

**SAYISAL GÖRÜNTÜ İŞLEME İLE
GÖZ HASTALIKLARININ TEŞHİSİ İÇİN BİR
YARDIMCI SİSTEM TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mefule GÖKÇE

DANIŞMAN

Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN

Makine Mühendisliği

Ocak, 2014

**AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SAYISAL GÖRÜNTÜ İŞLEME İLE GÖZ HASTALIKLARININ
TEŞHİSİ İÇİN BİR YARDIMCI SİSTEM TASARIMI**

Mefule GÖKÇE

DANIŞMAN

Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

OCAK 2014

TEZ ONAY SAYFASI

Mefule GÖKÇE tarafından hazırlanan “Sayısal görüntü işleme ile göz hastalıklarının teşhisi için bir yardımcı sistem tasarımı” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca .../...../..... tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN

Başkan : Prof. Dr. Muhammet YÜRÜSOY
Teknoloji Fakültesi, İmza

Üye : Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN
Mühendislik Fakültesi, İmza

Üye : Yrd. Doç. Dr. Murat CANER
Teknoloji Fakültesi İmza

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun
...../...../..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.
.....
Prof. Dr. Mevlüt DOĞAN
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

20/02/2014

Mefule GÖKÇE

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

SAYISAL GÖRÜNTÜ İŞLEME İLE GÖZ HASTALIKLARININ TEŞHİSİ İÇİN BİR YARDIMCI SİSTEM TASARIMI

Mefule GÖKÇE

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN

Doktorlar tarafından gerek hastalıkların tanısında gerekse tedavisinde bilgisayar destekli tıbbi görüntüleme teknikleri ve teknolojileri çok geniş bir şekilde kullanılmaktadır. Doktorlar hastalıkların teşhisi için röntgen, MR gibi manyetik görüntüleme cihazlarından elde edilen görüntüleri inceleyerek mesleki bilgi ve tecrübelerine göre hastalığın tanısını koymaktadır. Göz hastalıklarının çoğu optik görüntüleme cihazları ile doktorlar tarafından tespit edilmektedir. Ancak bazı hastalıklar doktorların tespitinin yanında görüntü işleme yazımları ile de tespit edilebilmektedir.

Bu çalışmada optik diskin yerinin otomatik olarak belirlenmesi ve retinal göz hastalıklarından makulanın dejenerasyonunun tespiti için literatürde çalışılan yöntemlere alternatif bir yöntem geliştirilerek farklı bir yaklaşım geliştirilmiştir. Bu çalışmada özellikle optik diskin belirlenmesinde retinadaki kan damarlarının çıkartılması ve blok tarama ile optik diskin bulunduğu bölgedeki en fazla beyaz piksel sayısı dikkate alınarak bir işlem yapılmıştır. İyi çekilmiş resimler içerisinde başarının %85 olduğu görülmüştür. Makula bölgesi optik diske göre literatürde belirtilen matematiksel bir ifade ile tespit edilmiş, hastalığın varlığının belirlenmesinde ise yapay sinir ağı kullanılmıştır.

2014, x + 66 sayfa

Anahtar Kelimeler: Sayısal görüntü işleme, optik disk, makula, YSA

ABSTRACT

M.Sc Thesis

AUXILIARY - SYSTEM DESIGN FOR DIAGNOSIS OF EYE DISEASES BY USING DIGITAL IMAGE PROCESSING

Mefule GÖKÇE

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN

Computer aided medical imaging techniques and Technologies has been used very widely by medical doctors both in the diagnosis and treating of disease. Medical doctors analyze the images obtained from imaging devices such as x-ray and MR and for diagnosis of diseases and diagnose according to the professional knowledge and experience for the diagnosis of the disease. Most of the eye diseases are detected by doctors with optical imaging devices. However, some diseases beside to the diagnosis of doctors can also be detected by image processing software.

In this study an alternative approach has been developed for automatic determination of the location of the optical disc and detecting macular degeneration of retinal eye diseases. In this study, particularly detecting optic disk, a process was conducted considering maximum white pixels in the region of the optical disc with blood vessel extraction in the retinal images and block processing. Success was found to be 85% of well taken photos. Macular area according to the optical disc were determined by a mathematical expression described in the literature. The artificial neural network method and morphological studies were conducted to determine the presence of disease.

2014, x + 66 pages

Key Words: Digital image processing, optic disc, macula, artificial neural network

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Süleyman TAŞGETİREN'e, araştırma sürecinde gerek MATLAB eğitimi ve gerekse şahsi desteklerinden dolayı, Soner KARAGÜLMEZ'e, Yrd. Doç. Dr. Sedat Çetin'e, Güray Sonugür'e ve her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu araştırma boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolayı eşim Barış GÖKÇE, biricik kızım Elif Betül GÖKÇE, annem ve babama teşekkür ederim.

Mefule GÖKÇE
AFYONKARAHİSAR, 2014

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	v
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ	2
2.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar.....	2
2.2 Sayısal Görüntü İşleme	6
2.2.1 Görüntünün Meydana Gelmesi	6
2.2.2 Dijital Görüntü	7
2.2.3 Dijital Görüntü İşleme Yöntemleri	11
2.3 Gözün Yapısı ve Görme	15
2.3.1 Fundus Kamera ve Görüntüler	17
2.3.2 Optik Disk ve Makula.....	18
2.3.4 Makula Dejenerasyonu	19
2.4 Yapay Sinir Ağları	19
2.4.1 Biyolojik Nöron Yapısı	20
2.4.2 Yapay Sinir Ağının Yapısı	21
2.4.3 Yapay Sinir Ağlarının Eğitimi.....	24
3. MATERYAL ve METOT	26

3.1 Materyal	26
3.1.1 Fundus Görüntüler	26
3.1.2 MATLAB	27
3.2 Metot	30
3.2.1 Optik Diskin Yerinin Belirlenmesi	30
3.2.2 Makulanın Yerinin Belirlenmesi	34
3.2.3 Yapay Sinir Ağları ile Hastalık Analizi	36
4. BULGULAR	39
4.1. Optik Diskin ve Makulanın Tespiti	39
4.2. YSA İle Makula Bölgesinde Hastalık Analizi	44
4.2.1 Görüntülere Yapılan Önişlemler	45
4.2.2 Yapay Sinir Ağı Modelinin Oluşturulması	48
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	58
6. KAYNAKLAR	60
6.1 İnternet Kaynakları	64
ÖZGEÇMİŞ	66

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Kısaltmalar	Açıklamalar
CBS	Coğrafi Bilgi Sistemi
YSA	Yapay Sinir Ağları
PX	Piksel
DD	Disk çapı (Disc Diameter)
DPI	Dots Per Inch
PCA	(Principle Component Analysis) Temel Bileşenler Analizi
TRAINBFG	(Quasi-Newton backpropagation) Quasi-Newton geri yayılımı
TRAINBR	(Bayesian regulation backpropagation) Bayesian düzenleme geri yayılımı
TRAINCGB	(Conjugate gradient backpropagation with Powell-Beale restarts) Powell-Beale yeniden başlatma ile eşlenik gradyan geri yayılımı
TRAINCGF	(Conjugate gradient backpropagation with Fletcher-Reeves updates) Fletcher-Reeves güncellemeleri ile eşlenik gradyan geri yayılımı
TRAINCGP	(Conjugate gradient backpropagation with Polak-Ribière updates) Polak-Ribiere güncellemeleri ile eşlenik gradyan geri yayılımı
TRAINGD	(Gradient descent backpropagation) Gradyan azalma geri yayılımı
TRAINGDM	(Gradient descent with momentum backpropagation) Momentum geri yayılım ile gradyan azalma
TRAINGDA	(Gradient descent with adaptive learning rate backpropagation) Adaptif öğrenme oranı geri yayılımı ile gradyan azalma
TRAINGDX	(Gradient descent with momentum and adaptive learning rate backpropagation) Momentum ve adaptif öğrenmeli gradyan iniş oranı geri yayılımı
TRAINLM	(Levenberg-Marquardt backpropagation) Levenberg-Marquardt geri yayılma
TRAINOSS	(One-step secant backpropagation) Bir adım kesen geri yayılma
TRAINR	(Random order incremental training with learning functions) Rastgele sıra öğrenme fonksiyonları ile artışı eğitimi
TRAINRP	(Resilient backpropagation) Esnek geri yayılım
TRAINSCG	(Scaled conjugate gradient backpropagation) Ölçekli eşlenik gradyan geri yayılma

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Görüntünün meydana gelmesi	7
Şekil 2.2 Resim üzerindeki piksel.....	8
Şekil 2.3 Binary (ikili) görüntü	8
Şekil 2.4 Gri seviye görüntü	9
Şekil 2.5 Oluşturulan renk haritasına göre indekslenmiş görüntü	10
Şekil 2.6 RGB renkli görüntünün elde edilmesi	11
Şekil 2.7 Dijital görüntü işleme yöntemleri	12
Şekil 2.8 Bir resmin histogramı	13
Şekil 2.9 Gözün yapısı	15
Şekil 2.10 Fundus kamera.....	17
Şekil 2.11 Fundus görüntü	18
Şekil 2.12 Optik disk ve makula	18
Şekil 2.13 Yaş tip ve kuru tip makula dejenerasyonu	19
Şekil 2.14 Biyolojik sinir hücresinin şematik diyagramı	21
Şekil 2.15 Yapay sinir hücresinin yapısı.....	21
Şekil 2.16 Etkinlik fonksiyonları grafiği.....	24
Şekil 3.1 Fundus kamera	26
Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan fundus kameradan çekilen resim.....	26
Şekil 3.3 Çalışmada kullanılan MATLAB programı	28
Şekil 3.4 MATLAB 2013 Yapay Sinir Ağı oluşturma menüsü	29
Şekil 3.5 Fundus kameradan elde edilen resmin sisteme yüklenmesi.....	30
Şekil 3.6 Optik diskin belirlenmesine kadar olan sürecin akış diyagramı	31
Şekil 3.7 Yüklenen resmin kan damarlarının çıkartılması işlemi	32
Şekil 3.8 Optik disk ve makulayı tespit edebilmek için kullanılan giriş parametreleri.....	32
Şekil 3.9 Blok tarama işlemi	33
Şekil 3.10 Optik disk için belirlenen aday bölgeler	34
Şekil 3.11 Makulanın optik diske göre konumu	35
Şekil 3.12 Retina resmi üzerinde makulanın optik diske göre konumu.....	35

Şekil 3.13 Geliştirilen programda makulanın otomatik olarak tespiti	36
Şekil 3.14 (a) Hastalık göz ve makula (b) Sağlıklı göz ve makula	37
Şekil 3.15 MATLAB GUI ile oluşturulan etkileşimli ara yüz	38
Şekil 4.1 Kan damarları çıkartılmış retina görüntüsü.	40
Şekil 4.2 Kan damarları çıkartılmış retina görüntüsü üzerinde blok gezdirme işlemi	40
Şekil 4.3 Optik diske aday bölgelerin belirlenmesi	41
Şekil 4.4 Optik disk ve makulanın bulunması ile ilgili çalışmalar.....	43
Şekil 4.5 Hastalıklı ve sağlıklı makula görüntülerinden bazıları	44
Şekil 4.6 Smooth filtresinin makula görüntüleri üzerine uygulanması.....	46
Şekil 4.7 Sağlıklı ve hastalıklı makula görüntülerine doku filtrelerinin uygulanmış hali.....	47
Şekil 4.8 Yapay sinir ağı modeli.....	49
Şekil 4.9 Hiperbolik Tanjant Sigmoid ve Trainbr fonksiyonu ile eğitim.....	51
Şekil 4.10 Hiperbolik Tanjant Sigmoid ve Trainbr eğitim fonksiyonunun grafikleri.....	52
Şekil 4.11 Logaritmik Sigmoid ve Trainbr fonksiyonu ile eğitim	54
Şekil 4.12 Logaritmik Sigmoid ve Trainbr eğitim fonksiyonunun grafikleri	55
Şekil 4.13 Yapay Sinir Ağı modelini oluşturan uygulama	56
Şekil 4.14 Program üzerinde hastalık analizi sonucu.....	57

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Biyolojik sinir sistemi ile yapay sinir ağı arasındaki benzerlik	22
Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan resimlerin özellikleri	27
Çizelge 4.1 Makula görüntüsünün direkt analizi ve öznitelik değerleri	45
Çizelge 4.2 Makula görüntüsünün filtreleme işlemlerinden sonraki öznitelik değerleri	48
Çizelge 4.3 Tanjant Sigmoid fonksiyonuna göre eğitim sonuçları	50
Çizelge 4.4 Sekiz adet makula resminin test sonuçları	52
Çizelge 4.5 Logaritmik Sigmoid fonksiyonuna göre eğitim sonuçları	53
Çizelge 4.6 Sekiz adet makula resminin test sonuçları	55
Çizelge 5.1 Optik disk ve makulanın tespitinde elde edilen başarılar	58

1. GİRİŞ

Doktorlar tarafından gerek hastalıkların tanısında gerekse tedavisinde bilgisayar destekli tıbbi görüntüleme teknikleri ve teknolojileri çok geniş bir şekilde kullanılmaktadır. Doktorlar hastalıkların teşhisi için röntgen, MR gibi manyetik görüntüleme cihazlarından elde edilen görüntüleri incelemekte ve mesleki bilgi ve tecrübelerine göre hastalığın tanısını koymaktadır. Elde edilen bu görüntüler gelişen bilgisayar ve programlama teknolojileri ile ikinci bir işleme daha tabi tutularak bazı hastalıkların ön teşhisinde kullanılmaktadır. Bu ön teşhis işlemlerinde kullanılan hastalıklardan bir kısmı da göz hastalıklarıdır. Göz hastalıklarının çoğu optik görüntüleme cihazları (fundus) ile doktorlar tarafından tespit edilmektedir. Ancak bazı hastalıklar doktorların tespitin yanında görüntü işleme yazımları ile de tespit edilebilmektedir. Böylece bazı hastalıkların hızlı teşhisi sağlanmış olmaktadır.

Dijital görüntü işleme teknikleri ile retinal göz hastalıklarının tespiti için optik diskin otomatik olarak bulunması oldukça önemlidir. Optik diskin otomatik olarak konumlandırılması yapıldıktan sonra ilgili hastalıkların olduğu bölgeler matematiksel ifadeler ile bulunabilir ve bu bölgede morfolojik çalışmalar yapılabilir. Bilinen retinal göz rahatsızlıklarından biri de retinada bulunan makula bölgesinde meydana gelen dejenerasyondur.

Bu çalışmada optik diskin yerinin otomatik olarak belirlenmesi ve retinal göz hastalıklarından makulanın dejenerasyonun tespiti literatürde çalışılan yöntemlere alternatif bir yöntem geliştirilerek farklı bir yaklaşım geliştirilmiştir. Bu çalışmada özellikler optik diskin belirlenmesinde retinadaki kan damarlarının çıkartılması ve blok tarama ile optik diskin bulunduğu bölgedeki en fazla beyaz piksel sayısı dikkate alınarak bir işlem yapılmıştır. Makula bölgesi optik diske göre literatürde belirtilen matematiksel bir ifade ile tespit edilmiş ve hastalığın varlığının belirlenmesinde ise yapay sinir ağları kullanılmıştır.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

2.1 Literatürde Yapılan Çalışmalar

Literatürde yapılan çalışmalara ve optik diskin anatomik yapısına bakıldığında optik disk daire şeklinde bir yapıya sahiptir, retinadaki kan damarları hiperbolik bir şekilde optik diskte birleşmektedir. Gözün yapısal özelliğinden dolayı kan damarları belirgin ve optik diskin kendine ait bir parlaklığı bulunmaktadır. Bu özellikler optik diskin yerinin belirlenmesinde kullanılan ana parametrelerden biridir.

Sinthanayothin vd. (1999) optik disk, fovea ve retinal kan damarlarının otomatik yerini belirlenmesi adlı çalışmalarında optik disk bölgesi komşu piksel yoğunluğu en yüksek varyasyonu ve kan damarlarını ise PCA'dan türetilen çok tabakalı algılayıcı bir sinir ağı aracılığı ile tespit etmişlerdir.

Aquino vd. (2010) retina görüntülerin segmentasyonu için morfolojik ve kenar yakalama teknikleri ile Dairesel Hough Dönüşümünün kullanıldığı şablon tabanlı bir metodoloji geliştirmişlerdir. Bu yöntem sayesinde optik diskin yerinin belirlenmesinde %99'luk bir başarı elde etmişlerdir.

Abdel-Razik Youssif vd. (2008) normalize edilmiş fundus resimlerinden yön uyumlu filtreler (Direction Matched Filter) yardımıyla optik diskin yerini otomatik olarak bulmak için bir çalışma yapmışlardır. Çalışmalarında sırasıyla aydınlatma dengeleme ve adaptif histogram eşitleme yöntemlerini kullanmışlar ve görüntünün parlaklık ve kontrastını normalize etmişlerdir. Kan damarları standart 2-D Gaussian filtresi kullanılarak bölütlenmiş, bölütlenen kan damarlarının yön haritası aynı algoritma ile elde edilmiştir. Çalışma sonunda %98.77 lik bir başarı elde etmişlerdir.

Fleming vd. (2007) diyabetik retinopati görüntüleme için optik diskin otomatik olarak belirlenmesi çalışmalarında, büyük retina kan damarlarının eliptik şeklinde olması foveadaki yerel karartılar ve optik diskin dairesel kenarına dayalı filtreler ile yaklaşık yerlerin bulunmasında kullanmıştır. Optik disk yeri için konumsal doğruluk vakalarında

% 98.4 ve fovea yeri için vakaların% 96.5 oranında başarı sağlamışlardır.

Abramoff vd. (2007) Glokom ilerleme ölçümü için glokom hastalarının stereo renkli fotoğraflardan optik-disk bölümlenme için yeni bir otomatik segmentasyon algoritması geliştirmişlerdir. Glokom hastalarından elde edilen stereo renkli resimlerinde fotoreseptör renk karışıklığı ve görsel basit ve karmaşık korteks hücrelerin simülasyonuna dayalı özelliğini kullanarak, piksel özelliklerini sınıflandırması ile yer tespiti yapmışlardır. Geliştirdikleri algoritma ile optik disk, arkaplan ve kenar tüm piksellerin %88 inde doğru bir atama yapmışlardır.

Li ve Chutatape (2001) retina görüntülerinde optik diskin otomatik olarak yerinin bulunması adlı çalışmalarında bir resmin görüntü yoğunluğu içerisindeki en parlak piksellerin kümelenmesi ile aday bölgeler belirlemişler ve bu aday bölgelere PCA metodunu uygulamışlardır.

Optik diskin yerini belirlemedeki en kullanışlı yöntemlerden biride optik diskin merkezinde bir nokta belirlenir ve aktif kenar çıkarma veya diğer farklı metotlar kullanılarak optik diskin tam çapı çıkartılabilir. Optik diskin yeri belirlendikten sonrada aktif şekil tanıma modeli ile optik diski şekillendirme, bölge büyütme ve kenar tanıma özellikleri ile optik disk kenarlarının tanınması ve foveanın yerinin belirlenmesi özelliklerinin çıkarımları yapılabilmektedir (Li and Chutatape 2003a, 2004).

Li ve Chutatape (2003b) optik diskin otomatik olarak konumlandırılmasında ve şekillendirilmesinde yeni bir metot geliştirmiş ve retina görüntülerinde optik diskin kenarının taranmasında aktif şekillendirme modelini (Li and Chutatape 2003c) ve aktif kontur modelini (Xu et al. 2007) modifiye ederek ve yeni bir algoritma daha geliştirmişlerdir. Niemeijer vd. (2009) renkli retina fotoğraftan fovea ve optik diskin yerinin belirlenmesi için tam otomatik bir sistem geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri sistemde her iki yapının konumu hakkında birkaç varsayım yapmaktadır. Bir retina görüntüsündeki bu iki yapının lokasyonunu regresyon problemi olarak tanımlanmakta, resimdeki yapıların piksel mesafesini tahmin etmektedir. Bu yöntemle optik diskin belirlenmesinde %99.4 ve foveanın belirlenmesinde ise 96.8% başarı elde etmişlerdir.

Sagar vd. (2007) optik disk, makula ve kan damarları gibi gözdeki anatomik yapıları otomatik algılama için yeni bir sistem geliştirmiştir. Geliştirdikleri sistem kan damarlarının çıkartılması ve makulanın tespitidir. Optik diskin tespitini de doğru segmentasyon için PCA ve devamında aktif kontur yaklaşımı kullanmışlardır. Çalışmalarını 100 resim üzerinde denemişler ve %96 oranında başarı sağlamışlardır.

Dehghani, vd. (2012) optik diskin konumunun belirlenmesinde, damar segmentasyonunda ve hastalık tanımlamada her bir renk katmanının ortalama histogram değerini hesaplayarak histogram eşitlemeyi kullanmışlar ve çalışmalarını 273 retina resmi üzerinde denemişlerdir ve % 98.9 oranında başarılı olmuşlardır. Zhang vd. (2012) çok ölçekli Gauss filtreleme ile Asyalıların optik diskini bulmak için bir çalışma yapmışlardır. Çalışmalarını iki adımda gerçekleştirmişlerdir. Birinci adımda çok ölçekli Gauss filtreleme ile kan damarlarının çıkartılması sağlanmıştır. İkinci adımda da damar yönünde eşleştirme filtresi ile aday bölgelerin eşleştirilmesi yapılmıştır. Diyabetik retinopati hastalığı bulunan 402 resim üzerinde yapılan çalışma sonucunda %99.25 bir başarı elde edilmiştir.

Novo vd. (2009) Genetik Algoritmalar ile optimize edilmiş Topolojik Aktif Nets ile optik disk lokalizasyonu adlı çalışmaları ile optik diskin bulunmasına farklı bir yaklaşım getirmişlerdir. Görüntü segmentasyonu için bölge tabanlı ve kenar tabanlı segmentasyon teknikleri özelliklerini bünyesinde barındıran deformasyonlu bir model geliştirmişlerdir. Geliştirilen bu modelde resme herhangi bir ön işlem uygulanmadan yarı otomatik bir sistemle optik diskin lokalizasyonu sağlanır. Bu işlem aynı zamanda optik diskin eş zamanlı segmentasyonunu sağlar.

Pallawala vd. (2004) optik diskin lokalizasyonunda ve kenarlarının çıkarımında elips uydurma ve dalgacık dönüşümü teknikleri ile farklı bir yaklaşım geliştirmişlerdir. Mevcut çalışmaların diyabetik makulapati gibi zor hastalıkların teşhisinde yetersiz kaldığını tespit etmişlerdir. Çalışmalarında öncelikli olarak optik disk bölgesini tahmin etmek için Daubechies dalgacık dönüşümü kullanılmış, daha sonra da, optik diskin yeri sanal temsili bir yoğunluk tabanlı şablon kullanarak elde edilmiştir. Diyabet rahatsızlığı

olan 279 hastanın retina resmi üzerinde yapılan çalışmada %94 başarı elde edilmiştir.

Qureshi vd. (2012) optik disk ve makulanın yerlerinin tespit edilmesinde farklı algoritmaları birleştirmişlerdir. Optik diskin tespiti için piramitsel ayrıştırma (pyramidal decomposition), kenar yakalama (edge detection), entropi filtresi (entropy filter), hough dönüşümü (hough transformation) ve tek tip örnek ızgara (uniform sample grid) algoritmalarını, makulanın tespitinde ise yoğunluk (intensity), optic disk ile olan uzaysal ilişkisi (spatial relationship with the optic disc), geçici örneklemeler (temporal arcade) ve watershed ve morfolojik işlem algoritmalarını bir arada kullanmışlardır. Bu metotla başarının tek algoritmalar ile elde edilen sonuçlara göre daha doğru ve hassas sonuçlar vereceğini söylemişler ve çalışma sonucunda genel ortalamada % 96.34 bir başarı elde etmişlerdir.

