND PRESENTING POSSIBLE MICROANEURYSM LESIONS

Eftâl ŞEHİRLİ

Karabük University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Computer Engineering

Thesis Advisor:

Asst. Prof. Dr. Muhammed Kamil TURAN

June 2014, 89 pages

At the present time, requirement of developing a software program for technological devices increases every passing day for the purpose of decreasing human mistakes, saving time, presenting result more quickly. The requirement is seen in a lot of areas such as biomedical and medicine. In this study, microaneurysm lesions which are the first symptom of diabetic retinopathy which occur in retina layer of diabetic patients have been detected by developing a computer software program. Two different methods have been used to actualize detection process. In the first method, ROI of images taken from diabetic patients' eyes has been founded. Then, localizations of optic disc and blood vessels inside ROI have been founded by applying artificial neural network and gradient vector algorithms. Next, optic disc and blood vessels have been extracted from original image taken from diabetic patients, and hence, retina surface along with possible pathologies have stayed in obtained image.

At the last step, microaneurysm lesions have been detected by utilizing image processing techniques, conventional methods and mathematical morphology algorithms in a dynamic manner. In the second step, microaneurysm lesions have been detected on original image by using the same algorithms without finding ROI, optic disc and blood vessels. Finally, detection processes realized by two different methods have been compared and it has been founded that despite both methods are very close to each other, first method has produced more successful results than the second one. But, results of both methods have been very close to each other. In order to overcome all processes, a software program has been developed by using C# programming language in Visual Studio program. Moreover, MATLAB libraries with AForge.Net and OpenCV which share open source and general public license image processing libraries have been utilized.

Key Words : Retina, diabetes, diabetic retinopathy, microaneurysm, ROI, optic disc, blood vessel, artificial neural network, gradient vector algorithm.

Science Code : 902.1.014

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasında bana her zaman destek ve yardımcı olan, bilgi, görüő ve deneyimleriyle beni yönlendiren, fikir alışveriőinde bulunduğum, tez çalışması dışında da bana çok Őey öğreten sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Muhammed Kamil TURAN'a sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalıőmasının Almanya'da geliştirilen bölümünde, beni ğrencisi olarak kabul eden, tezin araőtırılmasında ve yürütülmesinde emeği geçen, yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Jens HAUEISEN ve Dipl. -Inf. Alexander DIETZEL'e müteőekkirim.

Tez sunumunda ve değerlendirilmesinde emeği geçen saygıdeğer jüri yeleri Yrd. Doç. Dr. Ahmet H. ERTAŞ ve Yrd. Doç. Dr. Ümit ATILA'ya ilgi ve katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca üzerimde emeği olan bütün öğretmenlerime ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Sevgili aileme manevi hiçbir yardımı esirgemedен destek olup yanımda oldukları için teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvi
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
1.1. TEZİN TANIMI	1
1.2. TEZİN AMACI	2
BÖLÜM 2	3
DİYABET	3
BÖLÜM 3	5
BİR ORGAN OLARAK GÖZ.....	5
BÖLÜM 4	7
DİYABETİK RETİNOPATİ	7
4.1. DİYABETİK RETİNOPATİNİN TANIMI	7
4.2. DİYABETİK RETİNOPATİNİN EVRELERİ	8
4.3. DİYABETİK RETİNOPATİNİN LEZYONLARI	9
4.3.1. Mikroanevrizma	9
4.3.2. Vitröz Hemoraji	10
4.3.3. Eksuda	11
4.3.4. IRMA.....	11

	<u>Sayfa</u>
4.3.5. Neovaskularizasyon.....	12
BÖLÜM 5	13
KISITLAMALAR VE KABULLER	13
BÖLÜM 6	14
ÖNCEDEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR	14
6.1. İLGİ ALANI TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCEDEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR.....	14
6.2. OPTİK DİSK TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCEDEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR.....	15
6.3. KAN DAMARLARI TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCEDEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR.....	16
6.4. MİKROANEVİRİZMA LEZYONU TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCEDEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR	17
BÖLÜM 7	19
KULLANILAN MATERYALLER	19
BÖLÜM 8	21
KULLANILAN METOTLAR	21
8.1. ROI TESPİTİ	22
8.1.1. Gri Seviye Görüntüye Çevirme	22
8.1.2. Gamma Düzeltmesi	23
8.1.3. Median Filtre	26
8.1.4. Otsu Threshold	27
8.2. OPTİK DİSK VE KAN DAMARI TESPİTİ	32
8.2.1. Yapay Sinir Ağları.....	34
8.2.1.1. Yapay Sinir Ağlarının Genel Özellikleri	34
8.2.1.2. Yapay Sinir Ağlarının Yapı Özellikleri.....	36
8.2.2. Gradyan Vektör Algoritması	38
8.3. MİKROANEVİRİZMA LEZYONLARI TESPİTİ.....	45
8.4. PERFORMANS ANALİZİ	51

	<u>Sayfa</u>
BÖLÜM 9	56
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	56
9.1. ROI TESPİTİ	56
9.2. OPTİK DİSK VE KAN DAMARI TESPİTİ	60
9.2.1. Yapay Sinir Ağları ile Optik Disk ve Kan Damarı Tespiti.....	60
9.2.2. Gradyan Vektör Algoritması ile Optik Disk ve Kan Damarı Tespiti	63
9.3. MİKROANEVRİZMA LEZYONLARI TESPİTİ.....	67
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	89

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 3.1. Göz anatomisi	6
Şekil 4.1. Mikroanevrizma lezyon örnekleri	10
Şekil 4.2. Vitroz hemoraji lezyon örneği	10
Şekil 4.3. Yumuşak ve sert eksuda lezyon örneği.....	11
Şekil 4.4. IRMA lezyon örneği	11
Şekil 4.5. Neovaskularizasyon lezyon örneği	12
Şekil 7.1. Retina, yapı elemanları ve lezyonlar.....	20
Şekil 7.2. Farklı tipteki retina görüntüleri	20
Şekil 8.1. İş-Akış diyagramı.....	21
Şekil 8.2. RGB ve gri seviye görüntüler	23
Şekil 8.3. Gamma düzeltmesi parametresine değerine göre elde edilen histogram .24	24
Şekil 8.4. Gamma düzeltmesi parametresi	25
Şekil 8.5. Önileme safhaları.....	26
Şekil 8.6. Önileme safhaları.....	27
Şekil 8.7. Önileme safhaları.....	29
Şekil 8.8. Yapay sinir hücre yapısı.....	35
Şekil 8.9. Tipik bir YSA modeli	37
Şekil 8.10. Kırmızı bant, yeşil bant ve mavi bant histogram grafikleri	40
Şekil 8.11. Gezdirilen pencerenin koordinat bilgileri matrisi	41
Şekil 9.1. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina görüntüleri.....	57
Şekil 9.2. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina görüntüleri.....	57
Şekil 9.3. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina görüntüleri.....	58
Şekil 9.4. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüler	58
Şekil 9.5. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüler	59
Şekil 9.6. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüler	59

Şekil 9.7. Farklı çıkış sayısı ve öğrenme oranına göre elde edilen sonuçlar	61
Şekil 9.8. Pencere büyüklüğü ve katman sayısının değişmesi ile elde edilen sonuç	62
Şekil 9.9. YSA ile en iyi elde edilen sonuç görüntüsü	63
Şekil 9.10. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina görüntüleri .	64
Şekil 9.11. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina görüntüleri .	64
Şekil 9.12. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina görüntüleri .	65
Şekil 9.13. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri	65
Şekil 9.14. Orijinal ve kan damarları tespit edilmiş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri	66
Şekil 9.15. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri	66
Şekil 9.16. Yeşil banda çevirme işlemi sonucu elde edilen görüntü	67
Şekil 9.17. Gaussian filtre uygulanması sonucu elde edilen görüntü	68
Şekil 9.18. Median filtre uygulanması sonucu elde edilen görüntü	68
Şekil 9.19. Opening işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü	69
Şekil 9.20. Closing işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü	69
Şekil 9.21. Çıkarma işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü	70
Şekil 9.22. Otsu threshold uygulanması sonucu elde edilen görüntü	70
Şekil 9.23. İstenmeyen objelerin silinmesi sonucu elde edilen görüntü	71
Şekil 9.24. Mikroanevrizma lezyonları işaretlenmiş görüntü	71
Şekil 9.25. Mikroanevrizma 1 (TP: 32 FN: 10 FP: 3 TN: 27)	74
Şekil 9.26. Mikroanevrizma 2 (TP: 11 FN: 6 FP: 1 TN: 2)	74
Şekil 9.27. Mikroanevrizma 3 (TP: 17 FN: 8 FP: 11 TN: 36)	75
Şekil 9.28. Mikroanevrizma 4 (TP: 10 FN: 18 FP: 1 TN: 13)	75
Şekil 9.29. Mikroanevrizma 5 (TP: 30 FN: 6 FP: 19 TN: 33)	75
Şekil 9.30. Mikroanevrizma 6 (TP: 8 FN: 7 FP: 3 TN: 6)	76
Şekil 9.31. Mikroanevrizma 7 (TP: 36 FN: 35 FP: 1 TN: 48)	76
Şekil 9.32. Mikroanevrizma 8 (TP: 25 FN: 4 FP: 9 TN: 18)	76
Şekil 9.33. Mikroanevrizma 9 (TP: 10 FN: 1 FP: 1 TN: 8)	77
Şekil 9.34. Mikroanevrizma 10 (TP: 30 FN: 0 FP: 7 TN: 19)	77
Şekil 9.35. Mikroanevrizma 11 (TP: 56 FN: 10 FP: 24 TN: 27)	77

	<u>Sayfa</u>
Şekil 9.36. Mikroanevrizma 12 (TP: 31 FN: 32 FP: 4 TN: 21)	78
Şekil 9.37. Mikroanevrizma 13 (TP: 20 FN: 4 FP: 1 TN: 5)	78
Şekil 9.38. Mikroanevrizma 14 (TP: 36 FN: 2 FP: 8 TN: 10)	78
Şekil 9.39. Mikroanevrizma 15 (TP: 10 FN: 20 FP: 0 TN: 12)	79
Şekil 9.40. ROC grafiği.....	80
Şekil 9.41. ROC eğrisi	80

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 6.1. Mikroanevrizma lezyonu analizi yapılmış yayınların sensitivity ve specificity sonuçları	18
Çizelge 8.1. Olasılık tablosu	52
Çizelge 9.1. YSA topoloji parametreleri ve kısaltma isimleri	60
Çizelge 9.2. Parametre türlerine göre görüntülerin başarı sonuçları.....	61
Çizelge 9.3. Elde edilen en iyi sonucun performans analizi	72
Çizelge 9.4. Fonksiyonlarda kullanılan parametreler ve kısaltma isimleri.....	72
Çizelge 9.5. Parametre değerlerine göre elde edilen sonuçlar	73
Çizelge 9.6. Mikroanevrizma lezyonlarının performans analiz sonuçları	79
Çizelge 9.7. Parametre değerlerine göre elde edilen sonuçlar	81
Çizelge 9.8. Optik ve kan damarlarının çıkarılmadan önce ve çıkarıldıktan sonra metot uygulandığında elde edilen en iyi sonuçlar	82

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

KISALTMALAR

ACC	: Doğruluk Değeri (Accuracy)
BMP	: Bit Eşlem (Bitmap)
DLL	: Dinamik Bağlantı Kütüphanesi (Dynamic Link Library)
FN	: Yanlış Negatif (False Negative)
FP	: Yanlış Pozitif (False Positive)
GPL	: Genel Kamu Lisansı (General Public License)
HOG	: Gradyan Tabanlı Histogram (Histogram Oriented Gradient)
IRMA	: Retina İçi Mikrovasküler Anormallikler (Intra Retinal Microvascular Abnormalities)
JPEG	: Birleşik Fotoğraf Uzmanları Grubu (Joint Photographic Expert Group)
MATLAB	: Matris Laboratuvarı (Matrix Laboratory)
MCC	: Matthews Korelasyon Katsayısı (Matthews Correlation Coefficient)
MR	: Kaçırma Oranı (Miss Rate)
NPV	: Negatif Öngörülen Değer (Negative Predictive Value)
PNG	: Taşınabilir Ağ Grafiği (Portable Network Graphic)
PPV	: Pozitif Öngörülen Değer (Positive Predictive Value)
RGB	: Kırmızı-Yeşil-Mavi (Red-Green-Blue)
ROI	: İlgi Sahası (Region Of Interest)
ROC	: Alıcı İşletim Karakteristiği (Receiver Operating Characteristic)
TN	: Doğru Negatif (True Negative)
TP	: Doğru Pozitif (True Positive)
YSA	: Yapay Sinir Ağları

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Bu tez çalışmasında, retinal görüntüler üzerinde çeşitli görüntü işleme teknikleri kullanılarak diyabetik retinopati hastalığının ilk patolojisi olarak düşünülen mikroanevrizma lezyonlarının tespit edilme aşamaları sunulmuştur.

1.1. TEZİN TANIMI

Retina ya da bir diğer adı ile ağ katman, görme işleminin gerçekleştiği tabakadır. Retina, gelen ışık ışınlarını elektrik sinyaline dönüştürüp optik sinir aracılığı ile beyne iletir. Bu sebeple retina, görme işleminde direkt olarak etkili olduğundan, retinada oluşan hastalıklar doğrudan görme duyumuzu da tehdit etmektedir.

Diyabetik retinopati, diyabet hastalarda görülen, retina üzerinde meydana gelen birtakım değişimler (kanama, damarlanmada artma vb.) sonucu körlük ile sonuçlanabilen bir göz hastalığıdır. Bu nedenle, diyabete yakalanmış hastalarda retina üzerinde meydana gelen değişimlerin incelenmesi ve tespit edilmesi, hastalıkların, lezyonların ve patolojilerin erken teşhis edilmesine olanak sağlar.

Retina üzerindeki lezyonların, bilgisayar desteği ile sınıflandırılması doktorların hastalık tanısı konusunda sahip oldukları yeteneklerinin artmasına yol açacaktır. Bu bağlamda, geliştirilen bilgisayar yazılımlarının doğru bir şekilde diyabet hastalığına sahip kişilerin retinaları üzerinde meydana gelen değişimleri bulması için çekilmiş retina görüntülerden ilk olarak retinanın ROI kısmını tespit edecek ve optik disk ile kan damarları gibi retinanın elemanlarını, retinanın tespit ettiği ROI kısmından çıkaracaktır. Böylece, retinada mikroanevrizma lezyonları açısından değişikliğe uğramayacak alanlar çıkarılmış olacaktır. Bu şekilde, bilgisayar yazılımın

hata yapma oranı düşürülecektir. Geriye kalan alanlar retina yüzeyi ve mikroanevrizma gibi diyabetik retinopati bulguları olacaktır. Buna ek olarak, optik disk ve kan damarları gibi retina elemanlarını çıkarmadan da mikroanevrizma lezyonları tespit edilecek ve her iki durumda da mikroanevrizma lezyonlarının bulunabileceği ortaya koyulacaktır.

1.2. TEZİN AMACI

Diyabetik hastalarda kan şekeri regülasyonunun etkin bir şekilde sağlanamaması neticesinde retinal damarlarda vaskülarizasyon ve damar sertleşmesi, retinopatilerin oluşması, kanamalar nihai komplikasyonlardır. Bu komplikasyonların tespiti ve derecelendirilmesi, tanı ve tedavi süreçlerine etki ederek yaşam standartlarını etkilemektedir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında genel olarak diyabet hastalığının retinal komplikasyonlarını tespit etmek amaçlanmıştır, bu çerçevede mikroanevrizma lezyonları diyabetik retinopati için bir delil olarak alınmış ve bu tez çalışması mikroanevrizma lezyonlarının tespiti üzerine bina edilmiştir. Ayrıca, mikroanevrizma lezyonlarını tespit etmek için geliştirilen metodun, orijinal görüntü üzerinde mi yoksa ROI içinde bulunan optik disk ile kan damarlarının çıkarılması ile elde edilen retinal görüntü üzerinde mi daha iyi sonuç vereceğini veya aralarında fark olup olmayacağını ortaya koymak amaçlanmıştır.

BÖLÜM 2

DİYABET

Diyabet hastalığı; diabetes mellitus olarak adlandırılan, şeker hastalığı olarak bilinen ve kısaca diyabet olarak kullanılan, aile bireyleri arasında kalıtım sonucu aktarılabilen ya da çevresel etmenlerden dolayı kan şekerinin düzenlenememesi sonucu meydana gelen bir sağlık problemidir [1,2].

Vücuttaki metabolik faaliyetleri düzenleyen hormonlar, kan şekerinin düzenlenmesinde de rol oynar. Adrenalin, tiroit uyarıcı hormon, glukagon gibi hormonlar kan şekerini yükseltir. Buna karşın sadece tek bir hormonun direkt olarak kan şekerini düşürücü etkisi vardır. Bu hormon insülin olarak adlandırılır. İnsülin, pankreasın langerhans adacıklarının beta hücrelerinden salgılanan bir hormondur. Böylece, diabetes mellitus, insülin hormonunun ya yeterli derecede salgılanamaması ya da vücutta etkisini tam olarak gösterememesinden kaynaklanan çoklu sistem hastalığıdır [3].

Diyabet, gözyaşı yapımında ve kornea hassasiyetinde azalma, epitelial keratopati, gecikmiş yara iyileşmesi, katarakt, kornea endotelial değişiklikleri gibi komplikasyonların yanı sıra, makula ödemi ve iskemisinden, vitröz hemorajisi ve traksiyonel retina dekolmanına kadar uzanan değişik patolojilere yol açabilmektedir. Ayrıca insüline bağımlı diyabetik annelerin çocuklarında optik atrofi de gözlemlenmiştir [4].

Diyabet, Tip 1 ve Tip 2 olarak ikiye ayrılır. Tip 1 diyabet, insülin hormonun kan şekerini artıran hormonlara karşı koyabilmek için yeterli derecede salgılanamaması sonucu oluşan diyabet türüdür. 0 ile 12 yaş aralığındaki çocuklarda Tip 1 diyabet hastalığının belirtileri sıkça görülür. Her yaşta ortaya çıkabilir. Tip 2 diyabet, vücudun insülin hormonuna karşı bir reaksiyon vermesi ve insülin hormonunun

vücutta etkisini tam olarak gösterememesi (insülin direnci ve yetmezliği) sonucu oluşan diyabet türüdür. Tip 2 diyabet 10 yaş üzeri gibi Tip 1'e göre daha ileri yaşlarda ortaya çıkar. Diyabet hastalarının büyük çoğunluğunda Tip 2 diyabet hastalığı görölmektedir [2,5].

BÖLÜM 3

BİR ORGAN OLARAK GÖZ

Göz, görmeyi sağlayan küre şeklindeki bir yapıdır. Göz, kemikler ile çevrili göz çukurunda yer alır. Gözün üç katmanı vardır: sert tabaka (en dışta yer alan tabaka), damar tabaka (ortada yer alan tabaka) ve ağ tabaka (en içte yer alan tabaka) [6].

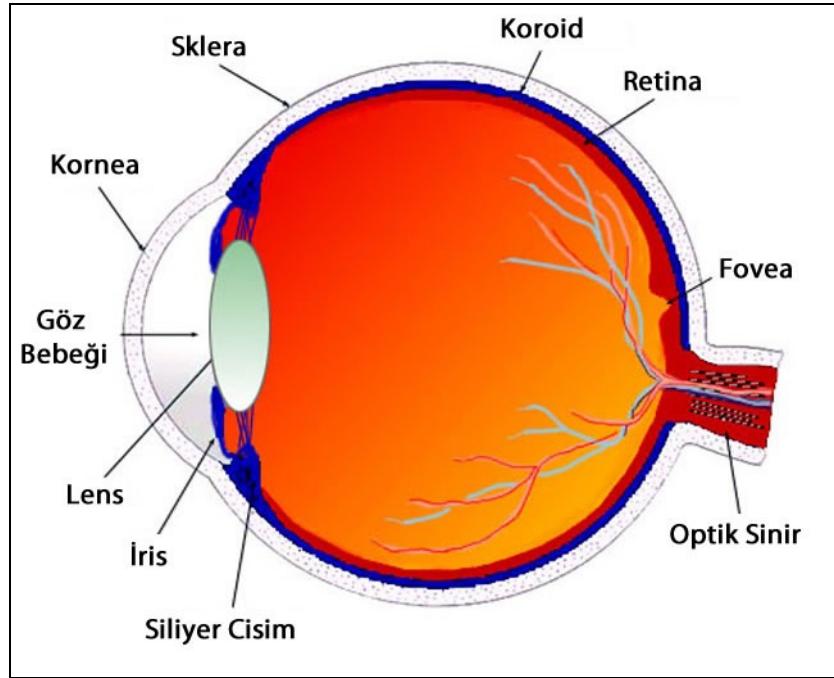
Gözün en dış katmanı olan sert tabakanın diğer isimleri sklera ve göz akıdır. Sert tabakanın görevi gözü korumaktır. Gözün en dış kısmında yer alması ve sert özellikte olmasından dolayı gözü dış etmenlerden korur. Kornea, dış katmanda yer alan, gözü dış etkenlerden koruyan ve gelen ışığın kırılmasında rol oynayan bir yapıdır [6,7].

Gözün ikinci ve orta kısmında yer alan katmanı damar tabakadır. Adından anlaşıldığı üzere damar tabakada kan damarları mevcuttur. Sert tabaka ile ağ tabaka arasında kalan damar tabakanın ana görevi içinden geçen kan damarları aracılığı ile gözü beslemektir. Damar tabaka üç kısımdan oluşur: koroid, siliyer cisim ve iris. Koroid, göz küresinin 5/6'lık arka kısmını oluşturan damar yönünden zengin bir yapıdır. Siliyer cisim, koroid ile iris arasında yer alan, sahip olduğu siliyer kaslar sayesinde akomodasyon adı verilen yakın uzak uyumundan sorumludur. Lensin ön ve arka çapını ayarlar. Gözün ön bölümünün sıvısının oluşması ve salgılanmasında görev alır. İris, göz bebeğine özgün rengini veren katmandır. Gözün diyafram görevini görür. İrisin ortasında pupilla adı verilen göz bebeği bulunur. Göz bebeği büyüyüp küçülme özelliğine sahiptir [6].

Gözün üçüncü ve en içte yer alan katmanı ağ tabakadır. Bir diğer adı retinadır. Retina gözde görmeyi sağlayan yapıdır. Görme işleminin gerçekleşmesini sağlayan reseptörler ve sinirler bu tabakada bulunur. Reseptörlerin sayısı yaklaşık 130 milyondur. Retinanın arka kısmında bulunan en iyi görme alanına sarı nokta (makula) adı verilir. Sarı nokta, görüntüyle ilgili bilgiyi alıp beyne ileten,

reseptörlerin en yoğun olduğu yerdir. Bu katmandaki bir başka yapı olan lens (göz merceği), ışığı kırarak ışığın retinaya gelmesini sağlar. Bir objeden yansıyan ışık, kornea, göz bebeği ve lensten geçerek retinaya gelir. Gözdeki üç tabakayı delip gözün arkasından dışarı çıkan sinir demetine ise optik sinir adı verilir. Optik sinirler gelen ışığın beyne iletilmesine olanak sağlarlar. Optik sinirin ve gözü besleyen kan damarlarının göz küresinden çıktıkları noktada hiç reseptör bulunmadığı için bu bölgeye de kör nokta adı verilir. Yani, kör noktanın üzerine düşen hiçbir ışık ya da enerji algılanamaz anlamına gelir [6,8].

Gözün katmanları ve bu katmanların sahip oldukları yapılar Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Göz anatomisi* [9].

* <http://www.webvision.med.utah.edu> adresinden alınıp Türkçeleştirilerek verilmiştir.

BÖLÜM 4

DİYABETİK RETİNOPATİ

4.1. DİYABETİK RETİNOPATİNİN TANIMI

Diyabet hastalığının göz üzerinde etkisi olan diyabetik retinopati ilk defa 1855 yılında Jaeger tarafından tanımlanmıştır [4].

Diyabet hastalarının vücudu, insülin hormonunu istenilen seviyede üretmez ya da uygun şekilde kullanamaz. Yüksek kan şekeri seviyeleri gözün arkasında bulunan ve görmeyi gerçekleştiren sinir tabakasındaki kan damarlarını hasara uğratabilir. Gözün sinir tabakasında meydana gelen bu tip hasara diyabetik retinopati adı verilir [10].

Diyabet, 20 ile 74 yaş arasındaki insanlarda çoklu organ hasarları ve gözde körlük ile sonuçlanabilecek önemli hastalıklardan biridir. Katarakt ile birlikte diyabetik retinopati, gözde meydana gelebilecek en ciddi komplikasyonlardır [11].

15 yıldan fazla diyabet hastası olan 30 yaşın üstündeki insanların %78'ine diyabetik retinopati teşhisi konmuştur. Aynı şekilde, 15 yıldan fazla diyabet hastalığı olan, 30 yaşın altındaki insanların %97'sinde diyabetik retinopati görülmektedir. Bu yüzden, diyabetik retinopati çalışan yaştaki insanları önemli derecede etkilemektedir [12].

20. yüzyıldan sonra Tip 1 diyabet hastalarının neredeyse tamamında ve Tip 2 diyabet hastalarının ise %60'tan fazlasında diyabetik retinopati hastalığı değişik derecelerde görülmüştür [13].

Diyabetik retinopati hastalığında, hastalığın hangi aşamada olduğu kadar bu hastalığın devam ettiği süreç de önem arz etmektedir. Günümüzde yaşanan gelişmeler ve tıptaki yenilikler göz ardı edilemez boyuttadır. Bu yüzden, diyabet hastalığına sahip hastaların yaşam süresini bu türlü imkânlar artırırken, diyabetik retinopati hastalığına yakalanma ihtimalini de yaşam süresi ile doğru orantılı olarak yükseltmiştir. Bu nedenle, diyabetik retinopati hastalığının teşhis edilmesi ve hastalık sürecinin takip edilmesi, körlük ile sonuçlanabilen diyabetik retinopati hastalığının ilerlemesini yavaşlatacak veya belki de sonlandıracaktır [14].

4.2. DİYABETİK RETİNOPATİNİN EVRELERİ

Diyabetik retinopati 2 evreden oluşur: proliferatif olmayan diyabetik retinopati ve proliferatif diyabetik retinopati [10].

Diyabetik retinopatinin ilk evresi proliferatif (çoğalma) olmayan diyabetik retinopatidir. Proliferatif olmayan diyabetik retinopati de hafif, orta ve şiddetli olmak üzere 3 evreden oluşur. Diyabetik retinopati hastalığının son evresi proliferatif diyabetik retinopatidir [15].

Proliferatif olmayan diyabetik retinopatinin hafif evresi;

- ✓ en erken evredir.
- ✓ retinanın küçük kan damarlarının duvarlarında baloncuklar oluşur.
- ✓ hafif derecede kanamalar meydana gelir.
- ✓ yumuşak ve sert ödemler oluşmaya başlar [15].

Proliferatif olmayan diyabetik retinopatinin orta evresinde;

- ✓ retinayı besleyen bazı damarlar tıkanır.
- ✓ retina içindeki damarlarda küçük çapta anormal değişiklikler olur [15].

Proliferatif olmayan diyabetik retinopatinin şiddetli evresinde;

- ✓ tıkanan damar sayısının artmasıyla birlikte retinada beslenemeyen alanlar ortaya çıkar.
- ✓ beslenmesi bozulan alanlardan bazı sinyaller gönderilerek yeni damar oluşumu için beyin uyarılır.
- ✓ şiddetli göz içi kanamalar meydana gelir.
- ✓ retina içindeki damarlarda büyük çapta anormal değişiklikler olur [15].

Proliferatif diyabetik retinopati evresi;

- ✓ diyabetik retinopati hastalığının en ileri evresidir.
- ✓ retinanın damar oluşumu için gönderdiği sinyallerin sonucunda yeni kan damarları oluşur.
- ✓ yeni kan damarlarının oluşması bu evrenin en belirgin özelliğidir.
- ✓ yeni kan damarları anormal yapıda olup çok kolay kanayabilirler.
- ✓ yeni oluşan kan damarları kanadığında ciddi görme kaybı hatta körlük meydana gelmektedir [15].

4.3. DİYABETİK RETİNOPATİNİN LEZYONLARI

Diyabetik retinopati hastalığı boyunca retina alanında birtakım lezyonlara rastlanır. Bu lezyonlar şunlardır [13,15]:

- ✓ Mikroanevrizma
- ✓ Vitröz hemoraji
- ✓ Eksuda
- ✓ IRMA (intra retinal microvascular abnormalities, retina içi mikrovasküler anormallikler)
- ✓ Neovaskülarizasyon

4.3.1. Mikroanevrizma

Yarıçap büyüklüğü 10 ile 100 mikron arasında değişen retina alanında meydana gelen kırmızı beneklerdir. Bir diğer deyişle, retinadaki küçük çaplı kanamalardır.

