

BİLGİSAYAR DESTEKLİ İRİDOLOJİ TARAMA SİSTEMİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Merve Nur ÖNAL

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Gür Emre GÜRAKSIN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

AĞUSTOS 2020

Bu tez çalışması 18.FEN.BİL.28 numaralı proje ile BAPK tarafından desteklenmiştir.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BİLGİSAYAR DESTEKLİ İRİDOLOJİ TARAMA SİSTEMİ

MERVE NUR ÖNAL

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Gür Emre GÜRAKSIN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

AĞUSTOS 2020

TEZ ONAY SAYFASI

Merve Nur ÖNAL tarafından hazırlanan “Bilgisayar Destekli İridoloji Tarama Sistemi” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 17/08/2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Gür Emre GÜRAKSIN

İmza

Başkan	: Doç. Dr. Mehmet Serdar GÜZEL Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Üye	: Doç. Dr. Uçman ERGÜN Afyon Kocatepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Üye	: Dr. Öğr. Üyesi Gür Emre GÜRAKSIN Afyon Kocatepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun
...../...../..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. İbrahim EROL
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.

13/07/2020

Merve Nur ÖNAL

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİLGİSAYAR DESTEKLİ İRİDOLOJİ TARAMA SİSTEMİ

Merve Nur ÖNAL

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Gür Emre GÜRAKSIN

İridoloji, hastanın sistemik sağlığı ile ilgili bilgileri belirlemek için irisin desen, renk ve diğer özelliklerinin incelenmesine dayanan bir tamamlayıcı tıp şeklidir. Günümüzde birçok doktor bu analiz formunu diğer sağlık teknikleri ile birlikte hastaların sağlık bakım ihtiyaçlarını daha iyi anlamayı kolaylaştırmak için kullanmaktadır. Ancak bu muayene ve tanımlama çok öznel ve doktorların deneyimine bağlıdır. Ayrıca hekimler açısından zaman alıcı ve yorucu bir süreçtir. Bu bağlamda muayene ve tanımlamada öznelliği ortadan kaldırmak ve daha objektif bir tanımlama ortaya koymak adına bu çalışmada iris görüntülerinden iridoloji kartı kullanılarak diyabet hastalığının teşhisi için derin öğrenme ve görüntü işleme tabanlı bir yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntemde öncelikle iris sınırları bulunarak iridoloji kartında gösterilen pankreas bölgesinin irisden tam otomatik olarak çıkarılması sağlanmıştır. Uygulanan görüntü işleme adımları ile iris üzerinde Pankreas (diyabet) ile ilgili alan bulunmuş ve göz görüntüsünden otomatik segmentasyonu yapılmıştır. Sonrasında bu görüntüler evrişimli sinir ağlarına uygulanarak diyabet teşhisi yapılmış ve farklı evrişimli sinir ağı mimarileri ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak VGG-16 mimarisi ve Pankreas bölgesine ait alanın otomatik segmentasyonu ile önerilen yöntemin %80 Doğruluk, %100 Duyarlılık, %71,42 Kesinlik, %60 Özgüllük ve %83,33 F1 Skoru performans metrikleri ile daha başarılı olduğu görülmüştür.

2020, x + 79 sayfa

Anahtar Kelimeler: Tamamlayıcı Tıp, Diyabet, İris, İridoloji, Görüntü İşleme, Derin Öğrenme

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

COMPUTER BASED IRIDOLOGY SCANNING SYSTEM

Merve Nur ÖNAL

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Biomedical Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Gür Emre GÜRAKSIN

Iridology is a form of complementary medicine based on examining the pattern, color and other properties of the iris to determine information about the patient's systemic health. Today, many physicians use this form of analysis in conjunction with other healthcare techniques to better understand the healthcare needs of patients. However, this examination and description is very subjective and depends on the experience of the doctors. It is also a time consuming and exhausting process for physicians. In this context, in order to eliminate subjectivity in examination and identification and to reveal a more objective definition, a deep learning and image processing-based method is proposed in this study for the diagnosis of diabetes by using iridology card from iris images. In the proposed method, the iris boundaries were found and the pancreas region shown on the iridology card was removed from the iris fully automatically. With the image processing steps applied, an area related to the pancreas (diabetes) was found on the iris and automatic segmentation was made from the eye image. Afterwards, these images were applied to convolutional neural networks to diagnose diabetes and compared with different convolutional neural network architectures. As a result, the proposed method with VGG-16 architecture and automatic segmentation of the area of the pancreatic region was found to be more successful with 80% Accuracy, 100% Sensitivity, 71.42% Precision, 60% Specificity and 83.33% F1 Score performance metrics.

2020, x + 79 pages

Keywords: Complementary Medicine, Diabetes Mellitus, Iris, Iridology, Image Processing, Deep Learning

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel alışmaların ynlendirilmesi, sonuların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Gr Emre GÜRAKSIN' a, araştırma ve verilerin toplanmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Reşat DUMAN'a, veri setinin hazırlandığı Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gz Anabilim Dalı Polikliniği doktorlarına ve tüm çalışanlarına, her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Tezin yazılmasında desteğini aldığım Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne teşekkür ederim. Bu tez, Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 18.FEN.BİL.28 proje numarası ile desteklenmiştir.

Hayatımın her döneminde benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, göstermiş oldukları sevgi ve fedakarlıklardan dolayı annem Ayşe NAL, babam Alaettin NAL ve kardeşlerim Rümeysa ve İlayda NAL'a sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Merve Nur NAL
AFYONKARAHİSAR, 2020

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ	3
2.1 Gözün Anatomisi Ve Görme Olayı	3
2.1.1 İris.....	6
2.2 İridoloji	7
2.2.1 İridoloji Nasıl Çalışır?	8
2.2.2 İridoloji Çarkı	9
2.2.3 İridoloji İle İris İşaretleri Fizyolojisi	10
2.2.4 İridoloji İle Önemli İris İşaretleri	13
2.2.5 İridoloji İle Temel İris Topografisi.....	14
2.2.6 İridologlar	14
2.3 Literatür Çalışmaları	15
2.3.1 İris Teşhisi	15
2.3.2 Yapay Zekâ Kullanımı.....	17
2.3.3 Diabetes Mellitus	20
2.4 Veri Seti	23
2.5 Derin Öğrenme	25
2.5.1 Derin Öğrenme Bileşenleri.....	29
2.5.1.1 Evrişim Katmanı	29
2.5.1.2 Havuzlama Katmanı (Pooling)	33
2.5.1.3 Aktivasyon Fonksiyonları	35
2.5.1.4 Seyreltme Katmanı	37
2.5.1.5 Paket Normalizasyonu Katmanı	38
2.5.1.6 Tam Bağlaşımlı Katman	40
3. MATERYAL ve METOT	41
3.1 İris Segmentasyonu	43

3.1.1 Integro-Diferansiyel Operatör (IDO)	45
3.2 Belirlenen İrisin Otomatik Kırpılması	48
3.3 İrisin Bölümlendirilmesi	49
3.3.1 Pankreas halkasının belirlenmesi ve otomatik çıkarılması.....	51
3.3.2 Pankreas halkasının açılara bölümlenmesi	52
3.3.3 Bölünen Pankreas halkasının kırılması	53
3.4. Ağ Mimarileri	53
3.4.1 VGGNet	53
3.4.2 AlexNet.....	56
4. BULGULAR	58
4.1 Performans Değerlendirme Metrikleri.....	58
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	67
6. KAYNAKLAR.....	69
ÖZGEÇMİŞ.....	78
EKLER	79