Siddalingaswamy vd. (2010) optik diskin yerinin ve kenarlarının belirlenmesinde örtük aktif kontur (Implicit Active Contours) yaklaşımını kullanmışlardır. Bu yaklaşımda iteratif eşikleme yöntemi ve devamında bağlı bileşen analizi optik diskin yerinin tahmininde kullanılmıştır. 148 retina resmi üzerinde yapılan çalışmada % 99.3 başarı elde edilmiştir.

Chaudhry vd. (2009) makulanın yerinin otomatik tespiti için retinadaki kan damarlarının bitiş noktaları çıkartıldıktan sonra damarların bittiği noktaların bulunduğu karanlık oval bölgeyi makula ve optik disk adayı olarak belirlemişlerdir. Bu bölge üzerinde oluşturulan ızgaraların derecelendirilmesi ile makulanın tam olarak konumlandırılması ve optik disk ile olan uzaysal ilişkisi belirlenmiştir. Bu yaklaşım ile elde ettikleri genel başarı normal resimler için % 94, patolojik resimler için % 86 olmuştur.

Kumar vd. (2011) optik diskin yerinin belirlenmesi için bit tabakası ayrıştırması (Bit Plane Decomposition) yöntemi ile görüntüler, analiz için tabakalarına ayrılmış ve doğrusal olmayan matematiksel model ile morfolojik işlemler uygulamışlardır. 50 retina resmi üzerinde yaptıkları çalışmada % 86 başarı elde etmişlerdir.

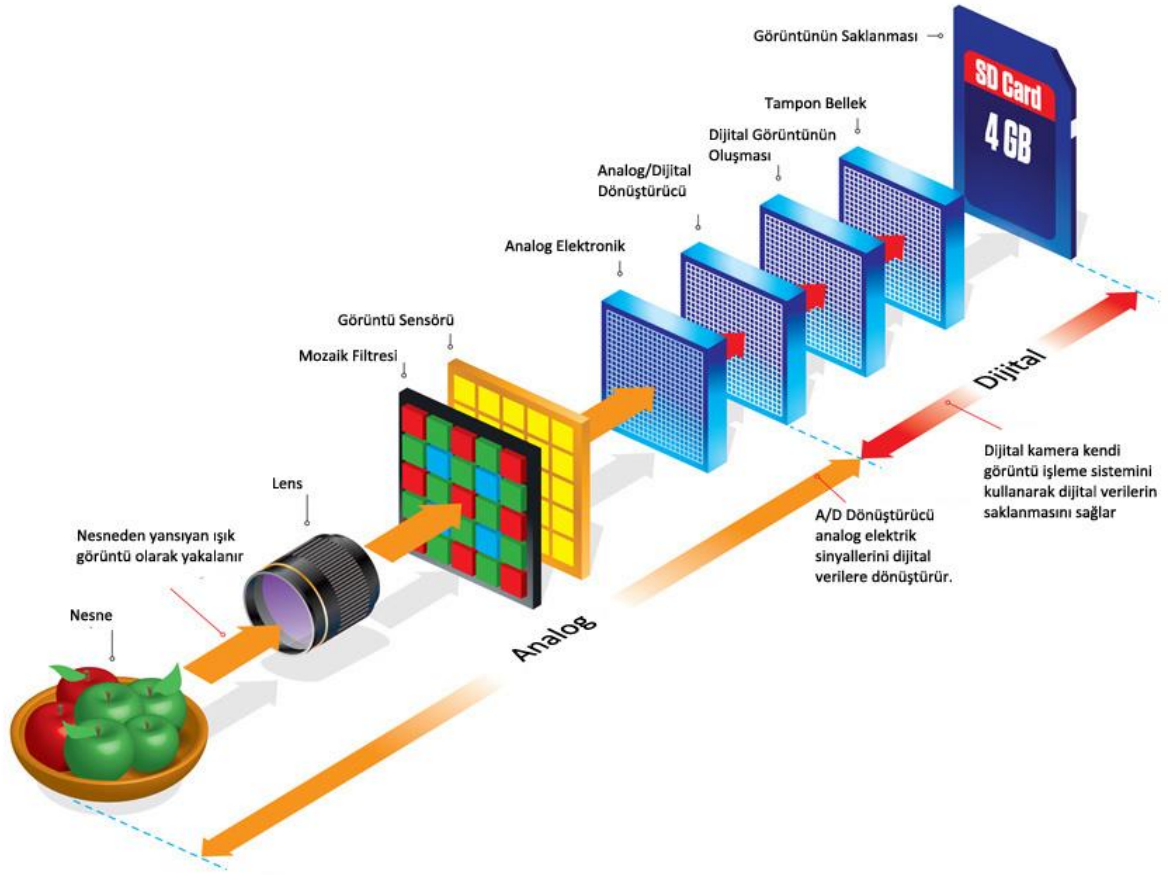
Bununla birlikte düşük kontrastlı retina resimlerinde optik diskin yerini bulmak için bir çalışma (Wisaeng 2012), optik diskin yerinin belirlenmesinde yarı otomatik bir sistem (Rigo vd. 2002) ve yüksek çözünürlükteki resimlerde kan damarlarının çıkartılması (Raja and Ravichandran 2011) için de çalışmalar yapılmıştır.

2.2 Sayısal Görüntü İşleme

Sayısal görüntü işleme, gerçek yaşamdaki görüntülerin, sayısal biçime dönüştürülmesi ve daha sonra çeşitli amaçlar için bilgisayarlarla işlenmesi işlemidir. Görüntü işleme teknikleri, görüntünün netliğinin artırılması, görüntüden yeni bir görüntü elde edilmesi, orijinal görüntü hazırlama vb. işlemlerini kapsamaktadır (Baykan 2010). Bu işlemler, görüntülerin elde edilmesi ve dijital ortamlara aktarılması ile başlar, elde edilen resimler üzerinde farklı görüntü işleme yöntemleri uygulanarak istenilen amaçlar için kullanılır. Bilgisayar ve matematik bilimlerini bir arada kullanan bu yöntemler; makine, tasarım, tıp, biyomedikal, elektronik, CBS, güvenlik gibi birçok alanlarda kullanılmaktadır (Samtaş ve Gülesin 2012).

2.2.1 Görüntünün Meydana Gelmesi

Görüntü işlemede birinci işlem, görüntülerin dijital formatta elde edilmesidir. Şekil 2.1’de gösterildiği gibi görüntünün elde edilmesi şu şekildedir; Bir nesne doğal veya yapay bir ışık kaynağı tarafından aydınlatılır. Nesnenin yansıttığı bu ışınlar kamera lensi tarafından yakalanır. Fotoğraf makinesi içerisinde bulunan mozaik filtresi ve görüntü sensörü, görüntünün analog elektrik sinyali olarak alınmasını sağlar. Böylece görüntü analog olarak elde edilmiş olur. Bir analog/dijital (A/D Converter) dönüştürücü bu analog sinyalleri ikili sayı formatı olan ikili sayı (binary) formatına yani dijital formata dönüştürür. Kameranın tampon belleğinde yapılan bu işlem bir hafıza kartına veri olarak saklanır. Böylece görüntü dijital olarak elde edilmiş olur (Tosunoğlu 2009).

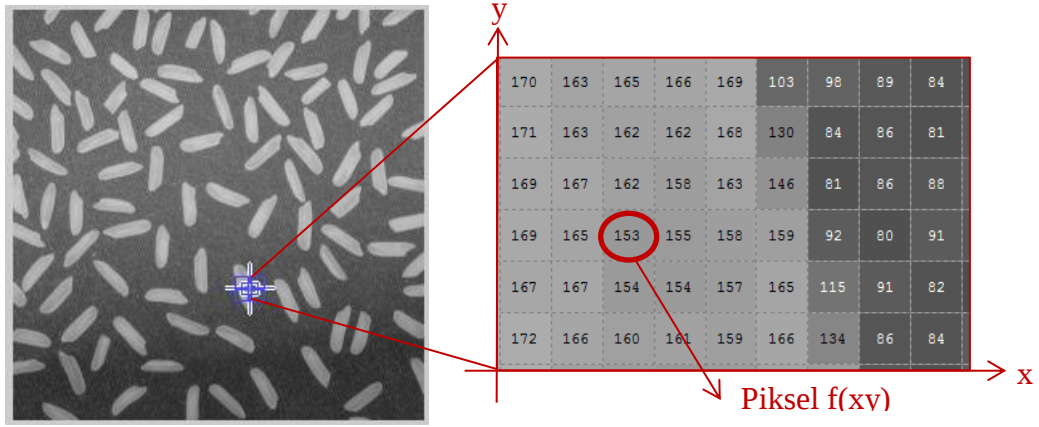


Şekil 2.1 Görüntünün meydana gelmesi (İnt.Kyn.1)

2.2.2 Dijital Görüntü

Dijital bir görüntü, $f(x, y)$ olarak ifade edilen bir fonksiyondur. Burada x ve y uzaysal koordinatlar, f 'nin herhangi bir x, y koordinatındaki değeri görüntünün o noktadaki şiddeti olarak adlandırılır (Gonzalez and Woods 2002).

Şekilde 2.2 de görüldüğü gibi bir görüntüde $f(x, y)$ matrisindeki değerler bir koordinata ve değere (örneğin 0-255 arasında) sahipse bu görüntüler dijital görüntülerdir ve koordinattaki her bir değer bir piksel olarak adlandırılır.



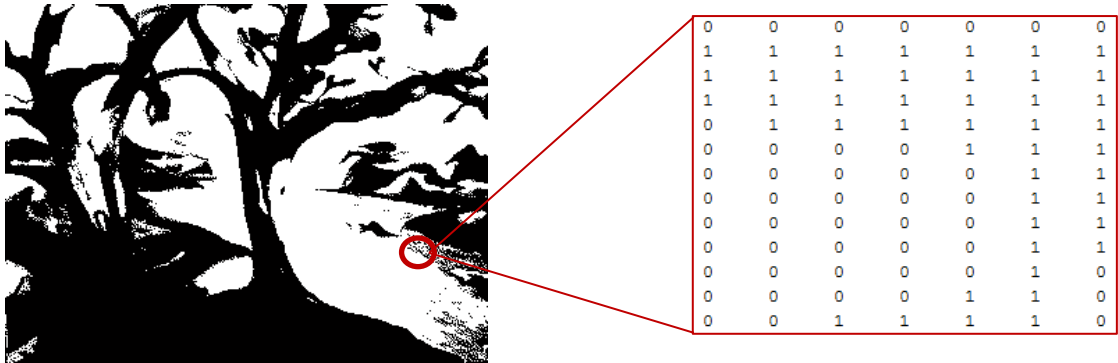
Şekil 2.2 Resim üzerindeki piksel

Görüntü işlemede kullanılan dijital görüntüler temel olarak dört gruba ayrılır:

- Binary (ikili) görüntü
- Gri seviye görüntü
- İndekslenmiş görüntü
- Renkli(RGB) görüntü

Binary (İkili) Görüntü

Bir görüntüyü oluşturan x y matrisindeki piksellerin 0 veya 1 olduğu durumdur. Bu piksellerden meydana gelen dijital görüntüye binary veya ikili görüntü denilmektedir. Şekil 2.3’de görüldüğü gibi ikili görüntülerde 1’ler beyaz(parlak) pikselleri, 0’lar ise siyah(karanlık) pikselleri gösterir. İkili görüntülerde RGB (renkli) görüntülere göre renk detayları kaybolmaktadır (Çetin 2012).

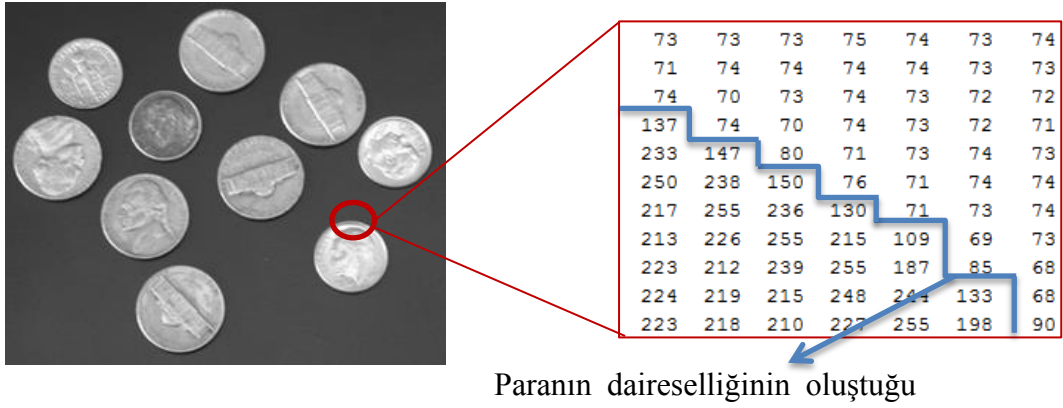


Şekil 2.3 Binary (ikili) görüntü

Gri Seviye Görüntü

Gri seviye görüntüde ikili dijital resimden farklı olarak 0 ve 1 arasındaki yani siyah ve beyaz arasındaki grinin tonları da kullanılır. Bu tonlar, 0(siyah)'dan başlar ve 255(beyaz)'e kadar devam eder. Gri seviye görüntüde 256 adet gri ton değeri bulunmaktadır. Gri değer aralıkları: $G=\{0,1,2,\dots,255\}$ şeklinde ifade edilir. 0 gri değeri siyah(karanlık) renge, 255 gri değeri beyaz(parlak) renge karşılık gelir. Bu iki değer arasındakiler ise grinin tonlarıdır (Peker 2009).

Şekil 2.4'te görüldüğü gibi paraların bulunduğu zemin koyu renkte olduğundan 128 ortalama gri değerinin altındadır. Paralar ise daha parlak olduğundan 128 ortalama gri değerinin üzerindedir. Şekilde bir paranın zemin ile para arasındaki sınır piksel değerleri görülmektedir.



Paranın daireselliğinin oluştuğu

Şekil 2.4 Gri seviye görüntü

İndekslenmiş Görüntü

İndekslenmiş bir görüntü bir veri matrisinden ve bir renk haritasından oluşur. Bu renk haritası $k \times 3$ 'lük bir matristir. Matristeki her bir satır kırmızı, yeşil ve mavi renk vektörlerini gösterir. Renk vektörü içerisindeki her bir değer 0'dan 1'e kadar olan renk yoğunluğunu gösterir. 1 en dolu yoğunluğu, 0 da en boş yoğunluğu gösterir. Renk vektörünün birinci sütunu kırmızı renk yoğunluğunu, ikinci sütunu yeşil renk yoğunluğunu, üçüncü sütun da mavi renk yoğunluğunu gösterir (Anonim 2012).

Şekil 2.5'te oluşturulan renk haritasına göre bir resim görülmektedir. 256x3'lük matriste bir renk haritası oluşturulmuştur. Buradaki sütunlar sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi renklerinin ton değerlerini göstermektedir. Her bir satırdaki üç değer karışımından bir renk elde edilmektedir. Bu da resmin renk haritasındaki kodudur. Resim 258x350 piksel boyutundadır. Resmin her bir pikselindeki değer örneğin 5, renk haritasındaki 5 numaralı satırdaki üç rengin karışımından elde edilen renktir.



k <258x350 uint8>			
	1	2	3
28	5	13	84
29	11	22	20
30	22	5	5
31	5	13	5
32	11	11	5
33	13	13	12
34	5	11	13

map <256x3 doubles>			
	1	2	3
1	0	0	0
2	0.0627	0.0627	0.0314
3	0.2902	0.0314	0
4	0	0	1
5	0.2902	0.0627	0.0627
6	0.3882	0.0314	0.0941
7	0.4510	0.0627	0
8	0.2588	0.1608	0.0627
9	0.0941	0.2588	0.0314
10	0.2235	0.1922	0.2235

k=258x350 Piksel
indekslenmiş görüntü

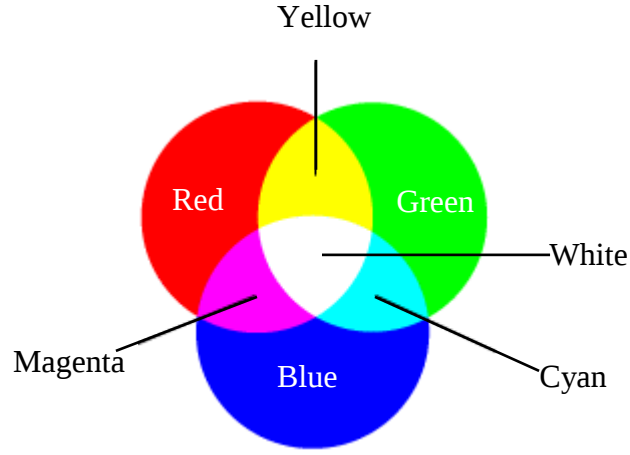
map=256x3'lük renk
haritası matrisi

Şekil 2.5 Oluşturulan renk haritasına göre indekslenmiş görüntü

Renkli(RGB) Görüntü

Renkli(RGB) görüntüyü oluşturan piksellerin her biri, 3 temel rengin karışımından oluşan bir değere sahiptir. Buradaki üç temel renk kırmızı(red), yeşil(green) ve mavi(blue) olarak belirlenmiştir. Renkli görüntü, R(Kırmızı), G(Yeşil), B(Mavi) ile kodlanmış aynı nesneye ait üç adet gri seviyeli görüntünün üst üste ekrana gönderilmesi ile oluşur. Renkli görüntülerin her bir katmanı 8 bit ile gösterilmektedir. Diğer katmanlarda da 8'er bitlik değerler olduğu için $8 \times 3 = 24$ bitlik veri olarak bilgisayar ekranında görüntülenir (İnt.Kyn.2).

Şekil 2.6'da üç ana rengin birbirleriyle olan ilişkisi görülmektedir. Renkli görüntüler bu üç ana rengin yani üç katmanın üst üste gelmesiyle oluşur. Örneğin kırmızı ve yeşil katmanın bir araya gelmesiyle sarı renk oluşmaktadır.



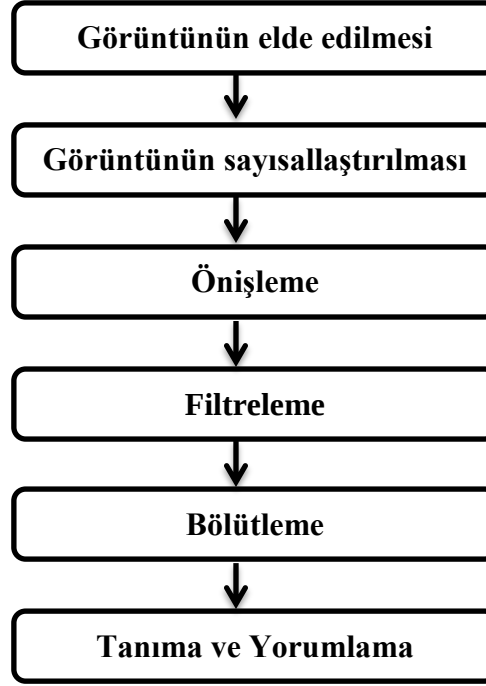
Şekil 2.6 RGB renkli görüntünün elde edilmesi (İnt.Kyn.3)

2.2.3 Dijital Görüntü İşleme Yöntemleri

Dijital görüntü işlemede bazı temel işlemler uygulanmaktadır. Bu temel işlemler şunlardır:

- Görüntünün elde edilmesi,
- Görüntü iyileştirme,
- Görüntü filtreleme,
- Bölütleme,
- Diğer işlemler...

Şekil 2.7’de bir dijital görüntüye uygulanan temel işlemlerin uygulama şeması verilmektedir. Bu şemaya göre ilk işlem görüntünün elde edilmesi, görüntünün sayısallaştırılması, önileme, filtreleme, özellik çıkarımı - bölütleme, tanıma - yorumlama işlemleri uygulanmaktadır. Bununla birlikte amaca uygun olarak özel işlemler de uygulanmaktadır (Yakut 2013).

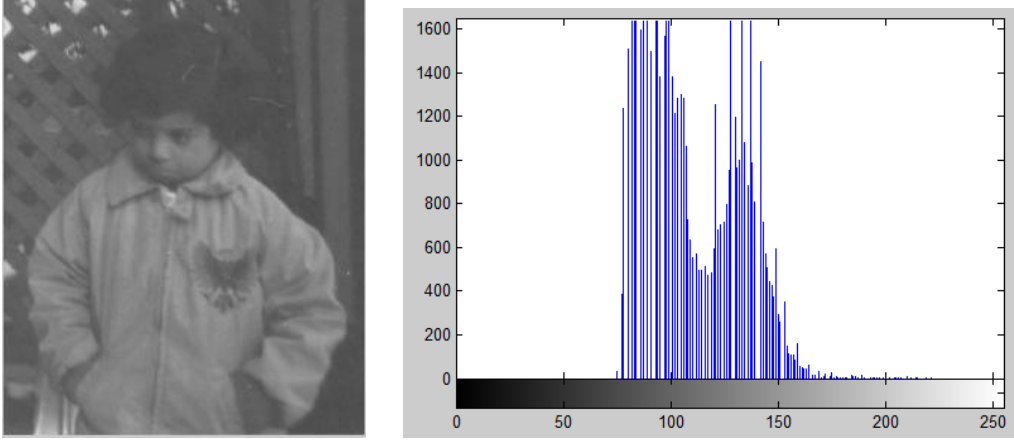


Şekil 2.7 Dijital görüntü işleme yöntemleri

Görüntü Önişleme

Bir dijital görüntüde yapılacak olan önişlemler görüntüye uygulanacak olan algoritmanın sonucunu daha başarılı kılmaktadır. Görüntüye uygulanan önişlemler, histogram ayarlama, görüntünün kontrast ve parlaklığını artırma vb. gibidir. Bu işlemlerin filtreleme, bölütleme işlemlerinden önce yapılması gerekir. İyi yapılmış bir önişleme filtreleme ve özellik çıkarma işlemlerini kolaylaştıracaktır (Engin 2010).

Histogram ayarlama, resme uygulanan önişlemlerden bir tanesidir. Histogram ayarlama; histogram germe, histogram eşitleme vb. işlemleri kapsamaktadır. Histogram, dijital bir görüntüdeki her bir renge sahip piksellerin tekrar sayısını gösteren bir fonksiyondur ve bunu grafik olarak kullanıcıya gösterir. Şekil 2.8'deki resmin histogram grafiği, resimdeki gri seviyesi dağılımını göstermektedir. Resmin histogramına bakıldığında yatay düzlem 0-255 arasında gri renk değerini, dikey düzlem ise bu renk değerine sahip toplam piksel sayısını göstermektedir. Bu resim yaklaşık 80-160 arasında gri renk değerine sahiptir.



Şekil 2.8 Bir resmin histogramı (Anonim 2012)

Histogram germe işlemi, resmin içerisindeki verilerin kaybolmadan, resimde olmayan renk değerlerini atarak, geriye kalan piksel değerlerini tüm alana (0-255) yeniden yayma işlemidir. Histogram eşitleme işlemi, bir renk seviyesi çevresinde oluşan histogram eğrisinin, 0-255 arasındaki renk seviyelerine düzgün bir şekilde dağılımın homojen olarak yapılandırılmasını sağlar. Bu yeni dağılım renk seviyelerinde denge oluşturmaktadır. Bir görüntünün parlaklık ve kontrast değerlerini ayarlamak görüntünün histogramında yapılan değişikliklerle mümkündür. Çünkü histogram, görüntüyü oluşturan parlaklık değerlerini grafiksel olarak göstermektedir (İnt.Kyn.4).