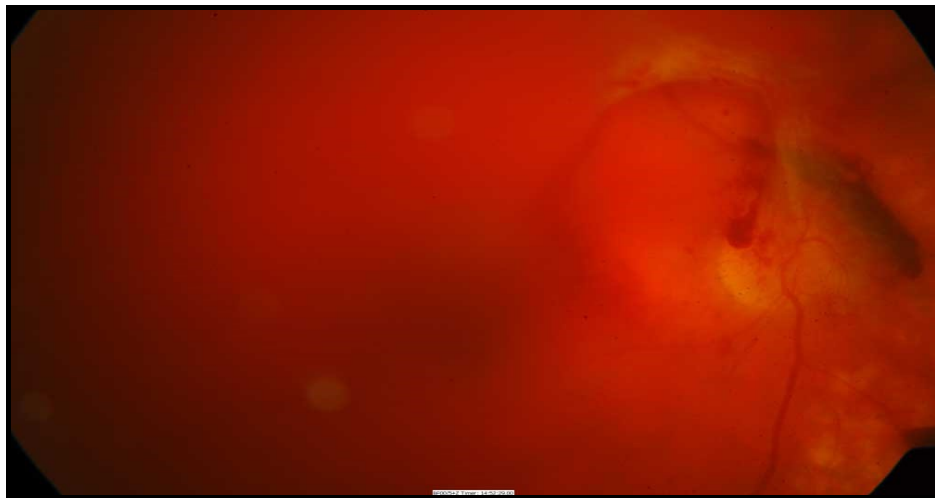
Diyabetik retinopatide ilk olarak karşılaşılan lezyondur. Yuvarlak görünümlü olarak tanımlanan mikroanevrizma lezyonlarının çember, elips vb. genel bir şekli yoktur [13,16,17]. Mikroanevrizma lezyonu örnekleri Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Mikroanevrizma lezyon örnekleri.

4.3.2. Vitröz Hemoraji

Hemoraji, kanama anlamına gelir [18]. Diyabetik retinopatinin lezyonlarından biri olan vitröz hemoraji, retinada meydana gelen büyük çaplı kanamalardır [19]. Vitröz hemoraji örneği Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

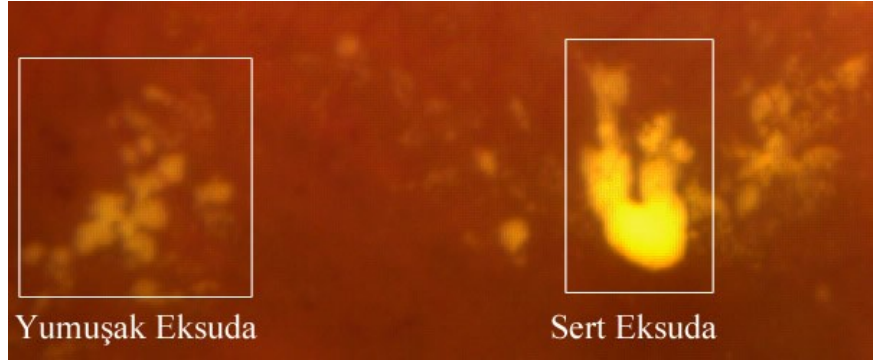


Şekil 4.2. Vitröz hemoraji lezyonu örneği.

4.3.3. Eksuda

Eksuda, retinadaki lipitlerin meydana getirdiği lekelerdir. Ödem olarak da isimlendirilen eksuda, yumuşak eksuda ve sert eksuda olmak üzere 2'ye ayrılır. Yumuşak eksuda, retina sinir lifi tabakasının ödemleridir. Yuvarlak veya oval görünüme sahiptir. Soluk beyaz, sarı-beyaz veya gri-beyaz renktedir [13,18].

Sert eksuda, beyaz veya sarı-beyaz renkte keskin yağı bir görünüme sahiptir [13]. Yumuşak ve sert eksuda lezyon örneği Şekil 4.3'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Yumuşak ve sert eksuda lezyon örneği.

4.3.4. IRMA

Yeni damar gibi görünebilen kıvrımlı, genişlemiş anormal kan damarlarıdır. Bu tür damarların şekilsel yapıları bozulmuştur [13,15]. IRMA lezyon örneği Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. IRMA lezyonu örneği.

4.3.5. Neovaskularizasyon

Neovaskularizasyon, yeni anormal kan damarı oluşumu anlamına gelir. Proliferatif diyabetik retinopatinin ilk ve en önemli bulgusudur. Oluşan yeni kan damarları ince, şekilsiz, kırılğan ve kolay kanayabilen yapıdadır [13]. Neovaskularizasyon lezyonu örneği Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Neovaskularizasyon lezyonu örneği.

BÖLÜM 5

KISITLAMALAR VE KABULLER

Bu tez kapsamında yapılan bazı kısıtlamalar ve kabuller aşağıdaki gibi sıralanmıştır.

- ✓ Görüntülerin formatı jpeg (joint photographic expert group), png (portable network graphics) ya da bmp (bitmap) olmalıdır.
- ✓ Görüntülerin çerçeve büyüklüklerinin bir önemi yoktur.
- ✓ Retina dışında kalan alanlar siyah olmalıdır (standart dışı görüntü analiz edilecekse bu kısımlar elle siyahlaştırılması tavsiye edilir).
- ✓ Görüntüler sol gözden ya da sağ gözden alınabilir.
- ✓ ROI, optik disk ve kan damarlarını tespit etmek için RGB (red-green-blue) ya da fundus floresin anjiyografi görüntüler kullanılmalıdır.
- ✓ Optik diski tespit etmek için retina üzerinde optik diskin yerinin (sol-sağ-orta-üst-alt) bir önemi yoktur.
- ✓ Fundus floresin anjiyografik görüntülerde optik disk ve kan damarları, retina yüzey alanı ile aynı renkte olmamalıdır (kontrastlanma doktor tarafından en az optimal olarak kabul edilmiş olmalıdır).
- ✓ Mikroanevrizma lezyonu tespit etmek için RGB görüntüler kullanılmalıdır.
- ✓ Mikroanevrizma lezyonu tespiti edilecek retinal görüntülerde vitröz hemoraji olmamalıdır.
- ✓ Doktorun işaretlediği görüntüdeki mikroanevrizma lezyonları doğru işaretlenmiş mikroanevrizma lezyonları olarak kabul edilmiştir.

Tez kapsamında diyabetik retinopati için tanı koydurucu olan pek çok lezyondan en sık olarak rastlanan ve diyabetik retinopati için başlangıç dönem bulgusu olan mikroanevrizma lezyonlarının tespit edilmesi üzerine yoğunlaşmıştır. Örneğin, vitröz hemoraji, sert ve yumuşak eksudasyon, IRMA ve neovaskülarizasyon göz ardı edilmiştir.

BÖLÜM 6

ÖNCE DEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR

İnsan gözlerinden alınan görüntüler üzerinde günümüze kadar belli başlı bazı çalışmalar yapılmıştır [20-28]. Bu tez çalışmasında, ilk olarak ROI sınırları belirlenmiştir. Sonra, optik disk ve kan damarları tespit edilmiştir. Son olarak da mikroanevrizma lezyonları tespit edilmiştir. Bu konular ile ilgili bazı çalışmalar aşağıdaki gibi özetlenmiştir.

6.1. ROI TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCE DEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR

Poulsen ve Pedron 1995 yılında yapmış oldukları çalışmalarında, görüntü analizi (image analysis) ve örüntü tanıma (pattern recognition) metotlarını düşük çözünürlüklü görüntülerde kullanmışlardır. Görüntüdeki her bir piksel için bağımsız bir şekilde görüntü analizi yapmışlardır. Görüntü analiz işlemi sonucu binary (ikili) görüntüler elde etmişlerdir. Görüntülerin piksellerini, belirledikleri kanser özelliğine göre incelemişler ve pikselleri kanser özelliği taşıyorsa 1 taşıyorsa 0 olarak ayırmışlardır. Böylece, her bir kanser hücresi için ROI'ler bulmuşlardır. Buldukları ROI'ler içinde bulunan aday kanser hücreleri üzerinde çalışmalarına devam ederek hücrenin kanserli olup olmadığı sonucuna ulaşmışlardır [20].

Li ve arkadaşları 2012 yılında yaptıkları çalışmada, gözdeki irisin yerini tam olarak tespit edip görüntüden çıkarmak için ROI tabanlı bir uygulama geliştirmişlerdir. ROI bulmak için HOG (histogram oriented gradient, gradyan tabanlı histogram) algoritmasını kullanmışlardır. 60 farklı gözden çekilmiş 1200 görüntü üzerinde çalışmışlar ve çalışmaları sonucunda %98,17 oranında başarı yakalamışlardır [21].

6.2. OPTİK DİSK TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR

Godse ve Bormane 2013 yılında yapmış oldukları çalışmada, optik diskin yerini renkli ve aynı standarda sahip görüntüler üzerinde tespit etmeyi amaçlamışlardır. Yüksek değerli bir threshold (eşik) değerini gelişigüzel belirleyerek başlamışlar ve belirlenen threshold değerini görüntü üzerindeki karanlık alanları elemek ve görüntüde geriye parlak alanlar elde etmek için uygulamışlardır. Herhangi bir parlak alan bulamadıkları ya da istenilen alan ve yoğunluk özelliğine uymayan aday alanlar elde ettikleri zaman threshold değerini düşürüp aynı işlemi tekrarlayarak devam etmişlerdir. Aday parlak alanlar elde ettikleri zaman, aday alanları diğer alanlardan ayrı ama kendi içlerinde birbirine bağlı alanlar şeklinde kümeleyip, her bir alanın sahip olduğu piksel sayısını hesaplamışlardır. Standart optik disk boyunun %125'inden fazla ve %10'unundan da az piksele sahip kümelenmiş alanları elemişlerdir. Geriye kalan kümelenmiş aday alanların her birini ayrı ayrı bir dikdörtgen içine almışlar ve eğer dikdörtgen içinde %40'dan fazla yer kaplayan aday alan var ise o alanı optik disk olarak saptamışlardır. Bu işlemleri 453 görüntü üzerinde yapmışlar ve 446 görüntü üzerinde ortalama %98,45 oranında optik diski tespit etmişlerdir [22].

Sekar ve Nagarajan 2012 yılında yapmış oldukları çalışmada, optik diskin yerini bulmak için kümeleme yöntemini (clustering), maksimum fark yöntemini (maximum difference method), maksimum varyans yöntemini (maximum variance method), Gaussian düşük geçişli filtreleme yöntemini (Gaussian low pass filtering method) ve histogram yaklaşımı yöntemini kullanmışlardır. Kırmızı uzayda (RGB uzayının R bandı) en parlak alanları kümeleyerek aday alanlar olarak belirlemişlerdir. Maksimum fark yöntemi, maksimum varyans yöntemi ve Gaussian düşük geçişli filtreleme yöntemlerini birbirinden bağımsız bir şekilde yeşil uzayda (RGB uzayının G bandı) aday alanlar içinde bulunan 3 tane aday piksel üzerinde uygulamışlardır. Her bir bağımsız metot ile 3 ayrı görüntü elde etmişlerdir. Saptanan 3 aday optik disk piksellerinin merkezlerini içeren her bir görüntünün histogramını çıkarmışlardır. Mavi uzayda en parlak merkezi içeren görüntü optik diskin olduğu görüntü olarak

belirlemişlerdir. Test için kullandıkları görüntüleri MESSIDOR veritabanından* almışlardır. 1200 görüntüden 1194 tanesinde optik diski tespit etmişler ve başarı oranını %99,5 olarak hesaplamışlardır [23].

6.3. KAN DAMARLARI TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR

Winder ve arkadaşları 2009 yılında yapmış oldukları çalışmada, görüntüleri bir ön işleme evresinden geçirdikten sonra, damarların karakteristik özelliklerini belirlemişlerdir. Eşleştirilmiş filtreleme (Matched filtering), morfolojik görüntü işleme (morphological image processing) ve eğrilik tahmin yöntemi (curvature estimation method), damar izleme yöntemi (vessel tracking method) ve piksel tabanlı sınıflandırma (pixel based classification) yöntemlerini kullanarak retinal kan damarı tespiti yapmışlardır [24].

Akram ve Khanum 2010 yılında yapmış oldukları çalışmada, retina görüntüsünü 2 boyutlu Gabor dalgacık yöntemi (2D Gabor Wavelet) ile ön işlemeye evresine sokmuşlar ve kontrastını damarların belirginliği açısından daha uygun hale getirmişlerdir. Parçalı threshold yöntemi (piecewise threshold probing) ile görüntüdeki kan damarlarını bulup ardından damar segmentasyonu için binary maskeleme işlemini yapmışlardır. Maskeleme işlemini piksel tabanlı yapmışlardır. Kan damarı üzerindeki piksele 1, kan damarı üzerinde olmayan piksele 0 değeri vererek bu işlemi tamamlamışlardır. 40 görüntü DRIVE veritabanından** ve 20 görüntü de STARE veritabanından*** olarak sundukları yöntemi test etmişlerdir. DRIVE veritabanı görüntülerinden %94,69 doğruluk, STARE veritabanı görüntülerinden %95,02 doğruluk elde etmişlerdir [25].

* <http://messidor.crihan.fr/download.php> adresinden görüntülere ulaşılabilir.

** <http://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE/> adresinden görüntülere ulaşılabilir.

*** <http://www.ces.clemson.edu/~ahoover/stare/> adresinden görüntülere ulaşılabilir.

6.4. MİKROANEVİRİZMA LEZYONU TESPİTİ İLE İLGİLİ ÖNCEDEN YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR

Quellec ve arkadaşları 2008 yılında yapmış oldukları çalışmada, kullandıkları görüntüleri ön işleme evresinden geçirmişlerdir. Ön işleme evresinde dalgacık dönüşümü yöntemi (wavelet transformation) ile elde edilen görüntülerin alt bantları üzerinde şablon eşleştirme yöntem (template matching) uygulamışlardır. Wavelet adaptasyon algoritmasını uygulayarak 3 ayrı tipteki görüntülerdeki mikroanevrizma lezyonlarını tespit etmişler. Görüntü tipleri olarak, renkli görüntü, yeşil bant görüntü ve anjiyografik görüntüler kullanmışlardır. Ardından genetik algoritma kullanarak kendi sonuçları üzerinde optimizasyon yapmışlar ve sonuç olarak, yapmış oldukları çalışmalarında sensitivity oranı olarak sırasıyla %89,62, %90,24 ve %93,74 değerlerini, pozitif öngörü değerleri olarak sırasıyla %89,50, %89,75 ve %91,67 değerlerini elde etmişlerdir [26].

Purwita ve arkadaşları 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada, DIARETDB1 veritabanından* aldıkları görüntülerdeki mikroanevrizma lezyonlarını matematiksel morfoloji yöntemini kullanarak tespit etmişlerdir. RGB görüntüleri yeşil bant görüntüye dönüştürmüşler, ardından adaptif histogram eşitleme yöntemi (adaptive histogram equalization) ve kontrast eşitleme (contrast equalization) işlemleri ile görüntüleri ön işleme evresinden geçirmişlerdir. İşlenmiş görüntüler üzerinde Canny kenar belirleme yöntemi (Canny edge detection) ile görüntü üzerinde optik disk ve kan damarları gibi retina yapılarını tespit edip alan doldurma (filling holes) ve küçük objeleri kaldırma yöntemlerini (removing small object) kullanarak mikroanevrizma lezyonu olmayan alanları çıkarma işlemi ile görüntüden çıkarmışlardır. Elde ettikleri görüntü üzerinde aşınma-genleşme yöntemi (erosion-dilation) uygulayıp ve çıkarma işlemi yaparak mikroanevrizma ve eksuda lezyonu içeren görüntüler elde etmişlerdir. Çapraz kontrol yöntemi (cross checking) ile mikroanevrizma lezyonlarını eksuda lezyonlarından ayırmışlardır [27].

Trucco ve arkadaşları 2013 yılında yapmış oldukları çalışmada, retinal görüntülerin analizini yapan grupların yapmış oldukları çalışmalarını incelemişler ve elde edilen

* <http://www2.it.lut.fi/project/imageret/diaretdb1/> adresinden görüntülere ulaşılabilir.

sonuçları bir tabloda toplayarak yayınlamışlardır. Retinal görüntüler üzerinde yapılan mikroanevrizma lezyonu analizleri sonuçları Çizelge 6.1’de gösterilmiştir [28].

Çizelge 6.1. Mikroanevrizma lezyonu analizi yapılmış yayınların sensitivity ve specificity sonuçları.

Kullanılan Metot	Görüntü Sayısı	Sensitivity	Specificity
Pixel clustering, k nearest neighbor algorithm	16,670	%47,7	%90
Radon transform, wavelet preprocessing	100	%50	>10 FP
Wavelet transform	100	%60	8 FP
Double-ring filter	100	%65	27 FP
Wavelet, genetic algorithm	1115	%90,24	%89,75
Diameter closing, feature extracting, classification	115	%88,50	2,13 FP
Edge inference	49	%68	>40 FP
Combination of methods	15,473	%97,90	%67,40
Watershed contrast normalization	1677	%85,40	%83,10
Wavelet template matching	995	%87,90	%96,20
Generalized eigenvectors	70	%93	NA
2D adaptive filtering, region growing	11	%90,72	%82,35
Pixel classification	240	%100	%87
RetinaLyze (proprietary)	400	%96,70	%71,40
Morphological, region growing, neural network	142	%77,50	%88,70
Orphological, region growing	46	%90	%80
Manual rule-based classifier	3885	%85	%76
Estimate background intensity, extract candidate regions for classification	268	%94	%69
Manuel rule based classifier	88	%82	%84
Matched filter	6	%45	>150 FP

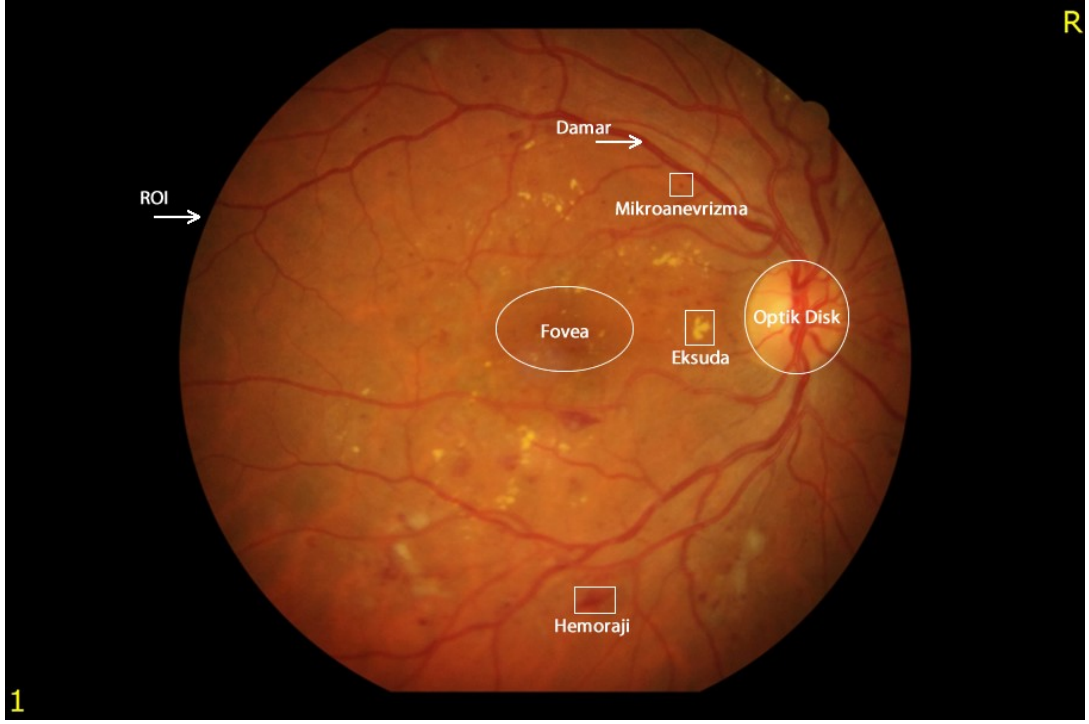
BÖLÜM 7

KULLANILAN MATERYALLER

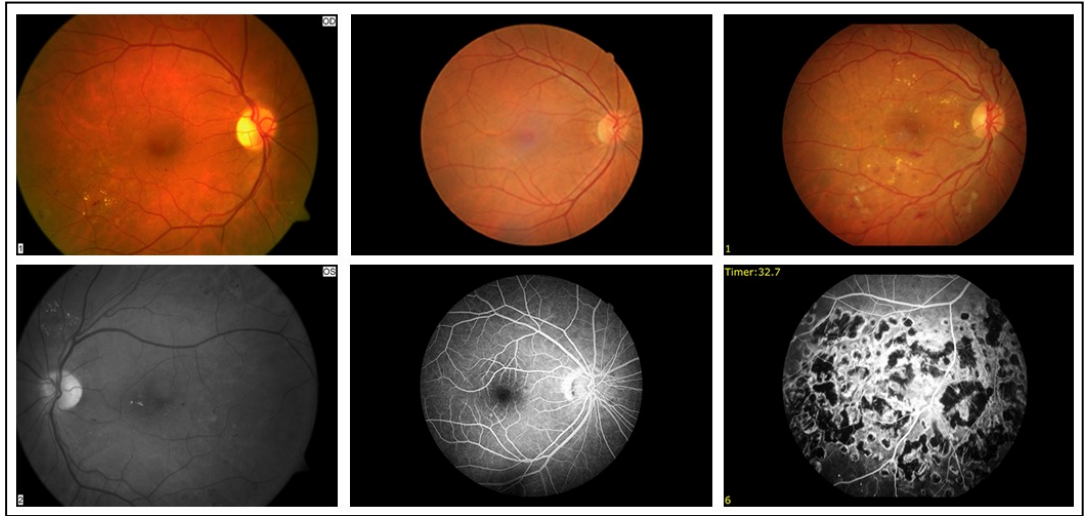
Bu tez çalışmasında, Erasmus öğrencisi olarak Mart-2013 ile Temmuz-2013 arasında bulunduğum Technische Universität Ilmenau üniversitesinden alınan test amaçlı anonim retina görüntüleri kullanılmıştır.

Bu görüntüleri kullanarak geliştirilen yazılım MATLAB R2012b ve Visual Studio 2010 programları kullanılarak kodlanmıştır. MATLAB programında yazılan bölümler dll (dynamic link library, dinamik bağlantı kütüphanesi) dosyaları oluşturularak Visual Studio ortamına aktarılmıştır. Optimize olmuş diğer bazı temel (medyan filtre, Gamma düzeltme, konvolüsyon işlemler, image aritmetik vb.) görüntü işleme sınıfları için AForge.NET ve OpenCV'nin açık kaynak kodlu olarak sunduğu görüntü işleme kütüphanelerinden yararlanılmıştır. Visual Studio programında C# programlama dili kullanılmıştır.

Retina görüntülerindeki bazı retinal yapı elemanları ve retina üzerindeki lezyonlar ile farklı tipteki retina görüntüleri sırasıyla Şekil 7.1 ve Şekil7.2'de gösterilmiştir.



Şekil 7.1. Retina, yapı elemanları ve lezyonlar.



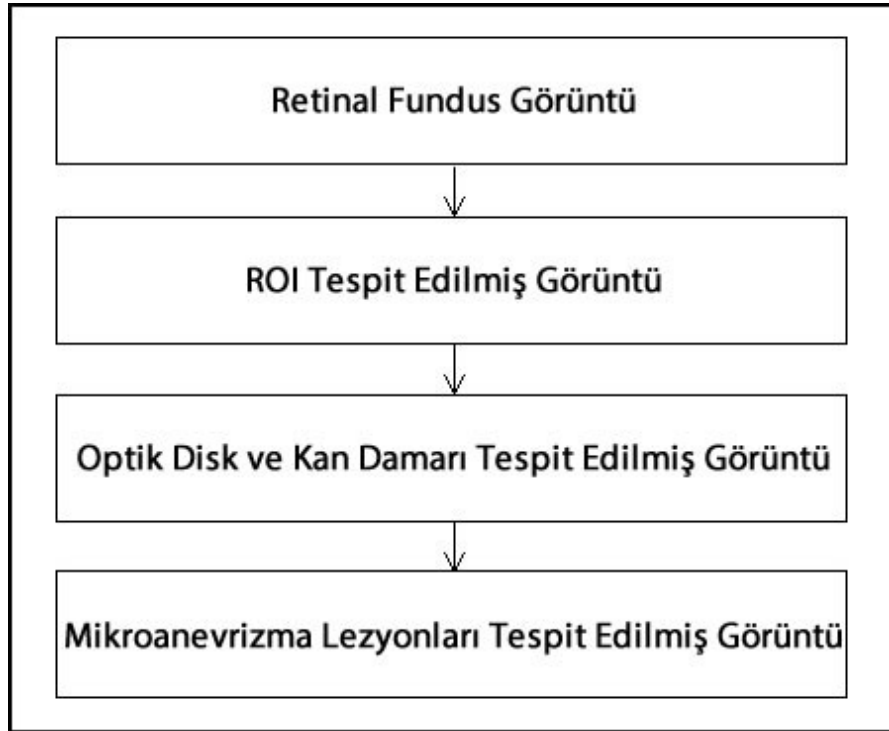
Şekil 7.2. Farklı tipteki retina görüntüleri*.

* ROI alanlarına göre sıralama yapılmıştır.

BÖLÜM 8

KULLANILAN METOTLAR

Bu tez çalışması üç ana bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde ROI'nin tespit edilmesi, ikinci bölümde optik diskin ve optik disk elemanı olarak kan damarlarının yerlerinin saptanması ve son bölümde ise mikroanevrizma lezyonlarının bulunması ele alınmıştır. Genel çerçevesi bu şekilde tasarlanan çalışmanın iş-akış diyagramı Şekil 8.1'de gösterilmiştir.



Şekil 8.1. İş-Akış diyagramı.

8.1. ROI TESPİTİ

Şekil 7.2’de görüldüğü üzere, hastalardan alınan retina görüntülerinde istenmeyen özellikler (analizi zorlaştıran, yanlış pozitifliklere ya da yanlış negatifliklere neden olan vb.) mevcuttur. Bunlardan bazıları:

- ✓ Retina sahası ile görüntü dış çerçevesi arasında kalan alan,
- ✓ Görüntü köşelerinde bulunan protokol numarası, tarih, saat gibi parametreleri gösteren yazılar,
- ✓ Genelde köşelerinde bulunan ve sağ/sol ayrımı ile sunulan görüntünün tipini gösterir tarzda ayarlanmış ikonlar ya da küçük şekiller,
- ✓ Retinal görüntülerin çevresinde tanımlanan ve görüntü dış çerçevesine kadar uzanan genel siyah veya siyaha çok yakın tonlardan oluşan alanlar (histogram şekline olan olumsuz etkisi).

Retinanın ROI kısmını bulmak için görüntüler bir önışleme evresinden geçirilmiştir. Önışleme, fotoğrafik şartlardan kaynaklanan görüntü üzerindeki parlaklık farkı, yoğunluk farkı, gölge oluşumu, gürültü gibi özellikleri ortadan kaldırmak için görüntüye uygulanan işlem basamaklarına verilen addır.

8.1.1. Gri Seviye Görüntüye Çevirme

Bu çalışmada ROI’yi bulmak için önışleme evresinde, görüntüler RGB banttıan gri seviyeye dönüştürülmüştür. Gri seviye görüntülerde her bir piksel sadece yoğunluk bilgisi taşıdığından, gri seviye görüntüler üzerinde çalışmak daha esnek ve kolaydır. RGB bantta tanımlı olan bir görüntü eşitlik 8.1’deki formül ile gri seviye görüntüye dönüştürülebilir.