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

x	Yapay sinir hücresi girişi
w	Bağlantı ağırlıkları
v_i	Toplama işlemi
θ_j	Eşik değeri
y_i	Yapay sinir hücresi çıkışı
w	Ayrık evrişim filtresi
t	Zaman
s	Ayrık evrişim sonucu
P	Sıfır dolgu
F	Filtre boyutu
S, s	Adım
I	Giriş boyutu
o	Havuzlama katmanının çıktı boyutu
i	Havuzlama katmanının girdi boyutu
k	Pencere boyutu
μ	Piksellerin ortalama değeri
x_i	Girdi
m	Normalleştirilecek katman boyutu
σ	Varyans
\widehat{x}_i	Normalizasyon işlemi
γ	Öğrenilebilir parametreler
β	Öğrenilebilir parametreler
y_i	Normalizasyon işleminin çıktısı
xk	Normalize edilmiş girdi
yk	Normalize edilmiş çıktı
r	Yarıçap
x_0	Dairenin merkezinin x koordinatları
y_0	Dairenin merkezinin y koordinatları
$G_\sigma(r)$	σ Ölçeğinde bir yumuşatma fonksiyonu

Kısaltmalar

ADD	Ayrık dalgacık dönüşümü
ANMBP	Uyarlanabilir öğrenme parametreleri kullanarak mahalle tabanlı değiştirilmiş geri yayılım
ANFIS	Yapay nöro-bulanık çıkarım sistemi
CC-NN	Cascade korelasyon sinir ağı
CNN	Convolution neural network
ELU	Üstel doğrusal
ESA	Evrişimli sinir ağı
FLBP	Bulanık yerel ikili desen
GLCM	Gri seviye birlikte oluşma matrisi
IDF	Uluslararası diyabet federasyonu
IDO	Integro-diferansiyel operatör
LeakyReLU	Sızdıran doğrultulmuş doğrusal birim
PRReLU	Parametrik doğrultulmuş doğrusal birim

Kısaltmalar (Devam)

ReLU	Doğrultulmuş doğrusal birim
ROI	İlgi bölgesi
SVM-RBF	Radyal temel işlev çekirdeği
YSA	Yapay sinir ağları

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Göz anatomisi	3
Şekil 2.2 İris anatomisi	6
Şekil 2.3 Dr.Jensen İridoloji Çarkı.....	10
Şekil 2.4 İrisin kesiti.....	11
Şekil 2.5 Doku refleks aşamaları(1,2,3,4) ve iyileşme ilerlemesi (5,6,7,8)	12
Şekil 2.6 İris işaretleri	13
Şekil 2.7 İrisin 7 bölüme bölünmesi.....	14
Şekil 2.8 Dino-Lite İriscope cihazı	23
Şekil 2.9 Fotoğrafların alınmasında sabitleme için kullanılan biyomikroskop parçası. .24	
Şekil 2.10 Oluşturulan veri setinde yer alan görüntülerden biri: (soldan sağa), hasta bir kişinin sağ göz görüntüsü, sağlıklı bir kişinin sol göz görüntüsü.....	24
Şekil 2.11 Sinir hücresinin biyolojik gösterimi.....	26
Şekil 2.12 Yapay sinir hücresi.....	27
Şekil 2.13 Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı yapısı şeması.....	28
Şekil 2.14 2x2 örnek filtre.....	30
Şekil 2.15 Bir evrişim tabakasının çalışması.....	30
Şekil 2.16 3x3 boyutunda örnek filtre	31
Şekil 2.17 3x3'lük filtrenin evrişim çıkış değerlerinin hesaplanması	31
Şekil 2.18 Sıfır dolgusu 1 ve adım 2 olan bir evrişim tabakasının çalışmasının gösterimi	33
Şekil 2.19 Havuzlama alanının boyutu 2 x 2 ve adım 1 olduğunda maksimum havuzlama katmanının çalışması	34
Şekil 2.20 Standart bir yapay sinir ağı (A) ve seyreltme işleminin ağa etkisi (B)	38
Şekil 3.1 Akış şeması	42
Şekil 3.2 Tam iris segmentasyonu akış şeması	43
Şekil 3.3 Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonunun akış şeması	44
Şekil 3.4 Hasta kişinin sağ göz fotoğrafı ve IDO uygulanmış hali	48
Şekil 3.5 İris dışında kalan yerlerin siyah yapılması.....	48
Şekil 3.6 İrisin görüntüden kırılması.....	49
Şekil 3.7 İridoloji kartında pankreas yerleri.....	49
Şekil 3.8 İris ve gözbebeği arasındaki bölgeyi 7 eşit parçaya bölünmesi	50
Şekil 3.9 a) Mide bölgesi b)Bağırsak Bölgesi.....	50
Şekil 3.10 Pankreas Halkası	51

Şekil 3.11 Pankreas Halkası çıkarılması	51
Şekil 3.12 Pankreas Halkasının köşelerinden kırılması	52
Şekil 3.13 a) Hasta Kişinin Sağ Göz Pankreas Yeri.b) Sağlıklı Kişinin Sol Göz Pankreas Yeri	52
Şekil 3.14 a)Hasta Kişinin Sağ Göz Pankreas segmentasyon görüntüsü b)Sağlıklı Kişinin Sol Göz Pankreas segmentasyon görüntüsü	53
Şekil 3.15 VGG16 Mimarisi	55
Şekil 3.16 VGG16'nın çeşitli katmanlarının detayları	55
Şekil 3.17 AlexNet Mimarisi.....	57
Şekil 3.18 AlexNet'in çeşitli katmanlarının detayları.....	57
Şekil 4.1 Hata matrisi	58
Şekil 4.2 a)Tam iris görüntüsü b) Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüsü	60

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Diyabet ile ilgili yapılan çalışmalar	22
Çizelge 2.2 Biyolojik sinir sistemi elemanları ve yapay sinir sisteminde karşılıkları	26
Çizelge 2.3 Makine Öğrenmesi ve Derin Öğrenme karşılaştırılması.....	28
Çizelge 2.4 Aktivasyon fonksiyonları	35
Çizelge 2.5 Paket normalizasyonda kullanılan denklemler.....	38
Çizelge 3.1 OR lojik kapısı	42
Çizelge 4.1 Tam iris görüntülerinin ağ mimarileri başarımları ölçütleri.....	61
Çizelge 4.2 Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin ağ mimarileri başarımları ölçütleri.....	61
Çizelge 4.3 VGG-16 ağı ile sağlıklı kişilerin tam iris test görüntülerine ait doğruluk değerleri	62
Çizelge 4.4 VGG-16 ağı ile hasta kişilerin tam iris test görüntülerine ait doğruluk değerleri	63
Çizelge 4.5 VGG-16 ağı ile bulunan Tam iris görüntülerinin doğruluk değerleri	63
Çizelge 4.6 VGG-16 ağı ile sağlıklı kişilerin Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerine ait doğruluk değerleri.....	64
Çizelge 4.7 VGG-16 ağı ile hasta kişilerin Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerine ait doğruluk değerleri.....	65
Çizelge 4.8 VGG-16 ağı ile Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin doğruluk değerleri.....	65

1. GİRİŞ

Tıpta tedavi kadar teşhis de çok önemlidir. Geçmişten günümüze sürekli ortaya çıkan teknolojik yenilikler sayesinde çağımızda karşılaştığımız sorunlara karşı daha hızlı ve daha doğru sonuçlar üretmekteyiz. Fakat teşhis tekniğinde doğruluğun yüksek olması, erken ve hızlı teşhis yapılabilmesi, maliyetin azaltılması ve sistemin daha kolay kullanılabilmesi önemli parametrelerdir. Kullanılan tekniklerin benimsenmesi için tanısallık tekniklerin ufkunu bilimsel araçlarla arttırmak gerekmektedir.