Görüntü Filtreleme

Görüntü filtreleme bir resmin üzerindeki piksel değerlerinin muhafaza edilmesi, kaldırılması veya yeniden hesaplanarak değerlerinin değiştirilmesi işlemidir. Bu işlemler resimdeki belirli nesnelerin kenarlarının keskinleştirilmesi veya çıkartılması, görüntünün yumuşatılması, gürültülerin kaldırılması veya bazı ayrıntıların ortaya çıkartılması gibi işlemlerdir (Anonim 2012). Filtreler genellikle $n \times n$ matrislerin piksel matrisler üzerinde yaptıkları işlemler olarak da anılmaktadır (İnt.Kyn.5).

Bir görüntünün filtrelenmesinde birçok filtreleme yöntemleri vardır ancak bir resmin filtrelenebileceği iki ana alan vardır bunlar; Sıklık (frequency) ve uzaysal (spatial) alandır. Çoğu filtre uygulamalarında uzaysal alan kullanılmaktadır (Anonim 2012). Dijital görüntülerin işlenmesinde kullanılan ve birçok filtreleme yöntemleri vardır.

Bunlardan bazıları; Average (Ortalama) Filtresi, Gaussian Filtresi, Medyan Filtresi, Unsharp (Flu) Filtresi, Motion (Hareket) Filtresi ve Blurring (Donukluk) Filtreleridir.

Ortalama Filtresi bir resimdeki her bir pikselin komşuları ile beraber ortalaması alınır ve kendi yerine yazılır. Böylece resim içerisindeki keskin geçişler yumuşatılır ve bu durum resimde bulanıklaşma olarak görülür. Gaussian filtresi aslında bir fourier dönüşümüdür. Average filtresinin Gaussian dağılımı kullanılarak değiştirilmiş haline Gaussian filtresi denir. Medyan Filtresinde, bir resimdeki her bir piksel komşu piksellerin ortanca değeri ile değiştirilir. Average filtresinde komşu piksellerin ağırlık ortalaması alınırken Medyan filtresinde ise, komşu piksel değerleri önce sıraya konulur, sonra ortadaki değer alınır. Unsharp filtresi bir resimdeki belirli hatları belirginleştirmek ve bulanık görüntülerdeki detayları ortaya çıkarmak için kullanılır. Motion filtresi hareket halinde çekilmiş bir görüntüde oluşan hareket etkisini ortadan kaldırmak ve netleştirmek için kullanılır. Blurring filtresi ise görüntünün bulanıklaştırılmasını sağlar (İnt.Kyn.5).

Bölütleme (Segmentation)

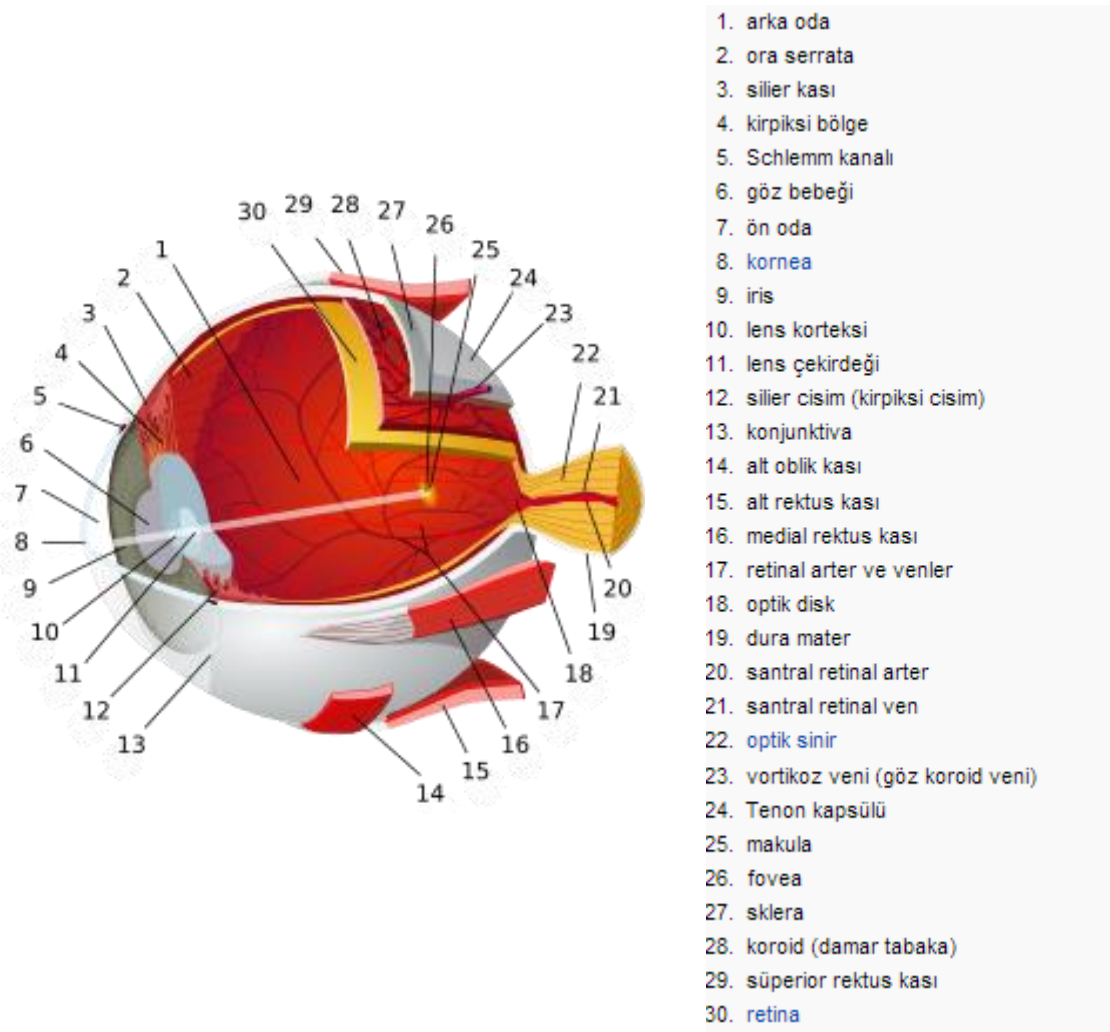
Görüntü bölütleme, bir resmin içerisinde benzer karakteristik özelliğe sahip alanların arka plandan ayrılarak daha anlamlı ve belirgin hale getirilmesi işlemine denir. Görüntü işlemenin en zor adımı görüntü bölütleme işlemidir. Görüntü bölütleme aşamasının performansı, dijital görüntü işleme ile ilgili çalışmanın başarılı sonuçlanmasını önemli ölçüde etkilemektedir (Polat 2007).

Literatürde birçok bölütleme tekniği bulunmaktadır. Ancak bu tekniklerin hiçbirisi bütün görüntüler için iyi bir teknik değildir. Tüm görüntüler için iyi bir performans gösteren bir algoritma yoktur. Bölütlemeye kullanılan algoritmalar genellikle görüntülerin farklı özelliklerinden dolayı her zaman iyi bir performans göstermeyebilirler (Kocatürk 2007).

Bölütleme yöntemleri; histogram tabanlı bölütleme, kenar tabanlı bölütleme, bölgesel tabanlı bölütleme, renk tabanlı bölütleme, model tabanlı bölütleme gibi farklı gruplara ayrılır. Bu yöntemlerden biri veya birkaçı amaca uygun olarak seçilebilir.

2.3 Gözün Yapısı ve Görme

Göz insanlar için en önemli duyu organlarından birisidir. İnsanın algılama gücünün %80'i gözler yardımıyla sağlanmaktadır. Bütün vücuttaki duyu algılayıcıların %70'i gözün retina tabakasında yer almaktadır. Göz, kafatasında yumuşak yağ dokusuyla çevrili “orbita” adı verilen bir kemik yuvaya yerleşmiş, iri bir bilye büyüklüğünde, görmeyi sağlayan ve 200 mm çapında olan küresel bir organdır (Şekil 2.9). Göz, dıştan içe doğru, ışığı geçirmeye ve kırmaya elverişli üç tabakadan oluşmaktadır. Bunlar sert tabaka, damar tabaka ve ağ tabaka (retina)'dır (Akhan 2004).



Şekil 2.9 Gözün yapısı (İnt.Kyn.6)

Sert tabaka; göz yuvarlığını en dıştan saran, parlak beyaz, sık telli bağ dokudan yapılmış sert bir tabakadır. Bu tabaka iç kısımda olan daha hassas dokuları korur ve göz yuvarlağına dayanıklılık kazandırarak gözün şeklinin bozulmasını önler. Sert tabaka, gözün ön tarafında ve ortasında incelerek saydamlaşır ve “saydam tabaka”yı oluşturur. Işığı geçiren saydam tabakaya "kornea" denir. Saydam tabaka (kornea) göze gelen ışığı kırarak gözün iç bölgesindeki göz bebeğine geçirir. Damar tabaka; Sert tabakanın altında bulunup gözü besleyen kan damarları bu tabakada bulunur. Damar tabakanın iç yüzeyinde, siyah renk maddesi taşıyan hücrelerin meydana getirdiği bir tabaka daha bulunur. Bu tabakanın görevi ise fazla ışığı emer ve göz yuvarlağını karanlık bir oda şekline çevirir. Damar tabaka ön kısımda kalınlaşıp merceği tutan askılarla, “iris” adı verilen renkli kısmı meydana getirir. İris, düz kaslarla donatılmış ve renk maddesi yönünden zengin hücrelerle, dokulardan oluşmuştur. İris taşıdığı renk maddesine göre yeşil, mavi, kahverengi gibi renklerde olur. İrisin ortasında göze ışığın girmesini sağlayan küçük bir delik vardır buna gözbebeği denir. Göze giren ışığı ayarlayabilmek için gözbebeği iristeki kaslarla büyütülüp küçültülebilir. Göz merceği irisin arkasında yer alır. Mercek göz bebeğinden giren ışınları kırarak ağ tabaka üzerine düşmesini sağlar. halka şeklindeki mercek bağları gözün kirpiksi cisminde tutulur. Göz merceği ile iris arasındaki boşluğa arka oda adı verilir. Ağ tabaka (retina) ise ışığa duyarlı reseptör hücreler ile sinir hücreleri ile döşenmiş karmaşık bir yapıya sahiptir. Reseptör hücrelerde sinirler bu tabakaya ağ gibi yayıldığı için ağ tabaka denilmiştir. Optik sinirin göz yuvarlağından çıktığı bölgede reseptörler olmadığı için görüntü meydana gelmez ve oraya kör nokta adı verilir (İnt.Kyn.7).

Göze gelen ışın ilk olarak kornea tabakasından geçerken kırılır, sonrasında göz bebeği kısmından geçer ve tekrar lensler tarafından kırılarak retinaya ulaşır ve bu kısımda ışığa hassas fotoreseptörler tarafından elektrik sinyallerine çevrilir. En son bu elektrik sinyalleri optik sinirler aracılığıyla beyne iletilir. Kornea gözün saydam ve göze giren ışığı ilk kırma kabiliyetine sahip kısmıdır. Aynı zamanda korneanın odak uzaklığı sabit olduğundan ışığı ancak sabit bir açıyla kırabilmektedir. Lensler ise kırılan ışığın retinada odaklanması için odak uzaklığını ayarlayabilmektedir. Lens, iris ve göz bebeği arkasında bulunan Şeffaf bir yapıdır. İris ise gözün içinde zar şeklinde bir çeperdir ve göz bebeğinin büyüklük ve çapını kontrol ederek retinaya ulaşan ışık miktarını ayarlar

(İkibaş 2012).

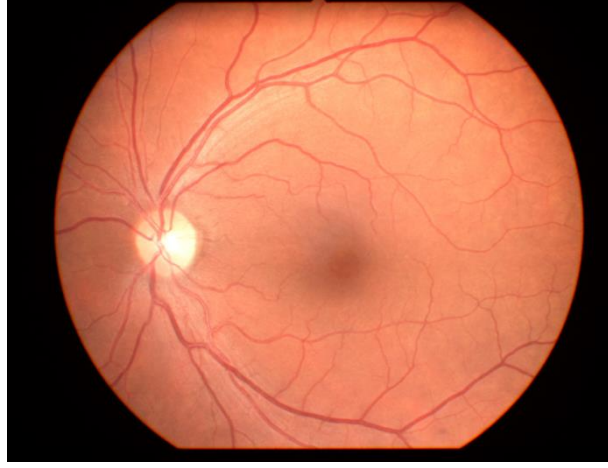
2.3.1 Fundus Kamera ve Görüntüler

Retinal görüntüleri elde etmek için fundus kamera olarak isimlendirilen karmaşık bir optik sistemin kullanılması gerekir (Şekil 2.10). Üzerinde kamera ile birleştirilmiş özel bir düşük güç mikroskobuna sahip olup, retinayı aydınlatma ve resmetme özelliğine sahiptir. Fundus kamera, gözün iç yüzeyini oluşturan optik disk, makula, retina ve retinanın arka kısmını görüntülemek için geliştirilen bir sistemdir. Diğer görüntüleme kaynaklarına göre çalışma yapısı farklıdır. Genellikle sağlık çalışanları tarafından hastalıkların teşhis ve tedavilerinin gözlenmesinde kullanılır. Anlık görüntü çekilir ve o anda resim kullanılabilir. Kırmızı bağımsız, renkli gibi farklı modlarda çalışabilmektedir (İkibaş 2012).



Şekil 2.10 Fundus kamera (İnt.Kyn.8)

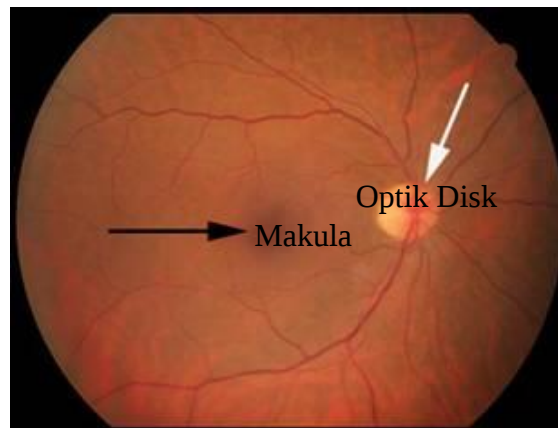
Fundus görüntüler, fundus kameralar tarafından üretilen görüntülerdir (Şekil 2.11). Bu görüntüler optik disk, makula merkezi fovea ve kan damarları gibi retinanın bazı özelliklerinin belirlenmesine yardımcı olabilmektedir. Bu görüntülerde meydana geliş değişiklikler doktorlar tarafından anında yorumlanmaktadır. Bu sayede hastalıkların teşhis ve tedavisinin otomatik takibi sağlanabilmektedir (Çetin Taş 2012).



Şekil 2.11 Fundus görüntü

2.3.2 Optik Disk ve Makula

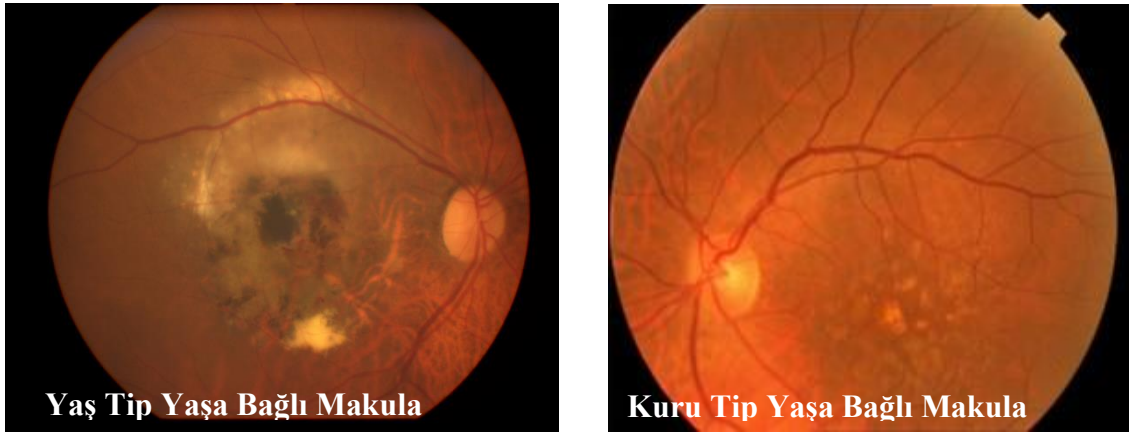
Retina üzerinde görünüm ve geometrik olarak farklı özelliklere sahip birçok yapı bulunmaktadır (Şekil 2.12). Retina üzerindeki damarlar en düşük parlaklık değerine sahiptir. Büyük damarlar belli bir açıyla ve hiperbol şeklinde retina görüntüsünde en parlak değere sahip ve yaklaşık 1.5 mm çapında yuvarlak şekle sahip olan optik diskte birleşmektedir. Damarlar optik disk üzerinde birleşir ve burada yoğunlaşırlar. Retinada bulunan makula, sarı nokta diye de adlandırılır. Makula bölgesi göze gelen ışığın kırılıp retina üzerine düştüğü ve burada görüntünün oluştuğu bölgedir. Makula sağ gözde optik diskin solunda, sol gözde ise sağında olmak üzere 5 mm çapında bir bölgede yer alır. Bu veriler görüntü işleme sırasında kullanılan sabit değerlerdir (Şevik 2007).



Şekil 2.12 Optik disk ve makula

2.3.4 Makula Dejenerasyonu

Makula dejenerasyonu, yaşlılıkla alakalı olup, 65 yaş üstü insanlarda önde gelen görme kaybı nedenidir. Makulanın yani gözün keskin, merkezi ve renkli görmesinden sorumlu olan kısmının yıpranmasına bağlı bir durumdur. Görme kaybı yavaş veya ani olabilir. Kuru tip ve yaş tip olmak üzere iki tip makula dejenerasyonu vardır. Kuru tip, makula hücreleri iyi çalışmadığı durumlarda bu hücrelerin dejenerasyonu, hatta ölümü gerçekleşir ve görme kaybı yavaş yavaş gerçekleşir. Kuru tip makula dejenerasyonunda ilk bulgu genellikle retinanın altındaki sarı birikintilerdir (Şekil 2.13). Yaş tip makula dejenerasyonu ise hızlı ve ciddi görme kaybına neden olur. Bu, genellikle bilinmeyen bir nedenle ve yeni damarların oluşup sıvı veya kan sızdırması ile meydana gelir. Sıvı birikimi makulanın kabarmasına ve görmenizin ani ve ciddi düzeyde bozulmasına yol açar.



Şekil 2.13 Yaş tip ve kuru tip makula dejenerasyonu

2.4 Yapay Sinir Ağları

Bilginin bilgisayarlar tarafından işlendiği günümüz teknolojisinde bilgisayarsız ve veri işleme algoritmasız büyük verilerin işlenmesi artık imkânsız hale gelmiştir. Dijital verilerin işlenmesinde bilgisayarlar insan beynine göre çok daha hızlı çalışmaktadır. Özellikle büyük ölçekli veriler ele alındığında bu işlemler çok daha kısa ve daha başarılı bir şekilde işlenmesi yapılmaktadır. YSA, bir insanın beyninin bir ya da birkaç fonksiyonunun matematiksel modellerle taklit edilmesini sağlayan bir teknolojidir. Bu

teknolojide karar yapıları insan beyninin yapısına kısmen benzemektedir. YSA'nın bilgisayar ortamında matematiksel olarak modellenmesiyle verilerin hızlı bir şekilde işlenmesi sağlanmış ve gerçekliğe yakınsanmıştır. YSA her birinin kendi işlem hafızasına sahip elemanlardan oluşan ve birbirlerine bağlı paralel ve dağıtık veri işleme yapısıdır (Elmas 2003, Sağıroğlu vd. 2003).

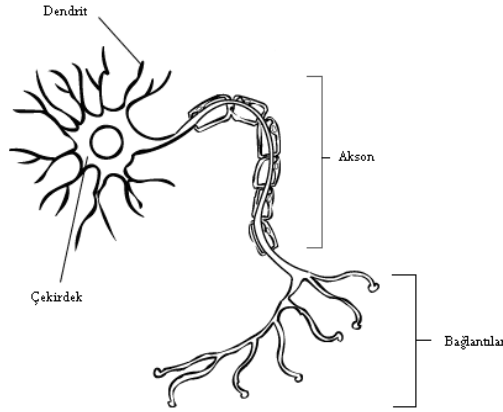
YSA biyolojik sinir ağlarının yapısından esinlenerek oluşturulmuştur. Biyolojik sinir ağlarının yapısını taklit eden matematiksel bir modele dayalı birçok bilgisayar yazılımları geliştirilerek bunlara YSA yazılımları denilmiştir. MATLAB yazılımında YSA için ayrı bir araç kutusu geliştirilmiştir.

Biyolojik öğrenme, nöronlar arasındaki sinaptik bağlantıların ayarlanması ile olur. İnsanlar yaşamları boyunca bir öğrenme süreci içerisindeyler. Yaşam boyunca beyin sürekli olarak kendini yeniler ve gelişir. Sinaptik bağlantılar insanların hayat tecrübeleriyle oluşur ve bu sayede öğrenme gerçekleşir. İnsanoğlunda meydana gelen bu durum, YSA için de geçerlidir. İnsanda tecrübe yoluyla oluşan öğrenme, YSA'da eğitim yoluyla ve örneklem yolu ile olur. İnsanoğlunun edindiği her tecrübe ve öğrenme temel girdi ve çıktılardır. YSA'da ise öğrenme girdi ve çıktıların sayısal olarak işlenmesiyle oluşur (Yurtoğlu, 2005).

2.4.1 Biyolojik Nöron Yapısı

Gerçek sinir sistemindeki en küçük bilgi işlem elemanı nörondur. Sinir sisteminin en temel fonksiyonel birimine nöron ya da sinir hücresi denmektedir. Sinir sisteminin uyarıları elektriksel ve kimyasaldır. Şekil 2.14'de biyolojik sinir hücresinin şematik diyagramı görülmektedir. Şekilde gösterilen bir sinir hücresi üç ana kısımdan oluşmaktadır. Bunlar; Hücre gövdesi, akson ve dendrittir (Çetin 2012). Temel bir biyolojik sinir hücresi, soma (çekirdek), dendrit, sinaps ve akson olmak üzere başlıca dört kısımda göstermiştir. Çekirdek hücre gövdesi içerisindeyir ve hücre gövdesi büyüktür ve çekirdek burada yer alır. Diğer hücrelerden gelen uyarı sinyalleri dendritlerin uçlarından alınır, soma olarak adlandırılan hücre gövdesi (akson ve dendritler) tarafından işlenir ve sinyalleri taşıyan uzun bir sinirsel bağlantı halindeki

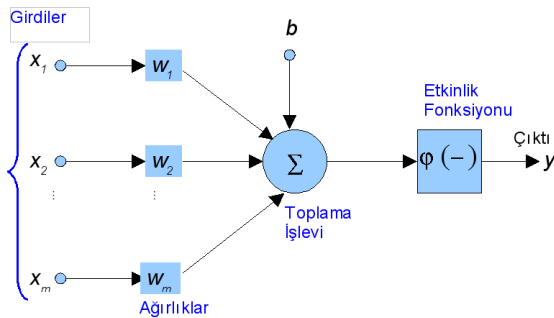
akson ile uçlarından diğer hücrelere iletilir. Akson dendrit bağlantısı ise sinaps olarak adlandırılır. Sinaps nöronlar arasında elektrokimyasal bağlantıyı sağlamaktadır (Yıldırım 1998).