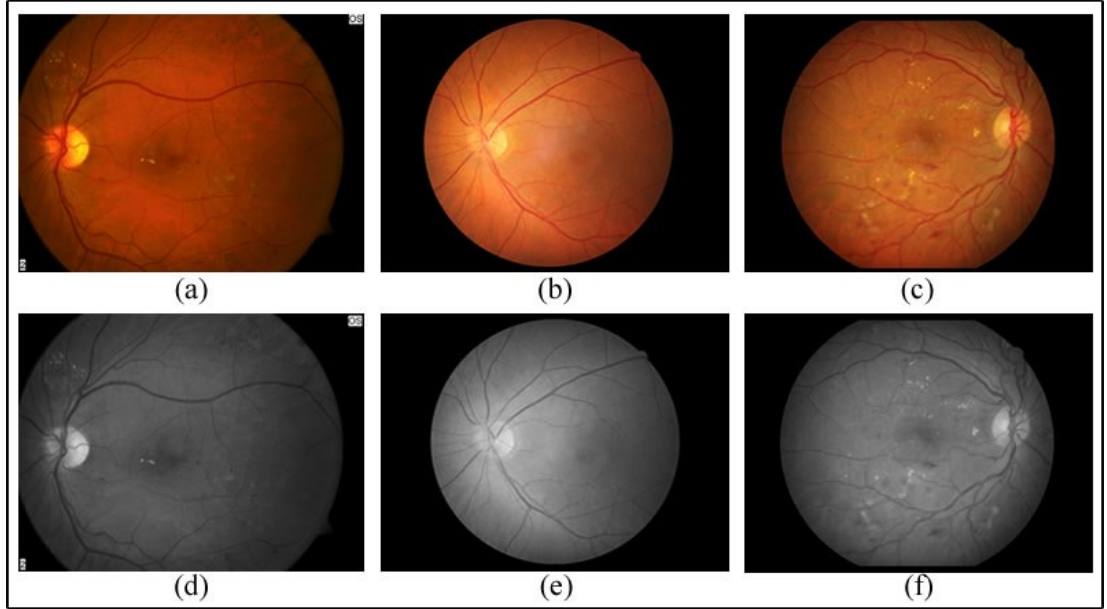
$$I_{Gray}(x, y) = (I_R(x, y) + I_G(x, y) + I_B(x, y))/3 \quad (8.1)$$

Bu eşitlikte, I görüntüyü, x ve y piksellerin koordinatlarını, R (red channel) kırmızı bandı, G (green channel) yeşil bandı ve B (blue channel) ise mavi bandı temsil eder. Görüntü, kırmızı banda, yeşil banda ve mavi banda ayrı ayrı dönüştürülür. Sonra

aritmetik ortalama olarak görüntü gri seviye görüntüye dönüştürülmüş olur. Yapılan işlemin kod kısmı aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
Grayscale gs = new Grayscale(0.33, 0.33, 0.33); // gs görüntüyü gri
//yapan obje olarak tanımlanmıştır.
Bitmap temp0 = gs.Apply(Image); // Apply fonksiyonu Image adlı görüntüyü
//gri yapar ve gri yapılan görüntü temp0 değişkenine kaydedilmiştir.
```

RGB görüntüleri ve onların gri seviye görüntülere dönüştürülmüş hali Şekil 8.2'de gösterilmiştir.



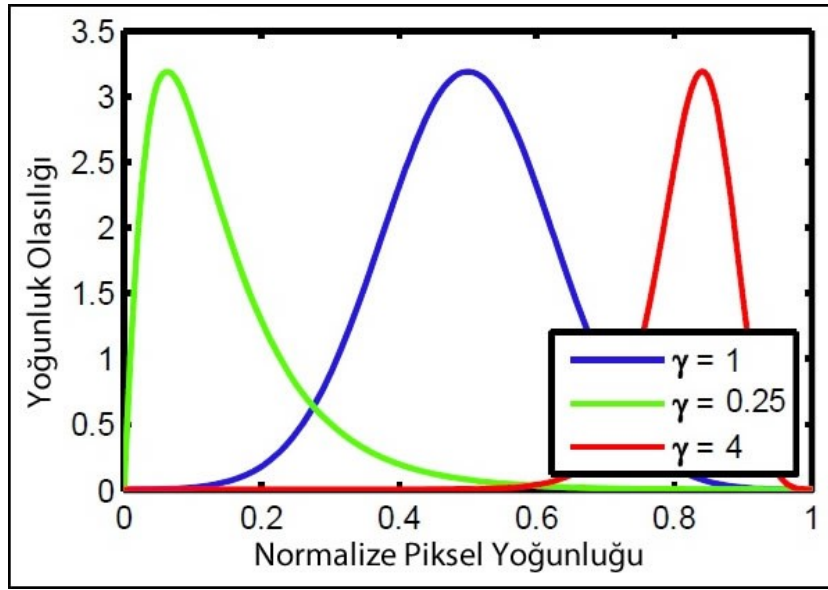
Şekil 8.2. RGB ve gri seviye görüntüler a) RGB görüntü, b) RGB görüntü, c) RGB görüntü, d) gri seviye görüntü, e) gri seviye görüntü, f) gri seviye görüntü.

8.2.2. Gamma Düzeltmesi

Gri seviye görüntü elde edildikten sonra Gamma düzeltmesi yapılmıştır. Gamma düzeltmesi, tanım ve değer kümesi eşitliğine dayanan genelleştirilmiş enerji kuralını kullanan bir yoğunluk dönüşümüdür. x , 0 ile 1 kapalı aralığında alınan yoğunluk tanım kümesi elemanlarını temsil eder ($x \in [0,1]$), y yoğunluk değer kümesi elemanlarını temsil eder. Gamma düzeltmesi dönüşümü eşitlik 8.2'deki gibi ifade edilir.

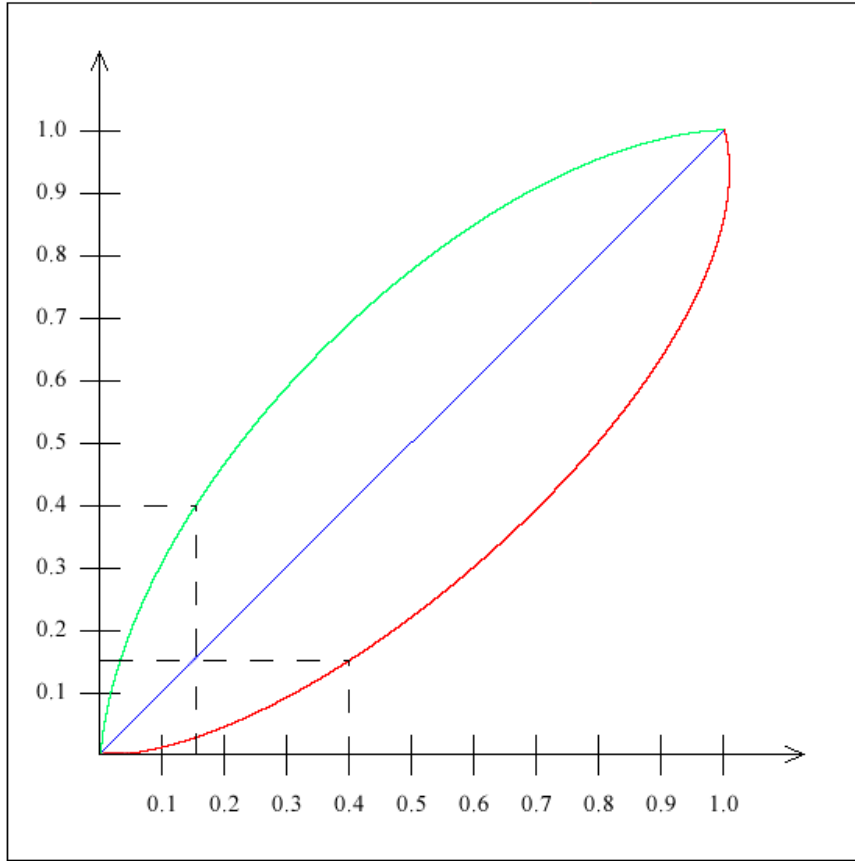
$$y = x^\gamma \quad (8.2)$$

Bu eşitlikte, γ her zaman 0'dan büyük olan bir Gamma düzeltmesi dönüşümü parametresidir. Eğer $\gamma < 1$ ise, Gamma sıkışması olur ve görüntünün yoğunluk histogramı sola doğru kayar. Eğer $\gamma > 1$ ise, Gamma açılımı meydana gelir ve yoğunluk histogramı sağa doğru kayar [29]. Elde edilen histogram Şekil 8.3'te gösterilmiştir.



Şekil 8.3. Gamma düzeltmesi parametre değerine göre elde edilen histogram [29].

Gamma düzeltmesi parametresinin 1'den küçük ve büyük olma durumunun bir diğer grafiği Şekil 8.4'te gösterilmiştir.



Şekil 8.4. Gamma düzeltmesi için örnek parametre grafiği.

Yapılan işlemin kod kısmı aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

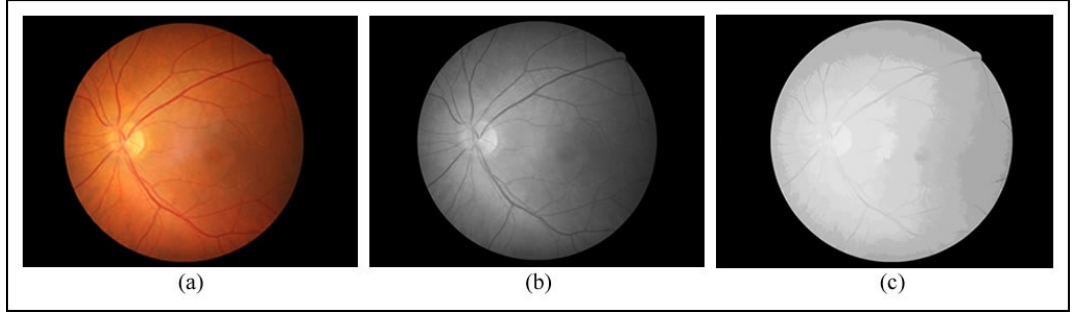
```

Grayscale gs = new Grayscale(0.33, 0.33, 0.33); // gs görüntüyü gri
//yapan obje olarak tanımlanmıştır.
Bitmap temp0 = gs.Apply(Image); // Apply fonksiyonu Image adlı görüntüyü
//gri yapar ve gri yapılan görüntü temp0 değişkenine kaydedilmiştir.
GammaCorrection gc = new GammaCorrection(4.0); // parametre 4.0
//seçilmiştir. Gamma düzeltmesi yapacak obje tanımlanmıştır.
gc.ApplyInPlace(temp0); // Gamma düzeltme dönüşümü yapıldıktan sonra
//görüntü temp0 değişkenine atılmıştır.

```

Retina alanının çevresi siyah ya da siyaha çok yakın bir alan olduğundan, retina alanının belirgin hâle gelmesi için parametre 4,0 olarak seçilmiştir. Böylece, retina alanı açık renkte bir alana dönüştürülmüştür. Bu sayede kontrast seviyesi artırılmıştır.

RGB görüntünün gri seviye görüntüye çevrilip Gamma düzeltmesi yapıldıktan sonra elde edilmiş hâli Şekil 8.5'te gösterilmiştir.



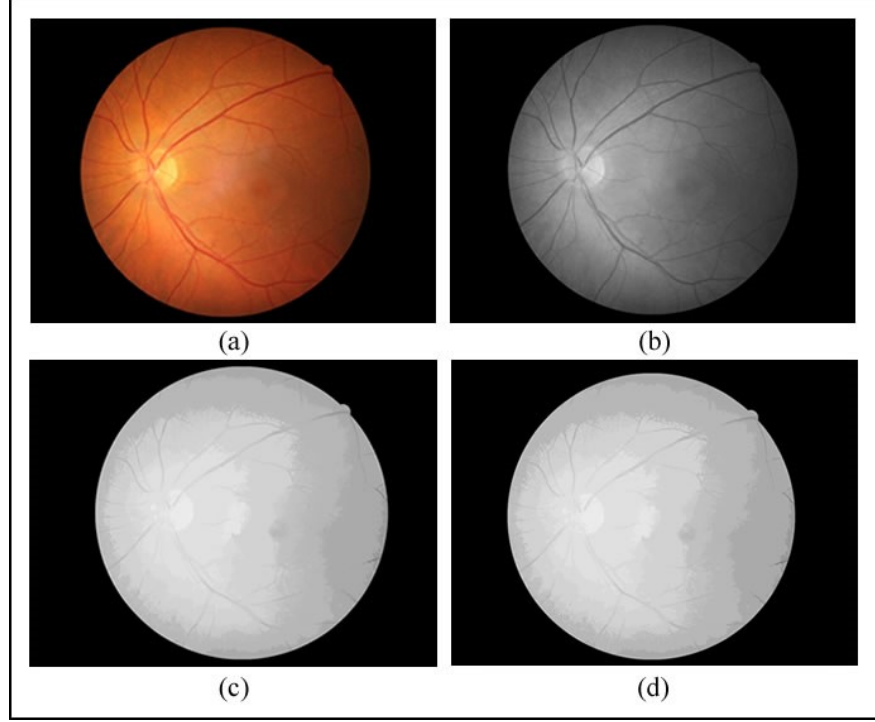
Şekil 8.5. Önışleme safhaları, a) RGB görüntü, b) gri seviye görüntü, c) Gamma düzeltmesi yapılmış görüntü.

8.1.3. Medyan Filtre

Medyan filtre, görüntü üzerindeki gürültüleri azaltmak için kullanılan etkili bir yöntemdir. Görüntü üzerinde $n \times n$ ebatlı pencerenin gezdirilmesine dayanan bir tekniktir. Gezdirilen pencerenin büyüklüğü değişkendir. Gezdirilen pencerenin merkezindeki piksel, gürültüsü alınmış olan medyan pikseldir. Medyan filtre uygulanırken ilk adım, gezdirilen penceredeki bütün piksel değerlerinin büyükten küçüğe ya da küçükten büyüğe doğru sıralanmasıdır. Sıralama işleminden sonra, piksel değerlerinin standart medyanı bulunur ve medyan piksel değerleri bulunan standart medyan değer ile değiştirilir. Bu işlem bütün görüntü üzerinde pencere gezdirilerek tekrarlanır. Medyan filtre genellikle görüntü üzerindeki tuz-biber gürültüsü, Gaussian gürültüsü vb. tarzdaki gürültüleri ortadan kaldırmak için kullanılır [30]. Yapılan işlemin kod kısmı aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
Grayscale gs = new Grayscale(0.33, 0.33, 0.33); // gs görüntüyü gri
//yapan obje olarak tanımlanmıştır.
Bitmap temp0 = gs.Apply(Image); // Apply fonksiyonu Image adlı görüntüyü
//gri yapar ve gri yapılan görüntü temp0 değişkenine kaydedilmiştir.
GammaCorrection gc = new GammaCorrection(4.0); // parametre 4.0
//seçilmiştir. Gamma düzeltmesi yapacak obje tanımlanmıştır.
gc.ApplyInPlace(temp0); // Gamma düzeltme dönüşümü yapıldıktan sonra
//görüntü temp0 değişkenine atılmıştır.
Median med = new Median(3); // 3x3lük kullanılacak pencereye sahip median
//filtre yapan obje tanımlanmıştır.
Bitmap temp01 = med.Apply(temp0); // Bütün bir görüntü üzerinde
//uygulanmıştır.
```

Gezdirilecek pencere için parametre değeri genel olarak 3 seçilmektedir. Bu sebepten ötürü, bu çalışmada yapılan testler sonucunda 3x3'lük filtre parametresi iyi sonuçlar verdiği için bir değişiklik yapmaya gerek görülmemiştir. Medyan filtre uygulanması sonucu elde edilen görüntü Şekil 8.6'da gösterilmiştir.



Şekil 8.6. Önışleme safhaları a) RGB görüntü, b) gri seviye görüntü, c) Gamma düzeltilmesi yapılmış görüntü, d) Medyan filtre uygulanmış görüntü.

8.1.4. Otsu Threshold

Otsu metodu görüntüyü threshold tabanlı kümeleme yapmak için ya da gri seviye görüntüyü binary görüntüye çevirmek için tercih edilir [31].

Otsu metodu uygulanacak görüntüler ya iki ayrı piksel sınıfı içerirler ya da iki çeşit histogram (obje ve taban gibi) içerirler. Sonra bu iki sınıf ayrılarak ve sınıf içi varyans minimum tutularak optimum bir threshold değeri hesaplanır [32]. Uygun bir threshold değeri eşitlik 8.3 – 8.7 kullanılarak bulunur.

$$\sigma_{\omega}^2(t) = \omega_1(t)\sigma_1^2(t) + \omega_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (8.3)$$

Bu eşitlikte, σ_1^2 sınıfların varyansı ve t threshold değeri tarafından ayrılan iki sınıfın olasılıkları ve w_i ağırlıklarıdır. Otsu metodu, sınıf içi varyansı minimum yaparken sınıflar arası varyansın maksimum yapıldığını gösterir [32].

$$\sigma_b^2(t) = \sigma^2(t) - \sigma_w^2(t) \quad (8.4)$$

$$\sigma_b^2(t) = \omega_1(t)\omega_2(t)[\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2 \quad (8.5)$$

Sınıflar içi ortalama μ_i ile ifade edilir.

$$\omega_1(t) = \sum_0^t p(i) \quad (8.6)$$

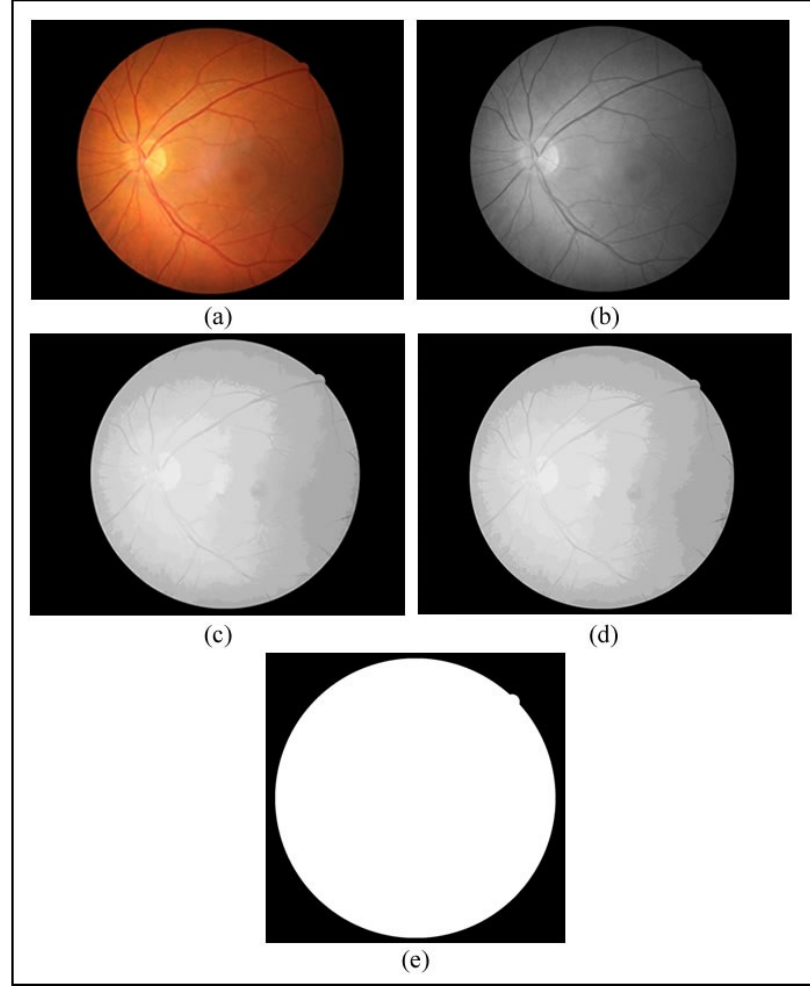
$\omega_1(t)$ değeri t değerinin histogram değerleri hesaplanarak elde edilir.

$$\mu_1(t) = [\sum_0^t p(i)x(i)]/\omega_1 \quad (8.7)$$

Bu eşitlikte $x(i)$, i . sıradaki histogramın merkezindeki değerdir. Sınıfların ağırlık değerleri ve ortalama değerleri iteratif bir şekilde hesaplanır [32]. Yapılan işlemin kod kısmı aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
Grayscale gs = new Grayscale(0.33, 0.33, 0.33); // gs görüntüyü gri
//yapan obje olarak tanımlanmıştır.
Bitmap temp0 = gs.Apply(Image); // Apply fonksiyonu Image adlı görüntüyü
//gri yapar ve gri yapılan görüntü temp0 değişkenine kaydedilmiştir.
GammaCorrection gc = new GammaCorrection(4.0); // parametre 4.0
//seçilmiştir. Gamma düzeltmesi yapacak obje tanımlanmıştır.
gc.ApplyInPlace(temp0); // Gamma düzeltme dönüşümü yapıldıktan sonra
//görüntü temp0 değişkenine atılmıştır.
Median med = new Median(3); // 3x3lük kullanılacak pencereye sahip median
//filtre yapan obje tanımlanmıştır.
Bitmap temp01 = med.Apply(temp0); // Bütün görüntü üzerinde
//uygulanmıştır.
OtsuThreshold ot = new OtsuThreshold(); // Otsu Threshold yapacak obje
//tanımlanmıştır.
Bitmap temp1 = ot.Apply(temp01); // Tanımlanan obje bütün görüntü
//üzerinde uygulanmıştır.
```

Otsu Threshold uygulanması sonucu elde edilen görüntü Şekil 8.7’de gösterilmiştir.



Şekil 8.7. Ön işleme safhaları a) RGB görüntü, b) gri seviye görüntü, c) Gamma düzeltmesi yapılmış görüntü, d) Medyan filtre uygulanmış görüntü, e) Otsu Threshold yapılmış görüntü.

Şekil 8.7 elde edildikten sonra, görüntü üzerinde retinaya soldan, sağdan, yukarıdan ve aşağıdan yaklaşarak retinanın en dış kısmında bulunan beyaz renkli piksellerin x ve y koordinat bilgileri *dataTable* veri tipindeki değişkenlerin içinde tutulmuştur. Yapılan işlemin kod kısmı aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
DataTable dt = new DataTable(); //üstten yaklaşım ile bulunan beyaz  
//pikselleri tutar.  
DataTable dt1 = new DataTable();//alttan yaklaşım ile bulunan beyaz  
//pikselleri tutar.
```

```

DataTable dt2 = new DataTable();//sağdan yaklaşım ile bulunan beyaz
//pikselleri tutar.
DataTable dt3 = new DataTable();//soldan yaklaşım ile bulunan beyaz
//pikselleri tutar.
dt.Columns.Add("x");
dt.Columns.Add("y");
dt1.Columns.Add("x");
dt1.Columns.Add("y");
dt2.Columns.Add("x");
dt2.Columns.Add("y");
dt3.Columns.Add("x");
dt3.Columns.Add("y");

for (int x = 0; x < result.Width; x++) // üstten yaklaşım
{
    DataRow dr;
    for (int y = 0; y < result.Height; y++)
    {
        if (result.GetPixel(x, y).R == 255 && result.GetPixel(x,
            y).G == 255 && result.GetPixel(x, y).B == 255)
        {
            dr = dt.NewRow();
            dr["x"] = x;
            dr["y"] = y;
            dt.Rows.Add(dr);
            break;
        }
    }
}
for (int x = result.Width - 1; x >= 0; x--) // alttan yaklaşım
{
    DataRow dr;
    for (int y = result.Height - 1; y >= 0; y--)
    {
        if (result.GetPixel(x, y).R == 255 && result.GetPixel(x,
            y).G == 255 && result.GetPixel(x, y).B == 255)
        {
            dr = dt1.NewRow();
            dr["x"] = x;
            dr["y"] = y;
            dt1.Rows.Add(dr);
            break;
        }
    }
}
}

```

```

for (int y = 0; y < result.Height; y++) // soldan yaklaşım
{
    DataRow dr;
    for (int x = 0; x < result.Width; x++)
    {
        if (result.GetPixel(x, y).R == 255 && result.GetPixel(x,
y).G == 255 && result.GetPixel(x, y).B == 255)
        {
            dr = dt2.NewRow();
            dr["x"] = x;
            dr["y"] = y;
            dt2.Rows.Add(dr);
            break;
        }
    }
}
for (int y = result.Height - 1; y >= 0; y--) // sağdan yaklaşım
{
    DataRow dr;
    for (int x = result.Width - 1; x >= 0; x--)
    {
        if (result.GetPixel(x, y).R == 255 && result.GetPixel(x,
y).G == 255 && result.GetPixel(x, y).B == 255)
        {
            dr = dt3.NewRow();
            dr["x"] = x;
            dr["y"] = y;
            dt3.Rows.Add(dr);
            break;
        }
    }
}

```

Bir sonraki aşamada ise elde edilen koordinat bilgilerine göre ROI'nin sınırları, orijinal görüntü üzerinde camgöbeği mavisi renge boyanmış ve elde edilen görüntü kullanıcı ekranında gösterilmiştir. Yapılan işlemin kod kısmı aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```

Graphics g = Graphics.FromImage(originalImage); // çizim aracı
//tanımlanmıştır.
for (int i = 0; i < dt.Rows.Count - 1; i++) // üstten yaklaşımda bulunan
//koordinatlar
{

```