Görüntü işleme analizi ve makine görmesi, özellikle son on yılda teorik ve uygulama alanında çok büyük gelişmeler sergilemiştir. Buna bağlı olarak da birçok alanda uygulanmaktadır. Tıp alanında da Gamma-Ray Röntgen ve Manyetik Rezonans resimlerinin incelenmesi, yumuşak dokular için Tomografi, patolojik doku örneklerinin analizi gibi örnek uygulamalar mevcuttur. Ayrıca medikal alanda, retina görüntüsü üzerinde ve ultrason görüntüsü üzerinde de görüntü işleme tekniklerinin kullanıldığı çalışmalar yapılmaktadır. Medikal alanda görüntüleme sistemlerinden elde edilen görüntüler, görüntü işleme analizine tabi tutularak uzman kullanıcılar tarafından yorumlanmakta ve bu bilgilerden karar verme aşamasında yararlanılmaktadır. Gelişen bilgisayar programlama teknolojileri ile elde edilen görüntüler önce bir ön işleme tabi tutularak bazı hastalıkların teşhisinde kullanılmaktadır. Son dönemlerde ise Tamamlayıcı tıba doğru bir yönelim görülmektedir.

Tamamlayıcı tıp, yaşam kalitesini iyileştirme, hastalığı önleme ve geleneksel tıbbın kürlenme, kronik bel ağrısı ve bazı kanserler gibi sınırlı başarıya sahip olduğu durumları ele alan terapilerdir. Tamamlayıcı ilaçların savunucuları, iyileşmeye yönelik bu yaklaşımların daha güvenli, daha doğal olduğuna ve çalışma deneyimiyle gösterildiğine inanmaktadır. Bazı ülkelerde, tamamlayıcı tıbbi uygulamalar yaygın olarak kullanılan sağlık hizmetleridir. Bununla birlikte, birçok modern geleneksel tıp pratisyeni bu uygulamaların sıra dışı ve kanıtlanmamış olduğuna inanmaktadır (Ernest 2008). Bazı tıp okulları artık tamamlayıcı tıbbi sunmaya başlamış olsa da, tıbbi eğitimeiler için standart bir müfredat mevcut değildir ve halen sunulup sunulmayacağı konusunda da bir tartışma vardır.

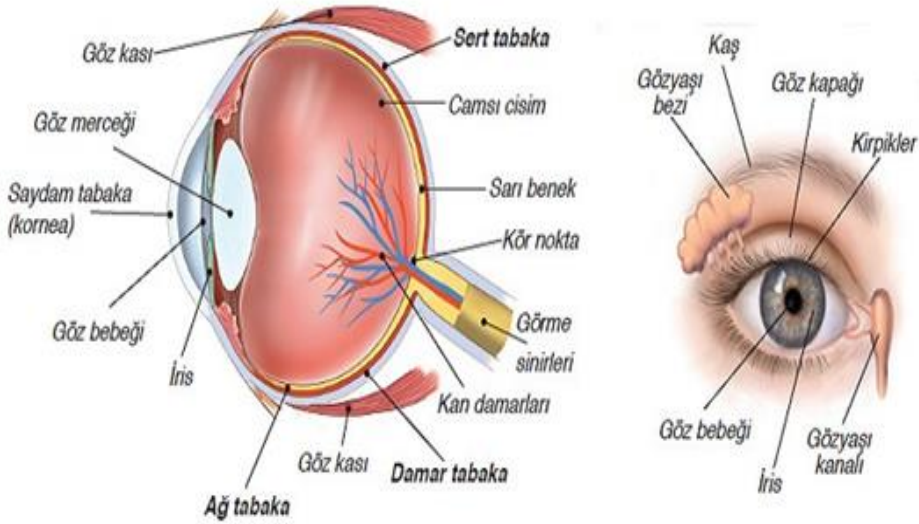
Sağlık durumunun gözlere yansiyabilecek yönlerden belirlenmesi, eski zamanlara dayanmaktadır. “Gözler çağlar boyunca ruhun penceresi olarak ilan edilmiştir. Şimdi onları bedenın aynası olarak kabul ediyoruz.” (Jensen 1982) anlayışı ile iridoloji kavramı oluşmuştur. İridoloji, hastaları sistematik olarak hastanın sistemik sağlığı ile ilgili bilgileri belirlemek için irisin desen, renk ve diğer özelliklerinin incelenmesine dayanan bir tamamlayıcı tıp şeklidir.

Bu tez çalışmasında, iridoloji tekniği kullanılarak bilgisayar destekli bir sistem tasarlanarak iris görüntülerindeki Pankreas (diyabet) bölgesi için görüntü işleme teknikleri ve derin evrişimli sinir ağı (ESA) mimarilerine dayanan otomatik bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Aşamalı olarak gerçekleşen görüntü işleme ile sağ ve sol göz iris görüntülerinde iridoloji çarkında pankreas bölgesine gelen bölgenin segmentasyonu işlemi gerçekleştirilmiş ve sonrasında elde edilen görüntüler derin öğrenme yöntemi ile eğitilmiştir. Eğitilen evrişimli sinir ağları yardımıyla diyabet hastalığının tahmini işlemi gerçekleştirilmiştir. Tezde göz ve irise ait anatomik yapıdan, iridoloji kavramından, bu çalışmada kullanılacak olan veri setinden ve derin öğrenme bileşenlerinden bahsedilmiştir. Ayrıca görüntülere uygulanacak görüntü işleme tekniklerinden, ağ mimarilerinden ve performans değerlendirme metriklerinden bahsedilmiştir. Yapılan çalışma sonucunda elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

Tezin bu bölümünde gözün anatomik yapısından, iris ve iridoloji kavramlarından bahsedilmiştir. Çalışmada kullanılan veri setinin özelliklerinden ve derin öğrenme bileşenlerinden detaylı bir şekilde bahsedilmiştir. Ayrıca çalışmada kullanılan veri setinin özelliklerinden ve derin öğrenme bileşenlerinden tezin bu bölümünde detaylı bir şekilde bahsedilmiştir.

2.1 Gözün Anatomisi Ve Görme Olayı



Şekil 2.1 Göz anatomisi (İnt. Kyn.1).

Şekil 2.1’de gösterilen gözün bölümleri aşağıda açıklanmıştır.

Kornea: Gözün dış katmanıdır. Kornea, dikey olarak 10.6 mm ve yatay olarak 11.7 mm çaptan daha küçük ve disk biçimlidir. Korneanın yüzeyi göze gelen ışığın kırılmasından sorumludur. Korneanın saydamlığı en önemli özelliğidir.

Sklera: Gözün dış lifli kaplamasının ana kısmını oluşturmakta ve gözün şeklini korumak için işlev görmektedir. Küre şeklinde ve dışarıdan beyaz görünmektedir. Sklerranın viskoelastik doğası (büyük gerilme mukavemeti, uzayabilirlik ve esneklik), göz içi

basıncındaki küçük değişimleri karşılamak için sınırlı bir gerilme ve büzülmeye izin vermektedir.

Gözbebekleri: İnsan gözünün ortasındaki siyah noktadır. Gözbebeği kenarı lense dayanmaktadır. Gözbebeklerinin büyüklüğü, göze giren ışığın miktarını düzenler. Gözbebeği çapı 1 ile 8 mm arasında değişebilmektedir.