Şekil 2.14 Biyolojik sinir hücresinin şematik diyagramı (İnt.Kyn.9)

2.4.2 Yapay Sinir Ağının Yapısı

Bir yapay nöron temel olarak girişler, ağırlıklar, toplama fonksiyonu, transfer fonksiyonu ve çıkış olmak üzere beş kısımdan oluşmaktadır. Şekil 2.15'te bir yapay sinir hücresinin yapısı verilmiştir. Bu şekilde x girişleri, y çıkışı, ϕ etkinlik fonksiyonunu w ise ağırlıkları ifade etmektedir (Sağıroğlu vd. 2003).



Şekil 2.15 Yapay sinir hücresinin yapısı (İnt.Kyn.10)

YSA birbirine bağlı doğrusal ve/veya doğrusal olmayan birçok elemandan oluşur. Biyolojik sinir sistemi ile yapay sinir ağı arasındaki benzerlik çizelge 2.1'te gösterilmektedir.

Çizelge 2.1 Biyolojik sinir sistemi ile yapay sinir ağı arasındaki benzerlik

Biyolojik Sinir Sistemi	YSA
Sinapslar	Ağırlıklar
Dendrit	Toplama fonksiyonu
Hücre gövdesi	Transfer fonksiyonu
Aksonlar	Yapay nöron çıkışı
Nöron	Algılayıcı hücre

Girdiler

Şekil 2.15’de $X_1, X_2 \dots X_m$ olarak gösterilen girdiler YSA’ya giren bilgilerdir. Bu girdi bilgilere Input’da denilmektedir. Bu bilgiler dış ortamlardan gelebileceği gibi diğer nöronlardan da gelebilmektedir. Ağın öğrenmesi için gerekli olan örneklem dış ortamdan gelen bilgilerden sağlanmaktadır (Sonugür 2012).

Ağırlıklar

Şekil 2.15’de $W_1, W_2 \dots W_m$ olarak gösterilen ağırlıklar, sinir hücresine giren bilgilerin sinir üzerindeki etkisini belirleyen ve hücre çıkışına yansıma miktarını belirleyen nümerik katsayılardır. Bir yapay sinir ağında bir nörona gelen tüm bağlantıların mutlaka bir ağırlık değeri vardır. Bu ağırlıkların büyük ya da küçük olması önemli veya önemsiz olduğu anlamına gelmez. Bu ağırlık değerleri her nöronu ayrı ayrı etkiler. Eksi değerler, önemsiz demek değildir. O nedenle artı veya eksi olması etkisinin pozitif veya negatif olduğunu gösterir. Ağırlıklar değişken veya sabit değerler olabilir (Sonugür 2012, Çetin 2012).

Toplama İşlevi

Şekil 2.15’de $\sum$ toplama işlevi yapay sinir hücresine gelen girdiler ile ağırlıkların çarpımlarının toplanması sonucu o hücrenin net girdisini hesaplayan bir fonksiyondur. Bu fonksiyon aşağıdaki denklemde gösterilmiştir (İnt.Kyn.11).

$$\text{Net} = \sum_{i=1}^N X_i * W_i$$

YSA'nın yapısına göre toplama işlevi, çarpım, maksimum, minimum, çoğunluk, kümülatif toplam gibi çeşitli toplama işlevlerinden birisi olarak da ifade edilir. Bu toplama işlevleri genellikle deneme yanılma yoluyla belirlenir. Uygun işlevin seçimi kullanıcıya bağlıdır. Aşağıda bazı toplama fonksiyonları verilmiştir. Çarpım fonksiyonunda ağırlık değerleri ile girdi değerleri çarpılıp bulunan değerler toplanarak Net girdi hesaplanır. Çarpım fonksiyonunda ise ağırlık değerleri ile girdiler çarpılır ve sonrasında bulunan değerler çarpılarak Net girdi hesaplanır. Maksimum fonksiyonunda n adet girdi içinden ağırlıklar ile girdiler çarpıldıktan sonra içlerinden en büyüğü Net girdi olarak hesaplanır. Minimum fonksiyonunda n adet girdi içinden ağırlıklar ile girdiler çarpıldıktan sonra içlerinden en küçüğü Net girdi olarak hesaplanır. Çoğunluk fonksiyonunda n adet girdi içerisinde girdiler ve ağırlıklar çarpılır, sonrasında pozitif ile negatif olanların sayısı bulunup büyük olan sayı hücrenin Net girdisi olarak hesaplanır. Kümülatif toplam fonksiyonunda ise hücreye gelen bilgiler ağırlıklı olarak toplanır ve öncesinde hücreye gelen bilgilere yeni hesaplanan girdilerin değerleri eklenerek Net girdi hesaplanır (İnt.Kyn.12).

$$\text{Net} = \prod_{i=1}^N X_i * W_i \quad (\text{Çarpım fonksiyonu})$$

$$\text{Net} = \text{Max}(X_i * W_i) \quad (\text{Maksimum fonksiyonu})$$

$$\text{Net} = \text{Min}(X_i * W_i) \quad (\text{Minimum fonksiyonu})$$

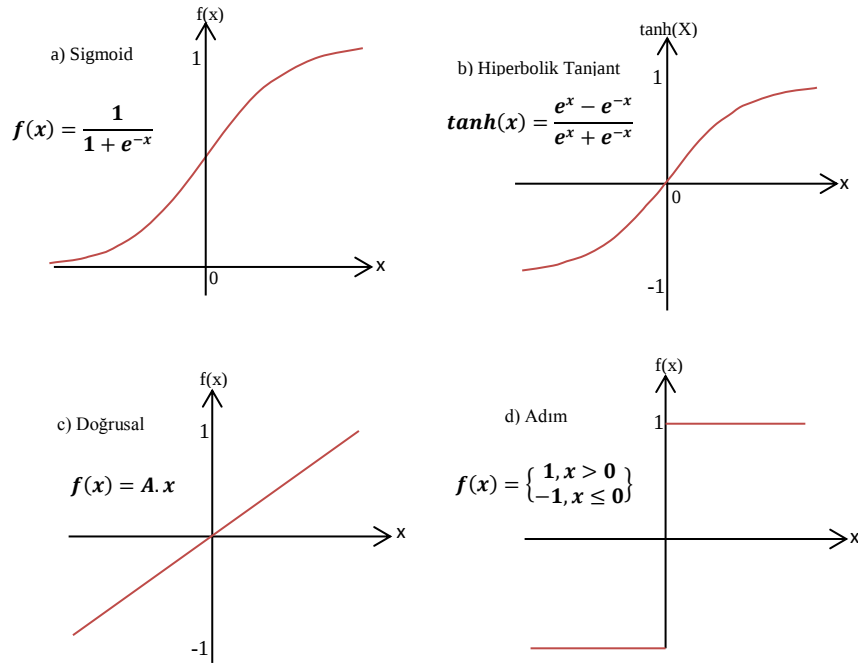
$$\text{Net} = \sum_{i=1}^N \text{Sgn}(X_i * W_i) \quad (\text{Çoğunluk fonksiyonu})$$

$$\text{Net} = \text{Net}(\text{eski}) + \sum_{i=1}^N X_i * W_i \quad (\text{Kümülatif toplam fonksiyonu})$$

Etkinlik Fonksiyonu

Etkinlik fonksiyonlarına aynı zamanda transfer fonksiyonu veya aktivasyon fonksiyonu da denilmektedir. Bu fonksiyonlar öğrenme eğrisi olarak da adlandırılmaktadır. Toplama işlevi ile net girdi hesaplanır, hücreye gelen net girdinin etkinlik fonksiyonuyla hesaplanması sonucunda girişe karşılık üretilen net çıktıyı belirler. Toplama işlevinde olduğu gibi etkinlik fonksiyonunda çıktının elde edilmesi için değişik formüller kullanılmaktadır. Kullanılan etkinlik fonksiyonlarından bazıları sigmoid, hiperbolik tanjant, doğrusal ve adım fonksiyonlardır. Bu fonksiyonların grafikleri şekil 2.16'de grafik olarak verilmiştir. Sigmoid etkinlik fonksiyonu sürekli ve

türevi alınabilen ve doğrusal olmayışından dolayı YSA uygulamalarında en çok kullanılan bir fonksiyondur. Tanjant hiperbolik aktivasyon fonksiyonu sigmoid fonksiyonuna benzer. Çıkış değerleri sigmoid fonksiyonunda 0 ve 1 arasında değişirken, tanjant aktivasyon fonksiyonunda -1 ve 1 arasında değişmektedir. Doğrusal aktivasyon fonksiyonu ise doğrusal problemlerin çözümünde kullanılabilir. Adım fonksiyonu ise girdi değerlerin sıfırdan büyük olup olmamasına iki çeşit çıktı verir. Bu çıktılar -1 veya 1 şeklindedir. (İnt.Kyn.13).



Şekil 2.16 Etkinlik fonksiyonları grafiği (İnt.Kyn.13)

2.4.3 Yapay Sinir Ağlarının Eğitimi

YSA'nın eğitiminde iki türlü öğrenme mevcuttur. Bunlar; denetimli ve denetimsiz öğrenmedir.

Denetimli Öğrenme

Bu öğrenme tipi aynı zamanda danışmanlı öğrenme diye de adlandırılmaktadır. Bu öğrenme türünde yapay sinir ağının ürettiği çıktılar mevcut çıktılar ile karşılaştırılır. Başlangıçta bir ağırlık değeri verilir ve veriler ağırdıkçe yineleme (iterasyon) yapılır ve başlangıçtaki ağırlık değerleri değişerek en yakın sonuca yaklaşır. Test aşaması için

eğitim aşaması tamamlandıktan sonra ağın kullanımı için kontrol edilmelidir. Bu aşamada eğitim sırasında kullanılmayan veriler ağa girdi olarak verilir ve performansına bakılır. Test amaçlı seçilen verilerin çokluğu sonucun güvenirliği için oldukça önemlidir. Farklı sonuçlar elde edebilmek için nöronlar arası gizli katman sayılarında, ağırlık değerlerinde, katmanlardaki yineleme sayısında veya nöron sayılarında düzenlemeler yapılabilir (Sağıroğu vd. 2003).

Denetimsiz ğrenme

Denetimsiz ğrenmede ağa sadece giriş verileri verilir ve örnekler arasındaki ilişkiler ile sistemin kendi kendisine öğrenmesi sağlanır. Ağdan bu veri grubuna uyumlu bir çıkış değer üretecek şekilde kendisini uygun ağırlıklarla düzenlemesi istenir (zdemir 2013, İnt.Kyn.14). ıkış değerlerinin girilmesine gerek yoktur. Bu tür stratejide sistemin öğrenmesine yardımcı olan herhangi bir ğretmen yoktur. Bu, daha çok sınıflandırma problemleri için kullanılan bir stratejidir (Öztemel 1993).

3. MATERYAL ve METOT

3.1 Materyal

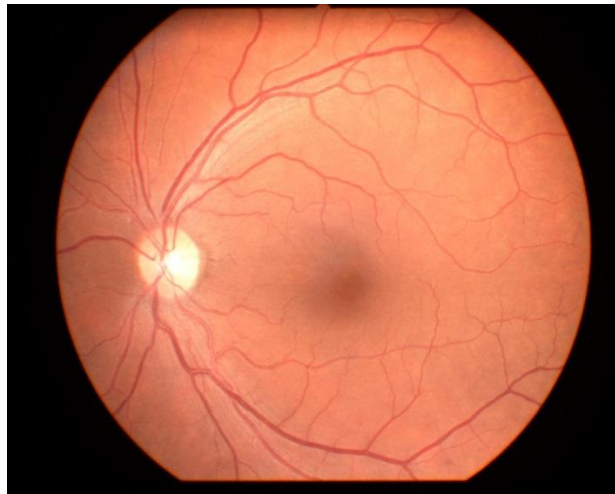
3.1.1 Fundus Görüntüler

Fundus görüntüler şekil 3.1’de gösterilen fundus kameralardan elde edilmektedir. Bu çalışma kapsamında retina görüntüleri çizelge 3.1 de gösterilen özelliklerde internetten farklı veri tabanlarından (drive ve stare) kaynaklardan anonim olarak elde edilmiştir. Sağlıklı ve hastalıklı olmak üzere toplam 150 göz resimleri üzerinde çalışılmıştır.



Şekil 3.1 Fundus kamera(İnt.Kyn.15)

Çalışmada kullanılan resim örneği şekil 3.2’de ve resimlerin genel özellikleri çizelge 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan fundus kameradan çekilen resim

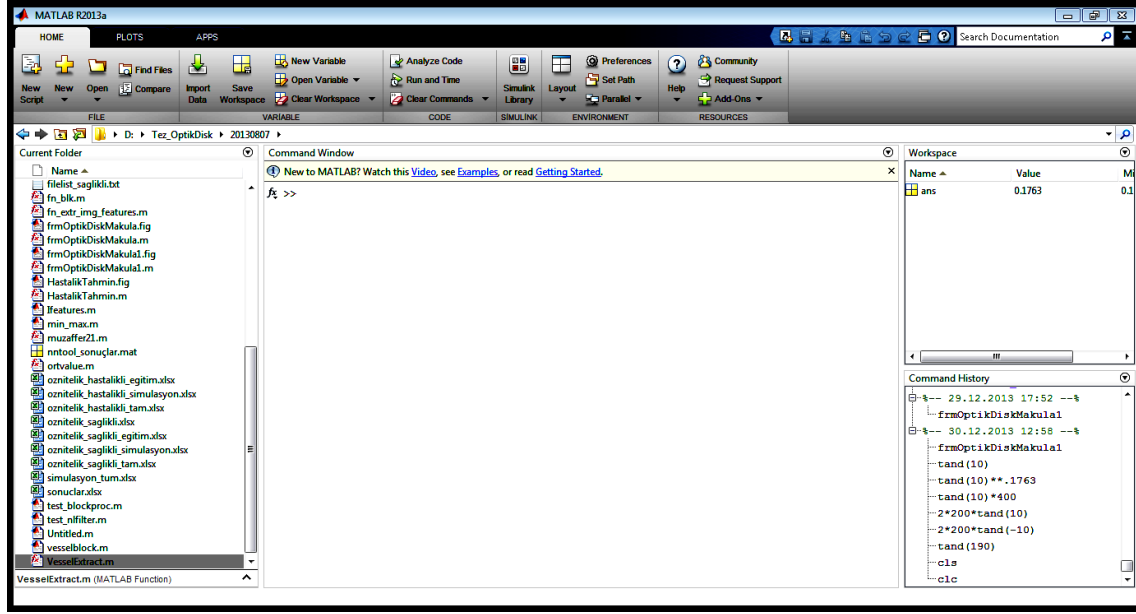
Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan resimlerin özellikleri

Dosya formatı	jpg
Renk tipi	Truecolor (gerçek renk)
Kodlama metodu	Huffman
Genişlik	1600 piksel
Yükseklik	1216 piksel
Yatay çözünürlük	96 dpi
Dikey çözünürlük	96 dpi
Bit derinliği	24 bit

3.1.2 MATLAB

MATLAB, doğrusal ve doğrusal olmayan matematiksel problemlerin çözümü ve çeşitli hesaplamalar için geliştirilmiş matematiksel yazılım geliştirme aracıdır. “MATrix LABoratory” kelimesinin kısaltması olan MATLAB, matris ile çalışır. Görüntü işleme yazılımı için MATLAB R2013a kullanılmıştır. Özellikle mühendislik uygulamalarında karmaşık problemlerin çözülmesine yönelik birçok araçları bulunmaktadır. Bunlardan dijital görüntü işleme ve YSA araçları bu tez çalışmasında kullanılmıştır.

Her programlama dilinde olduğu gibi MATLAB’ında kendine özgü bir yazılım geliştirme dili vardır. MATLAB kullanılarak geliştirilen programlar MATLAB programı ile birlikte çalışmaktadır. Ayrıca istendiğinde bu programlar .exe uzantılı uygulama programları yapılabileceği gibi .dll uzantılı program kütüphanelerinde oluşturulabilir. Ayrıca MATLAB ile yazılan programlar istendiğinde C/C++ dillerine de çevrilebilmektedir. MATLAB’ın grafik arayüz oluşturmak için GUI aracı kullanımı kolaylaştırmaktadır. Bu çalışmada GUI aracı kullanılarak bir kullanıcı arayüzü oluşturulmuştur. Şekil 3.3’te çalışmada kullanılan MATLAB yazılımının ekran görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.3 Çalışmada kullanılan MATLAB programı

Bu çalışmada; MATLAB yazılımının Görüntü İşleme Araç Kutusu (Image Processing Toolbox) ve YSA Araç Kutusu ile birlikte MATLAB GUI (MATLAB Guide), kullanılmıştır.

MATLAB ile Görüntü İşleme

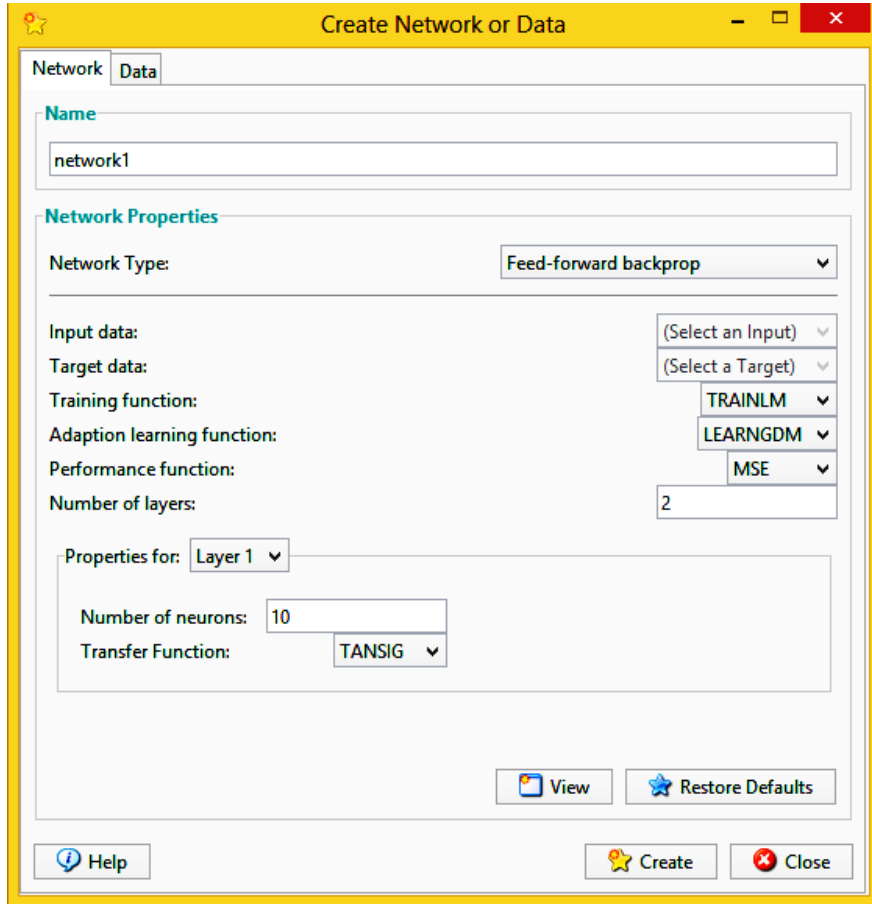
MATLAB Görüntü İşleme Araç Kutusu (Image Processing Toolbox), görüntü işlemede kullanılan tüm komut ve fonksiyonların olduğu bir MATLAB araç kutusudur. Görüntü işleme ile ilgili çalışma yapan kişiler için bu kodlar gruplandırılmış ve bu konuda çalışanlara büyük kolaylıklar sağlanmıştır. Görüntü işleme araç kutusu kaydedilmiş görüntüleri işlemeye, değiştirmeye, iyileştirmeye, nesnelerin ortak özellikleri ve aralarındaki ilişkileri dijital ortama aktarılmasını sağlar. Bu tez çalışmasında MATLAB Görüntü İşleme Araç kutusu kullanılmıştır.

MATLAB ile Yapay Sinir Ağları

YSA'nın, doğrusal olmayan problemlerin çözümünde geleneksel yöntemlere göre performansları oldukça yüksektir. Aynı zamanda eğitim için kullanılan az sayıdaki veriler kullanılarak genelleme yapma konusundaki yetenekleri oldukça yüksektir. YSA

işlevleri MATLAB yazılımı içerisinde bulunan YSA Araç Kutusu (Neural Network Toolbox) yardımıyla kullanımı kolay bir ara yüz üzerinden rahatça gerçekleştirilebilmekte ve oluşan tüm analiz ve işlem raporları grafikler sayesinde daha kolay yorumlanabilmektedir. MATLAB 2013 sürümüne ait yapay sinir ağı oluşturma menü resmi şekil 3.4’de gösterilmiştir. MATLAB yazılımında YSA işlemleri sadece ara yüz üzerinden değil, komut satırından kod yazarak da gerçekleştirilebilmektedir.

Bu tez çalışmasında makula bölgesinin hastalık analizi için MATLAB YSA araç kutusu kullanılmıştır. MATLAB yazılımında YSA kurulmasını sağlayan, giriş ve çıkış verileri üzerinden tahmin, sınıflandırma, örüntü tanıma vs. işlevleri yerine getiren MATLAB araç kutusudur.



Şekil 3.4 MATLAB 2013 Yapay Sinir Ağı oluşturma menüsü

MATLAB GUI

MATLAB yazılımının Grafik Kullanıcı Arayüzüdür. Görsel programlama dillerinde olduğu gibi GUI ile de görsel amaçlı (butonlar, yazı alanları, menüler vs.) programlar hazırlanabilmektedir. GUI ile hem Figure penceresi (.fig) hem de fonksiyon dosyaları (.m) programlaması yapılabilmektedir.

3.2 Metot

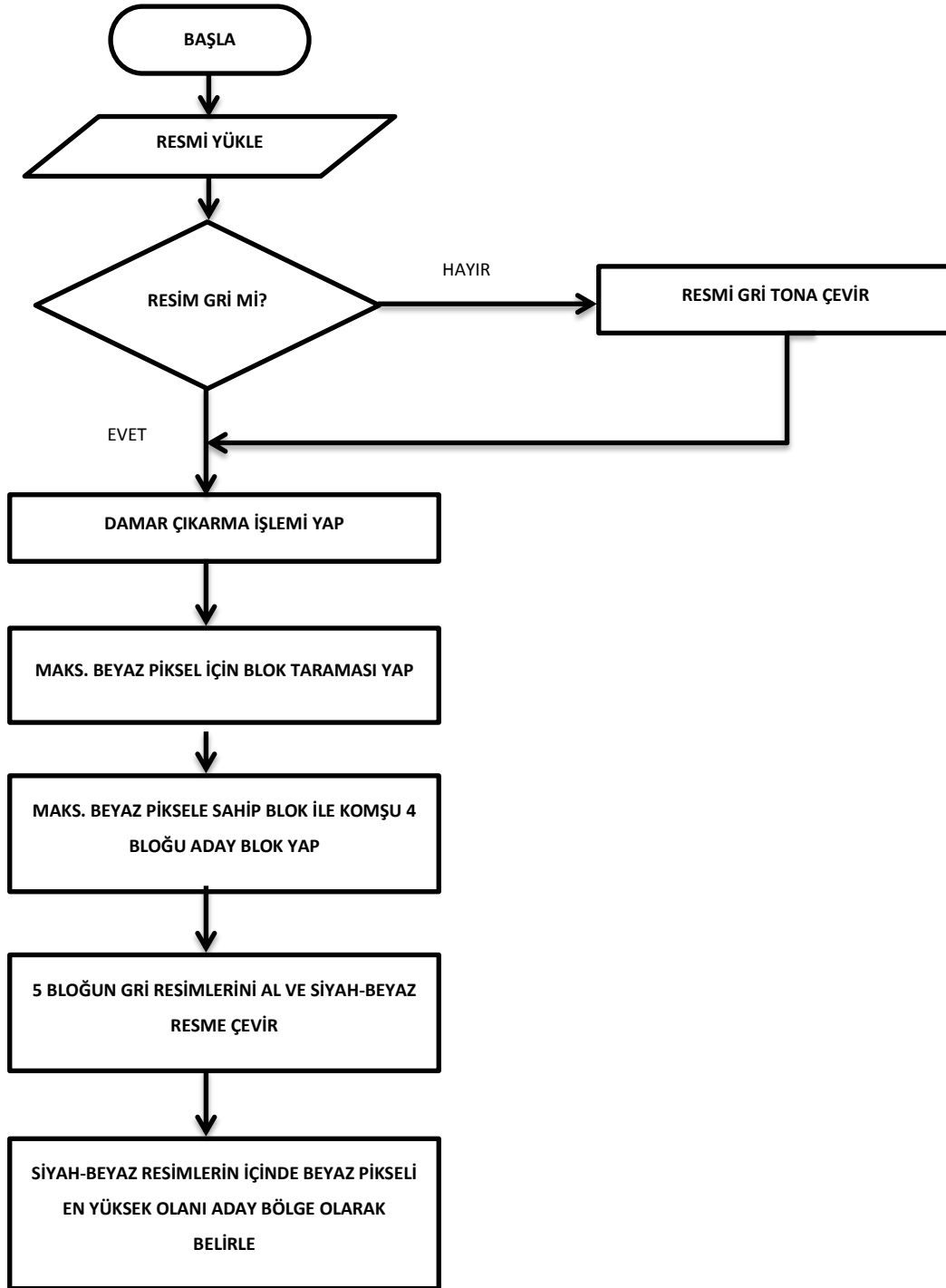
3.2.1 Optik Diskin Yerinin Belirlenmesi

Fundus kameradan elde edilen bir göz resmi resim şekil 3.5’de gösterilen kullanıcı arayüzü aracılığı ile sisteme yüklenir. Sisteme yüklenen resmin genel özellikleri kullanıcı ekranında gösterilir. MATLAB ile görüntü işleme için oluşturulan yazılımın hazırlanmasında optik diskin belirlenmesine kadar olan süreçte şekil 3.6’da verilen algoritma uygulanmıştır.