```

        g.DrawEllipse(new Pen(Color.Cyan, 5), new Rectangle(
            int.Parse(dt.Rows[i][0].ToString()),
            int.Parse(dt.Rows[i][1].ToString()), 1, 1));
    }
    for (int i = 0; i < dt1.Rows.Count - 1; i++)// alttan yaklaşımda bulunan
    //koordinatlar
    {
        g.DrawEllipse(new Pen(Color.Cyan, 5), new Rectangle(
            int.Parse(dt1.Rows[i][0].ToString()),
            int.Parse(dt1.Rows[i][1].ToString()), 1, 1));
    }
    for (int i = 0; i < dt2.Rows.Count - 1; i++)// soldan yaklaşımda bulunan
    //koordinatlar
    {
        g.DrawEllipse(new Pen(Color.Cyan, 5), new Rectangle(
            int.Parse(dt2.Rows[i][0].ToString()),
            int.Parse(dt2.Rows[i][1].ToString()), 1, 1));
    }
    for (int i = 0; i < dt3.Rows.Count - 1; i++)// sağdan yaklaşımda bulunan
    //koordinatlar
    {
        g.DrawEllipse(new Pen(Color.Cyan, 5), new Rectangle(
            int.Parse(dt3.Rows[i][0].ToString()),
            int.Parse(dt3.Rows[i][1].ToString()), 1, 1));
    }
    picRetina.Image = originalImage; // Görüntü tasarlanan formda
    //gösterilmiştir.

```

Bu iş-akış adımları çerçevesinde, alınan retinal fundus görüntülerin ROI kısımları tespit edilmiş olup sonuçlar Bölüm 9.1’de sunulmuştur.

8.2. OPTİK DİSK VE KAN DAMARI TESPİTİ

Görüntüler üzerinde yapılan otomasyon sırasında sağlanması gereken en önemli ön koşullardan biri temel anatomik yapıların doğru bir şekilde lokalizasyonunun yapılmasıdır. Otomatik retinal görüntü analiz sistemlerinde de optik disk ve kan damarları gibi temel anatomik yapıların yerlerini tespit etmek bu adımların başında gelir [22].

Optik diskin yerinin yazılımsal olarak bulunmasının önemli olduğunu vurgulayan bazı durumlar şunlardır:

- ✓ Retinadaki anormal yapıları başarılı bir şekilde bulma işlemi için normal yapıların görüntüden çıkarılması, bu işlemi çoğu zaman kolaylaştırır. Örneğin, optik disk parlak bir anatomik yapıdır. Retinada yumuşak ve sert eksuda gibi parlak anormal yapılar tespit edileceği zaman, optik disk bu durumlarda karışıklığa neden olur. Optik disk, renk ve parlaklık olarak eksuda ile benzer özellikler taşıdığından görüntülerden çıkarılması avantaj sağlayacaktır [22,33,34].
- ✓ Optik disk tespiti, diyabetik retinopati ve glokom (göz tansiyonu) hastalıklarının görüntülenmesini sağlayan otomatik sistemleri geliştirmek için yapılması gereken adımlardan biridir. Optik diskin sınırlarının belirlenmesi ve makulanın yerinin tespit edilmesi, eksuda lezyonlarının tespit edilmesinde ve diyabetik makulapati şiddetinin ortaya konmasında önemlidir [22,35].
- ✓ Optik diskin yerinin tespit edilmesi, retina üzerindeki damar izlerinin ortaya konması için de ilk adımdır [22].
- ✓ Glokom hastalığı optik disk üzerinde çukurluk oluşturur. Bu çukurluk optik çukur olarak tarif edilir ve glokom hastalığının şiddeti ile bağlantılıdır. Optik çukurluğu tespit etmek için de optik diskin yeri öncelikle bilinmelidir [22,36].

Kan damarlarının görüntülerde yazılımsal olarak bulunmasının önemli olduğunu vurgulayan bazı durumlar şunlardır:

- ✓ Retinanın kan damarlarındaki renk, genişlik, eğrilik gibi değişiklikler hipertansiyon, diyabet, damar sertliği, kardiyovaskular hastalıklar ve felç gibi durumların teşhislerinde kullanılır [37,38].
- ✓ Neovaskülarizasyon (yeni kan damarlarının retina yüzeyinde oluşması), diyabetik retinopati görüntüleme sistemlerinde diyabetik retinopatinin türünün ve şiddetinin tespit edilmesinde önemli bir rol oynamaktadır [25].

8.2.1. Yapay Sinir Ağları

Bu tez çalışmasında, optik disk ve kan damarlarını tespit etmek için çok katmanlı ileri yayımlı geri beslemeli YSA modeli kullanılmıştır.

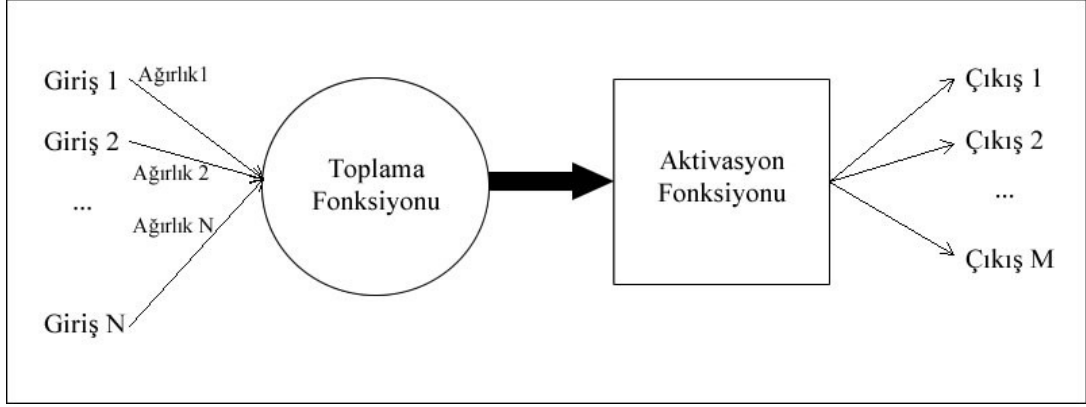
8.2.1.1. Yapay Sinir Ağlarının Genel Özellikleri

YSA, insan beyninden esinlenerek geliştirilmiş, ağırlıkları olan katman veya katmanlar sayesinde birbirleri ile bilgi alışverişi sunan ve her bir ağırlığın kendine ait değeri olan bilgi işleme yapılarıdır [39].

Bir başka deyişle YSA, öğrenme, anlama, yeni bilgiler keşfedebilme gibi kabiliyetleri herhangi bir yardım almadan simüle etmek amacı ile geliştirilen algoritmalarıdır [39].

YSA; veri madenciliği, optik karakter tanıma, çek okuma, banka kredisi müracaatlarını değerlendirme, ürünün pazardaki performansını tahmin etme, robotlar için rota belirleme, konuşma ve parmak izi tanıma, iletişim kanallarındaki trafik yoğunluğunu kontrol etme, kan hücrelerinin reaksiyonları, kan analizlerini sınıflandırma ve kanserlerin saptanması gibi birçok alanda kullanılabilecek bir çözüm yoludur [39].

McCulloch ve Pitts 1943 yılında yapmış oldukları çalışmalarında, sinir hücresinin özelliklerinden yola çıkarak mantık sistemlerinde de bu özelliklerin kullanılabileceğini savunmuşlar ve Şekil 8.8'de görülen yapıyı yapay sinir hücresi yapısı olarak modellemişlerdir [39,40].



Şekil 8.8. Yapay sinir hücre yapısı.

YSA'nın temel birimi olarak bilinen yapay sinir hücresinin 5 ana özelliği: Girişler, ağırlıklar, toplama fonksiyonu, aktivasyon fonksiyonu ve çıkışlardır.

Girişler, bir yapay sinir ağına girilen bilgilerdir. Bu giriş bilgileri, ileri beslemeli geri yayımlı YSA gibi modellerde değişkenlik gösterebilir [40].

Ağırlıklar, alınan giriş bilgilerinin sinir hücreleri üzerinde etkisini belirleyen katsayılardır [40].

Toplama fonksiyonu, girişler ile onlara ait ağırlıkların çarpılıp toplanması işlemi yapan fonksiyondur. Yapılan işlem eşitlik 8.8'de gösterilmiştir.

$$F_{Toplama} = \sum_{i=1}^N Giriş(i) \times Ağırlık(i) \quad (8.8)$$

Aktivasyon fonksiyonu, hücreye gelen toplam giriş değerlerini hesaplar ve karşılık gelen çıkış değerini üretir. YSA'da aktivasyon fonksiyonu olarak çeşitli fonksiyonlar kullanılmaktadır. En çok tercih edilen her noktasında sürekli olup türevi alınabilen sigmoid fonksiyonudur. Dolayısıyla, bu çalışmada aktivasyon fonksiyonu olarak sigmoid fonksiyonundan yararlanılmıştır. Tipik bir sigmoid fonksiyonu eşitlik 8.9'da gösterilmiştir [39,41].

$$F_{Sigmoid}(x) = 1/(1 + e^{-x}) \quad (8.9)$$

Çıkışlar, YSA tarafından verilen giriş değerlerine göre hesaplanan ve elde edilen türetilmiş yeni bilgilerdir.

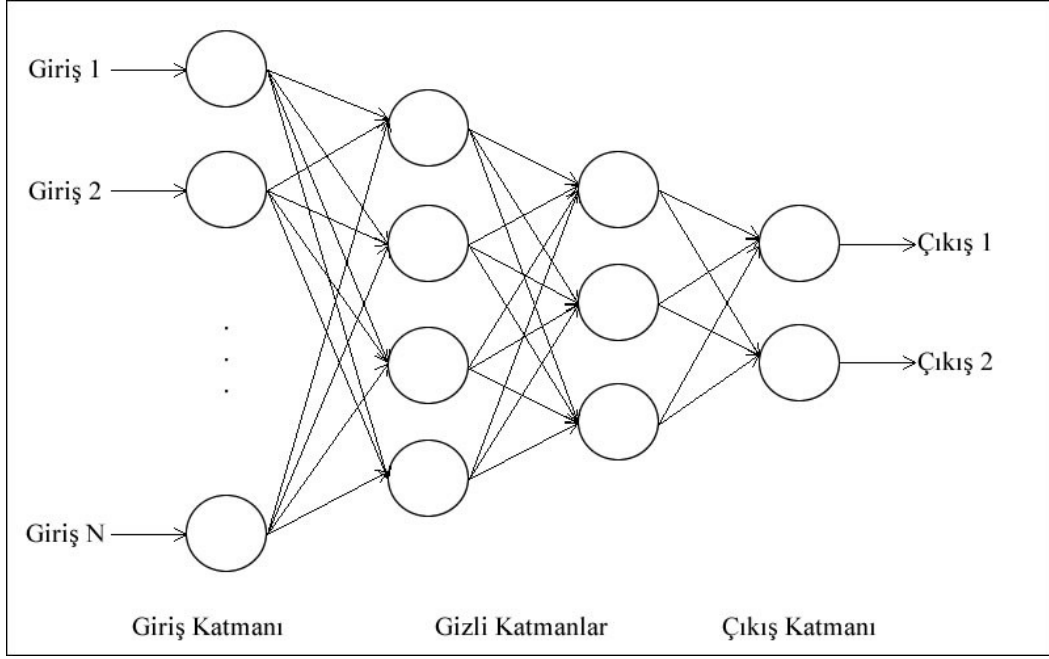
8.2.1.2 Yapay Sinir Ağlarının Yapı Özellikleri

YSA modelleri açısından farklılık gösterir. Bu farklılıkları yaratan olay katmanlar, düğümler, işaretlerin akış yönleri gibi özelliklerden kaynaklanır. Kısaca bir yapay sinir ağı şu özellikler çerçevesinde ele alınır [39]:

- ✓ Ağın topolojisi
- ✓ Kullanılan toplama fonksiyonu
- ✓ Kullanılan aktivasyon fonksiyonu
- ✓ Öğrenme stratejisi
- ✓ Öğrenme kuralı

Yapay sinir ağına, sinir hücreleri çoğu zaman giriş katmanı, gizli katman ve çıkış katmanı olarak 3 ayrı grupta ve katmanlar arasında birebir örten paralel bağlantılar kurularak yerleştirilir. Giriş katmanı ile çıkış katmanı arasında kalan katmanlar gizli katmanlardır. Giriş ve çıkış katmanlarının sayısı bir iken gizli katmanların sayısı sıfır (tek bir nöral elementten oluşan ağ) ya da birden çok (çok katmanlı yapay sinir ağı) olabilir.

Bir katmanda yer alan sinir hücrelerinin birbirleri arasında dikey bağlantıları yoktur. Yani, bir katmandaki sinir hücreleri arasında işlem gerçekleşmez. Fakat sinir hücreleri, kendinden sonra gelen katmandaki bütün sinir hücrelerine birebir örten şekilde bağlıdır. Bu durumu açıklayan şema Şekil 8.9'da gösterilmiştir.



Şekil 8.9. Tipik bir YSA modeli.

Giriş katmanından alınan değerler ile ilk gizli katman üzerinde yer alan ağırlıklar çarpılıp toplanır ve değerler ilk gizli katmanlara aktarılır. Bir sonraki adımda, ilk gizli katmandaki değerler ile ikinci gizli katman arasında olan ağırlıklar ile çarpılıp toplanır ve değerler ikinci gizli katmana aktarılır. Bu işlemler gizli katmanlar arasında bu şekilde devam eder. En son olarak, son gizli katman ile çıkış katmanı arasında aynı işlemler yapılır ve uygun çıkış değerleri üretilmiş olur. Bu tür YSA'da giriş katmanından çıkış katmanına doğru tek yönlü olarak geri beslemesiz bir şekilde iletim meydana gelir [39,40]. Dolayısıyla, bu iletim ileri besleme adını alır.

YSA'da verilen giriş değerlerine göre uygun çıkış değerlerinin üretilmesi için katmanlar arasında yer alan ağırlık değerlerinin doğru değerler olması gerekir. İlk başta ağırlık değerleri rastgele değerler (genelde 0 ile 1 arasındaki açık aralıktan seçilir) ile işleme girerler. Sonraki işlemlerde doğru ağırlık değerleri elde edilmesi için YSA eğitilir. Ağın eğitim işlemi örneklerin ağa gösterilmesi ile başlar. Örneklerden alınan bilgiler ağın öğrenme kurallarına göre ağırlıkların değerlerinin hesaplanmasını sağlar. Ağın eğitimi girilen örneklerden en doğru sonuçlar elde edilinceye kadar devam eder ve bu sırada ağırlıkların değerleri sürekli yeni değerler ile değiştirilir. Bu işleme geri yayılım adı verilmektedir. Bir sonraki aşamada, eğitim

sırasında kullanılmayan ve test işleminin gerçekleşmesi istenen test setleri ağı girilir. Eğer test setinde bulunan örnekler için YSA sonucu yeterli bir oranda doğru sonuç alınmışsa ağ eğitilmiş anlamına gelir. Elde edilen ağırlık değerleri için doğru ya da yanlış değerler olarak bir yorum yapılamaz [39,41].

Bu çalışmada kullanılan YSA modelinde giriş değerleri olarak eğitim setinde kullanılan retinal görüntüler üzerinde seçilmiş piksellerin maksimum, minimum, aritmetik ortalama, medyan, standart sapma ve otsu threshold değerlerinin hem kırmızı hem yeşil hem de mavi banttaki değerleri kullanılmıştır. Böylece, toplamda 18 giriş değeri kullanılmıştır. Çıkış değerleri olarak ise optik disk, kan damarları ve retina yüzey alanı ayrı ayrı kullanılmıştır. Çıkış değeri 2 seçildiğinde, optik disk ile kan damarı, optik disk ile retina yüzeyi ve kan damarı ile retina yüzeyi ayrı ayrı kullanılmıştır. Çıkış değeri 3 seçildiğinde ise optik disk, kan damarı ve retina yüzeyi birlikte kullanılmıştır.

Bu çalışmada çok katmanlı ileri beslemeli geri yayımlı yapay sinir ağı modeli kullanılmış olup sonuçlar Bölüm 9.2.1’de sunulmuştur.

8.2.2. Gradyan Vektör Algoritması

Gradyan vektör algoritması, bir alan üzerinde bulunan noktaların yer koordinatlarına göre türev alındığında, gradyan artışının en yoğun olduğu yere doğru yönelmiş vektörleri verir. Vektörlerin büyüklüğü ya da uzunluğu gradyan değişimin aldığı değere eşittir [42].

Bu çalışmada kullanılan gradyan vektör algoritmasının ilk adımında, görüntü Gaussian düzeltilmesinden geçirilmiştir. Gaussian düzeltmesi yapılarak görüntü üzerindeki gürültüler bir dereceye kadar temizlenmiştir. Gürültüler temizlenirken, görüntünün sahip olduğu anatomik yapıların kenarları da bulanıklaşmış ve bu sayede bir gradyan değişiminin olması garanti altına alınmıştır. Bunun sonucunda, görüntü üzerinde türev almak için uygun şartlar sağlanmıştır [43]. Gaussian düzeltme işlemi eşitlik 8.10 kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

$$G_{\sigma}(x, y) = e^{-(x^2+y^2)/2\sigma^2} \quad (8.10)$$

Bu eşitlikte x değeri, 3x3lük bir pencerenin bütün görüntü üzerinde gezdirilmesi sırasında yataydaki piksel değerlerine göre, y değeri dikeydeki piksel değerlerine göre değişir, σ ise Gaussian dağılımının standart sapmasıdır [44].

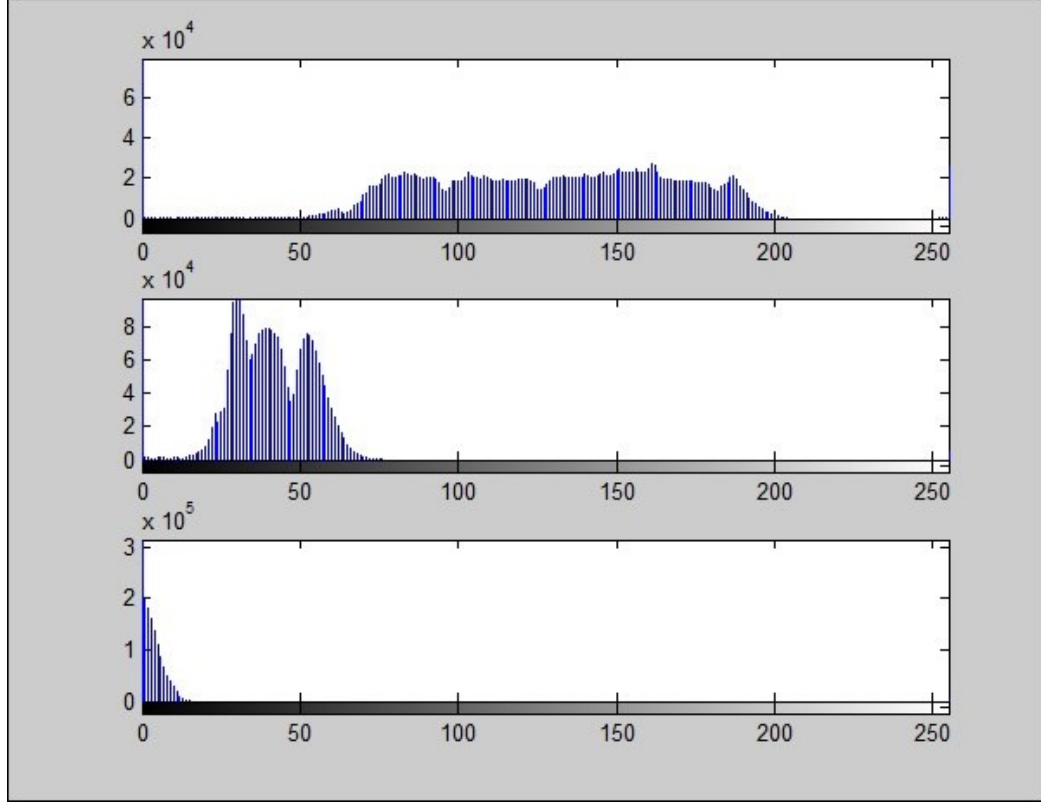
Gaussian dağılımı, normal dağılım olarak da bilinen olasılık yoğunluk dağılımını bulan bir ifadedir ve eşitlik 8.11 yardımı ile hesaplanır.

$$P(x) = (1/\sqrt{2\pi\sigma^2})e^{-(x-\mu)^2/2\sigma^2} \quad (8.11)$$

Bu eşitlikte σ standart sapma, μ aritmetik ortalama ve x ise görüntüden alınan piksel değerleridir [45].

Gaussian düzeltmeden sonra, görüntünün piksel değerleri bir matriste tutulmuştur. Bütün bir görüntü üzerinde 3x3 boyutundaki pencere gezdirilerek okunan x ve y koordinatlarındaki yeşil bant değerlerinin ayrı ayrı ileri farklar ve geri farklar yöntemlerine göre hem 0 dereceye hem de 45 dereceye göre türevleri alınmıştır.

Görüntü üzerinde yeşil banttaki değerlere göre işlem yapılmıştır. Kan damarları, mikroanevrizma gibi kırmızı renge sahip yapılar yeşil bantta daha yüksek kontrasta sahip oldukları için görüntüler yeşil banda dönüştürülmüştür [46]. Kırmızı, yeşil ve mavi bantların örnek bir retinal görüntü üzerindeki histogram grafikleri (kırmızı, yeşil ve mavi bantlar üzerinden) Şekil 8.10'da gösterilmiştir.



Şekil 8.10. Kırmızı bant, yeşil bant ve mavi bant histogram grafikleri.

Yeşil banda dönüştürülen görüntü üzerinde ileri ve geri farklar metotlarına göre türevler alınmıştır. Türev, her noktasında sürekli fonksiyona herhangi bir noktasından çizilen teğetin eğimini hesaplamaya yarayan bir yöntemdir. Bir $f(x)$ fonksiyonunun x noktasındaki türevi,

$$f'(x) = \lim_{h \rightarrow 0} (f(x+h) - f(x))/h \quad (8.12)$$

ifadesi ile hesaplanabilir [47]. Bu çalışmada, türev almak için ileri farklar metodu ve geri farklar metodu kullanılmıştır. İleri farklar metoduna göre türev hesabı eşitlik 8.13'de gösterildiği gibi uygulanmıştır.

$$f'(x) = (f(x+h) - f(x))/h \quad (8.13)$$

Bu eşitlikte türev değeri, x noktasından h kadar daha ileride olan $x + h$ noktasından, x noktasının çıkarılması ile elde edilen sonucun aralarındaki mesafe olan h değerine bölünmesi ile elde edilmiştir.

Geri farklar metoduna göre türev hesabı ise eşitlik 8.14'te gösterildiği gibi uygulanmıştır.

$$f'(x) = (f(x) - f(x + h))/h \quad (8.14)$$

Burada türev değeri, x noktasından, kendisinden h değeri kadar geride olan $x - h$ noktasından, x noktasının çıkarılması ile elde edilen sonucun aralarındaki mesafe olan h değerine bölünmesi ile elde edilmiştir [48].

Alınan görüntünün her bir noktasının gradyan vektör hesabını yapmak için 3x3lük pencere görüntü boyunca gezdirilmiştir. Gezdirilen pencereye göre hem x eksenine 0 derece ve 45 derece açıyla hem de y eksenine 0 derece ve 45 derece açıyla olmak üzere ayrı ayrı ileri ve geri farklar metotlarına göre türevler alınmıştır. Gezdirilen pencere Şekil 8.11'deki gibi ayarlanmış olup pencere içindeki sayılar pencere içindeki pikselin yerel koordinat noktalarıdır. Yerel orijin (0,0) olarak alınmıştır.

0,0	1,0	2,0
0,1	1,1	2,1
0,2	1,2	2,2

Şekil 8.11. Gezdirilen pencerenin koordinat bilgileri matrisi.

Şekil 8.11'deki matrise göre türev almak için yazılan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```

// x eksenine göre alınan türev kodu
class DX
{
    private double value;
    public DX(Mkt.IO.Structure.Matrix matrix,
              Mkt.IO.Structure.Type.OrderType orderType,
              Mkt.IO.Structure.Type.AngularOrderType angOrderType)
    {
        if ((orderType == Type.OrderType.Bacward) && (angOrderType ==
Type.AngularOrderType.ZeroDegree))
        {
            value = (matrix[0, 1] - matrix[2, 1]) / 2.0;
        }
        else if ((orderType == Type.OrderType.Bacward) &&
(angOrderType == Type.AngularOrderType.FortyFiveDegree))
        {
            value = (matrix[0, 2] - matrix[2, 0]) / 2.0;
        }
        else if ((orderType == Type.OrderType.Forward) &&
(angOrderType == Type.AngularOrderType.ZeroDegree))
        {
            value = (matrix[2, 1] - matrix[0, 1]) / 2.0;
        }
        else if ((orderType == Type.OrderType.Forward) &&
(angOrderType == Type.AngularOrderType.FortyFiveDegree))
        {
            value = (matrix[2, 0] - matrix[0, 2]) / 2.0;
        }
    }
    public double Value
    {
        get { return value; }
    }
}

```

```

// y eksenine göre alınan türev kodu
class DY
{
    private double value;

    public DY(Mkt.IO.Structure.Matrix matrix,
              Mkt.IO.Structure.Type.OrderType orderType,
              Mkt.IO.Structure.Type.AngularOrderType angOrderType)
    {

```

```

        if ((orderType == Type.OrderType.Backward) && (angOrderType ==
Type.AngularOrderType.ZeroDegree))
        {
            value = (matrix[1, 0] - matrix[1, 2]) / 2.0;
        }
        else if ((orderType == Type.OrderType.Backward) &&
(angOrderType == Type.AngularOrderType.FortyFiveDegree))
        {
            value = (matrix[0, 0] - matrix[2, 2]) / 2.0;
        }
        else if ((orderType == Type.OrderType.Forward) &&
(angOrderType == Type.AngularOrderType.ZeroDegree))
        {
            value = (matrix[1, 2] - matrix[1, 0]) / 2.0;
        }
        else if ((orderType == Type.OrderType.Forward) &&
(angOrderType == Type.AngularOrderType.FortyFiveDegree))
        {
            value = (matrix[2, 2] - matrix[0, 0]) / 2.0;
        }
    }
    public double Value
    {
        get { return value; }
    }
}

```

Hem **x** hem de **y** eksenlerine göre türev alma sınıflarını yazdıktan sonra, her bir noktanın açılı değerini hem derece cinsinden hem de radyan cinsinden hesaplayan sınıflar yazılmıştır. Bu sınıflar için yazılan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```

public Degree(double dy, double dx)
{
    rvalue = Math.Atan2(dy, dx);
    vx = dx;
    vy = dy;
}

public double ToRadian()
{
    return ((this.Value * Math.PI) / 180.0);
}

```

Bir sonraki adımda, noktanın apsisine, noktanın uzunluğu ile cosinüs değeri çarpım sonucu eklenmiştir. Aynı şekilde, noktanın ordinatına da noktanın uzunluğu ile sinüs değeri çarpım sonucu eklenmiştir. Böylece, her bir noktanın gradyan vektörü bulunmuştur. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```

int nx = 0, ny = 0;
    if ((radian.Value >= 0) && (radian.Value <= (Math.PI /
2.0)))
    {
        nx = x + (int)(magnitude * Math.Cos(radian.Value));
        ny = y - (int)(magnitude * Math.Sin(radian.Value));
    }
    else if ((radian.Value > (Math.PI / 2.0)) &&
(radian.Value <= (Math.PI)))
    {
        nx = x + (int)(magnitude * Math.Cos(radian.Value));
        ny = y - (int)(magnitude * Math.Sin(radian.Value));
    }
    else if ((radian.Value > Math.PI) && (radian.Value <=
((3.0 * Math.PI) / 2.0)))
    {
        nx = x + (int)(magnitude * Math.Cos(radian.Value));
        ny = y - (int)(magnitude * Math.Sin(radian.Value));
    }
    else if ((radian.Value > ((3.0 * Math.PI) / 2.0) &&
(radian.Value <= ((2.0 * Math.PI))))
    {
        nx = x + (int)(magnitude * Math.Cos(radian.Value));
        ny = y - (int)(magnitude * Math.Sin(radian.Value));
    }
    //gra.DrawEllipse(new
System.Drawing.Pen(System.Drawing.Color.Blue), x-1, y-1, 2, 2);
    gra.DrawLine(new
System.Drawing.Pen(System.Drawing.Color.Red),
        new System.Drawing.Point(x, y),
        new System.Drawing.Point(nx, ny));

```

Yukarıdaki kodda nx ile ny , gradyan vektörünün apsisini ile ordinatıdır. (x,y) noktasından (nx,ny) noktasına bir vektör çizilmiştir. Görüntü üzerindeki her bir nokta için bu işlem yapılmıştır.

Bu şekilde gradyan vektör algoritması sonucu retinal görüntüler üzerinde optik disk ve kan damarları bulunmuş olup sonuçlar Bölüm 9.2.2’de sunulmuştur.

8.3. MİKROANEVRİZMA LEZYONLARI TESPİTİ

Mikroanevrizma lezyonlarının bulunması hususunda görüntü işleme tekniklerinden, konvansiyonel metotlardan ve matematiksel morfoloji algoritmasından yararlanılmıştır. Bu metotlar üzerinde hiçbir değişiklik yapılmadan hem orijinal görüntü üzerinde hem de optik disk ile kan damarlarının çıkarılması ile elde edilen görüntü üzerinde ayrı ayrı uygulanmıştır.

Biyoloji alanında kullanılan morfoloji kelimesi anlam olarak yapıların incelenmesi anlamına gelmektedir. Matematiksel morfoloji, temel küme işlemlerine dayanan, görüntüler üzerindeki sınırlar, iskelet gibi yapıların tanımlanması ve çıkartılması, gürültülerin kaldırılması, görüntüler üzerinde bölütleme gibi uygulamalar için kullanılan bir tekniktir. Matematiksel morfoloji, matematiksel olarak kümeler teorisi üzerine kurulmuş, morfolojik olarak görüntünün şekilsel yapısı ile ilgili olan bir yaklaşım olarak ifade edilebilir. Görüntü işlemede sıkça kullanılan işlemler morfolojik inceltme (morphological smoothing), filtreleme (filtering), açma (opening), kapama (closing), genleşme (dilation), aşınma (erosion) gibi işlemlerdir [49].

Kırmızı ve tonlarındaki mikroanevrizma lezyonları, yeşil bantta daha yüksek kontrasta sahip oldukları için görüntüler herhangi bir işleme girmeden önce yeşil banda çevrilmiştir [46]. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
I1 = imread(filename);  
GreenChannel1 = I1(:,:,2); % 2 yeşil bandı temsil eder.
```

Yeşil banda çevrilen görüntüler Gaussian filtresinden geçirilmeden önce bu filtreye uygun şartın sağlanması için MATLAB programı içinde tanımlı olan *fspecial* fonksiyonu kullanılmıştır. *fspecial* fonksiyonu belirlenen tipte (filtre tipi belirtilerek) 2 boyutlu filtre değeri üretir ve *imfilter* fonksiyonu için uygun değeri hesaplar [50].

fspecial fonksiyonunun görüntü tabiatına en uygun değeri üretebilmesi için birçok pencere büyüklüğü ve standart sapma değeri kullanılmıştır. En iyi sonuç 3x3'lük varsayılan olarak atanan pencere değeri ve 8 standart sapma değeri ile sağlanmıştır. Bir sonraki adımda, *imfilter* fonksiyonuna yeşil banda çevrilmiş görüntü ve *fspecial* fonksiyonundan üretilen değer parametre değerleri olarak verilmiştir. *imfilter* fonksiyonu görüntüler üzerinde filtreleme yapmayı sağlayan MATLAB programının hazır fonksiyonudur [51]. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
H = fspecial('gaussian', [3 3], 8);
GreenChannell = imfilter(GreenChannell, H);
```

Gaussian düzeltme işleminden sonra görüntü üzerindeki tuz-biber gibi gürültüleri temizlemek amacıyla median filtre uygulanmıştır. Median filtre varsayılan parametre değeri olarak kullanılan 3x3 boyutundaki pencere olumlu sonuçlar verdiği için parametre değerini değiştirmeye gerek görülmemiştir. Median filtre işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
% Median filtre uygulanması sonucu oluşan görüntü GreenChannell isimli
%değişkende tutulur.
GreenChannell = medfilt2(GreenChannell);
```

Bir sonraki işlem olarak görüntü üzerinde opening işlemi yapılmıştır. Opening işlemi, görüntü üzerinde erosion işleminin ardından dilation işleminin yapılması işlemidir. Erosion işlemi, görüntü üzerindeki nesnelere küçültmeye veya inceltmeye yarayan, görüntü üzerinde varsa deliklerin büyümesini sağlayan, birbirine bağlı nesnelere birbirinden ayrılmasını sağlayan morfolojik bir işlemdir [49]. Bu işlemi gerçekleştiren denklemler eşitlik 8.15 ve eşitlik 8.16'da gösterilmiştir.

$$A \ominus B = \{z | z + b \in A \text{ ve } \forall b \in B\} \quad (8.15)$$

$$A \ominus B = \bigcap_{(b \in B)} (A)_{-b} \quad (8.16)$$

Dilation işlemi ise, görüntü üzerindeki nesnelere büyütme veya kalınlaştırmaya yarayan, görüntü üzerinde varsa deliklerin doldurulmasını sağlayan, birbirinden ayrı nesnelere birbirine yakınlaşmasını sağlayan morfolojik bir işlemdir [49]. Bu işlemi gerçekleştiren denklemler eşitlik 8.17 ve eşitlik 8.18'de gösterilmiştir.

$$A \oplus B = \{z \in Z^2 | z = a + b, a \in A \text{ ve } b \in B\} \quad (8.17)$$

$$A \oplus B = \bigcup_{(b \in B)} (A)_b \quad (8.18)$$

Böylece, opening işlemi sayesinde görüntü üzerindeki nesnelere arasındaki küçük boşluklar temizlenir. Nesnelere, orijinal hallerinden daha küçük hâle gelir. Bu esnada, varsa yapışık bulunduğu diğer objelerden de ayrılmış olur. Opening işlemindeki denklem eşitlik 8.19'daki gibi kullanılır [49].

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (8.19)$$

Opening işlemini yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
se = strel('disk', 8);
imOpen = imopen(GreenChannell1, se);
```

strel fonksiyonu MATLAB programı içinde hazır olarak bulunan ve yapısal element anlamına gelen bir fonksiyondur. Görüntü üzerinde yapılacak işlemin hangi şekillerde ve boyutlarda yapılacağını belirlemek için kullanılır [49]. Bu çalışmada açma işlemi yapılırken, mikroanevrizma lezyonlarının yapısal şekline ve büyüklüğüne uyumlu, yarıçapı 8 olan disk şekli seçilmiştir.