İris: Renkli bir halka olan iris, gözbebeğini çevrelemektedir. Bir kameranın diyaframına benzer ince ve yoğun pigmentli dairesel bir diskdir. Mercek ve siliyer cismin önündeki ön veya koronal düzlemde asılıdır. İrisin çapı 12 mm ve çevresi 37 mm'dir (Forrester vd. 2016).

Göz merceği: Göz merceği gözbebeğine giren ışığı toplamaktadır. Böylelikle retina üzerinde net bir görüntü sağlamaktadır. Elastiktir ve hem yakın hem de uzak mesafeden nesnelere odaklanmak üzere siliyer kası kullanarak şeklini uyarlamaktadır.

Siliyer cisim ve kirpiksi cisim: Siliyer cisim görüşümüz açısından önemli bir rol oynamaktadır. Aköz sıvısı üretir ve siliyer kası (musculus ciliaris) içermektedir. Lensi adapte ederek hem yakın hem de uzak nesnelere odaklanabilmemizi sağlamaktadır.

Camsı cisim: Lens ile retina arasındaki göz içi, camsı cisim ile doludur. Bu gözün çoğunluğunu oluşturmakta ve gözün gövdesini temsil etmektedir. Saydamdır ve %98'i sudan, %2'si de sodyum hiyalüronat ve kollajen liflerden oluşmaktadır.

Retina: Gözün en içteki katmanıdır. Bu katman, gözün optik sisteminin odak düzlemindeydir. Optik sinir aracılığıyla beyne iletebilmek için ışık ve renk uyarıcılarını işlemektedir. Basitçe, retina bir katalizör gibi davranmaktadır. Daha sonra beyin tarafından işlenecek olan gelen ışığı dönüştürmek için algılayıcı hücrelerini kullanmaktadır. Bu algılayıcı hücreler, konik (renkli görme için) ve çubuk (aydınlık ve karanlığı tanıma için) hücrelerden oluşmaktadır (İnt. Kyn.2).

Koroid: Temel işlevi retinanın dış katmanlarını beslemek olan sklera ve retina arasında yer alan ince, yüksek pigmentli, vasküler ve gevşek bir bağ dokusudur. Aynı zamanda gözün diğer kısımlarına giden damarlar için kanal görevi görmektedir. Koroiddeki kan akışının düzenlenmesi göz içi basıncını da etkilemektedir. Koroid, optik sinir kenarlarından siliyer cisme kadar uzanmakta ve kalınlığı kan akışı dinamiğine bağlı olarak arka kutupta yaklaşık 220 µm ve ön kutupta 100 µm olarak ifade edilmektedir.

Optik sinir: Bilginin retinadan beyne iletilmesinden sorumludur. Merkezi sinir sisteminde kraniyal boşluktan ayrılan tek yol olduğu için anatomik olarak benzersizdir. Beyin omurilik sıvısı ile çevrilidir. Klinik olarak görüntülenebilen tek merkezi sinir sistemi yolu olması da benzersizdir. Optik sinir dört ana bölüme ayrılmaktadır: göz içi (1 mm uzunluğunda), orbital (25-30 mm), intrakanaliküler (4-10 mm) ve intrakraniyal (10 mm).

İnsan gözünün dış kısmı: Göz kapakları, kirpikler, gözyaşı kanalları ve kaşlardan oluşmaktadır.

Kirpikler: Görevleri toz, kir partikülleri ve yabancı parçacıkları tutarak göze girmesini engellemektir.

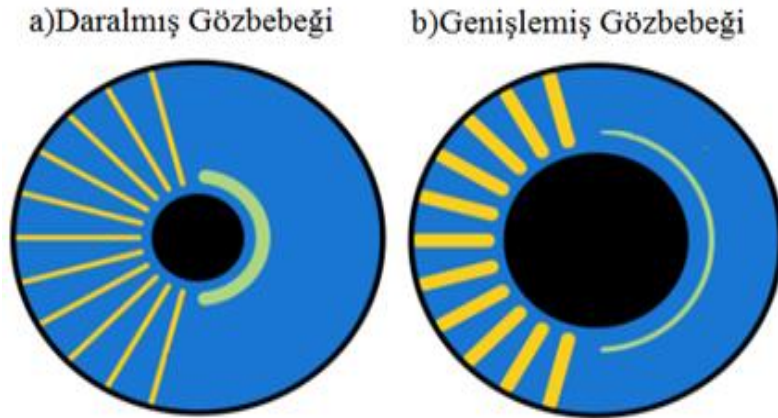
Göz kapakları: Gözleri yaralanma ve aşırı ışıktan korumayı sağlamaktadır. Göz kırpması sırasında göz yüzeyine gözyaşını dağıtmaya yarayan ince cilt, kas, lifli doku ve mukoza zarlarından oluşmaktadır.

Gözyaşı kanalları: Dokuların kurumasını önleyen ve göz küresi üzerindeki kapakların sürtünmesiz hareketlerini kolaylaştıran gözyaşları üretmektedir. Bu nedenle gözyaşları, gözün fonksiyonel bütünlüğünü korumak için gereklidir (Forrester vd. 2016).

Göze gelen ışın ilk olarak kornea tabakasından geçerken kırılır sonrasında gözbebeği kısmından geçer ve tekrar lensler tarafından kırılarak retinaya ulaşır. Bu kısımda ışığa hassas fotoreseptörler tarafından elektrik sinyallerine çevrilir. En son bu elektrik sinyalleri optik sinirler aracılığıyla beyine iletilir ve görme olayı oluşmaktadır (İkibaş 2012).

2.1.1 İris

İris, insan vücudunun çıplak gözle doğrudan ve kolayca görülebilen tek iç organıdır. İris, göze rengini veren kısmı oluşturur, pigmentli ve yuvarlaktır. Kornea ve lens arasında asılıdır ve gözbebeği tarafından delinmektedir. İris, karmaşık bağlayıcı ve lifli dokulardan oluşan beş katmandan oluşmaktadır. Tipik olarak, oluklar, sırtlar, pigment lekeleri (Buchanan vd. 1996), delikler, şeritler ve filamanlardan oluşan zengin bir desene sahiptir. Bu dokular çok karmaşıktır ve çeşitli şekillerde ortaya çıkmaktadır. İris yüzeyi de kristaller, ince iplikler, radyaller, oluklar, şeritler ve diğer çok karmaşık bir yapı içermektedir (Ma ve Li 2007). İristeki düz kasların hareketi ile gözbebeğinin daralıp genişlemesi Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 İris anatomisi (Mathôt 2018).

Ramlee vd. (2011) 'a göre, gözler optik sinirlerin lifli kılıfı ile beynin Dura mater ile bağlantılıdır. Doğrudan sempatik sinir sistemi ve omurilik ile bağlantılıdır. Optik yol beynin talamus bölgesine uzanmaktadır. Bu hipotalamus, hipofiz ve epifiz bezleriyle yakın bir ilişki yaratmaktadır. Beynin içindeki endokrin bezleri, tüm vücut için kontrol ve işleme merkezleridir. Bu anatomi ve fizyoloji nedeniyle gözler vücudun biyokimyasal, hormonal, yapısal ve metabolik süreçleriyle doğrudan temas halindedir. Bu bilgi gözün çeşitli yapılarında, yani iris, retina, sklera, kornea, gözbebeği ve konjonktivada kaydedilmektedir (Ramlee vd. 2011). Kaydedilen bu bilgiler vücudun en uzak kısımlarını gösteren minyatür bir televizyon ekranı sağlamaktadır (Jensen 1982).