Sisteme resim yükleme işlemi tamamlandıktan sonra optik diskin yerinin belirlenmesi için retina görüntüsündeki kan damarlarının çıkartılması işlemi yapılmıştır. Kan damarları çıkartılmadan önce yüklenen resim renkli ise gri seviye resme dönüştürülür. Kan damarları çıkartılmasında kenar yakalama algoritmalarından biri olan Kirsch algoritması kullanılmıştır. Bu algoritmada resmin her pikseli için sekiz adet şablon uygulanır. Aralarından en yüksek değer eşik değeri ile karşılaştırılır ve bu değer eşik değerinden büyük çıkarsa kenar olarak işaretlenir.

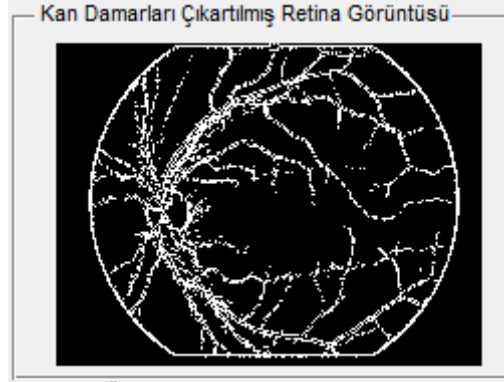


Şekil 3.5 Fundus kameradan elde edilen resmin sisteme yüklenmesi



Şekil 3.6 Optik diskin belirlenmesine kadar olan sürecin akış diyagramı

Şekil 3.7’de Kirsch algoritmasını kullanarak kan damarları çıkartılmış retina görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.7 Yüklenen resmin kan damarlarının çıkartılması işlemi

Makuladaki hastalığı tespit edebilmek için öncelikle optik diskin yerinin belirlenmesi gerekmektedir. Optik diskin belirlenmesi, retinadaki damarlar optik disk bölgesinden başlayarak retinaya yayıldıkları için makulanın tespitinde çoğu zaman bir başlangıç noktasıdır. Kan damarları çıkartılmış resme bakıldığında optik diskin bulunduğu bölge en çok beyaz piksellerin bulunduğu bölge olarak gözlenmektedir. Bu sebeple optik diskin büyüklüğü veya bir miktar fazla bölgeyi optik diske aday bölge olarak tanımlanmıştır. Bunun için şekil 3.8’de gösterilen giriş parametre değerleri kullanılmıştır.

Giriş Parametreleri

Optik Disk ve Makulayı Bul

Resim Genişliği: 1600 pixel

Resim Yüksekliği: 1216 pixel

Taranacak Blok Boyutu: 220 pixel

Damar Çıkartma Eşik Değeri: 4

Temizlenecek Pixel Sayısı: 100 den az

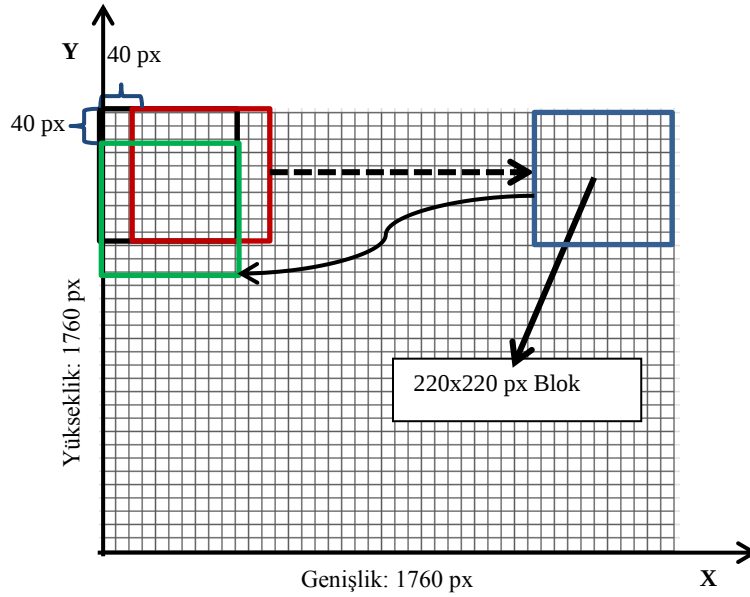
Gri Eşik Değeri

☒ Otomatik 0.498039

☐ Manuel 0.5

Şekil 3.8 Optik disk ve makulayı tespit edebilmek için kullanılan giriş parametreleri

Optik diskin belirlenmesinde kan damarları çıkartılmış resim üzerinde blok tarama ve aday bölge belirleme önışlemleri yapılmıştır. Yüklenen resimdeki optik diskin boyutu yapılan ölçüm sonucunda 200x200 piksel olduğu görölmüştür. Aday bölgeler için taranacak olan bloğun boyutu xy düzleminde 20’şer piksel artırılarak 220 piksel olarak belirlenmiştir. Şekil 3.9’da gösterildiği gibi bu bloklar resim üzerinde önce x düzlemi üzerinde 40’ar piksel kayarak hareket eder daha sonra –y düzleminde 40 piksel hareket eder ve tekrar x düzlemi üzerinde 40’ar piksel kayar ve tüm resim taranincaya kadar aynı şekilde devam eder. 220 piksellik bir bloğun 1600 piksel genişliğindeki bir resimde tam olarak 40’ar piksel aralıklarla kayabilmesi için resmin 1760 piksele uzatılması gerekmektedir. Bu sebeple sistem otomatik olarak taranacak blok boyutuna göre resmin x düzleminde siyah renk ekleyerek genişletmektedir. Mevcut retina görüntülerinde x düzlemine 160 piksel siyah alan eklenerek genişletilmiştir. Aynı işlem y düzlemi içinde yapılmıştır. Yani y düzlemine 544 piksel siyah alan eklenerek uzatılmıştır.

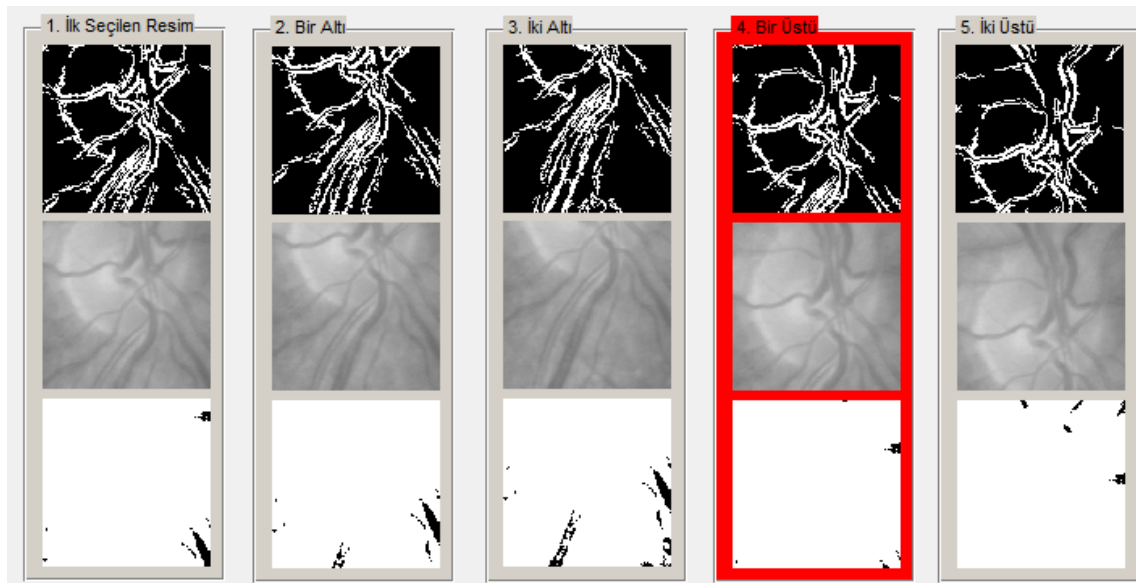


Şekil 3.9 Blok tarama işlemi

Kan damarları çıkartılmış resmin üzerinde x düzleminde toplam 35 adet blok, y düzleminde 35 blok olmak üzere toplamda 1225 blok taranmıştır. Taranan bu bloklar içerisinde maksimum beyaz piksele sahip olan blok optik diske birinci aday blok olarak belirlenmiştir. Yapılan 30 resmin gözlemi sonucunda birinci aday bloğun optik diskin merkezinin bulunduğu eksene dikey yönde olduğu gözlemlenmiştir. Daha sonra ilk aday bloğun iki altı ve iki üstünü yine aday blok arasına alınmıştır. Sonuçta toplamda beş

aday blok elde edilmiştir.

Şekil 3.10’da optik disk için belirlenen beş aday blok ile optik disk bölgesi görülmektedir. Bu beş aday blok içerisinde optik diskin bulunduğu bloğu seçebilmek için, optik diskin parlaklığından yola çıkarak bu aday bloklara karşılık gelen gri resimler alınır. Bu resimler, gri eşik değerine göre (0.5’in altı siyah, 0.5’in üstü beyaz) siyah beyaza çevrilir. Bu resimler içerisinde parlaklık ne kadar fazla ise optik disk olma olasılığı o kadar yüksektir. Buna göre siyah-beyaz resimlerin içerisinde maksimum beyaz piksel sayısı olan resim optik disk olarak belirlenir.

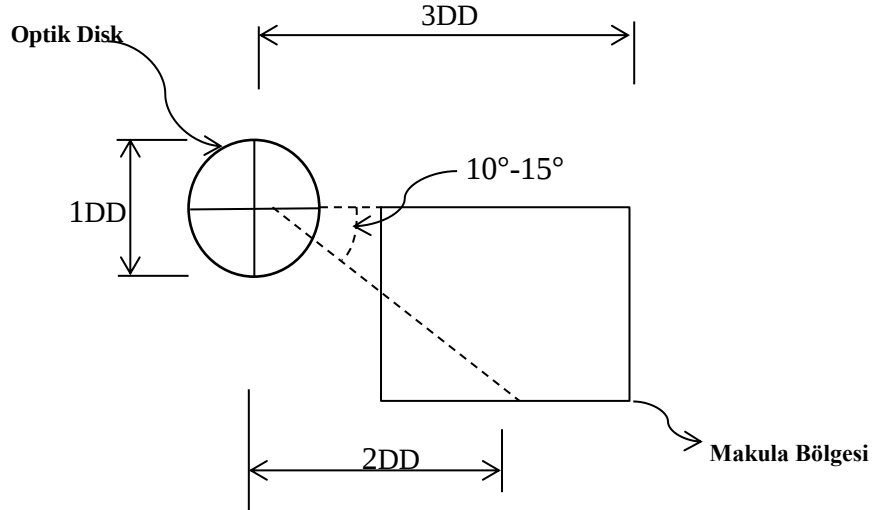


Şekil 3.10 Optik disk için belirlenen aday bölgeler

3.2.2 Makulanın Yerinin Belirlenmesi

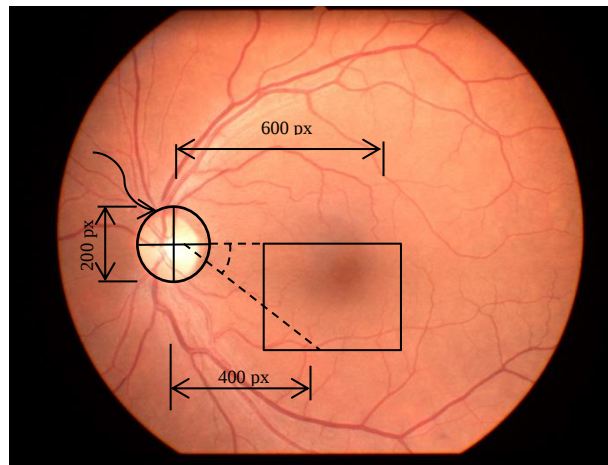
Retina görüntülerinde makulanın yeri literatürde belirli formüllerle belirlenmiştir. Şekil 3.11’de makulanın optik diske göre konumunun matematiksel ifadesi gösterilmektedir. Makula bölgesinin optik diske göre konumu kişiden kişiye değişebilmektedir. Bu yüzden makulayı şekil 3.11’deki matematiksel ifadeye göre bir dikdörtgen içerisinde aramak gerekir. Standart bir retina görüntüsünde makula yaklaşık olarak iki optik disk çapı uzaklığındadır (Kaur and Sinha 2012). Şekil 3.11’e göre makula, optik diskin merkezinden en fazla üç optik disk çapı uzaklığında olabilir. Aynı şekilde makula optik diskin merkezinden 10-15°’lik açıyla fotoğrafın çekim konumuna göre, optik disk

resimde sağ tarafta ise makula solda, optik disk sol tarafta ise makula sağ tarafta bulunmaktadır.



Şekil 3.11 Makulanın optik diske göre konumu (Kaur and Sinha 2012, Chaudhry vd. 2009)

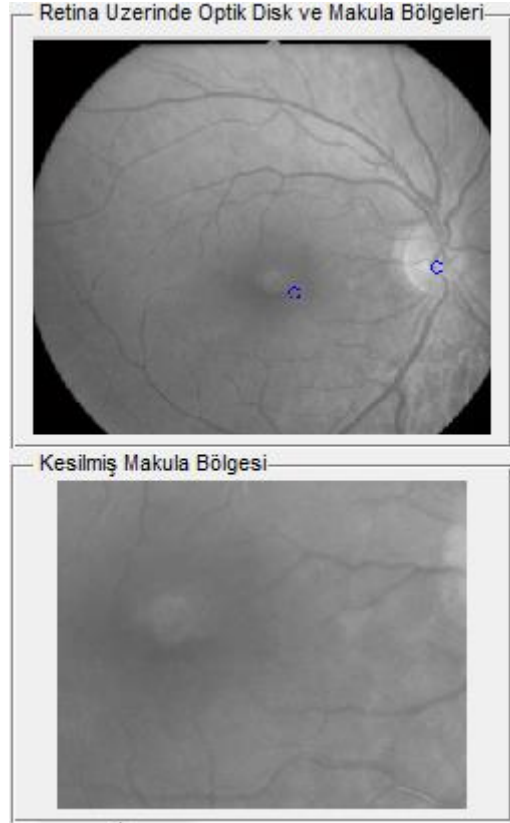
Şekil 3.12’de çalışmada kullanılan retina görüntüsünde formül ile makulanın yerinin tespiti gösterilmektedir. Kullanılan resimde optik disk çapı 200 pikseldir. Makula formülde ifade edildiği gibi en fazla 600 piksel uzaklıktadır. Optik diskin merkezine 10-15 derece aşağısındadır.



Şekil 3.12 Retina resmi üzerinde makulanın optik diske göre konumu

Geliştirilen programda makulanın otomatik olarak bulunabilmesi için şekil 3.11’de

gösterilen matematiksel ifade kullanılmıştır. Böylece şekil 3.13’de gösterildiği gibi seçilen retina görüntüsünün optik diski ve makula bölgesi otomatik olarak bulunmuştur ve makula bölgesi ayrı bir resim haline getirilmiştir. Makula bölgesi ana resimden kesilerek 300x300 piksel boyutlarında ayrı bir dosya olarak kaydedilmiş ve YSA ile hastalık analizi için hazır hale getirilmiştir.

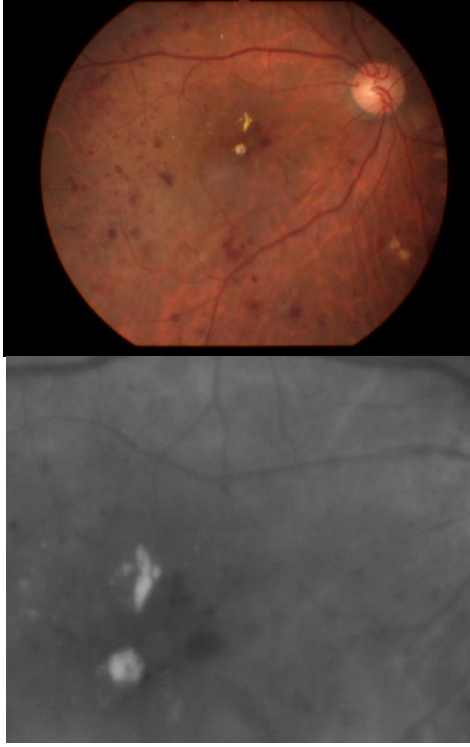


Şekil 3.13 Geliştirilen programda makulanın otomatik olarak tespiti

3.2.3 Yapay Sinir Ağları ile Hastalık Analizi

YSA ile Şekil 3.13’de elde edilen makula resimleri üzerinde hastalık tahmini yapılmaya çalışılmıştır. YSA’da tahmin için gerekli olan veriler için 300x300 piksel boyutlarında olan makula resimleri kullanılmıştır.

Elde edilen fotoğraflardan, hastalıklı bir göze ait olan resim şekil 3.14 a’da, sağlıklı bir göze ait olan resim şekil 3.14 b’de gösterilmiştir.



Şekil 3.14 (a) Hastalık göz ve makula

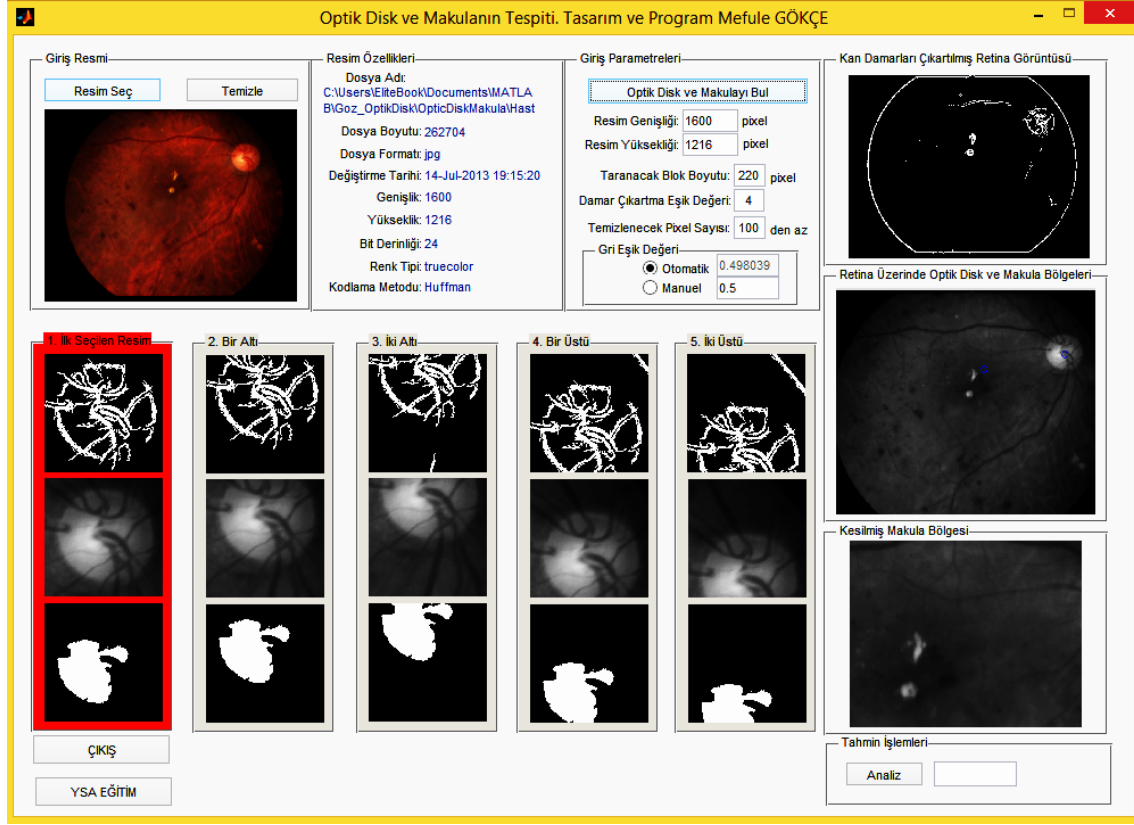


(b) Sağlıklı göz ve makula

Kesilen makula bölgesinin 7 adet öz niteliği çıkartılmıştır. Bunlar;

1. Ortalama yoğunluk
2. Ortalama kontrastın standart sapması
3. Yumuşaklık değeri
4. Histogram çarpıklığı
5. Uniformity (tek düzelik)
6. Entropy
7. Toplam beyaz piksel sayısı

Makula bölgesinde hastalık analizinin gerçekleştirilebilmesi için MATLAB GUI kullanılarak kullanıcı etkileşimli bir ara yüz oluşturulmuştur. Bu ara yüz sayesinde kullanıcı istediği göz fotoğrafını seçebilmekte ve bu fotoğraftaki göze ait makula bölgesini tespit ederek öz niteliklerini çıkartabilmektedir. Oluşturulan etkileşimli ara yüzün görüntüsü şekil 3.15’de gösterilmiştir.



Şekil 3.15 MATLAB GUI ile oluşturulan etkileşimli ara yüz

İşlemin üçüncü aşamasında ise elde edilen sağlıklı ve hastalıklı öznitelik verileri üzerinden bir yapay sinir ağı modeli oluşturulup hastalık tahmini yapılmaya çalışılmıştır.