Opening işleminden sonra closing işlemi yapılmıştır. Closing işlemi opening işleminin tam tersidir. Önce dilation sonrasında erosion işlemi yapılır. Böylece, görüntü üzerinde boşluklar dolar ve noktalar birbirlerine yaklaşır. Görüntü üzerinde kalan nesnelere, orijinal görüntüdeki hallerine geri dönmüş olurlar. Closing işlemindeki denklem eşitlik 8.20'deki gibi kullanılır [49].

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (8.20)$$

Closing işlemini yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
sel = strel('disk', 6);  
imClose = imclose(imOpen, sel);
```

Opening ve closing işlemlerinin uygulanmasından sonra elde edilen görüntüden median filtre uygulanması ile elde edilen yeşil bant görüntü çıkartılmış ve sonuçta opening-closing işlemleri sonrasında kaybolan sahalar elde edilmiştir. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
A = imClose - GreenChannel1;
```

Görüntü üzerinde birbirine bağlı nesnelere işlem yapabilmek için binary görüntüye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle, A ile ifade edilen görüntü binary hâle çevrilmiştir. Bu aşamada binary görüntü elde etmek için bir threshold değeri gereklidir. Bu değeri elde etmek için Otsu metodu uygulanmıştır. Otsu metodu ile en uygun threshold değeri MATLAB içinde hazır olarak bulunan *graythresh* fonksiyonu ile hesaplanmış ve akabinde *im2bw* fonksiyonu kullanılarak görüntü binary hâle çevrilmiştir. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
% Otsu metodunu kullanan graythresh metodu ile optimum threshold değer  
%üretilir.  
level = graythresh(A);  
A = im2bw(A, level); % bwlable için binary görüntü elde edilmiştir.
```

Bu işlemin ardından, büyüklükleri 10 ile 100 piksel arasındaki nesnelere ayrı ayrı iki farklı görüntü elde edilerek tespit edilmiştir. 10 ile 100 piksel değerlerinin kullanılma nedeni mikroanevrizma lezyonlarının büyüklüklerinin yaklaşık olarak 10 ile 100 mikron arasında değişmeleridir [27].

Elde edilen iki görüntü matematiksel çıkarma işlemi ile birbirinden çıkarılarak 10 ile 100 piksel arasında değişen büyüklükteki nesnelere elde edilmiştir. Bunu gerçekleştirmek için girilen piksel değerine göre nesnelere bulan MATLAB içinde

hazır olarak tanımlı *bwareaopen* fonksiyonundan yararlanılmıştır. *bwareaopen* fonksiyonu parametre olarak üzerinde nesne bulunacak bir görüntü ve bir tamsayı değeri alır. Parametre olarak girilen tamsayı değerinden daha az piksele sahip nesnelere görüntüden silinir [52]. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
% 10 pikselden küçük olan nesnelere sil.  
BigHoles = bwareaopen(A,10);  
%100 pikselden küçük olan nesnelere sil.  
SmallHoles = bwareaopen(BigHoles, 100);  
% Aday mikroanevrizma lezyonlarını bul.  
MAs = BigHoles - SmallHoles;
```

Bir sonraki adımda, birbirine bağlı nesnelere özelliklerine göre işlem yapmayı sağlayan MATLAB içinde hazır olarak bulunan *regionprops* fonksiyonu kullanılmıştır. Bunu yapabilmek için öncelikle birbirine bağlı nesnelere *bwlabel* fonksiyonu ile bulunmuştur. *bwlabel* fonksiyonu birbirine bağlı nesnelere indeks numaraları verir. Birbirine bağlı farklı nesnelere farklı indeks numaraları atılır [53].

regionprops fonksiyonu birbirine bağlı olan nesnelere *Eccentricity* özelliklerine göre farklı alanlara ayırır. *Eccentricity*, 0 ile 1 arasında değişen değerdir. Eğer bir nesnenin şekli elips şekline yakın ise *Eccentricity* değeri 0 değerine yaklaşır. Eğer nesnenin şekli düz çizgi şekline yakın ise *Eccentricity* değeri 1 değerine yaklaşır [54].

Mikroanevrizma lezyonları elips şekline daha yakın olduğu için düz çizgi şekline yakın nesnelere görüntüden temizlenmesi gerekir. Dolayısıyla, en uygun değer olarak saptanan 0,83 değerinden büyük *Eccentricity* değerine sahip olan nesnelere siyah piksellere dönüştürülmüştür. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
%Birbirine bağlı nesnelere bulunur blabel adındaki görüntüye atılır.  
blabel = bwlabel(MAs);  
%Eccentricity özelliklerine göre alanlar ayrılır.  
b1 = regionprops(blabeled,'Eccentricity');  
btrash = 0.83; % 0.83 değerinden büyük olan alanlar için değer değişkende  
%tutulur.  
  
for i=1:numel(b1)  
    if b1(i).Eccentricity > btrash
```

```

        blabel (blabel == i) = 0; % istenmeyen kırmızı noktaları 0'a
        %eşitleyip siyah %yapılmıştır. blabel > 0 diyerek doğru noktalar
        %alınmıştır.
    end
end
result = (blabel > 0);%0'dan büyük pikseller result değişkeninde tutulur.

```

Bulunan mikroanevrizma lezyonlarının **x** ve **y** koordinatlarına göre ağırlık merkezleri bulunmuştur. Bu işlemi yapmak için MATLAB içinde hazır bulunan *regionprops* fonksiyonundan yararlanılmıştır. *regionprops* fonksiyonuna parametre olarak *Centroid* değeri verilmiştir. *Centroid* aynı indeks numarasına sahip alan içindeki nesnelere ağırlık merkezini bulan parametre değeridir [55].

Centroid parametresi kullanılarak görüntü üzerindeki mikroanevrizma olarak bulunan alanların ağırlık merkezi bulunmuştur. Bir sonraki adımda, görüntü üzerinde mikroanevrizma lezyonlarının ağırlık merkezleri tek bir kırmızı nokta olarak gösterilmiştir. Böylece, mikroanevrizma olarak bulunan objeler tek bir kırmızı nokta olarak temsil edilmiştir. Son adım olarak, elde edilen sonuç görüntü üzerinde sadece yeşil bantta bulunduğu için görüntünün diğer iki bandı olan kırmızı ve mavi de eklenmiştir. Böylece mikroanevrizma işaretli görüntü siyah-beyaz görüntüden gri seviye görüntüye çevrilmiştir. Bu işlemi yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```

stats = regionprops(step9,'Centroid');
[rows, cols, dimension] = size(I1);
imres = zeros(rows,cols);
for i=1:numel(stats)
    imres(round(stats(i).Centroid(2)), round(stats(i).Centroid(1))) = 1;
    % 1=x %coordinate and 2=y coordinate
end

temp = GreenChannel1;
temp(:,:,2) = temp(:,:,1);
temp(:,:,3) = temp(:,:,1);
temp(imres == 1) = 255;

```

Bu şekilde retinal görüntüler üzerinde mikroanevrizma lezyonları bulunmuş olup sonuçlar Bölüm 9.3'te sunulmuştur.

8.4. PERFORMANS ANALİZİ

Bu çalışmada, elde edilen sonuçlar ile gerçek sonuçları karşılaştırma aşamasında MCC (Matthews correlation coefficient, Matthews korelasyon katsayısı) ve ROC (receiver operating characteristics, alıcı işletim karakteristiği) analizinden faydalanılmıştır.

MCC, -1 ile +1 arasında değerler alır. MCC değeri +1 olduğunda gözlenen ile tahmin edilen tamamıyla birbirinin aynısıdır, fark yoktur. MCC değeri -1 olduğunda gözlenen ile tahmin edilen tamamıyla birbirine terstir. MCC değeri 0 olduğunda gözlenen ile tahmin edilen arasında rastlantısal birliktelik vardır. Ara değerler tanımlanan sınır değer çerçeveleri içinde değerlendirilmelidir [56,57].

MCC, esas olarak TP (true positive, doğru pozitif), FP (false positive, yanlış pozitif), FN (false negative, yanlış negatif) ve TN (true negative, doğru negatif) ölçüm değerlerine dayanır. Ayrıca MCC gibi bu ölçüm değerlerine göre ACC (accuracy, doğruluk yüzdesi), PPV (positive predictive value, pozitif öngörü yüzdesi), NPV (negative predictive value, negatif öngörü yüzdesi) ve MR (miss rate, kaçırma oranı) parametreleri de hesaplanır.

Bütün performans analiz ölçüm formüllerinde yer alan parametrelerden; TP, görüntüde mikroanevrizma olarak kabul edilen ve yazılımda mikroanevrizma olarak tespit edilen sonuçların sayısıdır. FN, görüntüde mikroanevrizma olarak kabul edilmeyen ama yazılımda mikroanevrizma olarak tespit edilen sonuçların sayısıdır. FP, görüntüde mikroanevrizma olarak kabul edilen ama yazılımda mikroanevrizma olarak tespit edilmeyen sonuçların sayısıdır. TN ise görüntüde mikroanevrizma olmayan ve yazılımda da mikroanevrizma olarak tespit edilmeyen sonuçların sayısıdır [27]. Çizelge 8.1’de bu parametrelerin gruplanması gösterilmiştir.

Çizelge 8.1. Olasılık tablosu.

		Doktorun bulduğu sonuç	
		Mikroanevrizma	Mikroanevrizma değil
Programın bulduğu sonuç	Mikroanevrizma	TP	FP
	Mikroanevrizma değil	FN	TN

Sensitivity ve specificity, binary sınıflandırılmış testin performansını ölçmeye yarayan istatistiksel bilgilerdir. Sensitivity, anormal olarak sınıflandırılan görüntü üzerindeki anormal yapıların yüzdesidir. Specificity ise normal olarak sınıflandırılan görüntü üzerindeki normal yapıların yüzdesidir [58,59].

İyi bir program tahmini, program çıktısının sensitivity değeri ile specificity değerlerinin ikisinin birden aynı anda +1'e en yakın pozisyonda olması anlamına gelir. Bu bilgiler dâhilinde, sensitivity ve specificity değerleri eşitlik 8.21 ve eşitlik 8.22'deki denklemler kullanılarak hesaplanır [58,59]:

$$Sensitivity = TP / (TP + FN) \quad (8.21)$$

$$Specificity = TN / (TN + FP) \quad (8.22)$$

ACC, PPV, NPV, MR ve MCC parametrelerinin değerleri ise yine TP, FN, FP ve TN kullanılarak aşağıdaki eşitliklerdeki gibi denklemlerden faydalanılarak hesaplanır.

$$N = TP + FP + FN + TN \quad (8.23)$$

$$ACC = (TP + TN) / [(TP + FP) / N + N] \quad (8.24)$$

$$PPV = TP / (TP + FP) \quad (8.25)$$

$$NPV = TN / (TN + FN) \quad (8.26)$$

$$MR = FN/(FN + TP) \quad (8.27)$$

$$MCC = (TP \times TN - FP \times FN) / \sqrt{(TP + FN) \times (TP + FP) \times (TN + FN) \times (TN + FP)} \quad (8.28)$$

Her bir mikroanevrizma lezyonunun tek tek incelenmesinde ROC analizi yapılmıştır. Bir diğer adı ROC eğrisi olan bu analiz, TP oranının FP oranına olan bölüm olarak da ifade edilir. Eğer ROC eğrisi $y = x$ grafiğinden uzak ve $y = 1$ doğrusuna yakın ise testin başarılı olduğunu gösterir. Eğer ROC eğrisi $y = x$ grafiğine ve $y = 0$ doğrusuna yakın ise testin başarısız olduğunu gösterir [59,60].

TP, FN, FP ve TN değerlerinin sayım işlemi kodla dinamik bir şekilde MATLAB programında geliştirilen yazılım ile gerçekleştirilmiştir. Yazılım tarafından işaretlenmiş görüntü ile doktorun bilgisayar ortamında el ile işaretlediği görüntü, mikroanevrizma lezyonlarını 1 piksel büyüklükte içermektedir. Bir mikroanevrizma lezyonu birden çok piksele sahip olduğundan ve yazılım ile doktorun işaretlediği pikseller farklı olacağından görüntüler iki boyuta indirilip dilation işlemi ile mikroanevrizma lezyonları genişletilmiştir. Bir sonraki adımda, doktorun işaretlediği görüntü 2 ile çarpılmış ve iki görüntü toplama işlemi ile toplanıp çakıştırılmıştır. Böylece, elde edilen görüntüde indeks numarası 1 olan mikroanevrizma lezyonları yazılımın tespit ettiği, indeks numarası 2 olan mikroanevrizma lezyonları doktorun işaretlediği ve indeks numarası 3 olan mikroanevrizma lezyonları ise her ikisinin birden tespit ettiği mikroanevrizma lezyonlarıdır. 3 farklı indeks numaralarına göre TP, FN, FP sayıları hesaplanmıştır. Bir görüntüdeki olası mikroanevrizma lezyon sayısı, görüntünün toplam piksel sayısından retina dışı alanların toplam piksel sayıları çıkarılıp, bir mikroanevrizma lezyonunun maksimum piksel sayısı olan 100'e bölünerek elde edilmiştir. Böylece TN görüntüdeki olası mikroanevrizma lezyon sayısından TP, FN ve FP sayılarının çıkarılması ile bulunmuştur. TP, FN, FP ve TN değerlerinin hesaplama işlemini yapan kod aşağıdaki gibi gösterilmiştir.

```
SE6 = strel('disk',12);
resultEftal = imdilate(result1, SE6);
resultEftal = double(resultEftal);
```

```

resultEftal = (resultEftal(:,:,1) * 2 - resultEftal(:,:,2) -
resultEftal(:,:,3)) > 0;

resultAlex = imdilate(alex1, SE6);
resultAlex = double(resultAlex);
resultAlex = (resultAlex(:,:,1) * 2 - resultAlex(:,:,2) -
resultAlex(:,:,3)) > 0;
result = 2 * resultAlex + resultEftal;
% 1=resultEftal, 2=resultAlex, 3=her ikisi

blabelres = bwlabel(result > 0);
eftalTP = 0;
eftalFP = 0;
eftalFN = 0;
% num_ob_white = her ikisi
% num_ob_manual = resultAlex
% num_ob_automated = resultEftal

for i=1:max(blabelres(:))
    object = (blabelres == i) .* result;
    object_white = (object == 3);
    num_ob_white = max(max(object_white));
    object_manual = (object == 2);
    num_ob_manual = max(max(object_manual));
    object_automated = (object == 1);
    num_ob_automated = max(max(object_automated));
    if (num_ob_white >= 2)
        if (num_ob_manual >= 2) && (num_ob_automated == 1)
            eftalTP = eftalTP + 1;
            eftalFN = eftalFN + 1;
        elseif (num_ob_manual == 1) && (num_ob_automated >= 2)
            eftalTP = eftalTP + 1;
            eftalFP = eftalFP + 1;
        else
            disp('ERROR');
        end
    elseif (num_ob_white == 1)
        eftalTP = eftalTP + 1;
    elseif num_ob_white == 0
        if (num_ob_manual == 1)
            eftalFN = eftalFN + 1;
        elseif (num_ob_automated == 1)
            eftalFP = eftalFP + 1;
        else
            disp('ERROR Border Problem');
        end
    end
end

```

```

        end
    end
end

disp(['TP: ' num2str(eftalTP)]);
disp(['FN: ' num2str(eftalFN)]);
disp(['FP: ' num2str(eftalFP)]);

%ROI dışı piksel sayısı
otsu = imread('C:\Users\Eftal\Desktop\My Advanced EMGU
Program\Resimler\otsu.bmp');
otsu(1440:end,1:70) = 0;
otsu(1:100,1930:end) = 0;
numofoutretina=0;

for j=1:numel(otsu)
    if otsu(j)==0
        numofoutretina=numofoutretina+1;
    end
end

disp(['Number of out of retina: ' num2str(numofoutretina)]);
[rows, cols, dimension] = size(otsu);
numofoutretina = (rows * cols - numofoutretina) / 100;
disp(['Number of possible Microaneurysms: ' num2str(numofoutretina -
eftalTP - eftalFN - eftalFP)]);
%%
% roi + od + kd toplamı
a = imread('C:\Users\Eftal\Desktop\My Advanced EMGU
Program\Resimler\deneme2_saved_binary_image_file.bmp');
a(1440:end,1:70) = 0;
a(1:100,1930:end) = 0;
numofoutretina_od_kd=0;

for j=1:numel(a)/3
    if a(j)==0
        numofoutretina_od_kd=numofoutretina_od_kd+1;
    end
end

disp(['Number of out of retina ' num2str(numofoutretina_od_kd)]);
[rows, cols, dimension] = size(a);
numofoutretina_od_kd = (rows * cols - numofoutretina_od_kd) / 100;
disp(['Number of possible Microaneurysms: ' num2str(numofoutretina_od_kd
- eftalTP - eftalFN - eftalFP)]);

```


BÖLÜM 9

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, diyabet hastalarından alınan retinal görüntülerin ROI kısmı bulunmuş, bulunan alan içinden optik disk ve kan damarları tespit edilmiş ve ardından diyabetik retinopati hastalığının ilk patolojilerinden olan mikroanevrizma lezyonları tespit edilmiştir. Ayrıca, orijinal görüntü üzerinde de hiçbir değişiklik yapılmadan aynı metot ile mikroanevrizma lezyonları tespit edilmiştir.

Mikroanevrizma lezyonunu, diyabet hastalarda görülen diyabetik retinopati hastalığının ilk bulgularından biri olduğu için mikroanevrizma lezyonunun tespit edilmesi, insanlarda diyabetik retinopati hastalığının olup olmaması konusunda bilgi vermek açısından önem teşkil eder. Mikroanevrizma lezyonunun tespit işlemini bir bilgisayar yazılımı ile yapmak diyabetik retinopati hastalığının teşhisi için hem doktora hem de hastaya bilgi sunar ve doktorun işini kolaylaştırır.

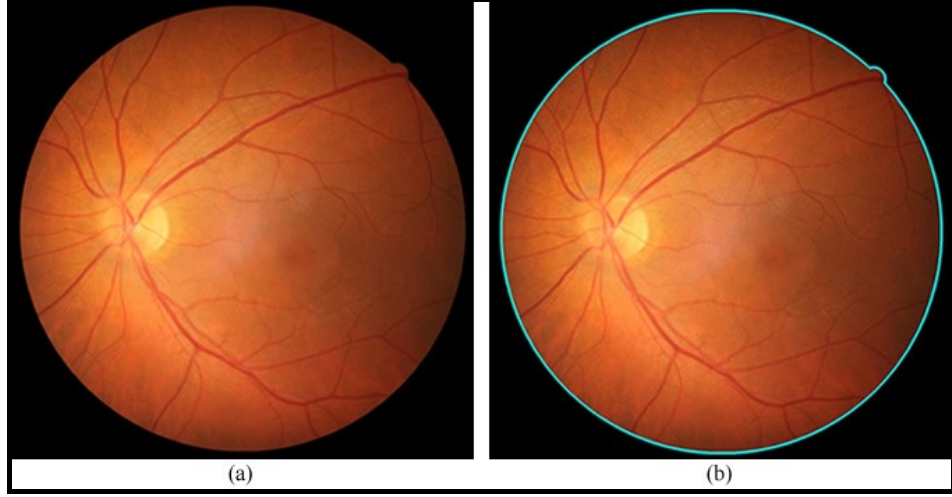
Öngörülen test işlemlerini gerçekleştirmek için Visual Studio ortamında C# programlama dili kullanarak bir yazılım geliştirilmiş ve aynı zamanda MATLAB programından da faydalanılmıştır.

9.1. ROI TESPİTİ

Bölüm 8.1’de bahsedilen algoritmalar, görüntüler üzerine uygulanarak ROI kısmının tespit edilmesi işlemi yapılmıştır. Görüntülerin her biri farklı form ve normda da olsa önerilen metot başarılı bir şekilde ROI kısmı ana görüntüden ayırmıştır. Örneğin, bazı görüntülerdeki retina alanları yuvarlak şekildedeydi ve retina alanının her noktası görüntü içinde mevcuttu. Bazı görüntülerde ise retina alanı üstten ve alttan kırılmış durumdaydı; bazılarında ise görüntülerde de retina alanında hem üstten hem alttan

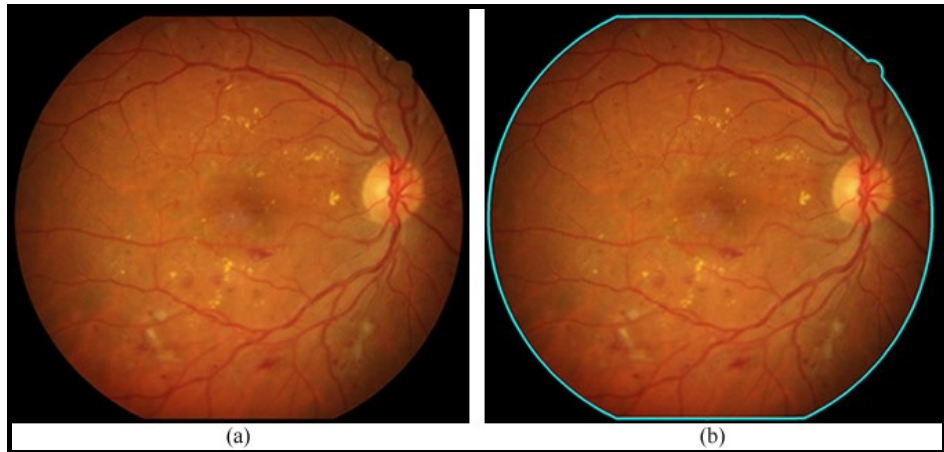
hem de soldan kırılma vardı. Bölüm 8.1’de anlatılan metot uygulanmış ve sonuçlar camgöbeği mavisi rengi ile ayırt edilerek sonuçları aşağıda sunulmuştur.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.1.a’da gösterilen ve retinanın tam olarak her alanı ile görüntü sahasında bulunduğu ideal formda ROI sonucu Şekil 9.1.b’de sunulmuştur.



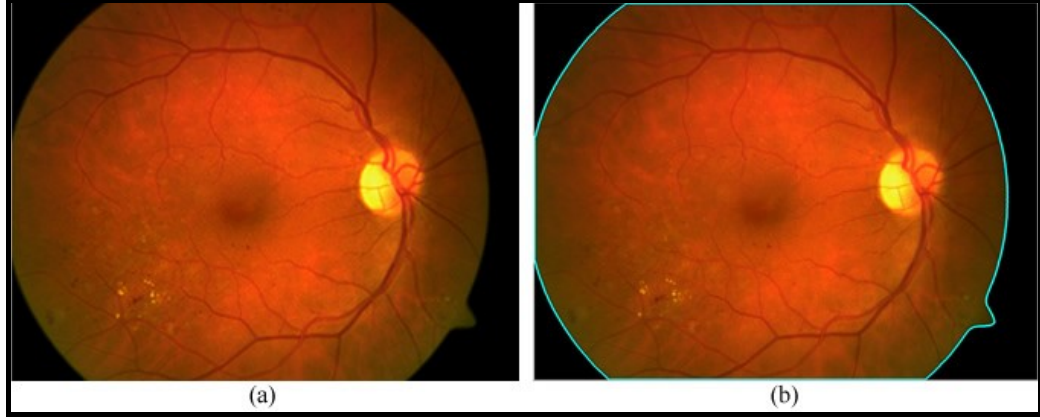
Şekil 9.1. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina görüntüleri a) orijinal retina görüntüsü, b) ROI kısmı bulunmuş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.2.a’da gösterilen ve retina alanının alttan ve üstten kırılmış olduğu görüntüsünün ideal formda ROI sonucu Şekil 9.2.b’de sunulmuştur.



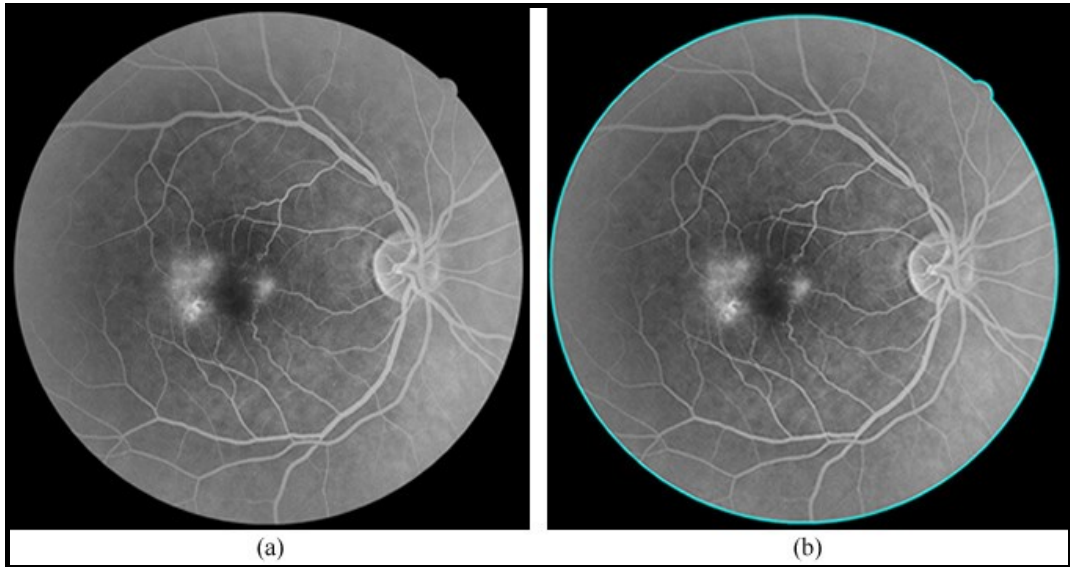
Şekil 9.2. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina görüntüleri a) orijinal retina görüntüsü, b) ROI kısmı bulunmuş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.3.a’da gösterilen ve retina alanının alttan, üstten ve soldan kırılmış olduğu görüntüsünün ideale yakın formda ROI sonucu Şekil 9.3.b’de sunulmuştur.



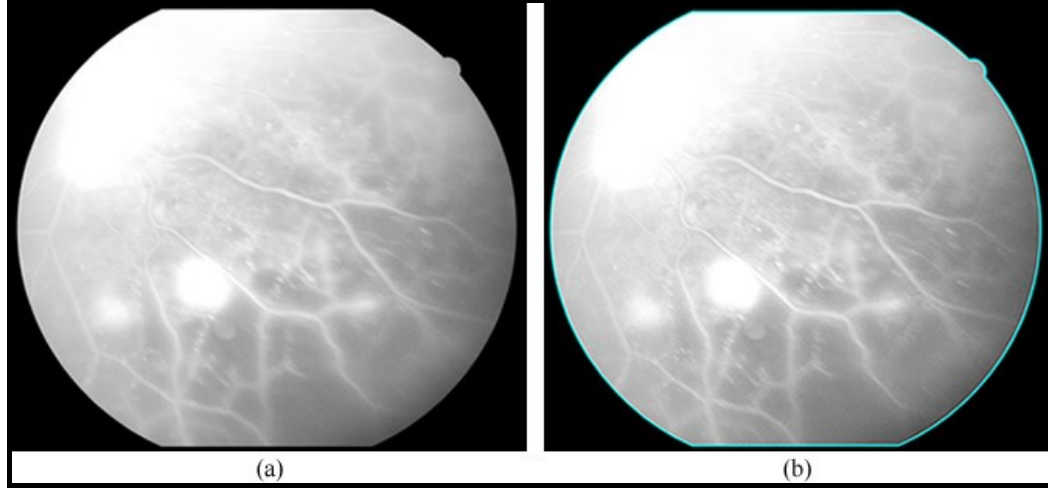
Şekil 9.3. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina görüntüleri a) orijinal retina görüntüsü, b) ROI kısmı bulunmuş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.4.a’da fundus floresein anjiyografisi gösterilen ve retinanın tam olarak her alanı ile görüntü sahasında bulunduğu ideal formda ROI sonucu Şekil 9.4.b’de sunulmuştur.



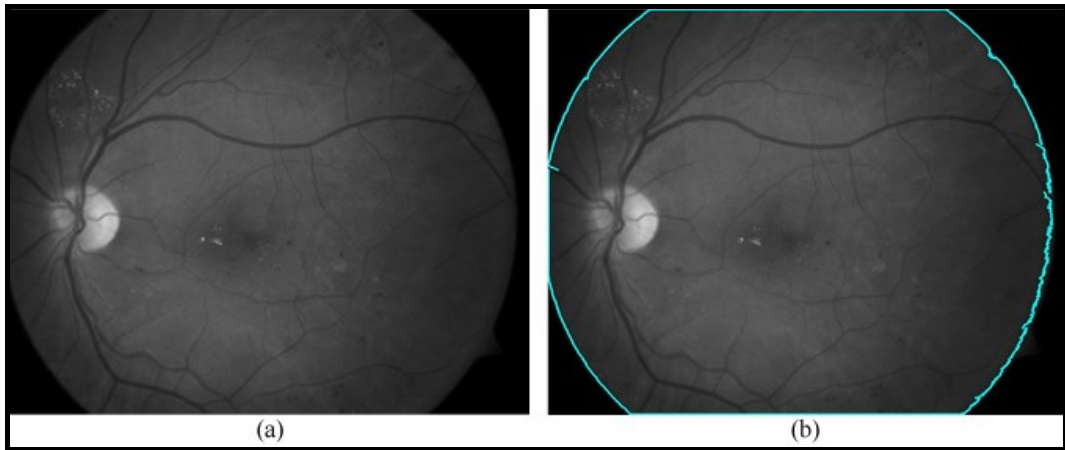
Şekil 9.4. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri a) Orijinal retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü, b) ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.5.a'da fundus floresein anjiyografisi gösterilen ve retina alanının alttan ve üstten kırılmış olduğu görüntüsünün ideal formda ROI sonucu Şekil 9.5.b'de sunulmuştur.