Göz değişiklikleri (iris, sklera ve konjonktiva) ile ilişkili olan geniş bir sistemik hastalık spektrumu vardır (Jensen 1982). Örneğin, sarılık karaciğer hastalığını gösterebilir. Hatta iris etrafındaki halkalar Wilson hastalığını (bakır metabolizmasının anormalliği) belirtebilmektedir. Gelişmiş böbrek hastalığı, tedavinin başlatılması veya yoğunlaşması ihtiyacını işaret eden göz bulgularını desteklemektedir. Gözlerdeki metastatik kalsifikasyon, kalsiyumor kalsiyum-fosfat ürününün serum konsantrasyonunun yükselmesi ile ilişkili olabilmektedir (Hsiao vd. 2011).

İrisin mekânsal modeline dayanan biyometrik yöntemlerin çok yüksek bir doğruluk sağladığı düşünölmektedir. Bu nedenle son yıllarda iris biyometrilerine ilgi artmıştır (Bowyer vd. 2008). Aynı zamanda, insanlar artık dil rengini, dil üzerindeki dış özellikleri veya dilin altındaki kan damarlarını tespit etmeye dayalı apandisiti teşhis edebilmekte (Pang vd. 2005), nabız değerlerini toplayıp otomatik analiz ederek gastrit ve kolesistiti tanıyabilmekte (Zhang vd. 2008) ve nefes analizlerini tıp ve klinik patolojide uygulayabilmektedir (Guo vd. 2010). Giderek artan bir şekilde, hem bireylerin hem de hastanelerin sağlık sorunlarını ele almak için bu tür noninvaziv, geręek zamanlı, zararsız ve pratik biyometrik yöntemlere daha fazla ihtiyacı olmaktadır.

2.2 İridoloji

İridolojinin 3000 yılı aşkın bir geğmişi vardır. Tibet ve Hindistan'daki hastalıkları incelemek için uzun süredir kullanılmaktadır. 1800'lerde gözlerinde siyah bir çizgi bulunan yaralı bir baykuşun Dr. Ignatz Von Peczely tarafından incelenerek iridoloji kavramını önermiştir. Dr. Peczely, baykuş kurtarıldıktan sonra baykuşu gözlemlemeye devam etmiş ve siyah çizginin var olduğu yerde kavisli beyaz çizgi ortaya çıktığını gözlemlemiştir. Siyah çizgi sonra siyah bir nokta olmuş ve beyaz gölge ile çevrelenmiştir. Dr. Peczely, lisans eğitimi sırasında ameliyat edilen yaralı hastaların irisini gözlemlemiştir. Yaralanmaları, ameliyatları veya hastalıkları ile ilgili olan iris değişikliklerini araştırmıştır. Dr. Peczely, insanlar hasta olduğunda gözbebeklerinin ve irisinin değişmesi çalışmasına adanmış ve ilk iris haritasını çizmiştir (Jensen 1982).

Daha sonraki yıllarda iris üzerindeki renk değişimi ve hiperpigmentasyonlar arasındaki özgün ilişkiye yönelikte araştırmalar yapılmış ve ilişkili olduğu bulunmuştur. 19. yüzyıldan beri, iridoloji hızla gelişme göstermiştir. Birçok bilim insanı ve doktor irisi okuyarak ve inceleyerek iris haritasını düzeltmiştir. İris çalışmasının öncüsü Amerikalı Doktor Bernard Jensen, ayrıntılı sağ ve sol iris refleks bölgesi haritasını geliştirmek için 50 yıldan uzun süre klinik deneyler yapmıştır (Simon vd. 1979). İsveçli bir misyoner olan Nils Liljequist, gözlerdeki değişikliklerin hiperpigmentasyonlarla ilişkili olduğunu bulmuştur. Günümüzde iridoloji yaygın olarak doğal tedavi, klinik tanı ve zihinsel tedavide kullanılmaktadır.

İridoloji, iltihabın bulunduğu yeri ve hangi aşamada olduğunu ortaya çıkaran bilim ve uygulamadır. İris; vücut yapısını, doğal zayıflıklarını, sağlık düzeylerini ve bir kişinin vücudunda yaşadığı şekilde gerçekleşen geçişleri ortaya çıkarmaktadır. İridoloji, göz irisinin hassas yapılarını analiz etme bilimidir. Günümüzde, birçok doktor bu analiz formunu diğer sağlık teknikleri ile birlikte hastaların sağlık bakım ihtiyaçlarını daha iyi anlamayı kolaylaştırmak için kullanmaktadır (Jensen 1982).

Gözlerle ilgili bilgiler uzun zamandır kişilerin sağlık durumu hakkında fikir edinmek için kullanılmıştır. Günümüzde, gözlerde ortaya çıkan bilgilerin düşünülenden daha büyük olduğu anlaşılmaktadır. İris gelişen teknoloji tarafından sunulan araçlarla daha yakından incelendiğinde, bedensel fonksiyonun bilgisayarlarla görüntülenmesi ve yorumlanması olarak ortaya çıkmaktadır (Jensen 1982).

2.2.1 İridoloji Nasıl Çalışır?

Gözün iki şekilde çalıştığı keşfedilmektedir; sadece dış dünyanın görüntülerini içeriye getirmemizi sağlamakla kalmaz aynı zamanda dışarıda olanların görüntülerini de gösterir. İridolojinin daha net bir şekilde anlaşılması için çok fazla araştırma yapılmaktadır. Bugüne kadar öğrenilen iridoloji bilgilerinin doğru ve güvenilir olduğunu anlaşılabilmesi için 150 yıldan fazla süredir toplanan deneysel verilere tutunmaktadır (Jensen 1982).

İridolojinin merkezi hipotezleri şunlardır: İlki, irisin pigment ve yapısındaki değişiklikler ile insan vücudundaki anormal doku koşullarını ortaya çıkarmaktadır. İkincisi, iris topografyasının sistematik organizasyonunda vücudun önemli yapılarına karşılık gelmektedir. Böylece her organ irisin belirli yerlerinde temsil edilmektedir (Jensen 1982).

İridolojinin en büyük avantajı, yapısal zayıflıkların önceden belirlenebilmesidir. Kronik durumların gelişimini önlemek için önleyici bir bakım programının başlatılmasına izin vermesidir (Jensen 1982).

2.2.2 İridoloji Çarkı

İridoloji çarkı, Dr. Jensen tarafından geliştirilen 50 yıllık araştırma ve çalışmanın sonucudur. Geçmiş iridoloji öğreticilerinin bir öğrencisi olarak uzun yıllar geçirmiştir. Klinik uygulama ile iris özelliklerini, ayrıntılarını öne çıkarmış ve iridoloji çarkına dâhil etmiştir. Her organ tanımlanmış ve büyük önem taşıyanlar kolayca bulunabilmeleri için özetlenmiştir. İridoloji çarkı, irisin belirlenen bölümlerine karşılık gelen vücut organlarının düzenlenmesini temsil etmektedir. Temel olarak, çark bir harita gibi organların ve dokuların iristeki yerleşimini temsil etmektedir.