4. BULGULAR

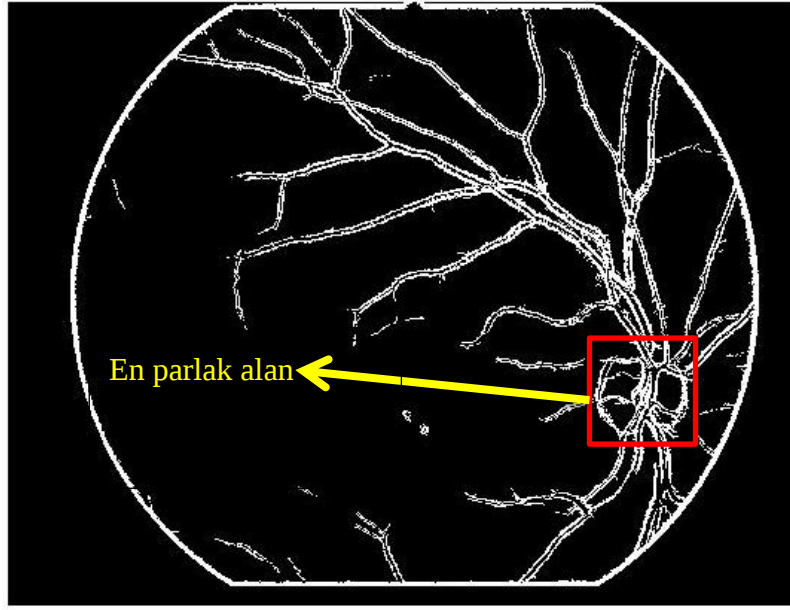
Bu çalışmada kullanılan resimlerin boyutları 1600x1216 piksel ve renklidir. Alınan resimler MATLAB programı görüntü işleme ve YSA aracı ile geliştirilerek hazırlanmış olan yazılımda incelenmiştir. Bu yazılım optik disk ve makulanın otomatik olarak konumunu belirlemekte ve makula bölgesinde bir hastalığın olup olmadığını bildirmektedir. Optik disk ve makulanın tespiti için blok tarama ve optik diskin parlaklık özelliğinden yararlanma ve hastalık analizi için de YSA tekniği kullanılmıştır.

4.1. Optik Diskin ve Makulanın Tespiti

Optik disk ve makulanın otomatik olarak bulunmasında literatürde farklı yöntemler kullanılarak çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda elde edilen başarılar %80 ile %96 arasındadır. Bu çalışmalara bakıldığında optik diski bulma başarısının yüksek olması çekilen resimlerin kalitesi ile doğru orantılı olduğu görülmektedir. İyi çekilmiş bir resimde optik diski ve makulayı bulmak daha kolaydır. Resmin kaliteli olmasının yanında göz hastalıkları da optik diskin tespitini zorlaştırmaktadır.

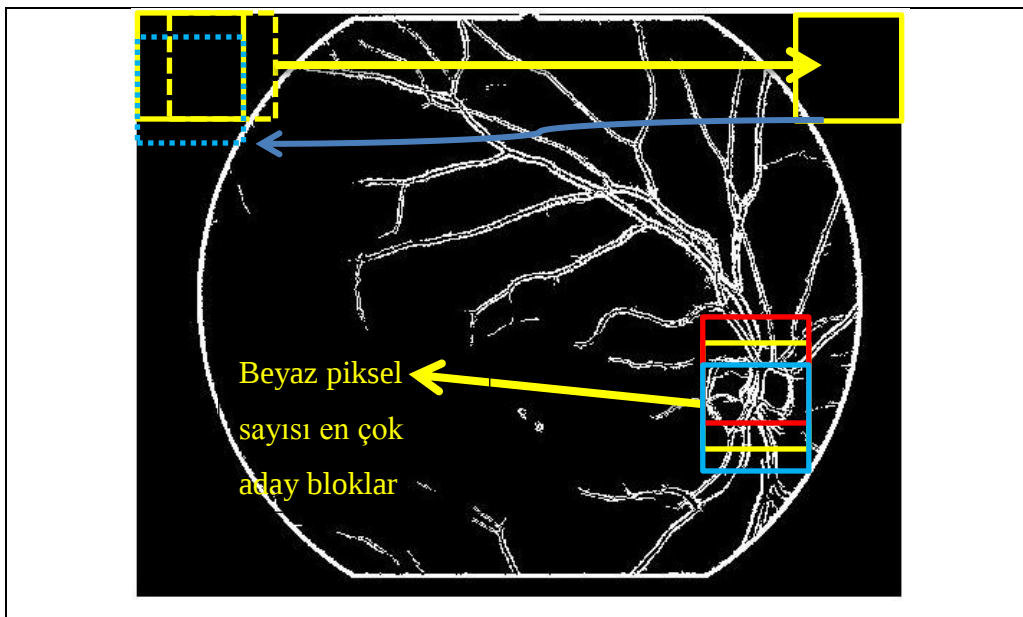
Optik diskin belirlenmesinde, kan damarları çıkartılmış retina görüntüsünde optik diskin bulunduğu bölgelerde optik disk ve kan damar yoğunluğu en fazla olduğundan bu bölgede parlaklık maksimum olmaktadır. Şekil 4.1 'de kan damarları çıkartılmış bir retina görüntüsü görülmektedir. Bu resimde de görüldüğü gibi optik disk bölgesinde kan damarı yoğunluğundan dolayı en parlak bölge optik diskin bulunduğu bölgedir.

Makula bölgesinin otomatik olarak tespit edilebilmesi için optik diskin mutlaka tespit edilmesi gerekmektedir. Optik diskin otomatik olarak tespiti için blok tarama yöntemi ile optik diske aday bölgeler belirlenmiş ve bu aday bölgeler üzerinde çalışmalar yapılmıştır.



Şekil 4.1 Kan damarları çıkartılmış retina görüntüsü.

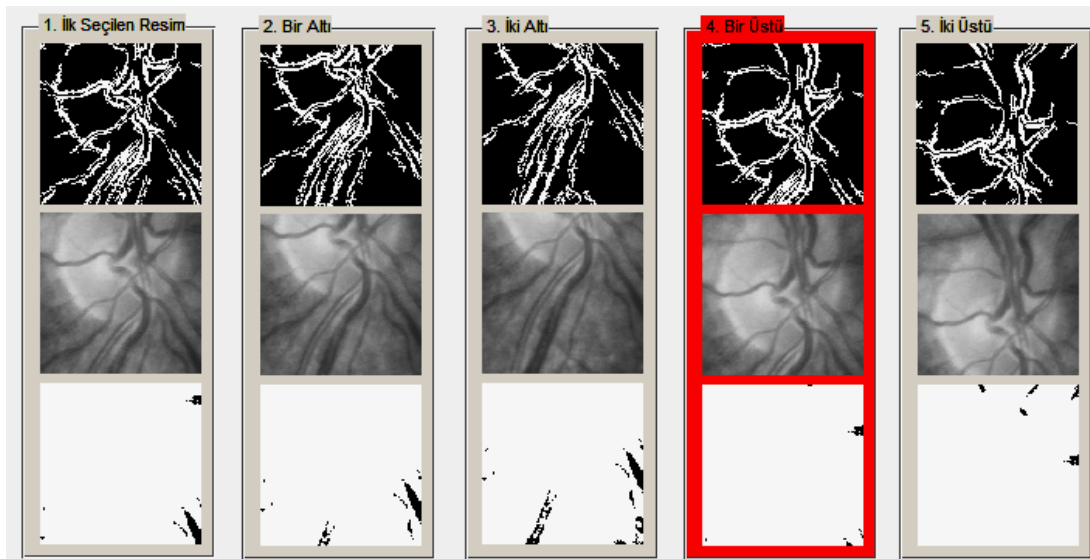
Optik diske aday bölgeler belirlenirken 220x220 piksel genişliğinde bloklar kan damarları çıkartılmış retina görüntüsü üzerinde 40'ar piksel kaydırılarak gezdirilir. Şekil 4.2'de de gösterildiği gibi bu işlem resmin sol üst köşesinden başlar önce x yönünde sonra 40 piksel -y yönünde ve tekrar x yönünde blok tarama işlemine devam eder. Her bir bloğun toplam beyaz piksel sayısı alınır ve bir diziye atılır. Dizide aynı zamanda her bir bloğun indeksi de tutulur.



Şekil 4.2 Kan damarları çıkartılmış retina görüntüsü üzerinde blok gezdirme işlemi

İncelenen her bir resimde 1225 adet blok bulunmaktadır. Dolayısıyla dizinin eleman sayısı 1225’dir ve dizide bu blokların toplam beyaz piksel sayıları da tutulmaktadır. Maksimum beyaz piksel sayısına sahip olan blok optik disk olmaya birinci aday bölgedir. Yazılımda birinci aday bölge “İlk Seçilen Resim” olarak ilk sıraya konulur. Sonra ilk seçilen bloğun 40 piksel bir altındaki blok ile 80 piksel iki altındaki blok, 40 piksel bir üstündeki blok ile 80 piksel iki üstündeki blok aday bölgeler olarak seçilir ve ekrana getirilir. Şekil 4.3’de optik diske aday bölgeler verilmiştir.

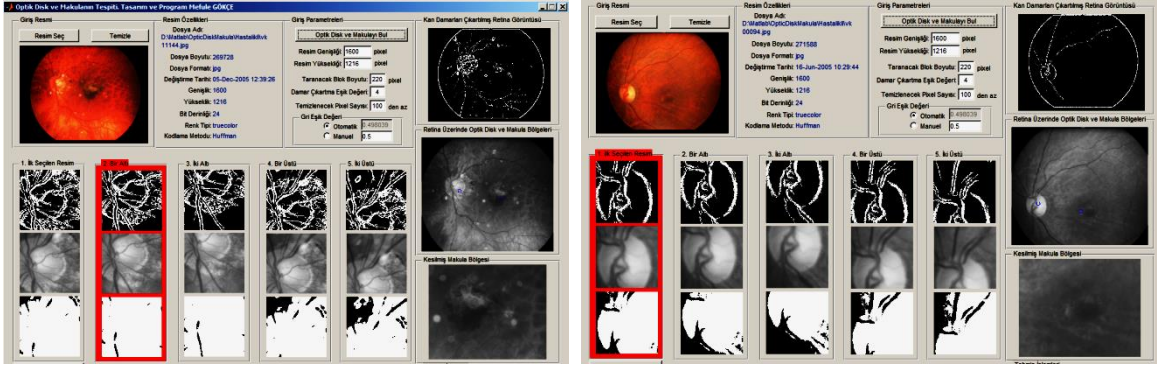
İlk aday bölgenin dışındaki bu blokları koymanın sebebi ise, optik diskte kan damarı yoğunluğundan ve kişiden kişiye değişen kan damarı kesişmelerindeki farklılıklardan dolayı optik diskin merkezi ilk seçilen bölgenin dikeyde bir miktar aşağısında veya bir miktar yukarısında olabilmesidir. Bu yaklaşık 30 resimde tecrübe edilerek görülmüştür. Toplamda bu beş bölge aday bölge olarak belirlenmiştir. Belirlenen bu beş aday bölgenin gri resimleri ele alınmış ve optik diskteki en parlaklık ilkesi göz önüne alınarak histogramları çıkartılmıştır. Ortalama histogram eşik değerine göre en parlak olan blok optik disk olarak belirlenmiştir. Bu işlem 150 adet farklı resim üzerinde denenmiştir. Sağlıklı göz resimlerinde %85-90, hastalıklı resimlerde ise %80-%85 başarılı sonuç elde edilmiştir. Hastalıklı resimlerde başarının düşük olması ise hastalıklı bölgelerde kan damarları çıkarma işleminin başarılı olamaması ve bu bölgelerin alansal olarak parlak olmasıdır.



Şekil 4.3 Optik diske aday bölgelerin belirlenmesi

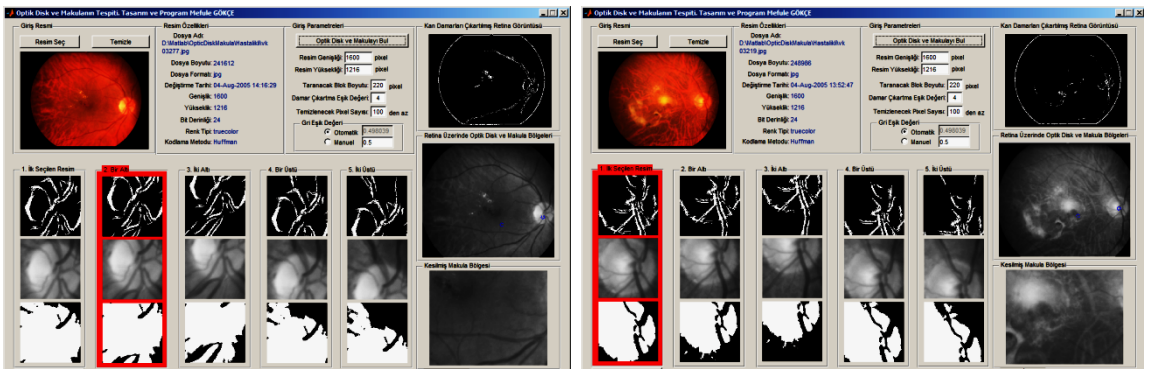
Optik disk belirlendikten sonra makulanın konumlandırılması nispeten daha kolaydır. Şekil 3.11’de makulanın konumlandırılması için verilen şema ve matematiksel ifade kullanılarak makulanın konumlandırılması geliştirilen sistem üzerinde yapılmıştır. Optik disk doğru olarak bulunduğunda makulanın yerinin belirlenmesi tam olarak yapılabilmektedir. Optik diskin yanlış bulunması durumunda da makulanın yeri yanlış tespit edilmiştir. Şekil 4.4’de resimler üzerinde yapılan başarılı çalışmalar ile başarısız olan resimlerden bazı örnekler verilmiştir.

Şekil 4.4’de fundus görüntülerinin geliştirilen program ile analizinin ekran görüntüleri verilmiştir. Resim A,B,C ve D’de optik diskin yerinin bulunması ve makulanın tespiti başarılı bir şekilde yapılmıştır. Ancak resim E ve F’de ise optik disk ve buna bağlı olarak makulanın yerlerinin bulunmasında başarısız olunmuştur. Bu iki resimdeki başarısızlığın sebebi şudur. Özellikle resim E’ye dikkat edildiğinde gözdeki hastalıktan dolayı parlak alan ve karanlık alanlar çok belirgin ve çok geniştir. Resmin kan damarları bu hastalıktan dolayı görülememektedir. Kan damarı çıkarma işlemleri bu alanlar üzerinde başarısız olmaktadır ve bu alan komple veya kısmen kan damarı olarak görünmektedir. Dolayısıyla bu alandaki beyaz piksel sayısını optik disk bölgesine göre fazla olacağından program yanlışlıkla bu bölgeyi optik disk olarak belirlemektedir. Bu da optik diskin hatalı tespit edilmesine sebep olmaktadır. Resim F’de de benzer bir durum geçerlidir. Sağlıklı resimlerde bu problemler olmamaktadır.



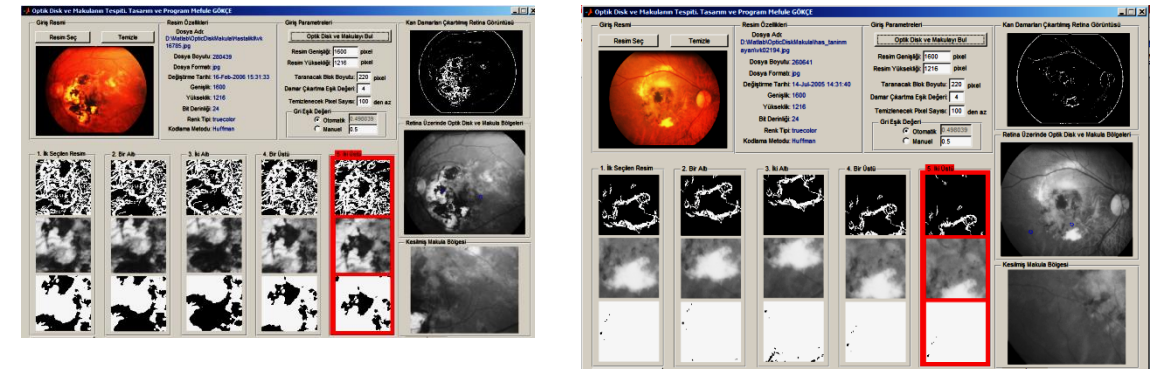
A

B



C

D



E (başarısız)

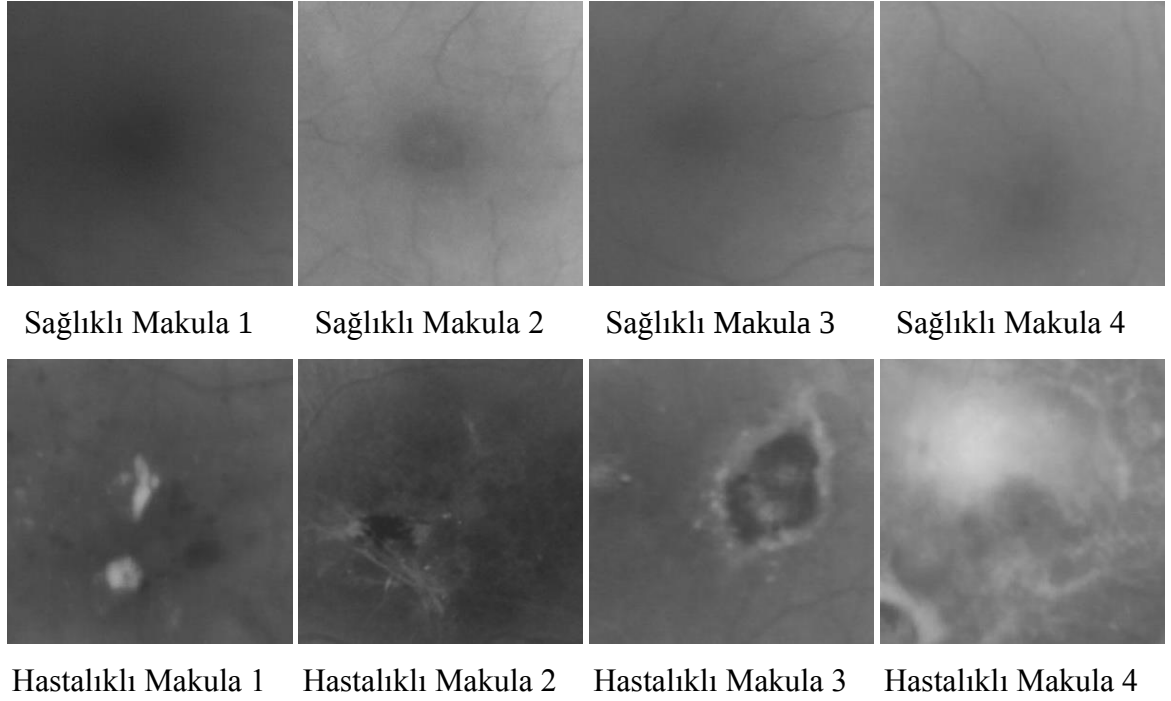
F (başarısız)

Şekil 4.4 Optik disk ve makulanın bulunması ile ilgili çalışmalar

Optik diskin ve makulanın otomatik olarak tespiti için yapılan çalışmalar ve elde edilen bulgular sonucunda ileri seviye hastalıklı göz resimlerinin dışında optik diskin ve makulanın otomatik olarak tespitinde başarı ortalama %90'dır.

4.2. YSA İle Makula Bölgesinde Hastalık Analizi

Optik Disk ve makulanın yerinin tespiti başarılı bir şekilde yapıldıktan sonra makula bölgesi 300x300 piksel genişliğinde kesilerek hastalık analizi için hazır hale getirildi. YSA ile hastalık analizi için yaklaşık 100 adet göz resmi program ile işlendi ve bu resimlerin makula görüntüleri saklandı. Bu resimlerden 47 tanesi hastalıklı ve 53 tanesi sağlıklıdır. Şekil 4.5'te hastalıklı ve sağlıklı makula görüntülerinden bazıları verilmiştir. Resimlerde de görüldüğü sağlıklı makula görüntüleri ortada siyahımsı bir benek ve kenarları temiz bir damar görüntüsüne sahiptir. Hastalıklılarda ise kan damarları kısmen ortadan kaybolmuş ve doku hasara uğramış vaziyettedir.



Şekil 4.5 Hastalıklı ve sağlıklı makula görüntülerinden bazıları

Hastalık analizi için kesilmiş makula bölgesinin doğrudan morfolojik analizi yapılmaya çalışıldığında hastalıklı makula ile sağlıklı makula arasında ayırt edici bir öznelilik bulunamamıştır. Çizelge 4.1'de, şekil 4.5'te verilen hastalıklı ve sağlıklı makula görüntülerinin ortalama yoğunluğu, ortalama kontrastı, standart sapması, yumuşaklık değeri, histogram çarpıklığı, üniformitesi (tek düzelik), entropisi ve beyaz piksellerin toplam değerleri ayrı ayrı hesaplanarak verilmiştir. Çizelge 4.1'de görüldüğü gibi bu

öznitelik değerleri birbirine çok yakın değerlerdir. Bu da YSA ile öğrenmede yanlış sonuçların çıkmasına sebep olmuştur.

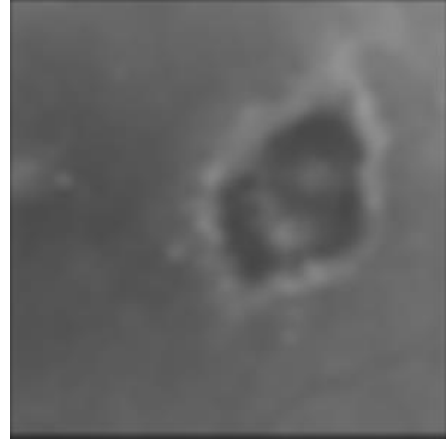
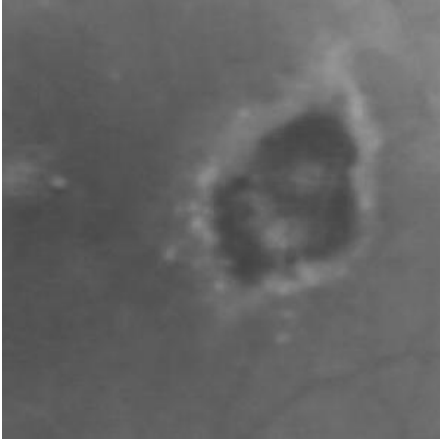
Çizelge 4.1 Makula görüntüsünün direkt analizi ve öznitelik değerleri

ÖZNİTELİKLER	HASTALIKLI				SAĞLIKLI			
Resim No	1	2	3	4	1	2	3	4
Ortalama yoğunluk	81,395	67,809	99,959	141,023	100,336	133,553	102,732	122,307
Ort. Kontr. Std. Sapması	19,435	19,134	25,848	33,494	17,016	17,274	16,861	14,633
Yumuşaklık değeri	0,004	0,004	0,0074	0,012	0,003	0,003	0,003	0,002
Histogram çarpıklığı	0,143	0,060	0,144	0,137	0,007	-0,015	0,035	0,009
Uniformity (tek düzelik)	0,019	0,016	0,013	0,008	0,016	0,017	0,018	0,019
Entropi	6,090	6,230	6,594	7,061	6,116	6,121	5,995	5,890
Beyaz Piksel Sayısı	0	0	0	8454	0	0	0	0

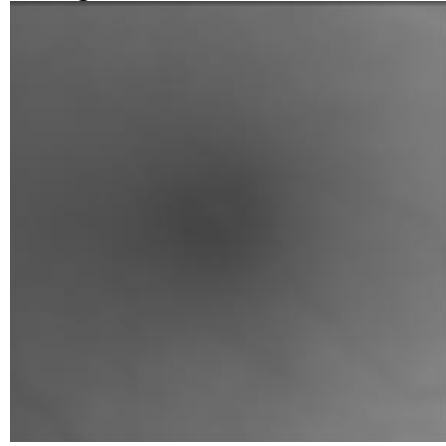
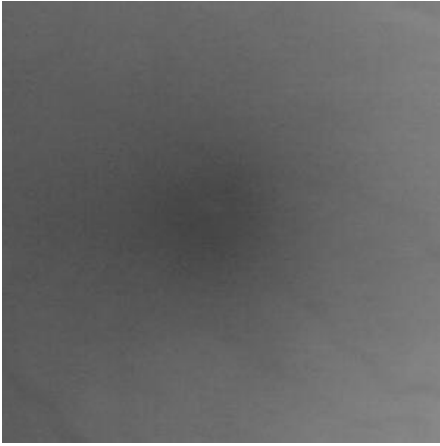
Makula görüntülerinin doğrudan analizinde özniteliklerin birbirlerine çok yakın olmasından dolayı istenilen sonuçlar elde edilememiştir. Bu sebeple bu görüntüler üzerine farklı filtreler uygulanarak bir ön işleme tabi tutulmuştur.