Şekil 9.5. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri a) Orijinal retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü, b) ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.6.a'da fundus floresein anjiyografisi gösterilen ve retina alanının alttan, üstten ve soldan kırılmış olduğu görüntüsünün ideale yakın formda ROI sonucu Şekil 9.6.b'de sunulmuştur.



Şekil 9.6. Orijinal ve ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri a) Orijinal retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü, b) ROI kısmı bulunmuş retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü.

9.2. OPTİK DİSK VE KAN DAMARI TESPİTİ

Bu çalışmada, optik disk ve kan damarları, öncelikle YSA kullanılarak ana görüntüden ayırt edilmeye çalışılmıştır. Tatmin edici bir sonuç elde edilmediği saptanınca gradyan vektör algoritması uygulanmıştır.

9.2.1. Yapay Sinir Ağları ile Optik Disk ve Kan Damarı Tespiti

Optik disk ve kan damarlarının bulunması için Bölüm 8.2.1’de anlatılan YSA’dan faydalanılmıştır. YSA’nın topolojisini ayarlamak için çeşitli parametreler ile çalışılmıştır. Başarılı bir sonuç elde etmek için çıkış sayısı, pencere genişlik ve yükseklik değerleri, öğrenme oranı, momentum, minimum hata ve gizli katman sayısı parametreleri değiştirilmiştir. Bu parametreler Çizelge 9.1’de sunulmuştur.

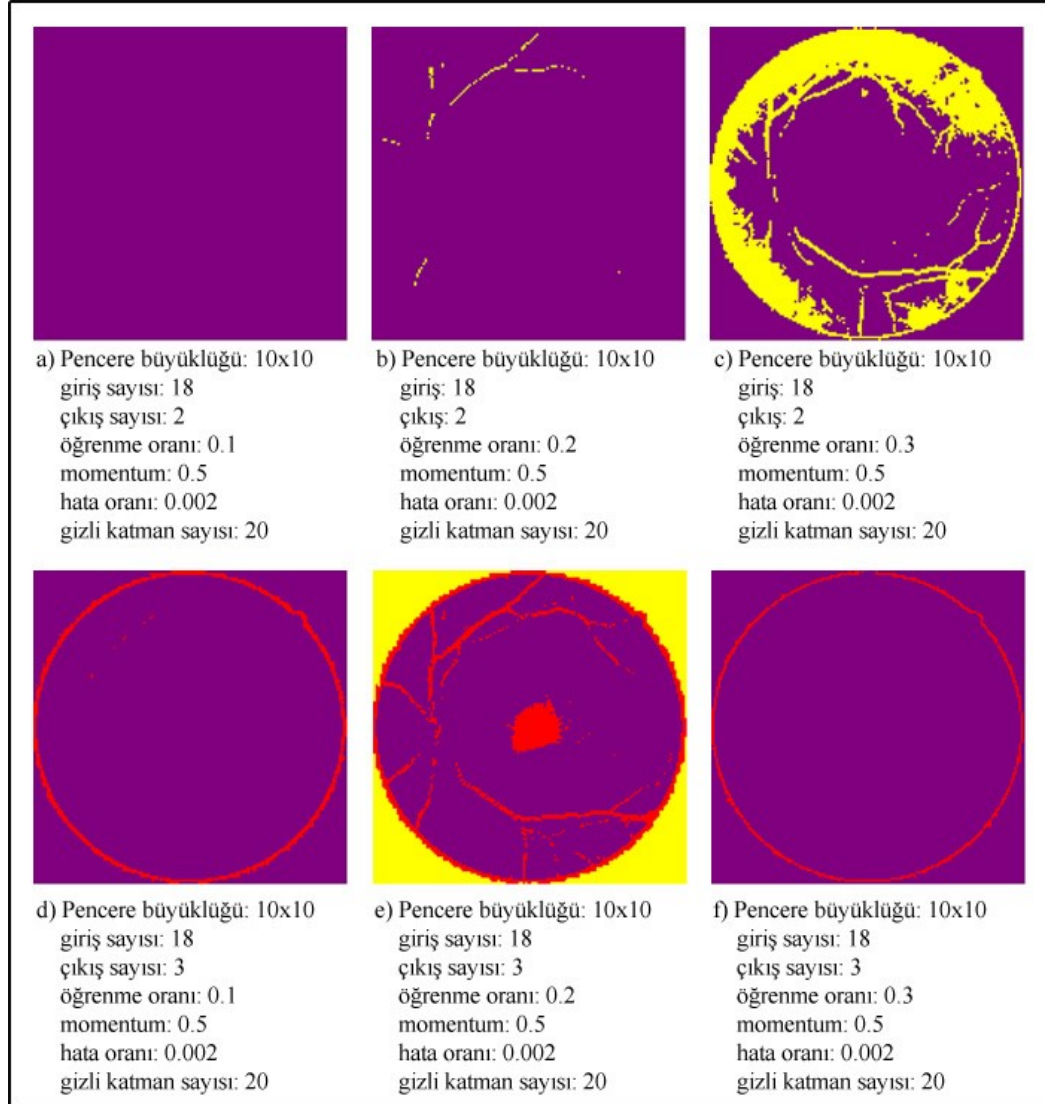
Çizelge 9.1. YSA topoloji parametreleri ve kısaltma isimleri.

YSA topoloji parametreleri	Kısaltma ismi
Pencere genişlik değeri	pgd
Pencere yükseklik değeri	pyd
Giriş sayısı	gs
Çıkış sayısı	çs
Öğrenme oranı	öo
Momentum	m
Minimum hata	mh
Gizli katman düğüm sayısı	gkds

Optik disk ve kan damarlarının retinal görüntülerde homojen dağılım göstermesinden dolayı, YSA’da kullanılan aritmetik ortalama, standart sapma, medyan gibi dağılım ölçütleri retina alanı ile optik disk ve kan damarlarını ayırt etme konusunda başarılı olamamasından dolayı tatminkâr ve ayırt edici bir sonuç elde edilememiştir. Kullanılan ağların topolojik parametreleri Çizelge 9.2’de sunulmuştur. Elde edilen görsel sonuçlar ve topoloji bilgileri ise Şekil 9.7’de sunulmuştur.

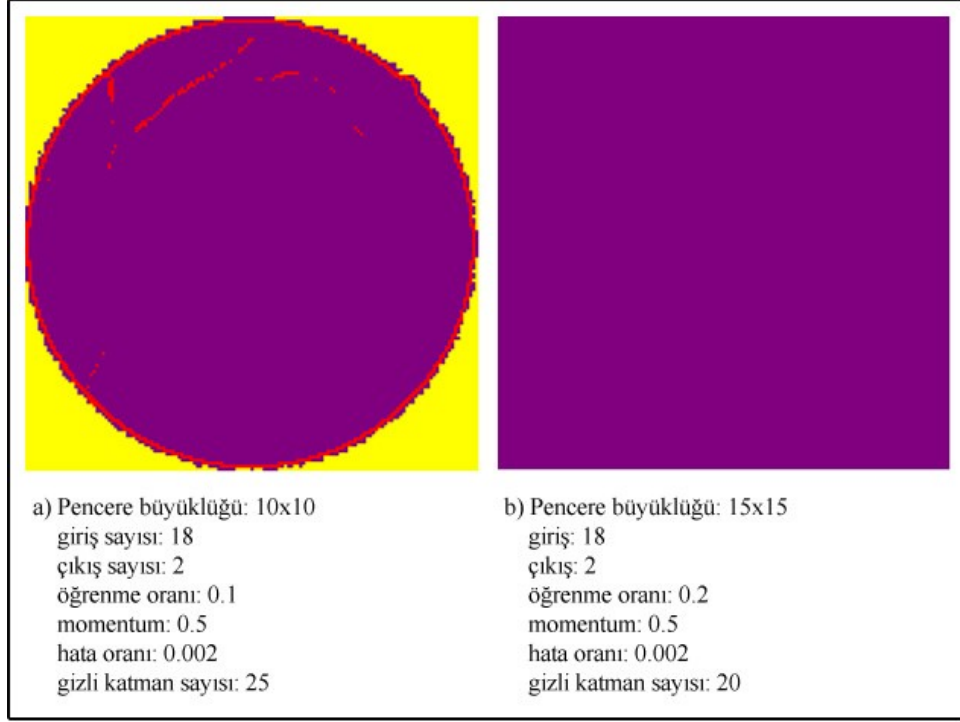
Çizelge 9.2. Parametre türlerine göre görüntülerin başarı sonuçları.

Parametre /Görüntü	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9
pgd	10	10	10	10	10	10	10	15	6
pyd	10	10	10	10	10	10	10	15	6
gs	18	18	18	10	18	18	18	18	18
çs	2	2	2	3	3	3	2	2	3
öo	0,1	0,2	0,3	0,1	0,2	0,3	0,1	0,2	0,25
m	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,2
mh	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	2	2	2	2	2	2	2	2	2
gkds	20	20	20	20	20	20	25	20	27
Başarılı mı?	Değil	Değil	Değil	Değil	Değil	Değil	Değil	Değil	Değil



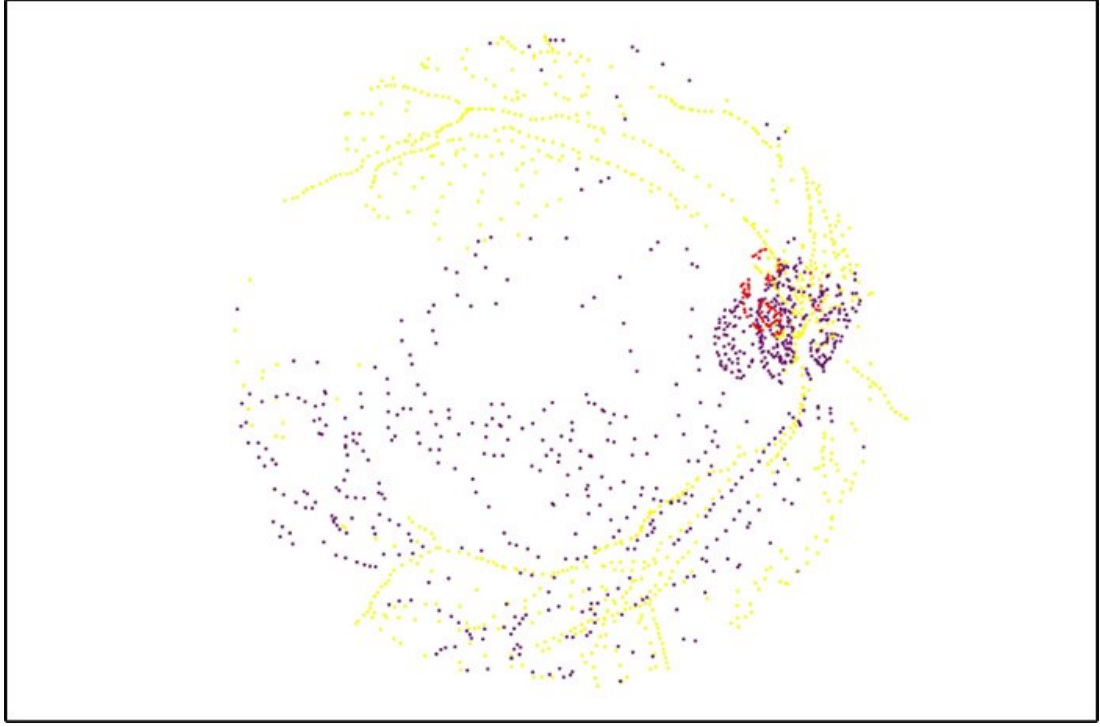
Şekil 9.7. Farklı çıkış sayısı ve öğrenme oranına göre elde edilen sonuçlar.

Bir sonraki aşamada, görsellik değiştirilerek katman sayısı 25 yapıldı, ancak yine başarı sağlanamadı. Elde edilen sonuçlar topoloji parametre bilgilerine göre Şekil 9.8’de sunulmuştur.



Şekil 9.8. Pencere büyüklüğü ve katman sayısının değişmesi ile elde edilen sonuç.

Topolojik parametre değerleri değiştirilerek yapılan işlemler sonucunda elde edilen sonuçlar arasından en iyi sonuç olarak elde edilen (pencere büyüklüğü 6x6, giriş sayısı 18, çıkış sayısı 3, öğrenme oranı 0,25, momentum 0,2, minimum hata oranı 0,002 ve gizli katman sayısı 27) görüntü Şekil 9.9’da sunulmuştur.

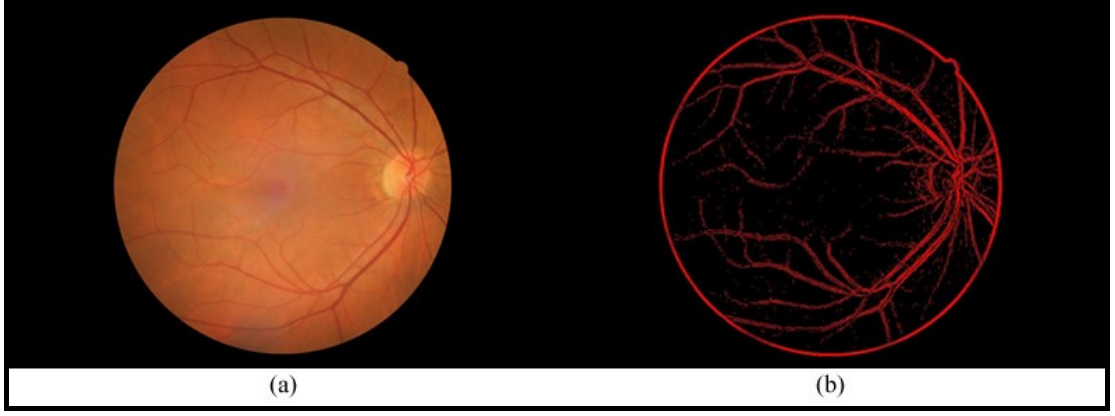


Şekil 9.9. YSA ile en iyi elde edilen sonuç görüntüsü.

9.2.2. Gradyan Vektör Algoritması ile Optik Disk ve Kan Damarı Tespiti

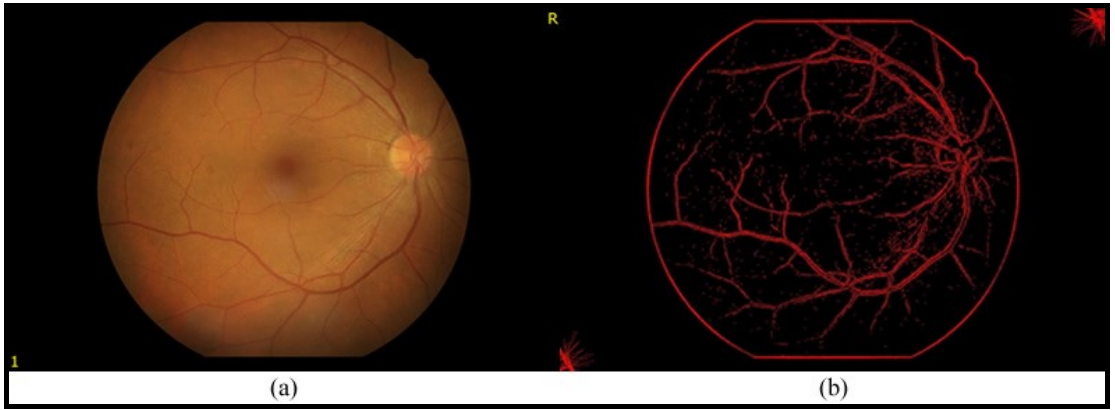
YSA'dan başarılı sonuç alınamaması üzerine gradyan vektör algoritması uygulanmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir. YSA'dan oldukça başarılı olarak gözlenen gradyan vektör algoritması, optik diski ve ana kan damarlarını başarılı bir şekilde bulmuş, fakat küçük kan damarlarını bulma konusunda ana kan damarlarında kaydettiği başarıyı sergileyememiştir. Bununla beraber genel anlamda, gradyan vektör algoritmasının bulduğu sonuçlar başarılı ve yeterlidir. Bölüm 8.2.2'de anlatılan adımlar uygulanarak elde edilen sonuçlar aşağıdaki şekillerde sunulmuştur.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.10.a'da gösterilen ve retinanın tam olarak her alanı ile görüntü sahasında bulunduğu ideale yakın formda optik disk ve kan damarları sonucu Şekil 9.10.b'de sunulmuştur.



Şekil 9.10. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina görüntüleri a) orijinal retina görüntüsü, b) optik disk ve kan damarları tespit edilmiş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.11.a'da gösterilen ve retina alanının alttan ve üstten kırılmış olduğu görüntüsünün ideale yakın formda optik disk ve kan damarları sonucu Şekil 9.11.b'de sunulmuştur.



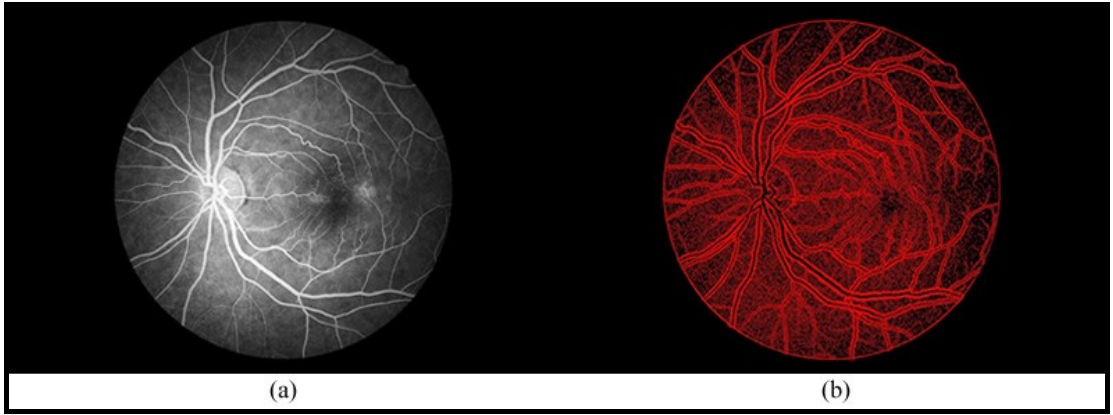
Şekil 9.11. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina görüntüleri a) orijinal retina görüntüsü, b) optik disk ve kan damarları tespit edilmiş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.12.a'da gösterilen ve retina alanının alttan, üstten ve soldan kırılmış olduğu görüntüsünün ideale yakın formda optik disk ve kan damarları sonucu Şekil 9.12.b'de sunulmuştur.



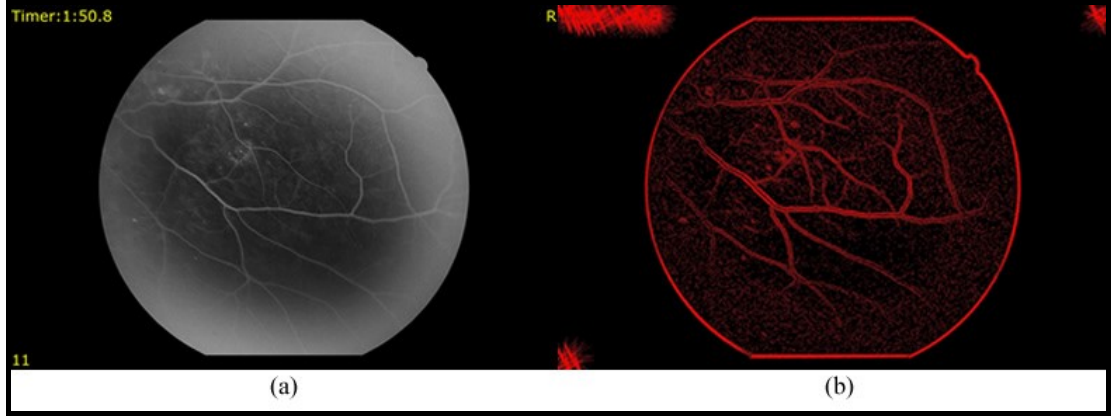
Şekil 9.12. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina görüntüleri a) orijinal retina görüntüsü, b) optik disk ve kan damarları tespit edilmiş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.13.a'da fundus floresein anjiyografisi gösterilen ve retinanın tam olarak her alanı ile görüntü sahasında bulunduğu fakat tam olarak saptanamayan optik disk ve kan damarlarının sonucu Şekil 9.13.b'de sunulmuştur.



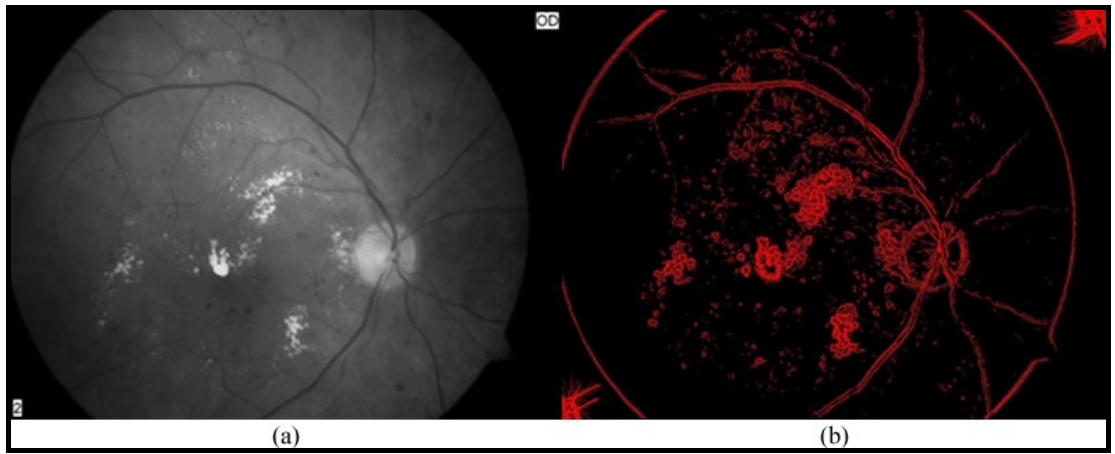
Şekil 9.13. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri a) orijinal retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü, b) optik disk ve kan damarları tespit edilmiş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.14.a'da fundus floresein anjiyografisi gösterilen ve retina alanının alttan ve üstten kırılmış olduğu görüntüsünün ideale yakın formda kan damarları sonucu Şekil 9.14.b'de sunulmuştur.



Şekil 9.14. Orijinal ve kan damarları tespit edilmiş retina fundus floresein anjiyografi görüntüleri a) orijinal retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü, b) kan damarları tespit edilmiş retina görüntüsü.

Orijinal görüntüsü Şekil 9.15.a'da fundus floresein anjiyografisi gösterilen ve retina alanının alttan, üstten ve soldan kırılmış olduğu görüntüsünün ideale yakın formda optik disk ve kan damarları sonucu Şekil 9.15.b'de sunulmuştur.



Şekil 9.15. Orijinal ve optik disk ile kan damarları tespit edilmiş retina fundus floresein anjiyografi retina görüntüleri a) orijinal retina fundus floresein anjiyografi görüntüsü, b) optik disk ve kan damarları tespit edilmiş retina görüntüsü.

Optik disk ve kan damarlarını tespit etmek için ilk önce, ileri beslemeli geri yayımlı YSA yöntemi kullanılmıştır. Fakat kullanılan bu yöntem başarılı bir sonuç üretememiştir. Daha ileri düzeydeki YSA türlerinden olan Khonen'in self organizing map modeli (SOM), hibrit YSA gibi diğer modellerin kendi geliştirdiğimiz bu modele ne şekilde katkı yapacağı araştırılırsa başarı oranı artırılabilir.

9.3. MİKROANEVRİZMA LEZYONLARI TESPİTİ

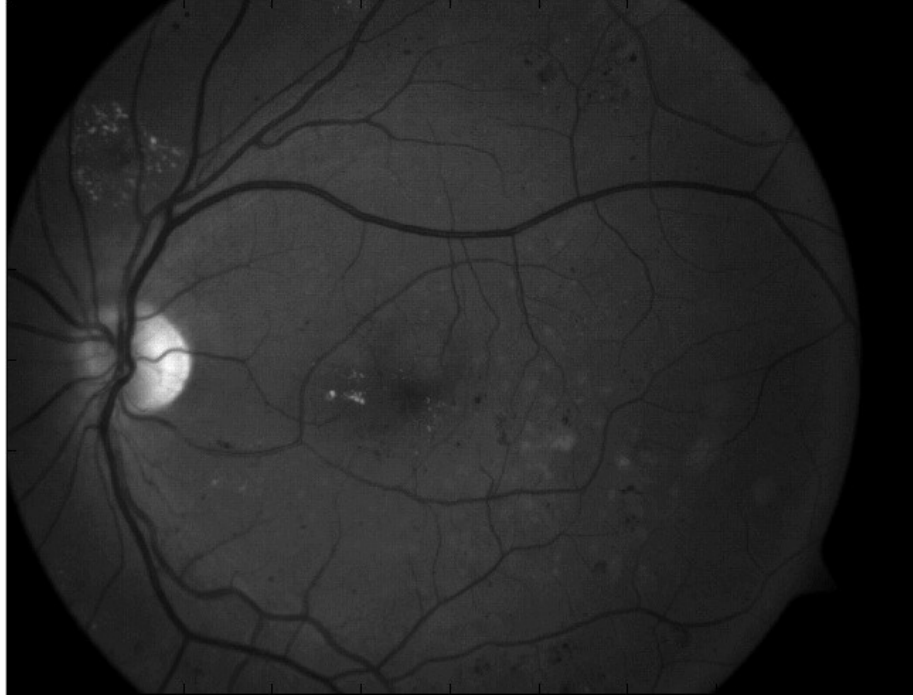
Mikroanevrizma lezyonlarını tespit etmek için Bölüm 8.3'te anlatılan görüntü işleme tekniklerinden, konvansiyonel metotlardan ve matematiksel morfoloji yönteminden yararlanılmıştır. Almanya'nın Technische Universitat Ilmenau üniversitesinden alınan görüntülerin bazılarının doktor işaretli görüntüleri de bulunması ve geliştirilen algoritma bu görüntüler üzerinde geliştirildiği için mikroanevrizma lezyonlarının tespiti işleminde sadece Almanya'dan alınan görüntüler kullanılmıştır.

Anlatılan yöntemin (optik disk ile kan damarlarının çıkarılmasıyla elde edilen görüntü üzerinde) ilk adımı olan orijinal görüntüyü yeşil banda çevirme işlemi sonucu elde edilen görüntü Şekil 9.16'da gösterilmiştir.



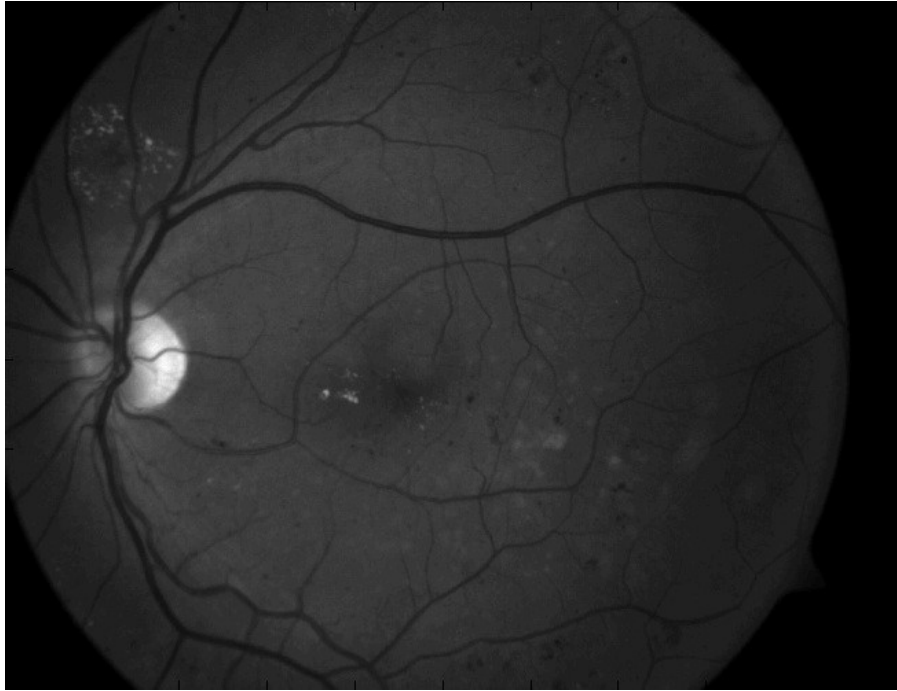
Şekil 9.16. Yeşil banda çevirme işlemi sonucu elde edilen görüntü.

Gaussian filtre uygulanması sonucu elde edilen görüntü Şekil 9.17’de gösterilmiştir.