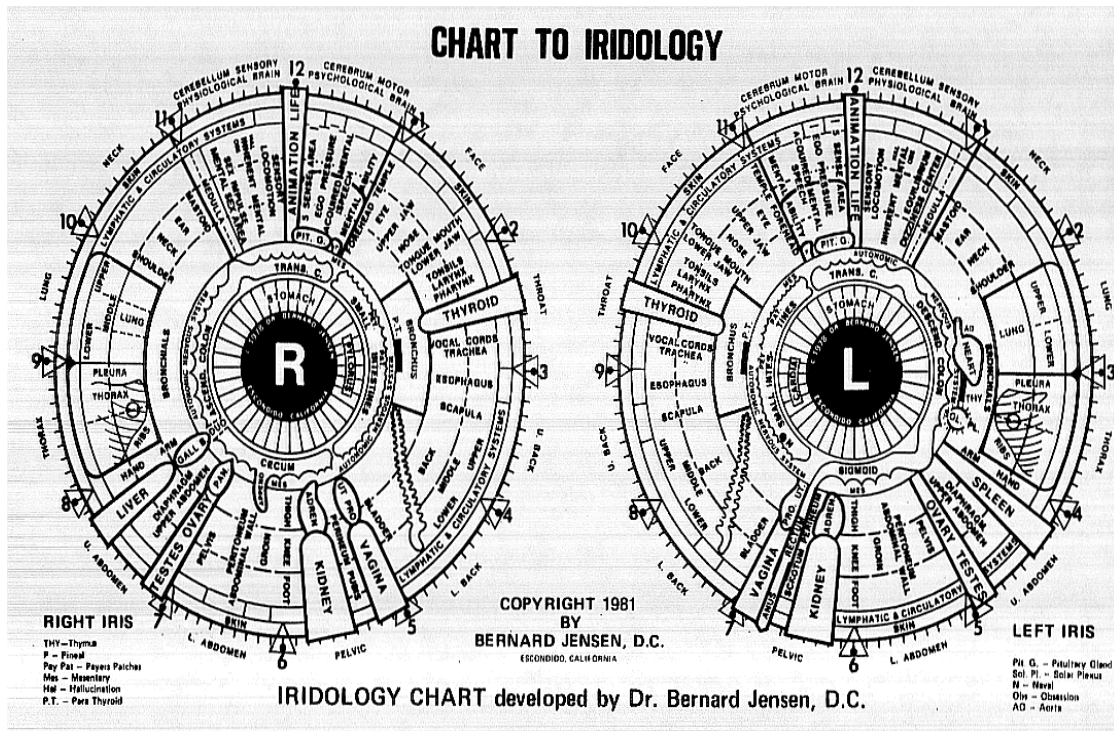
Vücudun sol yarısındaki organlar sol iriste temsil edilirken, vücudun sağ yarısındaki organlar sağ iriste temsil edilmektedir. Vücudun merkez çizgisi olan sagittal düzlemde yatan organlar ve dokular, iki taraflı organlarda olduğu gibi her iki iriste de görülmektedir.

İrisin görüntüsünü arka planda projeksiyon ekranına yansıtma mümkündür. Bu şekilde iris resmi üzerine iridoloji çarkı konularak iris analizi yapılmaktadır. Bu prosedür, bireysel iris analizini mümkün kılmaktadır. İridoloji çarkında ana hatlarıyla belirtilen önemli yer işaretlerine dikkat ederek, bireysel farklılıklara karşılık gelecek şekilde yönlendirmek mümkündür (Jensen 1982).

Deneysel verilerin toplanmasından elde edilen veriler ile mevcut iris haritası şimdiki haline gelmiştir. Tüm dünyada iridologlar tarafından kullanılmaktadır. Uygulayıcılar

gözlemlerini irisleri insan vücudunun belirli bölümlerine karşılık gelen bölgelere bölen iris şemalarıyla eşleştirmişlerdir.

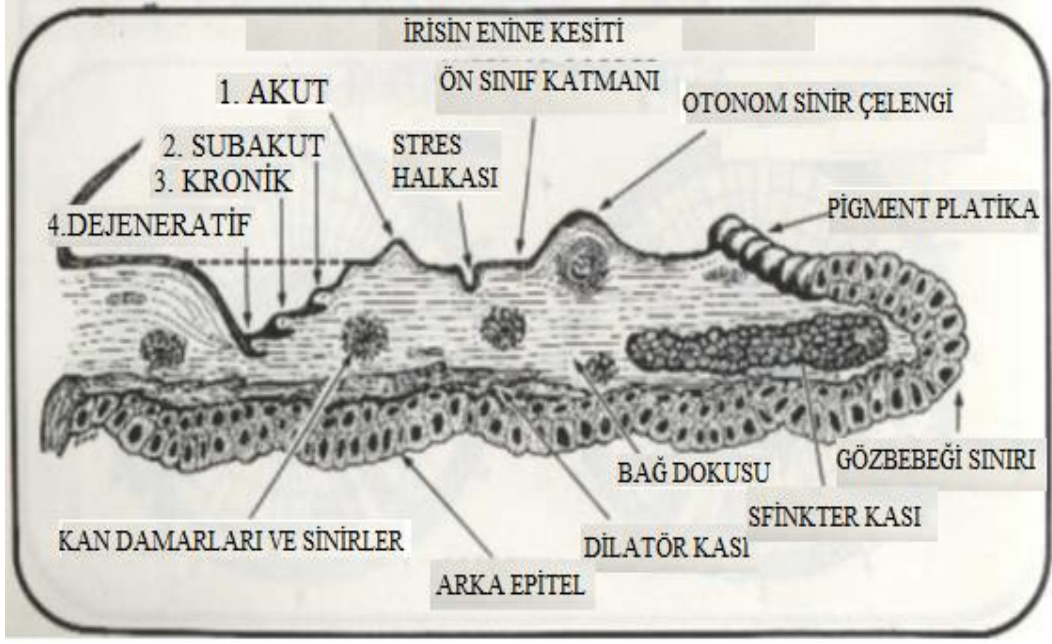
Şekil 2.3'te bulunan iris grafiği, iris içinde vücudun farklı bölümlerine karşılık gelen alanları göstermektedir. Grafik 166 (sağ göz için 80 ve sol göz için 86) bölümden oluşmakta ve her bölüm bir organ veya sistemle ilişkilendirilmektedir. İris ve iris çarkı saat yüzünü andırmaktadır. Örneğin Akciğer organı sağ iris saat yönünde 9 ile saat 10 arasında, sol iris saat yönünde 2 ile saat 3 arasında pozisyonundadır.



Şekil 2.3 Dr.Jensen İridoloji Çarkı (Jensen 1982).

2.2.3 İridoloji İle İris İşaretleri Fizyolojisi

Gözbebeğinden radyal olarak geçen lifler trabekül olarak bilinmektedir. En üst katmanların gövdesini oluşturmaktadır. Bu lifler refleks sinyallerine göre yükselmekte ve düşmektedir. Böylece aydınlık ve karanlık alanlar ortaya çıkmaktadır (Jensen 1982).



Şekil 2.4 İrisin kesiti (Jensen 1982).