4.2.1 Görüntülere Yapılan Ön İşlemler

Hastalıklı ve sağlıklı makula görüntülerinin birbirlerinden sayısal olarak ayırt edilmesi için resim üzerinde birtakım filtreler uygulanarak denemeler yapılmıştır. Uygulanan ön filtreler olarak smooth (yumuşatma), sharpening (keskinleştirme), medyan filtresi ve averaging (ortalama) filtreleri uygulanmıştır. Bu ön filtrelerin içerisinde sadece smooth (yumuşatma) filtresi verimli sonuç almada etkili olmuştur. Şekil 4.6’da smooth filtresi uygulanmış hastalıklı ve sağlıklı makula görüntüsü verilmiştir. Görüntülerde resmin ilk haline göre daha yumuşatıldığı yani bulanıklaştırıldığı görülmektedir. Bu işlem bir sonraki işlem için renk piksel değerlerini birbirine yakın hale getirmektedir. Böylece beyaz alanların etkisi ile siyah alanların etkisi resim üzerinde arttırılmış olmaktadır.



Hastalıklı Makula 3, Smooth filtresi öncesi ve sonrası görüntü

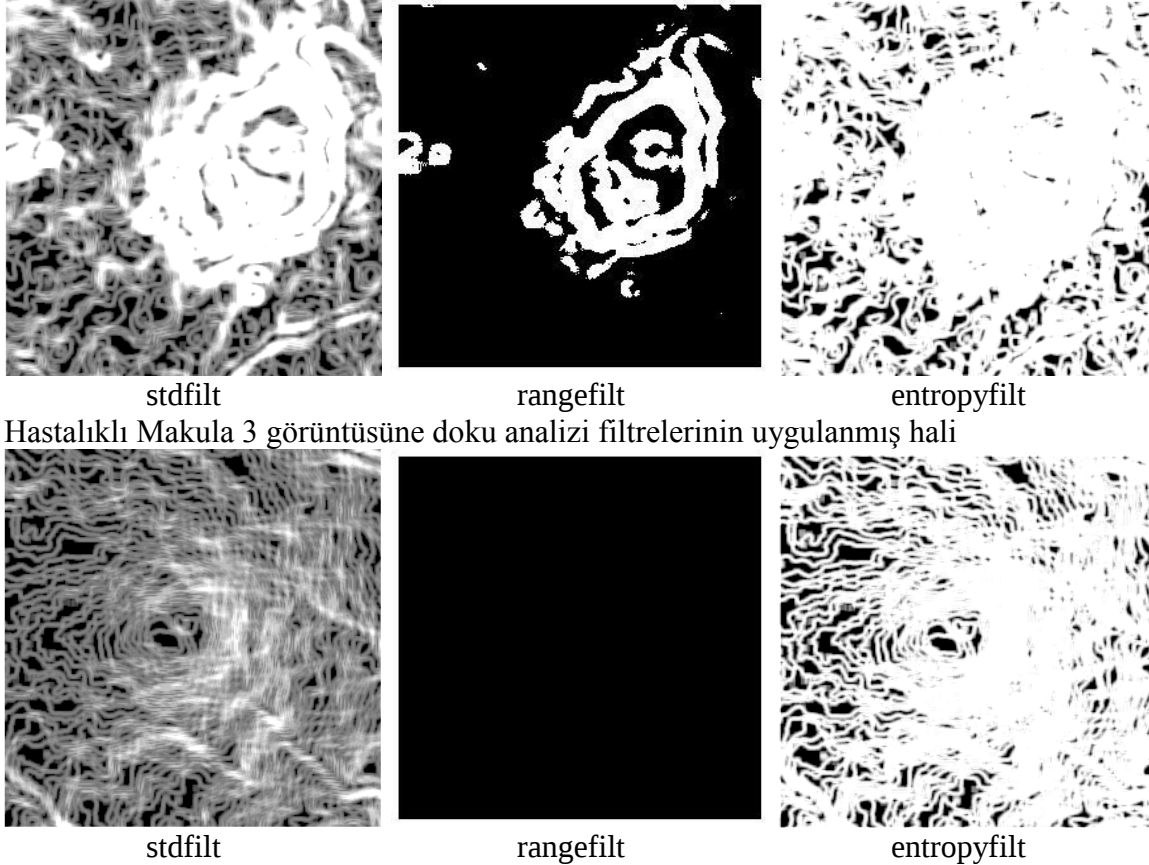


Sağlıklı Makula 1, Smooth filtresi öncesi ve sonrası görüntü

Şekil 4.6 Smooth filtresinin makula görüntüleri üzerine uygulanması

Doku (texture) analizi görüntülerin sınıflandırılması ve bölütlenmesi (segmentation) için kullanılmaktadır. Doku analizi için smooth filtresi uygulanmış görüntülerin üzerine standart sapma (stdfilt) filtresi, aralık filtresi (rangefilt) ve entropi filtresi (entropifilt) sırası ile uygulanmıştır. Şekil 4.7’de bu filtrelerin görüntü üzerindeki etkileri görülmektedir. Hastalıklı makula resmine standart filtre uygulandığında hastalıklı alanın beyaz, diğer bölgelerinde farklı gri tonda olduğu görülmektedir. Sağlıklı makula resminde hastalıklı alan olmamasına rağmen farklı tonlardaki gri piksellerin fazla olduğu görülmektedir. Bu durumda iki resim arasında sayısal olarak seçilebilirliği zorlaştırmaktadır. Bu da standart filtrenin uygun olmadığını göstermektedir. Entropi (entropyfilt) filtresinde ise durum standart filtreye benzemektedir. Burada beyaz pikseller her iki resimde de fazlasıyla ortaya çıkmaktadır. Bu filtre de uygun değildir.

Görüntülere aralık (rangefilt) filtresi uygulandığında hastalıklı bölgeler belirgin olarak beyaz pikseller olarak ortaya çıkmaktadır. Sağlıklı makula resminde ise belirgin bir beyazlık görülmemektedir. Bu durum iki resim arasındaki farkın sayısal olarak ortaya çıkarılmasını kolaylaştırmaktadır. Bu çalışmada smooth filtresinden sonra range filtresi kullanılmıştır. Bu ön işlemler sayesinde öznelilik çıkarma işlemleri kolaylaştırılmıştır.



Şekil 4.7 Sağlıklı ve hastalıklı makula görüntülerine doku filtrelerinin uygulanmış hali

Hastalıklı ve sağlıklı makula görüntülerine smooth filtresi ve range doku analizi filtresi uygulandıktan sonra görüntünün ortalama kontrastı, standart sapması, yumuşaklık değeri, histogram çarpıklığı, üniformitesi (tek düzelik), entropisi ve beyaz piksellerin toplam değerleri yeniden hesaplanmıştır. Bu değerler çizelge 4.2’de verilmiştir. Bu tabloda görüldüğü gibi hastalıklı resimlerin öznelilik değerleri ile sağlıklı resimlerin öznelilik değerleri birbirinden oldukça farklıdır. Bu da YSA ile öğrenmede doğru sonuçların çıkmasını sağlamıştır.

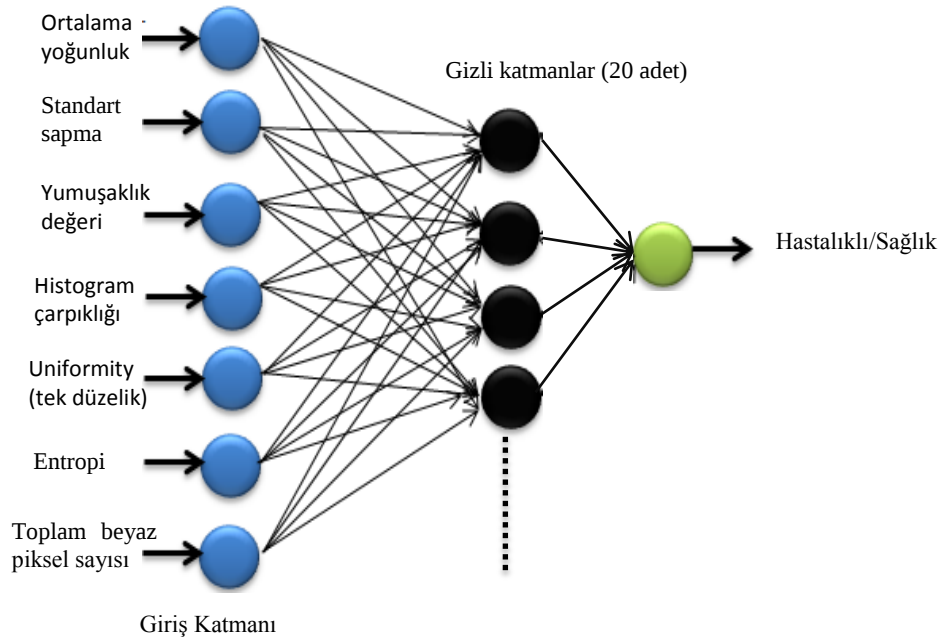
Çizelge 4.2 Makula görüntüsünün filtreleme işlemlerinden sonraki öznitelik değerleri

ÖZNİTELİKLER	HASTALIKLI				SAĞLIKLI			
Resim No	1	2	3	4	1	2	3	4
Ortalama yoğunluk	39,038	40,746	63,689	85,090	21,596	22,494	21,971	21,815
Ort. Kontr. Std. Sapması	89,146	89,815	105,61	113,640	69,388	70,424	69,871	69,627
Yumuşaklık değeri	0,081	0,082	0,110	0,126	0,051	0,052	0,051	0,051
Histogram çarpıklığı	15,277	15,049	15,239	11,549	11,141	11,356	11,250	11,185
Uniformity (tek düzelik)	0,650	0,610	0,484	0,322	0,801	0,772	0,796	0,795
Entropi	1,386	1,688	2,184	3,088	0,732	0,928	0,779	0,781
Beyaz Piksel Sayısı	13756	14348	22505	29938	7631	7914	7758	7703
ÇIKTI	1	1	1	1	0	0	0	0

4.2.2 Yapay Sinir Ağı Modelinin Oluşturulması

Fundus görüntülerde gözün makula bölgesinde oluşan dejenerasyonun olup olmadığına karar veren yapay sinir ağı modeli için toplamda 100 adet fundus görüntüsünden otomatik olarak elde edilen makula bölgesi için MATLAB yapay sinir ağı (nntool) araç kutusu kullanılmıştır. Filtreleme işlemlerinden geçen her bir makula görüntüsüne ait ortalama kontrastı, standart sapması, yumuşaklık değeri, histogram çarpıklığı, üniformitesi (tek düzelik), entropisi ve beyaz piksellerin toplamı şeklinde yedi adet öznitelik değeri elde edilmiştir. Bu öznitelik değerleri geliştirilen yapay sinir ağı modeline giriş verisi olarak kullanılmıştır. Analiz işlemi sonucunda hastalıklı (1) ve sağlıklı (0) değerleri çıkış verisi olarak kullanılmıştır. Şekil 4.8’de oluşturulan yapay sinir ağı modeli görülmektedir.

Oluşturulan sistem hiperbolik tanjant ve doğrusal aktivasyon fonksiyonu olan 3 katmanlı ve 20 gizli nöronlu, 7 girişli ve tek çıkışlı bir yapay sinir ağı modelidir. Çıktı olarak hastalıklı makula için 1 ve sağlıklı makula için 0 değerleri kullanılmıştır. YSA analizinde en çok kullanılan yöntem olan geriye yayılım algoritması kullanılmıştır. Modeller ayrı ayrı eğitim ve test işlemine tabi tutulmuştur. Oluşturulan bir kullanıcı ara yüzü ile 7 öznitelik değerine sahip hastalıklı ve sağlıklı makula verileri sisteme aktarılır ve sinir ağı girişlerine uygun hale getirildikten sonra eğitim işlemi başlatılır. YSA analizinde en çok kullanılan yöntem olan geriye yayılım algoritması kullanılmıştır. Aktivasyon fonksiyonları başlıkları altında test, tahmin ve performans değerlendirme çalışmaları yapılmıştır.



Şekil 4.8 Yapay sinir ağı modeli

Elde edilen makula görüntülerine ait öznitelik verileri ile hastalık tahmininde en iyi sonucu verecek ve en yüksek performansı sağlayacak YSA'yı bulmak için MATLAB'da standart olarak verilen eğitim algoritmaları kendi içinde karşılaştırılmıştır.

Eğitim Algoritmaları Karşılaştırması

Her bir eğitim algoritması farklı ağ yapılarında üçer kez çalıştırılmış ve uygulamada kullanılan veriler için en doğru ve en hızlı çözüme yakın olan eğitim algoritması belirlenmiştir. Yapılan karşılaştırma işlemi sonucunda en başarılı ve en hızlı algoritma, eğitim algoritması olarak seçilmiş ve oluşturulan arayüzde kullanılmıştır.

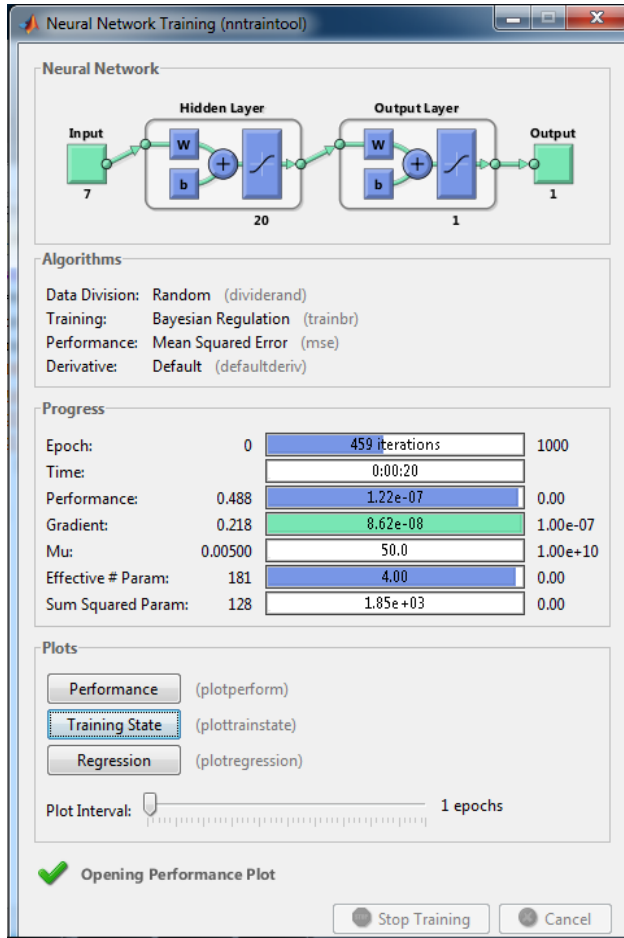
Transfer fonksiyonu olarak tanjant sigmoid ve logaritmik sigmoid fonksiyonları belirlenmiştir. Eğitim algoritmaları bu iki transfer fonksiyonu altında karşılaştırılmıştır.

Hiperbolik Tanjant Sigmoid Fonksiyonuna Göre;

Hiperbolik tanjant fonksiyonu, sürekli ve türevi alınabilen bir fonksiyondur. Hiperbolik tanjant fonksiyonunun çıkış değerleri -1 ile 1 arasında değişmektedir. Hiperbolik tanjant sigmoid transfer fonksiyonuna göre geri yayılım algoritmalarına bakıldığında doğruluk ve hıza göre karşılaştırılması yapılmış ve çizelge 4.3'te gösterilmiştir. Bu karşılaştırmaya göre 22 saniye, 459 iterasyon ve 0,005 en düşük hata toplamı ile TRAINBR fonksiyonu en doğrudur ancak en hızlı değildir. Şekil 4.9'da TRAINBR fonksiyonu ile yapılan eğitim gösterilmektedir. En hatalı eğitim fonksiyonları ise sırası ile 18,659 hata toplamı ile TRAINGD ve 18,172 hata toplamı ile TRAINCGB'dir.

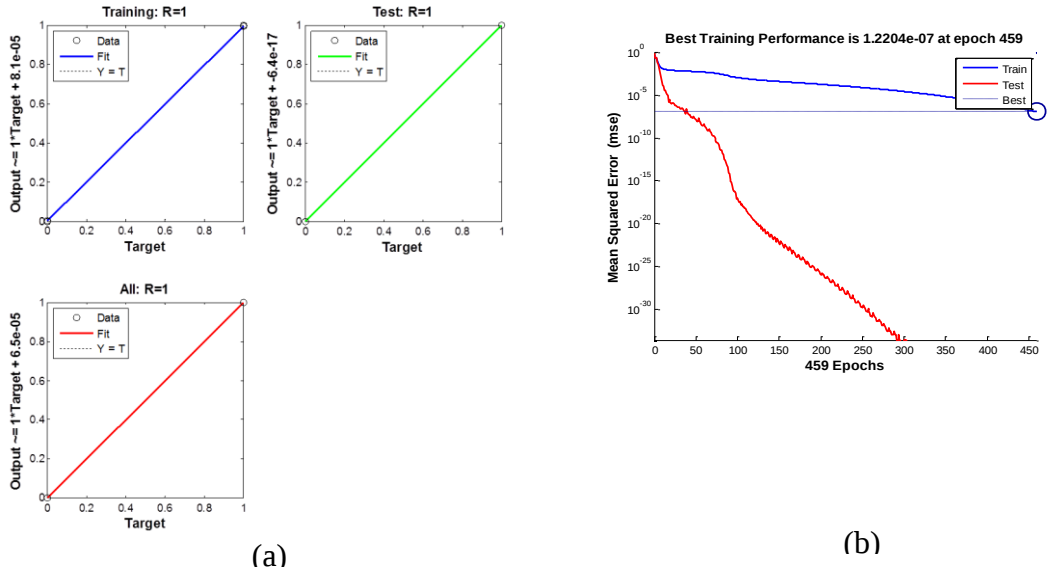
Çizelge 4.3 Hiperbolik Tanjant Sigmoid fonksiyonuna göre eğitim sonuçları

Geri Yayılım Algoritması	Devir (Epoch)	Süre (saniye)	Toplam Hata
TRAINBFG	10	1	4,415
TRAINBR	459	22	0,005
TRAINCGB	7	1	18,172
TRAINCGF	8	1	8,687
TRAINCGP	52	1	2,175
TRAINGD	11	1	18,659
TRAINGDM	1000	3	8,532
TRAINGDA	143	1	3,946
TRAINGDX	179	1	2,984
TRAINLM	13	1	2,290
TRAINOSS	6	1	6,748
TRAINR	1000	524	0,891
TRAINRP	8	1	10,5278
TRAINSCG	18	1	4,966



Şekil 4.9 Hiperbolik Tanjant Sigmoid ve Trainbr fonksiyonu ile eğitim

Hiperbolik Tanjant Sigmoid ve Trainbr fonksiyonları ile yapılan eğitim sonucunda şekil 4.10 b'deki grafikte en iyi eğitim performansının(best training performance) eğitimi(train) 10^{-8} lere kadar düştüğü, test verilerinde ise 10^{-30} 'un da altına düştüğü görülmektedir. Yani hata 0'a oldukça yaklaşmaktadır. Analiz işlemi sonucunda hastalıklılar için "1" ve sağlıklılar için "0" değerleri çıkış verisi olarak kullanılmıştır. Şekil 4.10 a'daki grafikte ise eğitim ve test verilerinin 0 ve 1 değerleri üzerinde toplandığı görülmektedir. Bu sonuçlar ise eğitimin ne kadar başarılı olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.10 Hiperbolik Tanjant Sigmoid ve Trainbr eğitim fonksiyonunun grafikleri

Yapılan YSA eğitimi neticesinde dört adet hastalıklı ve dört adet sağlıklı olmak üzere test verilerinden sekiz tanesi sistem üzerinde simülasyona tabi tutulduğunda tahmin edilen değerlerin gerçekleşen değerlere aynı veya çok yakın olduğu ve ortalama hatanın yaklaşık olarak %0 olduğu görülmüştür. Çizelge 4.4'te yapılan YSA eğitimi neticesinde hastalıklı ve sağlıklı resimlerin eğitim neticesindeki tahmin sonuçları görülmektedir.

Çizelge 4.4 Sekiz adet makula resminin test sonuçları

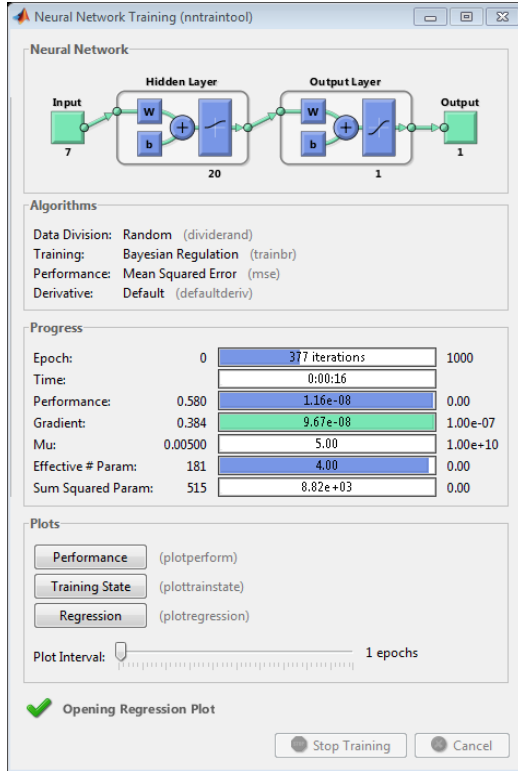
Test Edilen Resimler	Gerçekleşen	Beklenen	Hata
Hastalıklı Makula 1	1	1	0
Hastalıklı Makula 2	1	1	0
Hastalıklı Makula 3	1	1	0
Hastalıklı Makula 4	1	1	0
Sağlıklı Makula 1	1,85E-09	0	0
Sağlıklı Makula 2	1,65E-11	0	0
Sağlıklı Makula 3	2,46E-09	0	0
Sağlıklı Makula 4	5,23E-10	0	0

Logaritmik Sigmoid Fonksiyonuna Göre;

Logaritmik sigmoid fonksiyonu, doğrusal olmayan logaritmik bir fonksiyondur. Giriş değerleri hangi aralıkta olursa olsun, çıkış 0 ile 1 arasında olmaktadır. Türevlenebilir olduğu için geriye yayılım algoritmaları ile kullanılabilir. Doğrusal olmayan problemlerin çözümünde tercih edilmektedir. Logaritmik Sigmoid transfer fonksiyonu ve geri yayılım algoritmalarının doğruluk ve hıza göre karşılaştırılması yapılmış ve çizelge 4.5'te gösterilmiştir. Bu karşılaştırmaya göre 16 saniye, 377 iterasyon ve 0,002 en düşük hata toplamı ile TRAINBR fonksiyonu en doğrudur ancak en hızlı değildir. Şekil 4.11'de TRAINBR fonksiyonu ile yapılan eğitim gösterilmektedir. En hatalı eğitim fonksiyonları ise sırası ile 44,989 hata toplamı ile TRAINGD ve 14,585 hata toplamı ile TRAINGDM'dir.