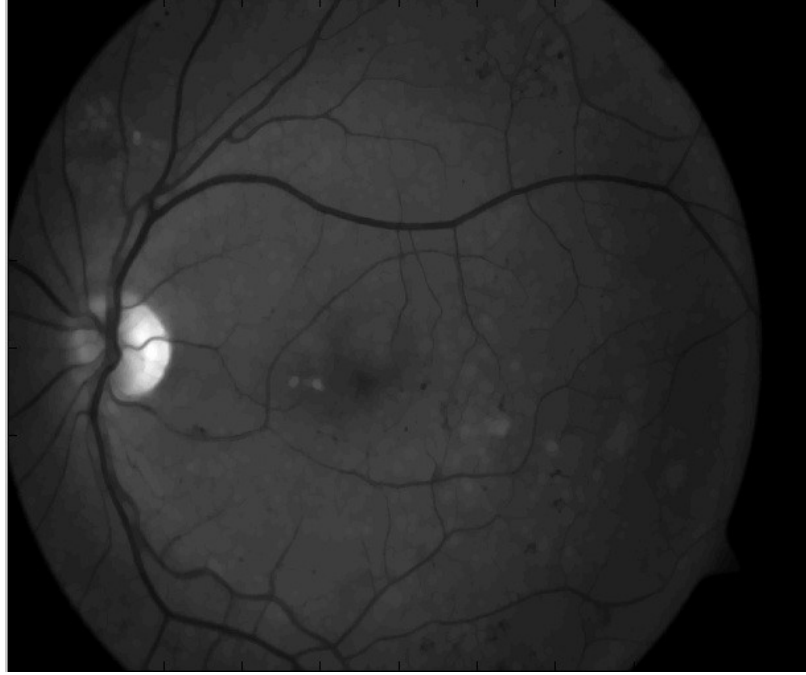
Şekil 9.17. Gaussian filtre uygulanması sonucu elde edilen görüntü.

Median filtre uygulanması sonucu elde edilen görüntü Şekil 9.18’de gösterilmiştir.



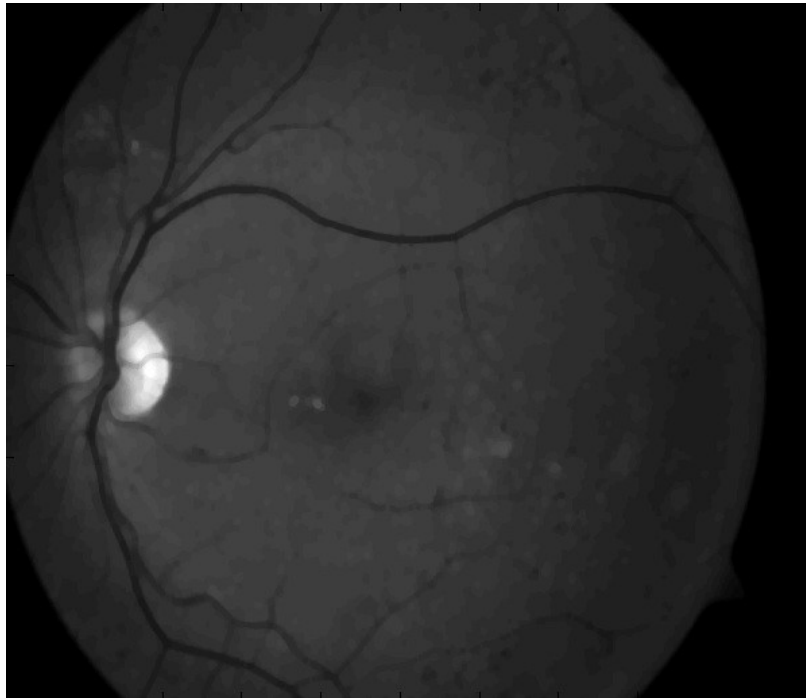
Şekil 9.18. Median filtre uygulanması sonucu elde edilen görüntü.

Opening işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü Şekil 9.19'da gösterilmiştir.



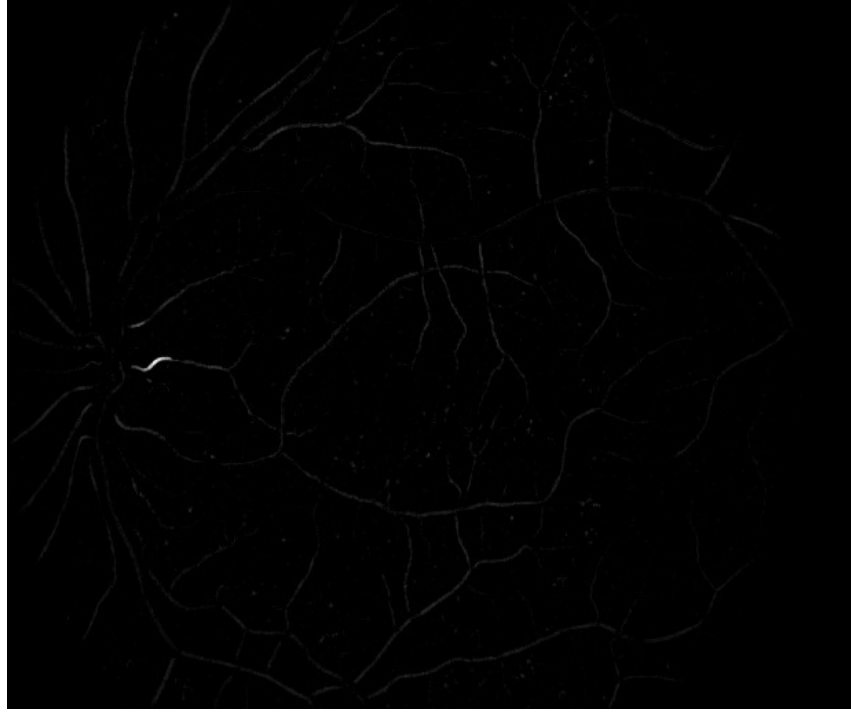
Şekil 9.19. Opening işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü.

Closing işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü Şekil 9.20'de gösterilmiştir.



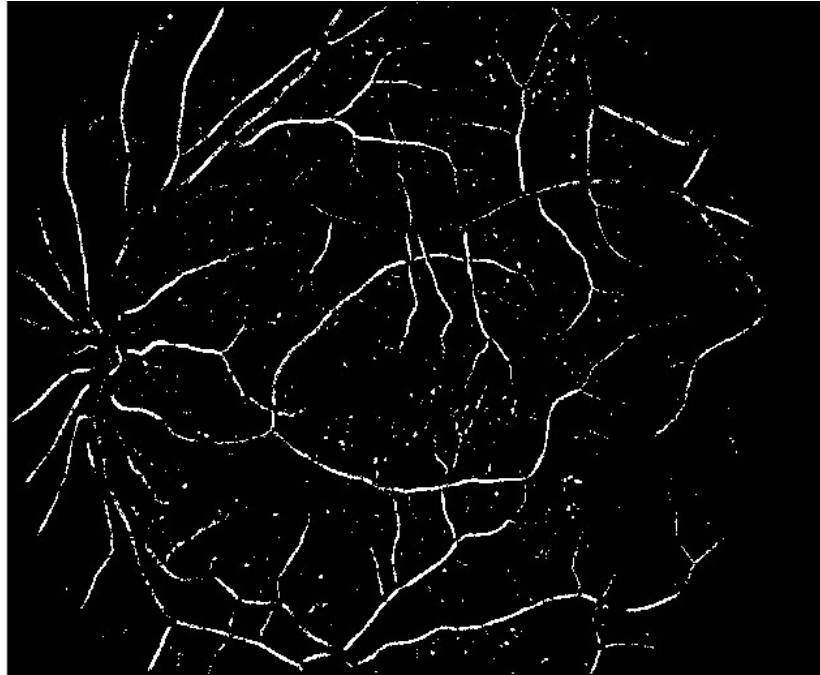
Şekil 9.20. Closing işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü.

Çıkarma işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü Şekil 9.21’de gösterilmiştir.



Şekil 9.21. Çıkarma işlemi uygulanması sonucu elde edilen görüntü.

Otsu threshold uygulanması sonucu elde edilmiş görüntü Şekil 9.22’de gösterilmiştir.



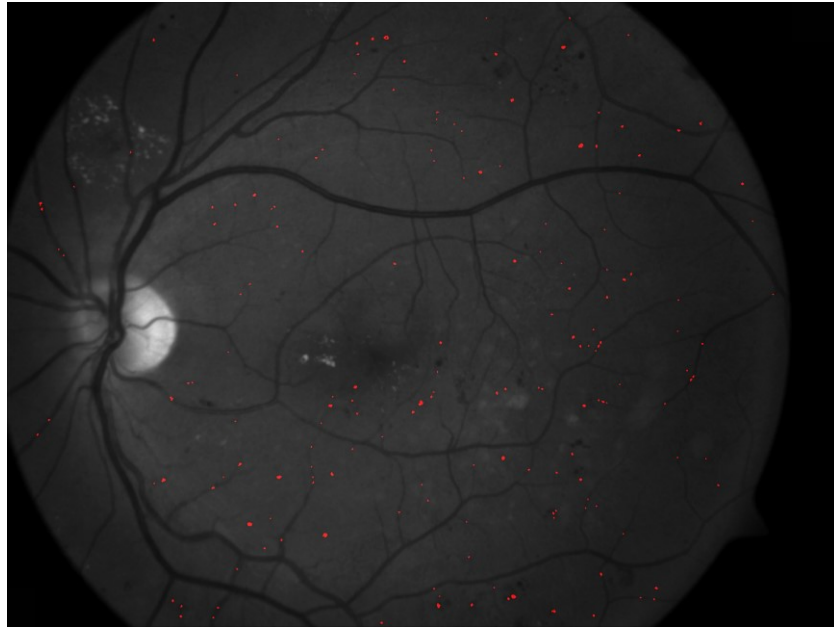
Şekil 9.22. Otsu threshold uygulanması sonucu elde edilmiş görüntü.

İstenmeyen objelerin silinmesi ile elde edilen görüntü Şekil 9.23’de gösterilmiştir.



Şekil 9.23. İstenmeyen objelerin silinmesi ile elde edilen görüntü.

İstenmeyen objelerin silinmesi sonucu elde edilen görüntü yeşil banda çevrilmiş görüntü üzerinde bindirildiği zaman elde edilen görüntü Şekil 9.24’te gösterilmiştir.



Şekil 9.24. Mikroanevrizma lezyonları işaretlenmiş görüntü.

Görüntü üzerinde tespit edilen mikroanevrizma lezyonlarının başarısı Bölüm 8.4'te anlatılan MCC parametre türlerine göre ölçülmüştür. Test sonuçlarına göre elde edilen en iyi sonuç; ROI sınırları içinde optik disk ve kan damarlarını çıkarınca elde edilen görüntü üzerinde geliştirilen algoritma çalıştırıldığında elde edilmiştir. Elde edilen en iyi sonuç Çizelge 9.3'te sunulmuştur.

Çizelge 9.3. Elde edilen en iyi sonucun performans analizi.

Parametre (Birim)	Sonuç
TP (adet)	53
FN (adet)	41
FP (adet)	86
TN (adet)	21 938
Sensitivity (%)	56,3830
Specificity (%)	99,6095
MCC (-)	0,4609

Mikroanevrizma lezyonu tespit etme işlemi yapılırken bazı parametrik değerler kullanılmıştır. Örneğin, Gaussian filtre uygularken 3x3'lük pencere kullanılmıştır. Görüntülerde *Eccentricity* özelliğine göre görüntü üzerindeki yapılar hesaplandıktan sonra düz çizgileri atmak için 0,83 parametresi kullanılmıştır. Bu türlü parametre değerleri tarama yapılan yayımlar tarafından okunarak öğrenilmiş, fakat yayınlarda kullanılan görüntüler ile bu tez çalışmasında kullanılan görüntülerin format ve standardı tamamıyla aynı olmadığı için parametrelerin en uygun olanları test edilerek bulunmuştur. Kullanılan parametreler ve onların belirlenen kısaltma isimleri Çizelge 9.4'te, parametre değerlerine göre elde edilen sonuçlar Çizelge 9.5'te sunulmuştur.

Çizelge 9.4. Fonksiyonlarda kullanılan parametreler ve kısaltma isimleri.

Fonksiyonlarda kullanılan parametre ismi	Kısaltma ismi
Disk şeklinde genişletme parametresi	dşgp
Parametre değerinden küçük yapıların silinmesi	pdkys
Gaussian Filtre pencere değeri	gfpd
Gaussian filtre sigma değeri	gfsd
Opening parametresi	op
Closing parametresi	cp
Düz çizgileri kaybetme parametresi	dçkp
Sonuç (TP:FN:FP:TN)	-
Matthew Correlation Coefficient	MCC

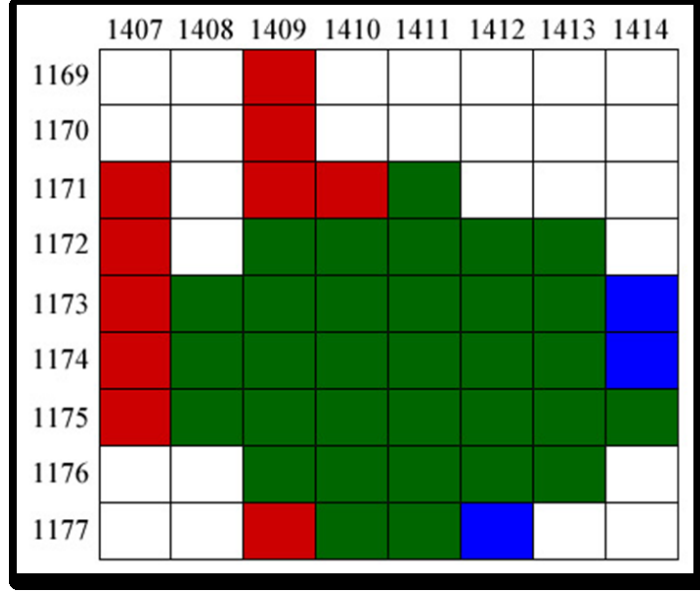
Çizelge 9.5. Parametre değerlerine göre elde edilen sonuçlar.

dşgp	pdkys	gfpd	gfsd	op	cp	dçkp	Sonuç (TP:FN:FP:TN)	MCC
6	600	3x3	4	8	6	0,83	53:41:88:21 936	0,4576
6	600	3x3	4	8	6	0,75	45:49:59:21 965	0,4527
6	600	3x3	4	8	6	0,80	51:43:82:21 942	0,4534
6	600	3x3	4	8	6	0,82	52:42:84:21 940	0,4572
6	600	3x3	4	8	6	0,85	54:40:98:21 926	0,4489
4	600	3x3	4	8	6	0,83	58:36:143:21 881	0,4185
4	600	3x3	4	8	6	0,80	54:40:124:21 900	0,4142
4	600	3x3	4	10	6	0,80	52:43:95:21 928	0,4371
4	600	3x3	4	10	6	0,75	44:51:67:21 956	0,4258
4	750	3x3	4	10	6	0,83	58:37:113:21 910	0,4520
4	750	3x3	4	10	6	0,85	62:33:130:21 893	0,4559
4	750	3x3	4	10	6	0,90	64:31:167:21 856	0,4285
6	750	3x3	4	8	6	0,83	54:40:95:21 929	0,4534
6	750	3x3	4	8	6	0,85	54:44:114:21 906	0,4176
6	750	3x3	4	8	6	0,80	51:47:93:21 927	0,4263
6	600	3x3	4	8	8	0,83	50:43:122:21 903	0,3920
6	600	3x3	4	6	6	0,83	55:38:127:21 898	0,4195
6	600	3x3	4	4	4	0,83	58:35:361:21 664	0,2882
6	600	5x5	4	8	6	0,83	49:46:94:21 929	0,4174
6	600	3x3	8	8	6	0,83	53:41:86:21 938	0,4609
6	600	3x3	16	8	6	0,83	53:41:86:21 938	0,4609
6	600	3x3	2	8	6	0,83	53:41:97:21 927	0,4434
6	600	3x3	0,5	8	6	0,83	45:50:79:21 944	0,4117
6	600	5x5	8	8	6	0,83	51:44:98:21 925	0,4256
6	600	2x2	8	8	6	0,83	54:40:109:21 915	0,4332
6	600	3x3	8	8	6	0,80	49:45:76:21 948	0,4494
6	600	3x3	8	8	6	0,85	54:40:96:21 928	0,4519
6	600	3x3	8	8	6	0,90	57:37:127:21 897	0,4302
6	600	3x3	8	8	6	0,84	53:41:90:21 934	0,4543
6	600	3x3	8	8	6	0,82	51:43:82:21 942	0,4534

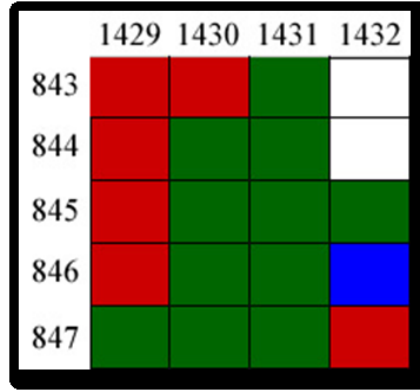
Görüntü üzerinde tespit edilen mikroanevrizma lezyonlarının kapladıkları piksel alanlar göz önüne alınarak ROC analizi yapılmıştır. Gelişigüzel seçilen 15 mikroanevrizma lezyonu için doktorun işaretlediği piksel alanlar ile geliştirilen yazılımın işaretlediği piksel alanları karşılaştırılmış ve elde edilen ROC eğrisi $y = 1$ doğrusuna yakınsadığı gözlenmiştir.

ROC analizi öncesi yapılan gerçek değerler ile test değerleri karşılaştırılmasında, TP değerleri yeşil, FN değerleri kırmızı, FP değerleri mavi ve TN değerleri beyaz ile

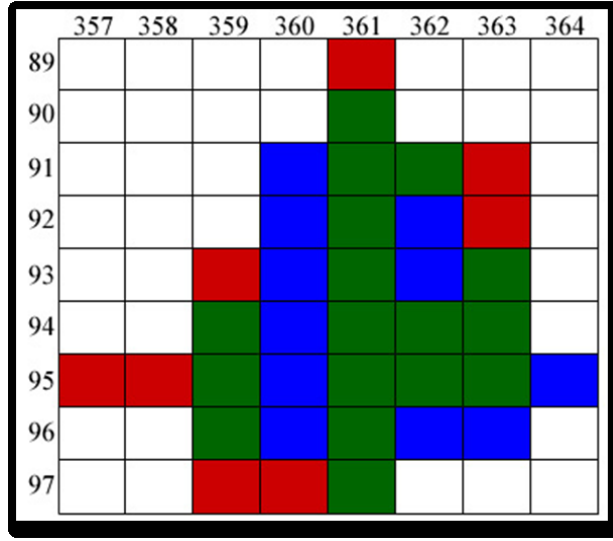
işaretilen gerçek değerler ile test değerleri arasındaki sonuçlar aşağıdaki şekillerde sunulmuştur.



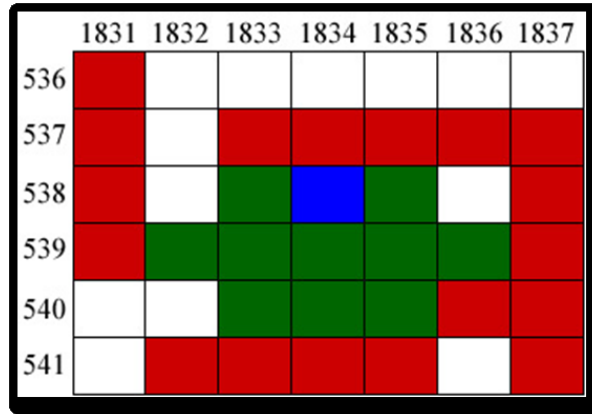
Şekil 9.25. Mikroanevrizma 1 (TP: 32 FN: 10 FP: 3 TN: 27).



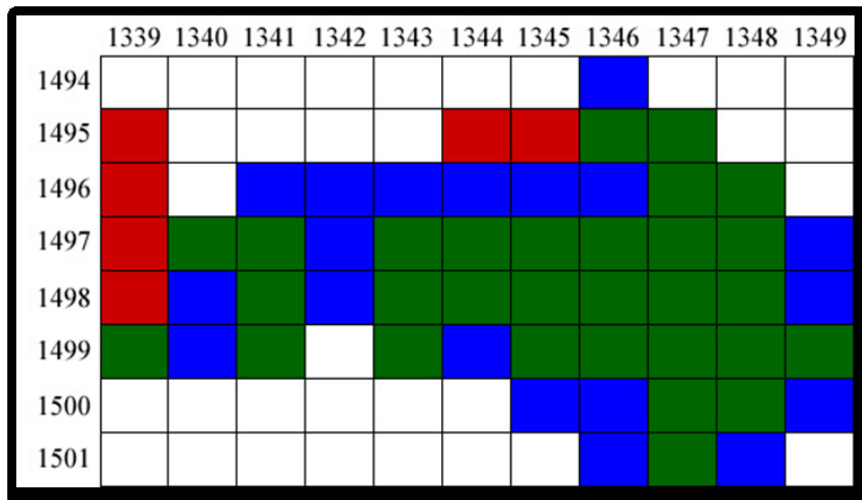
Şekil 9.26. Mikroanevrizma 2 (TP: 11 FN: 6 FP: 1 TN: 2).



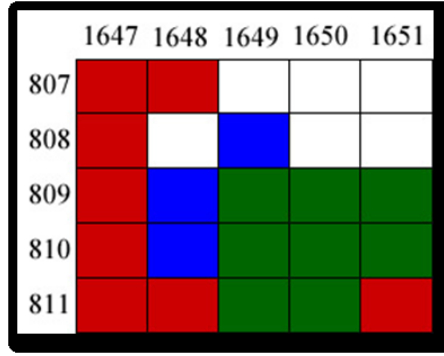
Şekil 9.27. Mikroanevrizma 3 (TP: 17 FN: 8 FP: 11 TN: 36).



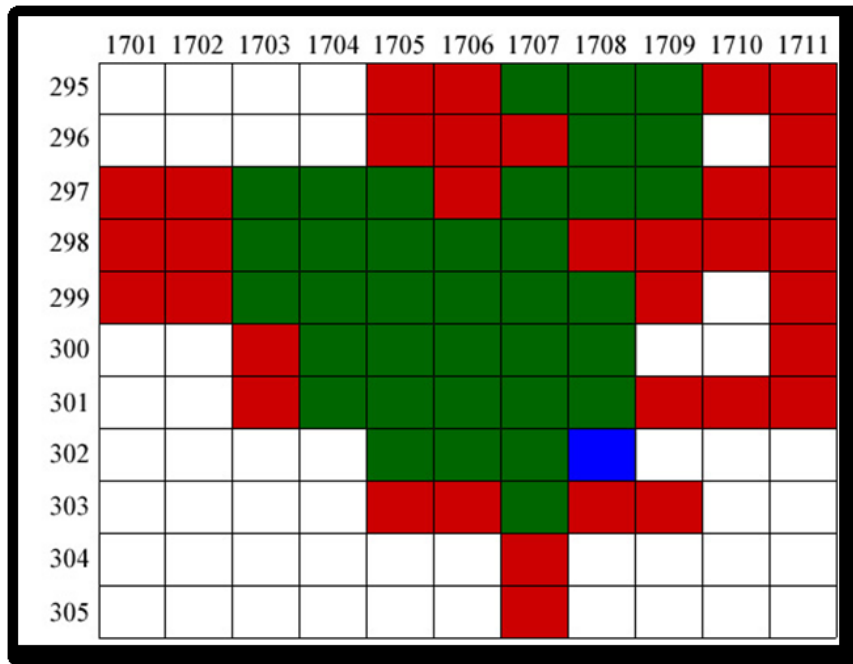
Şekil 9.28. Mikroanevrizma 4 (TP: 10 FN: 18 FP: 1 TN: 13).



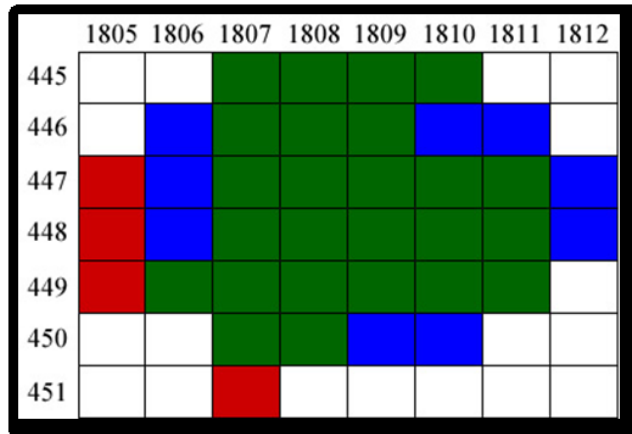
Şekil 9.29. Mikroanevrizma 5 (TP: 30 FN: 6 FP: 19 TN: 33).



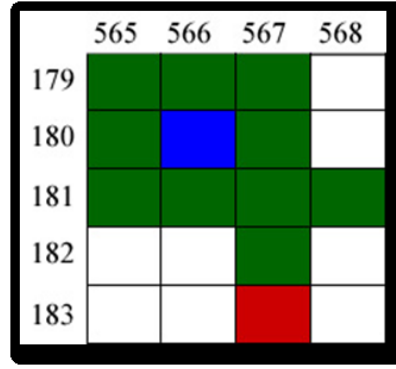
Şekil 9.30. Mikroanevrizma 6 (TP: 8 FN: 7 FP: 3 TN: 6).



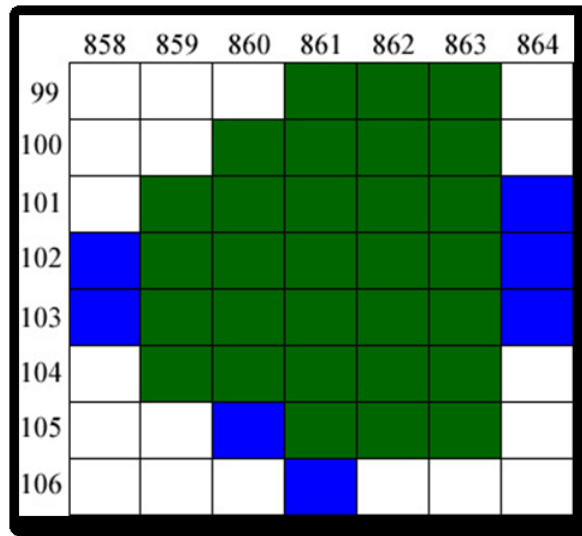
Şekil 9.31. Mikroanevrizma 7 (TP: 36 FN: 35 FP: 1 TN: 48).



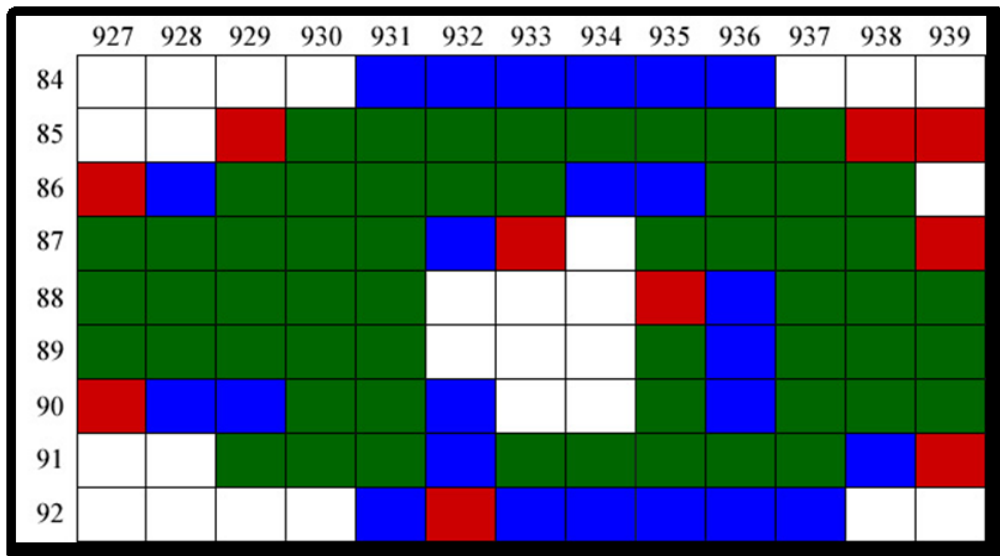
Şekil 9.32. Mikroanevrizma 8 (TP: 25 FN: 4 FP: 9 TN: 18).