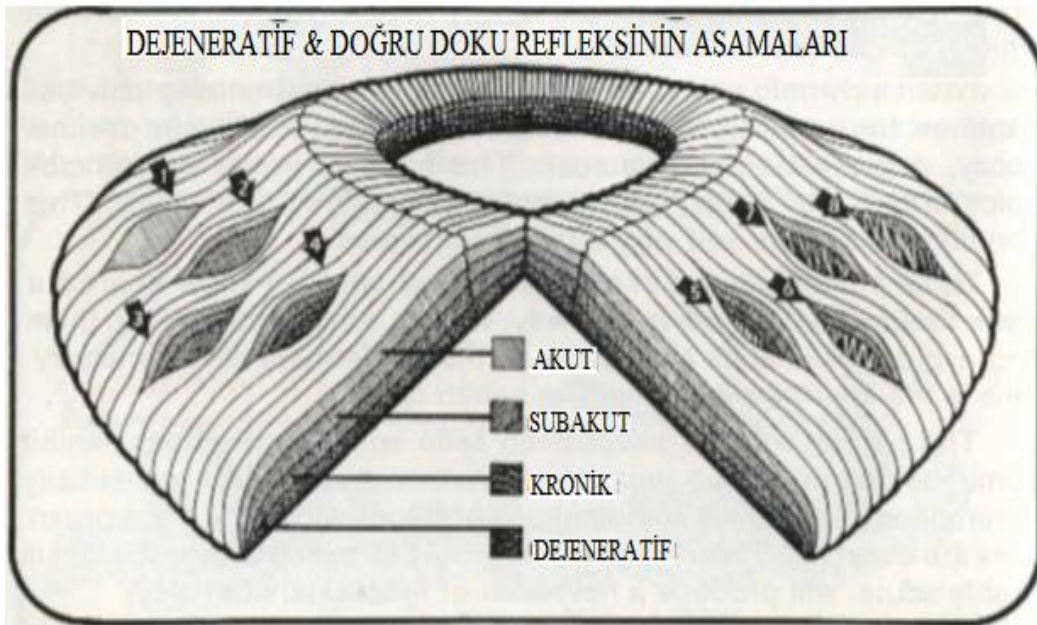
Şekil 2.4'te iris dokularının enine kesitindeki iridoloji refleks doku koşullarını dört aşamada gerçekleştiği gösterilmektedir. Bu refleks doku koşulları akut, subakut, kronik ve dejeneratiftir. Vücut dokusu aktif, iltihaplı, bazen ağrılı olması durumunda iris doku refleks alanında çok beyaz olarak kaydetmektedir. Beyaz işaret nezle ve mukus eliminasyonları, dokuların tahrişi ve şişlikler ile ilişkilidir. Bu vücudun toksik birikimleri attığı ve temizlediği akut aşamadır (Jensen 1982).

Sinir kaynağı tükendiğinde besinler aşırı derecede tüketilir ve yorgunluk nedeniyle dolaşım yavaşlar. Akut olarak aktif doku iridolojide subakut durum olarak adlandırılan bir zayıflık durumuna gelir. Bu durum beyaz olan yerin kararması olarak görülmekte ve doku bütünlüğü azalmaktadır. Çoğu zaman vücut, ebeveynlerin genetik yapısından gelen doğal bir zayıflık nedeniyle belirli organlarda zaten mevcut olan bu seviyeyle doğmaktadır (Jensen 1982).

Kronik durumda ise metabolik atıklar ortadan kaldırılamaz. Hücresel aktivite tıkanmakta, sinir uyarıları azalmakta ve ciddi hastalıkların ortaya çıkması için koşullar gelişmektedir. Hastalıkların birçoğunun geliştiği evredir. Kronik bir durumu düzeltmek zordur. Kronik ve dejeneratif aşamalar doku bütünlüğünde daha fazla azalmaların olduğu aşamalardır.

Canlılık azalmakta, besinler uygun şekilde emilememekte ve atıklar yeterince elimine edilememektedir. Aynı yaşam alışkanlıklarında devam eden bir kişide subakut bir durum önce kronik sonra dejeneratif hale gelmektedir. Kronik bir durumda, toksik birikim ve hücresel tıkanıklık ciddi bir hastalığa ilerlemektedir. İrisde dejeneratif bir durum, iris liflerinin gözden kaybolduğu bir kara delik olarak görülmektedir. Bu durumun tersine çevrilmesi en zor olanıdır (Jensen 1982).

Geri dönüşüm sürecinde iplikli oluşumlar oluşmakta ve aşamalı olarak iyileşme olmaktadır. İyileşme gerçekleştikçe doku refleksinin tersine dönüşü meydana gelmektedir. Doku refleks durumunun dört aşaması 1-Akut, 2-Subakut, 3-Kronik, 4-Dejeneratif ve geri dönüşüm sürecinin temsil ettiği alanlar (5,6,7,8) Şekil 2.5’de gösterilmektedir. (Jensen 1982).



Şekil 2.5 Doku refleks aşamaları(1,2,3,4) ve iyileşme ilerlemesi (5,6,7,8) (Jensen 1982).

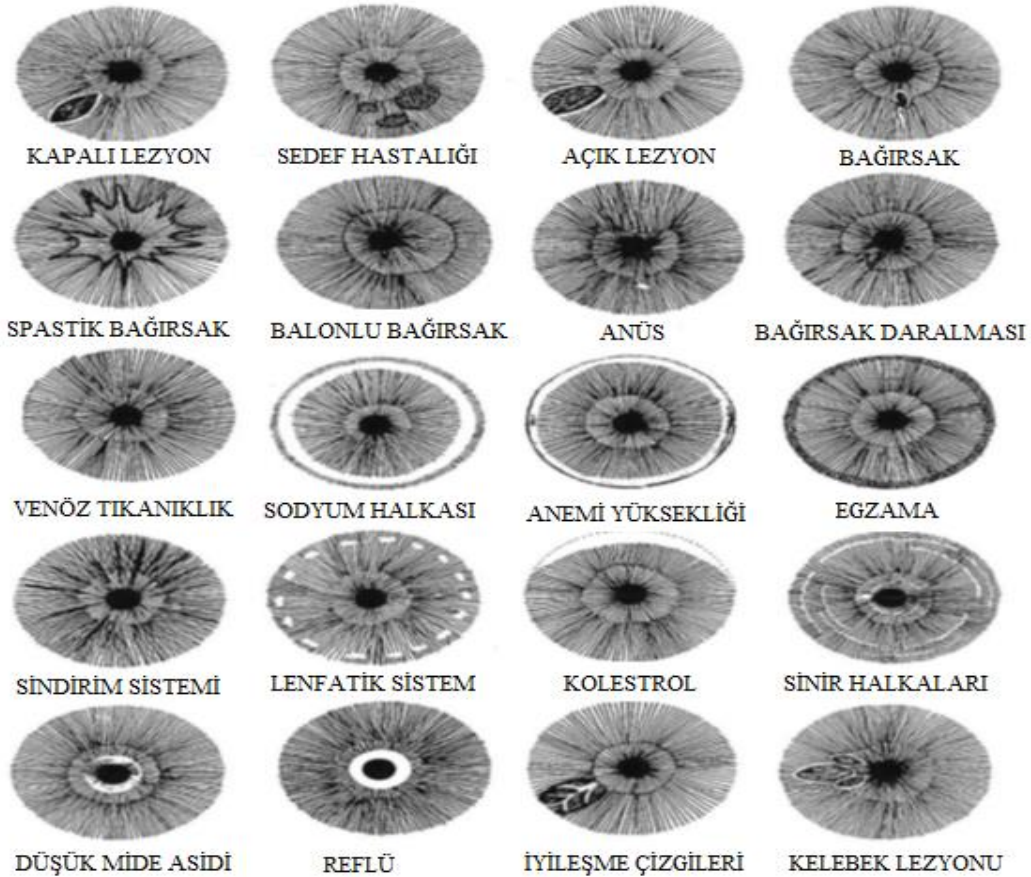
İridoloji'nin en büyük varlığı, yaklaşan zorluklardan haberdar olma yeteneğidir. Semptomlar ortaya çıkmadan önce doku değişikliklerinin olduğu görülmektedir. İris gözlemlenirken alınan ilk izlenim lezyonlar, renkler ve dokular anlamında genel görünüşüdür. Bu genel izlenim, irisin yapısal karakteri hakkında bilgi vermektedir. İris yapısı ne kadar güçlü olursa, besin maddelerini tutma, metabolik atıkları taşıma ve hücresel aktivitelere devam etme yeteneği de artmaktadır. Zayıf yapılar besin seviyelerini

koruyamamaktadır. Bu yüzden metabolik süreçler daha yavaş ve toksik birikimler daha fazla olmaktadır (Jensen 1982).