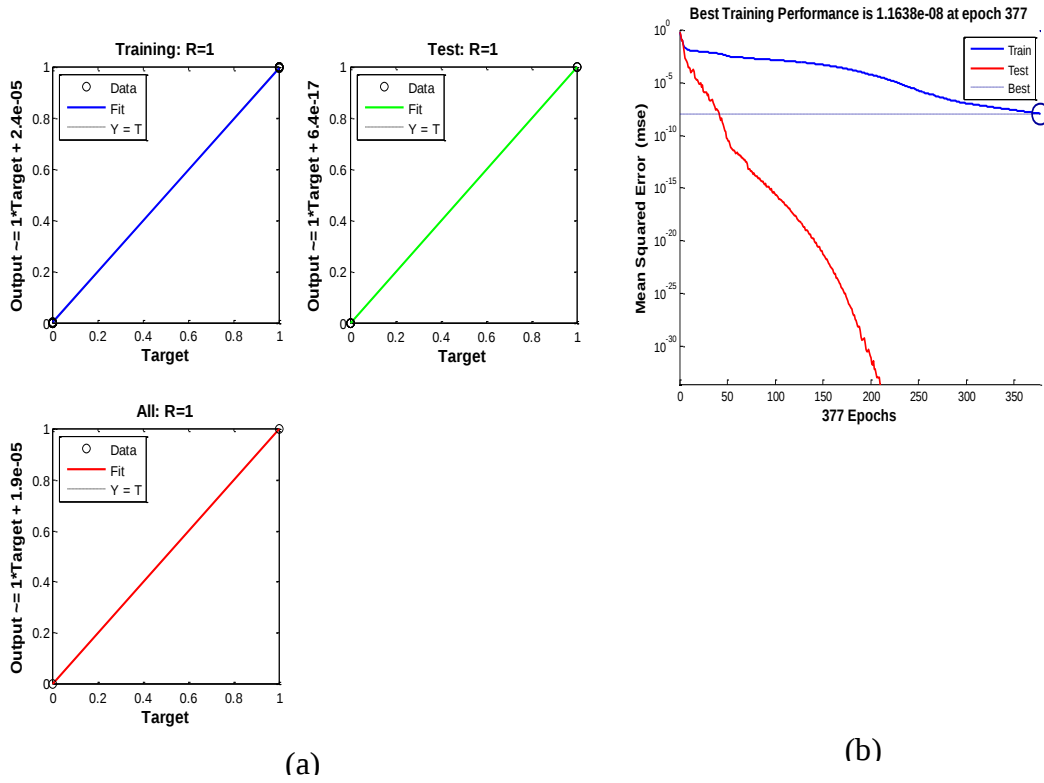
Çizelge 4.5 Logaritmik Sigmoid fonksiyonuna göre eğitim sonuçları

Geri Yayılım Algoritması	Devir (Epoch)	Süre (saniye)	Toplam Hata
TRAINBFG	30	1	1
TRAINBR	377	16	0,002
TRAINCGB	31	1	1,179
TRAINCGF	31	1	4,292
TRAINCGP	0	1	4,234
TRAINGD	1000	3	44,989
TRAINGDM	1000	3	14,585
TRAINGDA	119	1	8,370
TRAINGDX	34	1	1,282
TRAINLM	11	1	3,627
TRAINOSS	10	1	12,804
TRAINR	1000	530	3,128
TRAINRP	14	1	10,645
TRAINSCG	12	1	14,275



Şekil 4.11 Logaritmik Sigmoid ve Trainbr fonksiyonu ile eğitim

Logaritmik Sigmoid ve Trainbr fonksiyonları ile yapılan eğitim sonucunda şekil 4.12 b'deki grafikte en iyi eğitim performansının eğitim verilerinde 10^{-8} lere kadar düştüğü, test verilerinde ise 10^{-30} 'un da altına düştüğü görülmektedir. Yani hata 0'a oldukça yaklaşmaktadır. Analiz işlemi sonucunda hastalıklı (1) ve sağlıklı (0) değerleri çıkış verisi olarak kullanılmıştır. Şekil 4.12 a'daki grafikte ise eğitim ve test verilerinin 0 ve 1 değerleri üzerinde toplandığı görülmektedir. Bu sonuçlar ise eğitimin ne kadar başarılı olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.12 Logaritmik Sigmoid ve Trainbr eğitim fonksiyonunun grafikleri

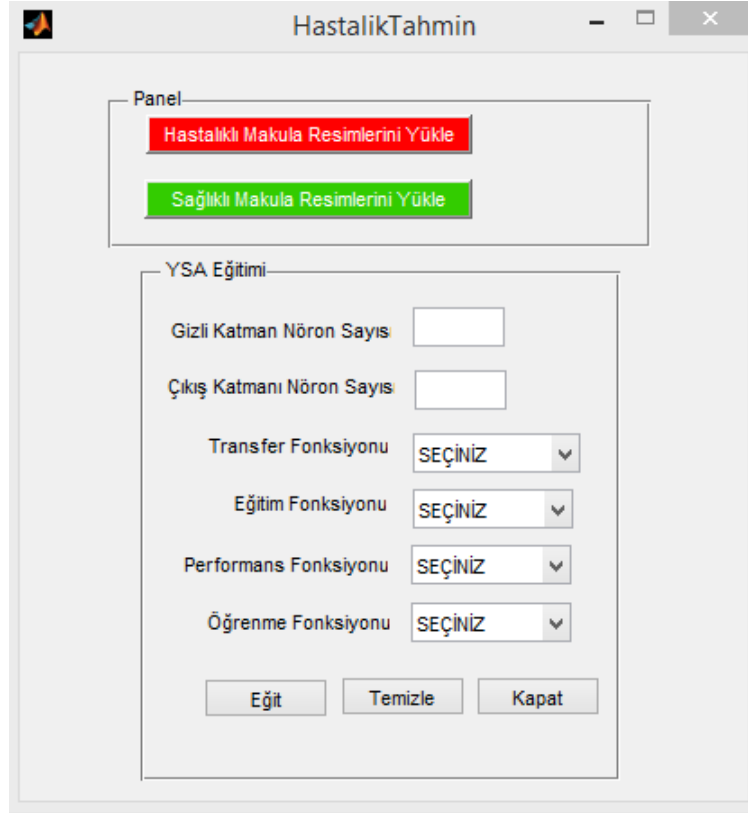
Logaritmik Sigmoid fonksiyonu sonucuna göre, Yapılan YSA eğitimi neticesinde dört adet hastalıklı ve dört adet sağlıklı olmak üzere test verilerinden sekiz tanesi sistem üzerinde simulasyona tabi tutulduğunda tahmin edilen değerlerin gerçekleşen değerlere aynı veya çok yakın olduğu ve ortalama hatanın yaklaşık olarak %0 olduğu görülmüştür. Çizelge 4.6'da yapılan YSA eğitimi neticesinde hastalıklı ve sağlıklı resimlerin eğitim neticesindeki tahmin sonuçları görülmektedir.

Çizelge 4.6 Sekiz adet makula resminin test sonuçları

Test Edilen Resimler	Gerçekleşen	Beklenen	Hata
Hastalıklı Makula 1	1	1	0
Hastalıklı Makula 2	1	1	0
Hastalıklı Makula 3	1	1	0
Hastalıklı Makula 4	1	1	0
Sağlıklı Makula 1	0	0	0
Sağlıklı Makula 2	0	0	0
Sağlıklı Makula 3	0	0	0
Sağlıklı Makula 4	0	0	0

Yapılan YSA eğitimleri sonucunda transfer fonksiyonu tanjant sigmoid (tansig) ve logaritmik sigmoid (logsig) karşılaştırıldığında her ikisinde de birbirine yakın değerler verdiği görülmüştür. Makula hastalığının tespitinde YSA analizi neredeyse %100'e yakın doğru sonuç verdiği görülmüştür. Ancak değerlendirilecek olan resmin belirli kalite standartları içerisinde olması gerekmektedir.

YSA eğitiminin kullanıcılar tarafından daha rahat bir eğitim işleminin yapılması için MATLAB GUI ile hazırlanan ve ilk uygulama ile bağlantılı ikinci bir uygulama geliştirilmiştir. Bu uygulamanın ekran görüntüsü şekil 4.13'de gösterilmiştir.

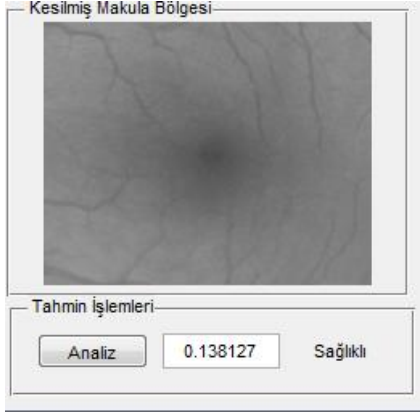


Şekil 4.13 Yapay Sinir Ağı modelini oluşturan uygulama

Program üzerinde hastalık analizi

YSA eğitim işlemi tamamlandıktan sonra, en son eğitilen ağ program içerisinde kayıtlıdır. Hastalık analiz işlemi bu ağa göre yapılır. Şekil 4.14'te görüldüğü Analiz

butonuna tıklandığında makulanın hastalıklı ya da sağlıklı olduğu tespit edilir. Özniteliği çıkarılmış yeni resim eğitilen ağ ile simule edilir. Sonuç 0.5'ten küçük ise "Sağlıklı", 0.5'ten büyük ise "Hastalıklı" şeklinde kullanıcıya bilgi verir.



Şekil 4.14 Program üzerinde hastalık analizi sonucu

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu tez çalışmasında sayısal görüntü işleme teknikleri kullanılarak göz hastalıklarından biri olan makula bozulmalarının varlığının tespiti için bir yardımcı sistem tasarımı gerçekleştirilmiştir. Görüntü boyutları 1600x1216 pikseldir, renkli (RGB) ve JPG formatındadır. Hastalığın tespiti için öncelikli olarak makula bölgesinin ve optik diskin bulunması gerekmektedir. Optik diskin otomatik olarak bulunması için aday bölgeler belirlenmiş ve bu aday bölgelerden optik diskin parlaklığı dikkate alınarak işlem yapılmıştır.

Geliştirilen yardımcı sistemde 150 adet hastalıklı ve sağlıklı resim test edilmiştir. Yapılan testler sonucunda sağlıklı retina görüntülerinde optik diski bulma başarısı %90, hastalıklı retina görüntülerinde ise bu başarı %80-85 oranındadır. Optik diskin başarılı bir şekilde tespit edilmesinde en önemli unsurlardan birinin resim üzerinde kan damarlarının kolay görülebilir bir şekilde olmasıdır.

Oluşturulan sistem kan damarlarının çıkartılması esasına dayandığı için kan damarlarının seçilebilir olması ve bulanık olmaması işlemi kolaylaştırmaktadır. Tablo 5.1’de optik diskin ve makulanın otomatik olarak bulunmasında başarı oranları verilmiştir.

Çizelge 5.1 Optik disk ve makulanın tespitinde elde edilen başarılar

	Hastalıklı	Sağlıklı
Görüntü sayısı	70	80
Başarılı tespit sayısı	59	72
Başarısız tespit sayısı	11	8
Başarı oranı	84%	90%

Optik disk ve makula bölgesi otomatik olarak bulunduktan sonra 300x300 piksel boyutlarında kaydedilip ve YSA ile hastalık analizi için hazır hale getirilmiştir. Makula bölgesinde bozulmaların olup olmadığını yani hastalık olup olmadığını kontrol etmek için YSA tekniği kullanılmıştır. YSA ile analiz işlemi için 100 resim seçilmiş ve bu resimlerden 47 tanesi hastalıklı ve 53 tanesi de sağlıklı retinal görüntülerdir. Bu görüntüler eğitim ve test amaçlı kullanılmıştır.

Yapılan testler sonucunda sağlıklı makulaların %98'i tespit edilmiş, hastalığın belirlenmesinde %95'lik bir başarı elde edilmiştir. Makulalardaki hastalığın olup olmadığını belirlemedeki %2'lik ve %5'lik hatanın sebebi çekim kalitesi, çekim sırasında gözün uygun yerde konumlandırılmaması, fundus kamera lensinde oluşan nem ve kir ile ilgilidir. YSA ile yapılan çalışmada elde edilen başarı ortalama %98'e yakındır.

6. KAYNAKLAR

- Abdel-Razik Youssif, A.A.H., Ghalwash, A. Z. and Abdel-Rahman Ghoneim, A.A.S. (2008). Optic disc detection from normalized digital fundus images by means of a vessels direction matched filter. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **27**: 11-18.
- Abràmoff, M.D., Alward, W.L.M., Greenlee, E.C., Shuba, L., Kim, C.Y., Fingert, J.H. and Kwon, Y.H. (2007). Automated segmentation of the optic disc from stereo color photographs using physiologically plausible features. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **48-4**: 1665–1673.
- Akhan, N. (2004) Bilgisayar destekli iris tanıma. Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Anonim, 2012. FİGES, Image Processing with MATLAB Training Notes, 2012. FİGES, Ankara.
- Aquino, A., Gegundez-Arias, M.E. and Marin, D. (2010). Detecting the Optic Disc Boundary in Digital Fundus Images Using Morphological, Edge Detection, and Feature Extraction Techniques. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **29-11**: 1860-1869.
- Baykan, N. (2010) Robotik bir mikroskop sisteminden elde edilen görüntülerin görüntü işleme ve yapay zekâ yöntemleri ile analizi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Çetin Taş, İ.(2012) Diyabetik retinopatiye yol açan kanamalı bölgelerin fundus flouresan anjiyografi görüntüleri üzerinde görüntü iyileştirme ve temel sınıflama metotlarını kullanarak tanımlanması. Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Adana.
- Çetin, S. (2012) Sathi kaplamalarda meydana gelen bozulmaların görüntü işleme yöntemiyle analizi. Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta.
- Chaudhry, A.R., Bellmann, C., Le Tien V., Klein J-C. and Denis E.P. (2009). Automatic Macula Detection In Human Eye Fundus Auto-Fluorescence Images:

Application To Eye Disease Localization. Stereology and Image Analysis. Ecs10 - Proceedings of the 10th European Congress of ISS, Bologna, Italy.

Dehghani, A., Moghaddam, H.A., and Moin, M.S., (2012) Optic disc localization in retinal images using histogram matching. *Eurasip J. Image and Video Processing*, **2012**: 19.

Elmas, Ç. (2003) Yapay Sinir Ağları, Seçkin Yayıncılık, 191. Ankara.

Engin, E. Z. (2010) Ses telleri hastalıklarının sayısal görüntü işleme yöntemleri ile tanılanması. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Fleming, A. D., Goatman, K.A., Philip, S., Olson, J.A. and Sharp, P.F. (2007) Automatic detection of retinal anatomy to assist diabetic retinopathy screening. *Physics in Medicine and Biology*, **52-2**: 331–345.

Gonzalez, R.C., Woods, R.E., 2002. Digital Image Processing 2nd Edition. Prentice-Hall, U.S.

Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Eddins, S.L., 2004. Digital Image Processing Using MATLAB 1st Edition. Prentice-Hall, U.S.

İkibaş, C. (2012) Retinal imgelerde optik disk ve makulanin tespiti ve değerlendirilmesi. Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.

Kaur J. and Sinha H. P. (2012). Automated Localisation of Optic Disc and Macula from Fundus Images. *International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering*, **2-4**: 242-249.

Kocatürk, İ. U. (2007) Saat kadranının optik görüntüsünden saatin kaç olduğunu anlayan görüntü işlem sistemi. Yüksek Lisans Tezi, Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Kumar T.A., Priya, S. and Mini, M.G. (2011). Optic Disc Localization in Ocular Fundus Images. International Conference on VLSI, Communication & Instrumentation (ICVCI), 20-23

Li, H. and Chutatape, O. (2001). Automatic location of optic disk in retinal images. *In Proceedings of the International Conference on Image Processing*, **2**: 837–840.

- Li, H. and Chutatape, O. (2003a). A model-based approach for automated feature extraction in fundus images. *In Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Computer Vision*, **1**: 394–399.
- Li, H. and Chutatape, O. (2003b). Automatic detection and boundary estimation of the optic disk in retinal images using a model-based approach. *Journal of Electronic Imaging*, **12-1**: 97–105.
- Li, H. and Chutatape, O. (2003c). Boundary detection of optic disk by a modified ASM method. *Pattern Recognition*, **36-9**: 2093–2104.
- Li, H. and Chutatape, O. (2004). Automated feature extraction in color retinal images by a model based approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **51-2**: 246–254.
- Niemeijer, M., Abràmoff, M. D. and van Ginneken, B. (2009). Fast detection of the optic disc and fovea in color fundus photographs. *Medical Image Analysis*, **13-6**: 859–870.
- Novo, J., Penedo, M.G. and Santos, J. (2009) Localisation of the optic disc by means of GA-optimised Topological Active Nets. *Image and Vision Computing*, **27**: 1572–1584
- Özdemir, H. (2013). Yapay Sinir Ağları ve Dokuma Teknolojisinde Kullanımı. *Tekstil Teknolojileri Elektronik Dergisi*, **7-1**: 51–68.
- Öztemel, E. (2003). *Yapay Sinir Ağları*. İstanbul: Papatya Yayıncılık.
- Pallawala, P.M.D.S., Hsu, W., Lee, M.L. and Eong K-G A. (2004). Automated Optic Disc Localization and Contour Detection Using Ellipse Fitting and Wavelet Transform. *ECCV LNCS*, **3022**: 139–151.
- Peker, M. (2009) Görüntü işleme tekniği kullanılarak gerçek zamanlı hareketli görüntü tanıma. Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.
- Polat, R. (2007) Biyomedikal görüntü bölütleme. Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.
- Qureshi, R.J., Kovacs L., Harangi, B., Nagy, B., Peto, T. and Hajdu, A. (2012).

- Combining algorithms for automatic detection of optic disc and macula in fundus images. *Computer Vision and Image Understanding*, **116-1**: 138–145.
- Raja, J.B. and Ravichandran, C.G. (2011) Blood Vessel Segmentation For High Resolution Retinal Images. *IJCSI International Journal of Computer Science Issues*, **8-6**: 389-393.
- Rigo W, Silva AD, Rauber T (2002). Semi-automatic identification of optic disk by image processing for quantitative funduscopy. In: Computer graphics and image processing. Brazilian Symposium, p 18
- Sagar, A.V., Balasubramanian, S. and Chandrasekaran, V. (2007). Automatic detection of anatomical structures in digital fundus retinal images. In: IAPR Conference on Machine Vision Applications, Tokyo, JAPAN May 16-18, 483-486.
- Sağıroğlu, Ş., Beşdok, E., Erler, M. (2003) Mühendislikte Yapay Zeka Uygulamaları I:Yapay Sinir Ağları, Ufuk Yayıncılık,417 s.Kayseri.
- Samtaş, G. ve Gülesin, M. (2012). Sayısal görüntü işleme ve farklı alanlardaki uygulamaları. *Electronic Journal of Vocational Colleges*, **2-1**: 85–97.
- Şevik, U. (2007) Retina görüntülerinde yaşa bağlı macula dejenerasyonunun otomatik bölütlenmesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.
- Siddalingaswamy, P. and Gopalakrishna, P. (2010). Automatic Localization and Boundary Detection of Optic Disc Using Implicit Active Contours. *International Journal of Computer Applications*, **1-6**: 1–5
- Sinthanayothin C., Boyce J. F., Cook H. L. and Williamson T. H. (1999). Automated Location of the Optic Disk, Fovea, and Retinal Blood Vessels from Digital Colour Fundus Images. *British Journal of Ophthalmology*, **83**: 902-910.
- Sonugür, G. (2012) Doğaltaşların hammaddeden mamul ürüne kadar olan üretim süreçleri için verimlilik temelli bir sistem geliştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyonkarahisar.
- Tosunoğlu, İ., C. (2009) Glokom hastalığı tanı ve izlemede görüntü işleme ve bilgi teknolojileri. Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli.

- Wisaeng K., Hiransakolwong, N. and Pothiruk, E. (2012). Automatic Optic Disc Detection from Low Contrast Retinal Images. *Applied Mathematical Sciences*, **6-103**: 5127-5136
- Xu, J., Chutatape, O. Chew, P. (2007). Automated Optic Disk Boundary Detection by Modified Active Contour Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **54-3**: 473 – 482.
- Yakut, H. (2013) İşaret dili harflerinin görüntü işleme yöntemleriyle tanınması için bir uygulama. Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.
- Yıldırım, M. (1998) Bulanık Mantık Yapay Sinir Ağı ile Doğrusal Olmayan Sistem Modelleme, Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli.
- Yurtoğlu, H. (2005) Yapay Sinir Ağları Metodolojisi İle Öngörü Modellemesi: Bazı Makroekonomik Değişkenler İçin Türkiye Örneği. Ekonomik Modeller ve Stratejik Araştırmalar Genel Müdürlüğü,DPT Uzmanlık Tezi, 103 s.Ankara
- Zhang, B., You, J. and Karray, F. (2012). Detecting Optic Disc on Asians by Multiscale Gaussian Filtering. *International Journal of Biomedical Imaging*, **2012**: 727154.

6.1 İnternet Kaynakları

1. <http://www.digitalcameraworld.com/2012/08/31/cheat-sheet-friday-how-your-digital-camera-turns-light-into-an-image/>
Erişim Tarihi: 07.12.2013
2. <http://www.yildiz.edu.tr/~bayram/sgi/saygi.htm>
Erişim Tarihi:5.11.2013
3. http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/rgbcmym.html
Erişim Tarihi:5.11.2013
4. <http://www.cescript.com/2012/06/histogram-saysal-bir-resim-icerisinde.html>
Erişim Tarihi 2.11.2013
5. <http://www.bulentsiyah.com/goruntu-filtreleme-uygulamalari-ve-amaclari-MATLAB/> Erişim Tarihi 2.11.2013

6. <http://tr.wikipedia.org/wiki/G%C3%B6z> Erişim Tarihi 1.12.2013
7. <http://www.formlord.org/misafir-soru-ve-cevaplari/98916-gozun-yapisi-ve-gorme-olayi-nasil-gerceklesir.html> Erişim Tarihi 9.12.2013
8. <http://apfyz.upol.cz/eng/obraz.html> Erişim Tarihi 5.12.2013
9. <http://www.ahmetkakici.com/yapay-sinir-aglari/yapay-sinir-aglarinin-mimarisi-ve-yapi-elemanlari/> Erişim Tarihi 12.12.2013
10.) <http://okul.selyam.net/docs/index-16105.html> Erişim Tarihi 2.11.2013
11. <http://www.ibrahimcayiroglu.com/Dokumanlar/IleriAlgoritmaAnalizi/IleriAlgoritmaAnalizi-5.Hafta-YapaySinirAglari.pdf> Erişim Tarihi 7.11.2013
12. <http://www.ibrahimcayiroglu.com/Dokumanlar/IleriAlgoritmaAnalizi/IleriAlgoritmaAnalizi-5.Hafta-YapaySinirAglari.pdf> Erişim Tarihi 11.12.2013
13. http://matas.etu.edu.tr/ANN/YSA_Giris.pdf Erişim Tarihi 11.11.2013
14. w3.gazi.edu.tr/~akcayol/files/ZOL6ANN.pdf Erişim Tarihi 7.12.2013
15. http://www.unimedltd.com/tr/urun_detay.asp?section=1&SID=1&PID=4 Erişim Tarihi 25.12.2013

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Mefule Gökçe
Doğum Yeri ve Tarihi : Erdemli/MERSİN - 20.06.1980
Yabancı Dili : İngilizce
İletişim (Telefon/e-posta) : mefule@aku.edu.tr

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Erdemli İmam Hatip Lisesi - 1997
Lisans : Selçuk Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği - 2005
Yüksek Lisans :

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl :
Afyon Kocatepe Üniversitesi 2011-...