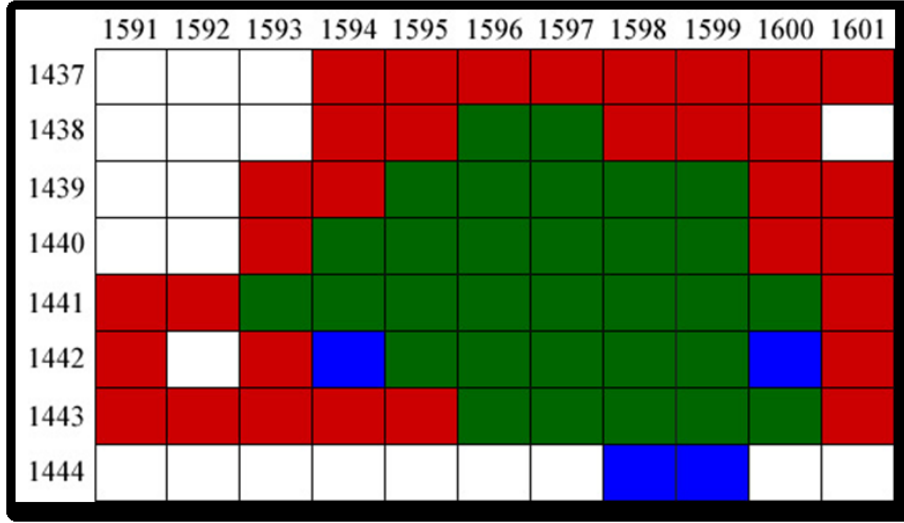
Şekil 9.33. Mikroanevrizma 9 (TP: 10 FN: 1 FP: 1 TN: 8).



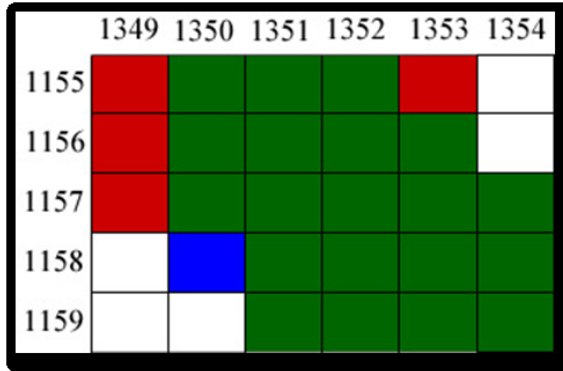
Şekil 9.34. Mikroanevrizma 10 (TP: 30 FN: 0 FP: 7 TN: 19).



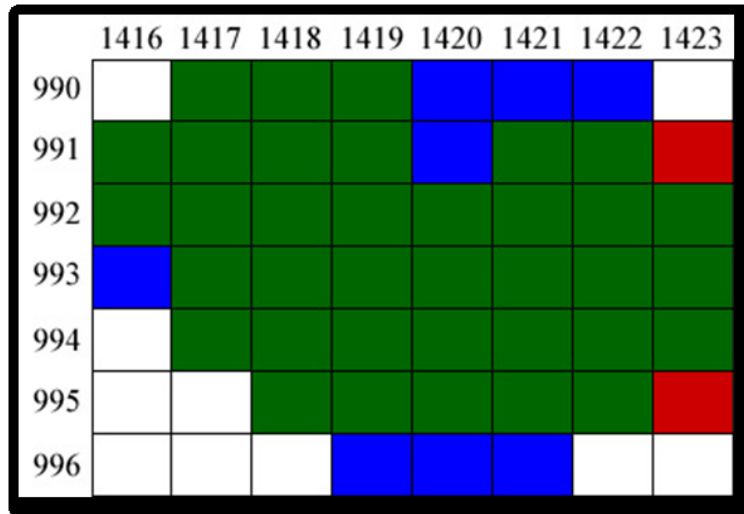
Şekil 9.35. Mikroanevrizma 11 (TP: 56 FN: 10 FP: 24 TN: 27).



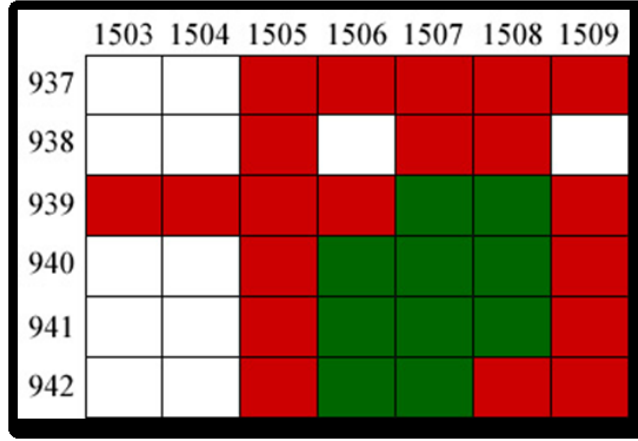
Şekil 9.36. Mikroanevrizma 12 (TP: 31 FN: 32 FP: 4 TN: 21).



Şekil 9.37. Mikroanevrizma 13 (TP: 20 FN: 4 FP: 1 TN: 5).



Şekil 9.38. Mikroanevrizma 14 (TP: 36 FN: 2 FP: 8 TN: 10).



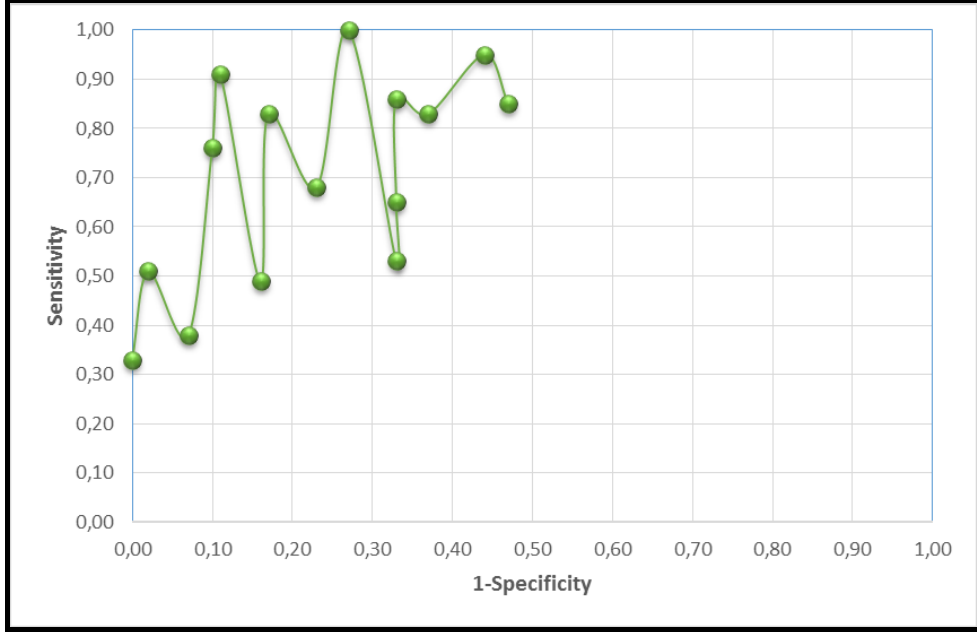
Şekil 9.39. Mikroanevrizma 15 (TP: 10 FN: 20 FP: 0 TN: 12).

Her bir mikroanevrizma lezyonunun TP, FN, FP, TN, sensitivity, specificity ve 1-specificity ve MCC değerleri Çizelge 9.6’da sunulmuştur.

Çizelge 9.6. Mikroanevrizma lezyonlarının performans analiz sonuçları.

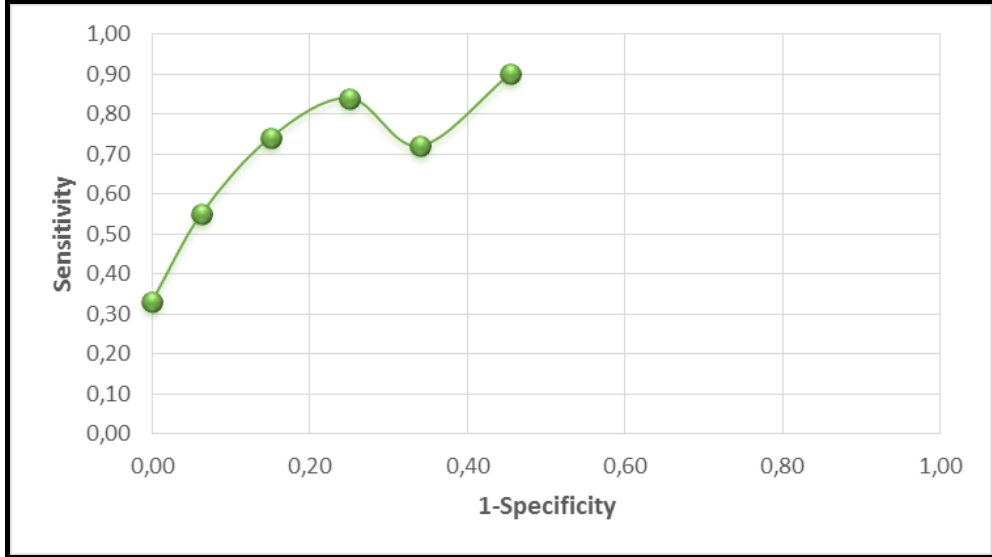
Lezyon	TP	FN	FP	TN	Sensitivity	Specificity	1-Specificity	MCC
1	32	10	3	27	0,76	0,90	0,10	0,6529
2	11	6	1	2	0,65	0,67	0,33	0,2287
3	17	8	11	36	0,68	0,77	0,23	0,4355
4	10	18	1	13	0,38	0,93	0,07	0,3063
5	30	6	19	33	0,83	0,63	0,37	0,4631
6	8	7	3	6	0,53	0,67	0,33	0,1943
7	36	35	1	48	0,51	0,98	0,02	0,5180
8	25	4	9	18	0,86	0,67	0,33	0,5410
9	10	1	1	8	0,91	0,89	0,11	0,7980
10	30	0	7	19	1,00	0,73	0,27	0,7698
11	56	10	24	27	0,85	0,53	0,47	0,4030
12	31	32	4	21	0,49	0,84	0,16	0,3060
13	20	4	1	5	0,83	0,83	0,17	0,5819
14	36	2	8	10	0,95	0,56	0,44	0,5724
15	10	20	0	12	0,33	1,00	0,00	0,3536
Ort.	24,1	10,9	6,2	19	0,70	0,77	0,23	0,4750

Elde edilen ve yukarıda paylaşılan değerlere göre ROC analizi yapılmıştır. 15 farklı mikroanevrizma lezyonunun sensitivity değerleri y eksenini, (1-specificity) değerleri x eksenini oluşturmuş ve bir ROC grafiği elde edilmiştir. Elde edilen ROC grafiği Şekil 9.40’da sunulmuştur.



Şekil 9.40. ROC grafiği.

ROC grafiği elde edildikten sonra, x ekseninde aynı aralığa gelen sensitivity değerlerinin aritmetik ortalaması alınarak ROC eğrisi hesaplanmış ve sonuç Şekil 9.41’de sunulmuştur.



Şekil 9.41. ROC eğrisi.

Mikroanevrizma lezyonu tespit etmek için geliştirilen algoritma, ROI sınırları içinde optik disk ve kan damarları bulunmadan, orijinal görüntü üzerinde test edilmiş ve performans analiz değerlerine göre elde edilen sonuçlar Çizelge 9.7’de sunulmuştur.

Çizelge 9.7. Parametre değerlerine göre elde edilen sonuçlar.

gfpd	gfsd	op	cp	dçkp	Sonuç (TP:FN:FP:TN)	MCC
3x3	4	8	6	0,83	61:32:168:26 533	0,4150
3x3	4	8	6	0,75	53:40:118:26 583	0,4176
3x3	4	8	6	0,80	59:34:153:26 548	0,4173
3x3	4	8	6	0,81	60:33:157:26 544	0,4195
3x3	4	8	6	0,82	61:32:162:26 539	0,4207
3x3	4	8	6	0,84	62:31:177:26 524	0,4129
3x3	4	8	6	0,90	69:24:228:26 473	0,4120
3x3	4	10	6	0,83	61:33:146:26 554	0,4345
3x3	4	10	6	0,75	49:45:104:26 596	0,4060
3x3	4	10	6	0,80	58:36:132:26 568	0,4313
3x3	4	10	6	0,85	65:29:166:26 534	0,4383
3x3	4	10	6	0,90	68:26:199:26 501	0,4262
3x3	4	8	8	0,83	59:33:160:26 542	0,4128
3x3	4	6	6	0,83	67:26:212:26 489	0,4128
3x3	4	4	4	0,83	68:24:481:26 221	0,2978
5x5	4	8	6	0,83	58:36:175:26 525	0,3888
2x2	4	8	6	0,83	63:29:209:26 493	0,3950
3x3	8	8	6	0,83	62:31:165:26 536	0,4238
3x3	16	8	6	0,83	62:31:165:26 536	0,4238
3x3	2	8	6	0,83	65:28:180:26 521	0,4277
5x5	8	8	6	0,83	59:35:181:26 519	0,3896
4x4	8	8	6	0,83	66:28:203:26 497	0,4119
2x2	8	8	6	0,83	63:29:209:26 493	0,3950
3x3	8	8	6	0,75	53:40:116:26 585	0,4201
3x3	8	8	6	0,80	58:35:150:26 551	0,4142
3x3	8	8	6	0,82	62:31:161:26 540	0,4277
3x3	8	8	6	0,84	63:30:175:26 526	0,4205
3x3	8	8	6	0,85	64:29:187:26 514	0,4159
3x3	8	8	6	0,90	69:24:226:26 475	0,4134
3x3	8	8	8	0,83	58:34:158:26 544	0,4085
3x3	8	6	6	0,83	65:28:208:26 493	0,4048
3x3	8	10	10	0,83	39:56:66:26 633	0,3882

Kullanılan iki metotta da işaretlenen mikroanevrizmalar program tarafından aynı biçim ve büyüklükte işaretlendiğinden dolayı elde edilen sonuçlar Şekil 9.16 ile Şekil 9.30 arasında gösterilen sonuçlar ile aynıdır.

Optik disk ve kan damarlarının çıkarılması ile elde edilen sonuçlar ile optik disk ve kan damarları çıkarılmadan elde edilen sonuçlar parametre değerlerine göre Çizelge 9.5’de ve Çizelge 9.7’de sunulmuştur. İki metotta elde edilen en iyi sonuçların karşılaştırılması Çizelge 9.8’de sunulmuştur.

Çizelge 9.8. Optik ve kan damarlarının çıkarılmadan önce ve çıkarıldıktan sonra metot uygulandığında elde edilen en iyi sonuçlar.

Parametre	Optik disk ve kan damarları çıkarılmadan önce metot uygulandığında	Optik disk ve kan damarları çıkarıldıktan sonra metot uygulandığında
TP	65	53
FN	29	41
FP	166	86
TN	26 534	21 938
MCC	0,4383	0,4609
Sensitivity	69,1489	56,3830
Specificity	99,3783	99,6095

Optik disk ve kan damarları çıkarılmadan önce metot uygulandığı zaman, optik disk ve kan damarlarının çevrelerinde yer alan mikroanevrizma lezyonları başarılı bir şekilde tespit edilmiştir. Fakat optik disk ve kan damarları çıkarıldıktan sonra optik disk ve kan damarlarının çevrelerindeki mikroanevrizma lezyonları da çıkarıldığı için bu bölgedeki mikroanevrizma lezyonları tespit edilememiştir. Bu yüzden, TP değerleri 65-53 olmuş, kaybolan 12 mikroanevrizma değeri FN değerlerine yansımıştır. Diğer yandan da optik disk ve kan damarları çıkarılmadan önce metot uygulandığı zaman, optik disk ve kan damarlarının üzerinde mikroanevrizma olmamasına rağmen, yazılım mikroanevrizma lezyonlarını optik disk ve kan damarları üzerinde işaretlemiş ve FP değeri bu yüzden ilk metotta yüksek çıkarken ikinci metotta düşük çıkmıştır. Elde edilen MCC değerleri iki metotta da birbirine yakın çıktığından dolayı iki metot da başarılı olarak kabul edilebilir düşünülmüştür.

Trucco ve arkadaşları 2013 yılında yayınlamış oldukları çalışmalarında, mikroanevrizma lezyonlarını tespit eden 21 farklı yayının, sensitivity ve specificity özelliklerine göre Bölüm 6.4’teki Çizelge 6.1’de gösterilen bir sonuç tablosu oluşturmuşlardır [28]. Bu tez çalışmasında kullanılmış olan metotlardan elde edilen

sonuçlar, sensitivity ve specificity parametre değerlerine göre Trucco ve arkadaşlarının yayınladıkları tablodaki sonuçlar ile karşılaştırılmış ve bu tabloda yer alan bazı sonuçlardan daha başarılı olarak Trucco ve arkadaşlarının yayınladıkları tablodaki 21 farklı sonuç arasına girmeyi başarmıştır.

KAYNAKLAR

1. Tierney, L. M., McPhee, S. J., and Papadakis, M. A., "Current Medical Diagnosis & Treatment International ed.", *Lange Medical Books/McGraw-Hill*, New York, 1203-1215 (2002).
2. İnternet: Türkiye Diyabet Vakfı, "Diyabet Nedir?", <http://www.turkdiab.org/page.aspx?u=1&s=12> (2014).
3. Rother, K. I., "Diabetes treatment - bridging the divide", *The New England Journal of Medicine*, 356: 1499-1501 (2007).
4. Davidson, J. K., "Clinical Diabetes Mellitus: A Problem Oriented 2nd ed.", *New York: Thieme Medical Publishers*, New York, 427-443 (1991).
5. Shivashankar, M., and Mani, D., "A brief overview of diabetes", *International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences*, 3 (4): 22-27 (2011).
6. Başmak, H., "Gözün Anatomisi ve Fizyolojisi", *Esen Ofset Matbaacılık*, Eskişehir, 8-9, 49-52, 55-57, 60-61, 68-71 (2005).
7. İnternet: Vikipedi Özgür Ansiklopedi, "Göz", <http://www.tr.wikipedia.org/wiki/Göz> (2014).
8. İnternet: Tubitak Bilim Dergisi, "Gözümüzde Bulunan Kör Nokta Nedir? Günlük Hayatta Kör Noktanın Varlığını Neden Hissetmiyoruz?", http://www.biltek.tubitak.gov.tr/merak_ettikleriniz/index.php?kategori_id=2&oru_id=482 (2014).
9. İnternet: The Organization of Retina and Visual System, "Gross Anatomy of the Eye", <http://webvision.med.utah.edu/imageswv/sagitta2.jpeg> (2014).
10. İnternet: Türkiye Diyabet Vakfı, "Diyabet ve Göz", <http://turkdiab.org/page.aspx?s=96> (2014).
11. Burda, N., Mema, V., Mahmudi, E., Selimi, B., Zhugli, S., Lenajni, B., and Bunjaku, I., "Prevalence of dry eye syndrome at patients with diabetes melitus TIP 2", *Journal of Acute Disease*, 5: 48-51 (2013).
12. Sujithkumar, B., and Singh, V., "Automatic detection of diabetic retinopathy in non-dilated RGB retinal fundus images", *International Journal of Computer Applications*, 47 (19): 26-32 (2012).

13. Özkan, K. F., “Diyabetik maküler ödem tespitinde grid lazer sonuçlarımız”, Uzmanlık Tezi, *T.C. Sağlık Bakanlığı Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi Göz Kliniği*, İstanbul, 4-19 (2005).
14. Junior, S. B., and Welfer, D., “Automatic detection of microaneurysms and hemorrhages in color eye fundus images”, *International Journal of Computer Science and Information Technology (IJCSIT)*, 5 (5): 21-37 (2013).
15. Atmaca, L., ve Atmaca Sönmez, P., “Nonproliferatif ve proliferatif diabetik retinopatide ışık koagüleyasyonu”, *Ret-vit*, 10: 103-112 (2002).
16. Jonas, J. B., Gusek, G. C., Guggenmoos-Holzmann, I., and Naumann, G. O., “Variability of the real dimensions of normal human optic discs”, *Graefes Arch Clin. Exp Ophthalmol*, 226 (4): 332-336 (1988).
17. Mansour, A. M., Walsh, J. B., and Henkind, P., “Optic disc size in central retinal vein occlusion”, *Ophthalmology*, 97 (2): 165-166 (1990).
18. Recep, Ö. F., “Göz Bilimleri Sözlüğü”, *Marina Tanıtım*, Ankara, 26-85 (2006).
19. Kaynak, S., “Vitreus hemorajilerinde tedavi zamanlaması”, *Ret-vit*, 3: 268-277 (1995).
20. Poulsen, R. S., and Pedron, I., “Region of interest finding in reduced resolution colour imagery – application to cancer cell detection”, *Pattern Recognition*, 28 (11): 1645-1655 (1995).
21. Li, Y., Li, W., and Ma, Y., “Accurate iris location based on region of interest”, *2012 International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology (ICBEB)*, Macau, 704-707 (2012).
22. Godse, D. A., and Bormane, D. S., “Automated localization of optic disc in retinal images”, *(IJACSA) International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, 4 (2): 65-71 (2013).
23. Sekar, G. B., and Nagarajan, P., “Localisation of optic disc in fundus images by using clustering and histogram techniques”, *2012 International Conference on Computing, Electronics and Electrical Technologies [ICCEET]*, Kumaracoil, 584-589 (2012).
24. Winder, R. J., Morrow, P. J. McRitchie, I. N., Bailie, J. R., and Hart, P. M., “Algorithms for digital image processing in diabetic retinopathy”, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 33 (8): 608-622 (2009).
25. Akram, M. U., and Khanum, A., “Retinal images: blood vessel segmentation by threshold probing”, *2010 IEEE Symposium on Industrial Electronics & Applications (ISIEA)*, Penang, 493-497 (2010).

26. Quellec, G., Lamard, M., Josselin, P. M., Cazuguel, G., Cochener, B., and Roux, C., "Optimal wavelet transform for the detection of microaneurysms in retina photographs", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27 (9): 1230-1241 (2009).
27. Purwita, A. A., Adityowibowo, K., and Dameitry, A., "Automated microaneurysm detection using mathematical morphology", *International Conference on Instrumentation, Communication, Information Technology and Biomedical Engineering*, Bandung, 117-120 (2011).
28. Trucco, E., Ruggeri, A., Karnowski, T., Giancardo, L., Chaum, E., Hubschman, J. P., al-Diri, B., Cheung, C. Y., Wong, D., Abramoff, M., Lim, G., Kumar, D., Burlina, P., Bressler, N. M., Jelinek, H., Meriaudeau, F., Quellec, G., MacGillivray, T., and Dhillon, B., "Validating retinal fundus image analysis algorithms: issues and a proposal", *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 54: 3546-3559 (2013).
29. Scott, J., and Pusateri, M., "Towards real-time hardware gamma correction for dynamic contrast enhancement", *Applied Imagery Pattern Recognition Workshop (AIPRW)*, Washington, 1-5 (2009).
30. Chang, C. C., Hsiao, J. Y., and Hsieh, C. P., "An adaptive median filter for image denoising", *IITA '08. Second International Symposium on Intelligent Information Technology Application*, 346-350 (2008).
31. Sezgin, M., ve Sankur, B., "Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation", *Journal of Electronic Imaging*, 13 (1): 146-165 (2004).
32. Otsu, N., "A threshold selection method from gray-level histograms", *IEEE Trans. Sys., Man., Cyber.*, 9 (1): 62-66 (1979).
33. Siddalingaswamy, P. C., and Gopalakrishna, P. K., "Automatic localization and boundary detection of optic disc using implicit active contours", *International Journal of Computer Applications*, 1 (7): 1-5 (2010).
34. Abramoff, M. D., and Niemeijer, M., "The automatic detection of the optic disc location in retinal images using optic disc location regression", *EMBS 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, 4432-4435 (2006).
35. Kaur, J., and Sinha, H. P., "Automated localization of optic disc and macula from fundus images", *International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering*, 2 (4): 242-249 (2012).
36. Joshi, G. D., Sivaswamy, J., Karan, K., and Krishnadas, S. R., "Optic disc and cup boundary detection using regional information", *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, Rotterdam, Netherlands, 948-951 (2010).

37. Kanski, J. J., "Clinical Ophthalmology: A Systematic Approach 6th ed.", **Butterworth-Heinemann**, United Kingdom, 405-419 (2007).
38. Pang, K. Y., Iznata, I. L., Fadzil, M. H. A., and Hanung, A. N., "Segmentation of retinal vasculature in colour fundus images", **Innovative Technologies in Intelligent Systems and Industrial Applications**, Monash, Australia, 398-401 (2009).
39. Atila, Ü., "3B CBS kapsamında çok katlı bina yangınlarına yönelik akıllı bireysel tahliye modelinin yapay sinir ağı ile tasarlanması", Doktora Tezi, **Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, Karabük, 96-115 (2013).
40. Elmas, Ç., "Yapay Sinir Ağları (Kuram, Mimari, Eğitim, Uygulama) 1st ed.", **Seçkin Yayıncılık**, Ankara, 15-180 (2003).
41. Öztemel, E., "Yapay Sinir Ağları 3rd ed.", **Papatya Yayıncılık**, İstanbul, 15-250 (2012).
42. Evans, A. N., and Liu, X. U., "A morphological gradient approach to color edge detection", **IEEE Transaction on Image Processing**, 15 (6): 1454-1463 (2006).
43. İnternet: Wikipedia The Free Encyclopedia, "Active Contour Model", http://en.wikipedia.org/wiki/Active_contour_model (2014).
44. Nixon, M. S., and Aguado, A. S., "Feature Extraction and Image Processing 1st ed.", **Academic Press**, İngiltere, 86-90 (2002).
45. Spiegel, M. R., "Theory and Problems of Probability and Statistics 2nd ed.", **New York: McGraw-Hill**, New York, 109-111 (1992).
46. Murugan, R., Korah, R., Fathima, S., N., and Haritha, V., T., "Microaneurysms detection methods in retinal images using mathematical morphology", **International Journal of Advances in Engineering Science and Technology IJAEST**, Hindistan, 120-128 (2013).
47. İnternet: Wikipedia The Free Encyclopedia, "Finite Difference", http://en.wikipedia.org/wiki/Finite_difference (2014).
48. Burden, R. L., and Faires, J. D., "Numerical Analysis 9th ed.", **Cengage Learning**, Kanada, 129-132 (2010).
49. Karhan, M., Oktay, M. O., Karhan, Z., ve Demir, H., "Morfolojik görüntü işleme yöntemleri ile kayıslarda yaprak delen (çil) hastalığı sonucu oluşan lekelerin tespiti", **6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11)**, Elazığ, 172-176 (2011).
50. İnternet: MathWorks, "fspecial: Create Predefined 2-D Filter", <http://www.mathworks.com/help/images/ref/fspecial.html> (2014).

51. İnternet: MathWorks, “imfilter: N-D Filtering of Multidimensional Image”, <http://www.mathworks.com/help/images/ref/imfilter.html> (2014).
52. İnternet: MathWorks, “bwareaopen: Remove Small Objects from Binary Image”, <http://www.mathworks.com/help/images/ref/bwareaopen.html> (2014).
53. İnternet: MathWorks, “bwlabel: Label Connected Components in 2-D Binary Image”, <http://www.mathworks.com/help/images/ref/bwlabel.html> (2014).
54. İnternet: MathWorks, “regionprops: Measure Properties of Image Regions”, <http://www.mathworks.com/help/images/ref/regionprops.html#bqkf8id> (2014).
55. İnternet: MathWorks, “regionprops: Measure Properties of Image Regions”, <http://www.mathworks.com/help/images/ref/regionprops.html#bqkf8ln> (2014).
56. İnternet: Wikipedia The Free Encyclopedia, “Matthews Correlation Coefficient”, http://en.wikipedia.org/wiki/Matthews_correlation_coefficient (2014).
57. Matthews, B. W., “Comparison of the predicted and observed secondary structure of T4 phage lysozyme”, *Biochimica at Biophysica Acta (BBA) – Protein Structure*, 405 (2): 442-451 (1975).
58. İnternet: Wikipedia The Free Encyclopedia, “Sensitivity and Specificity”, http://en.wikipedia.org/wiki/Sensitivity_and_specificity (2014).
59. Fawcett, T., “An Introduction to ROC Analysis”, *Pattern Recognition Letters*, 27 (8): 861-874 (2006).
60. Fawcett, T., “ROC Graphs: Notes and Practical Considerations for Researches”, *Kluwer Academic Publishers*, Hollanda, 4-18 (2004).

ÖZGEÇMİŞ

Eftâl ŞEHİRLİ, 1989 yılında Karabük'te doğdu. İlkokul ve ortaokul öğrenimini Safranbolu'da Ünsal Tülbentçi İlköğretim okulunda tamamladı. Lise öğrenimini Safranbolu Anadolu Lisesi'nde 2007 yılında tamamladı. Aynı sene İstanbul Doğuş Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü'nü tam burslu olarak kazandı ve lisans öğrenimini aynı yerde bölüm ikincisi olarak bitirdi. Yüksek lisans öğrenimine 2012 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda başlamıştır. 3 ay süre ile Almanya'nın Technische Universität Ilmenau üniversitesinde Erasmus öğrencisi olarak tez çalışması yapmış ve yüksek lisans öğrenimini 2014 yılında tamamlamıştır. 2012 yılında Karabük Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak göreve başlamış ve hâlen aynı yerde çalışmaya devam etmektedir. Ayrıca, 2012 yılından itibaren Karabük Üniversitesi masa tenisi takımının antrenörlük görevini üstlenmiştir.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Karabük Üniversitesi Demir Çelik Kampüsü
Mühendislik Fakültesi
Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
Balıklar Kayası Mevkii / KARABÜK
E-posta : eftalsehirli@karabuk.edu.tr