İridoloji ve beslenme simbiyotik olarak ilişkilidir. Tüm hastalık durumlarının besinsel bir yönü vardır. İridolog zayıf doku gördüğünde, o dokuda beslenme dengesizliğine de tanık olmaktadır. Bu noktada iridoloji zayıf dokuyu belirlemekte ve spesifik düzeltme için nerede ve ne tür bir beslenme gerekli olduğunu ortaya koymaktadır (Jensen 1982).

2.2.4 İridoloji İle Önemli İris İşaretleri

İris işaretleri, göz rengi ve varyasyonlarıdır. Lezyonlar, lacunae, kriptalar, tahrişler, sinir halkaları, kolesterol/sodyum halkası ve çeşitli gözbebeği konfigürasyonlardan oluşmaktadır. Şekil 2.6'da iristeki işaretler gösterilmiştir.

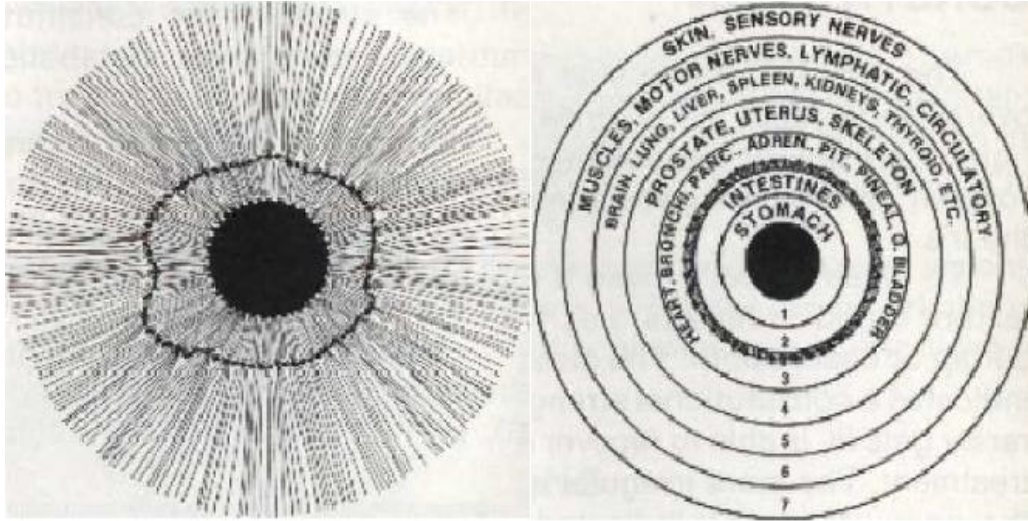


Şekil 2.6 İris işaretleri (Jensen 1982).

2.2.5 İridoloji İle Temel İris Topografisi

İridoloji karmaşık bir doku yapısının incelenmesini içermektedir. Sağ iris vücudun sağ tarafına, sol iris sol tarafa cevap vermektedir. Gözbebeği ile iris arasındaki alan 7 bölüme bölünmüştür (Jensen 1982). Şekil 2.7’de gösterilmiştir.

Gözbebeğinden dışarı doğru başlayarak iris otonom sinir çelengini oluşturmaktadır. Genellikle şekil olarak düzensiz ve kıvrımlıdır. Bu alan, sindirim ve bağırsak organlarını vücudun geri kalanından ayırmaktadır. Bu bölgenin içinde mide, ince ve kalın bağırsaklar bulunmakta ve otonom sinir sistemini temsil etmektedir (Jensen 1982).



Şekil 2.7 İrisin 7 bölüme bölünmesi (Jensen 1982).

İrisin 7 bölüme bölünmesi ile meydana gelen alanların anlamları; 1. Mide bölgesi, 2. Bağırsak bölgesi, 3. Pankreas, kalp, bronşlar, 4. Omurga, vajina, uterus, prostat, 5. Beyin, akciğer, karaciğer, dalak, böbrek, tiroid, 6. Kaslar, motor sinirler, 7. Deri, lenfatik ve dolaşım sistemleri bulunmaktadır.

2.2.6 İridologlar

İnsan sağlığı, kişiliği ve karşılıklı uyumlulukların teşhisi için iris modellerinin yorumlamasındaki uygulayıcılara iridologlar denir. Günümüzde hem Avrupa hem de

Amerika'da araştırmacılar, iristeki değişiklikler ve insan organlarındaki hastalıklar arasındaki ilişkileri incelemeye odaklanmaktadır. İridologların çalışmasına göre, vücutta düzenli aktiviteler dışında herhangi bir değişiklik meydana geldiğinde irisde işaret veya nokta görülmektedir. Bu işaret veya nokta, belirli vücut organı veya sistemindeki değişikliğin açıklamasıdır. İrisdeki bu değişiklikler spesifik hastalığı tanımlamaya yardımcı olmaktadır. İridolog çizelgeleri ve iris görüntüleri diyabet, yüksek tansiyon, karaciğer, sindirim sistemi ve cilt bozuklukları gibi farklı hastalıkları tanımlamak için kullanılmaktadır (Ma vd. 2009)

Geleneksel iridiyagnozda, iridolog önce hastanın irisini incelemek için bir mikroskop ve bir yarık lamba kullanır. Daha sonra semptomları mesleki bilgi temelinde tanımlamakta ve muayenenin el yazısı kaydını yapmaktadır. Bu işlemin bazı hataları vardır. Muayene ve tanımlama çok öznel ve doktorların deneyimine bağlıdır. Ayrıca hekimler açısından zaman alıcı ve yorucu bir süreçtir (Shen vd. 2007). Dolayısıyla bu dezavantajları ortadan kaldırmak ve daha objektif bir değerlendirme yapılabilmesini sağlamak için bilgisayar tabanlı karar destek sistemlerine başvurulabilir.

2.3 Literatür Çalışmaları

Tarihsel olarak, iridoloji ilk olarak Dr. Ignatz Von Peczely tarafından bulunmuştur. Yıllarca süren araştırmaların ardından önde gelen doktorlar tarafından yapılan çalışmalardan çoğu vücudun tüm organları çeşitli doktorların çabalarıyla geliştirilen grafiklerde temsil edilmiştir (Jensen 1982). İridoloji ile yapılan çalışmalar iris teşhisi ve yapay zekâ kullanımı açısından 2 gruba ayrılarak incelenmiştir.

2.3.1 İris Teşhisi

Lodin vd. (2007), iris algılama programının arayüzünü yazılımı tanımayan kullanıcıların kullanımını kolaylaştırmak için oluşturulmuştur. Bu sistemde Canny kenar algılama ve Dairesel Hough Dönüşümü irisin kenarını ve çemberini tespit etmek için kullanılmıştır (Lodin vd. 2007). Lodin ve Demea (2009) iris tanıma ve tanımlama adımı (Lodin vd. 2007) 'den yarı otomatik sistem oluşturmak için iyileştirme önermişlerdir. Dairesel

Hough Dönüşümünü iris çemberini tespit etmek için kullanmışlardır. Daha sonra iris desen analizinde iris rengi, yapılan yüzey analizi üzerine iris grafiğindeki ilgili alanları tanımlamak için piksel parlaklık değeri hesaplama yöntemi ile tanımlanmıştır. Bu aşamada, 10 önemli iç vücut sistemi farklı renk kullanılarak temsil edilmiştir. İristeki herhangi bir farklılığın karanlık ve aydınlık olarak işaretlenerek hastanın irisiyle eşleştirilmiştir. Son olarak, hastanın nihai teşhisi iridolog tarafından onaylatılmıştır (Lodin ve Demea 2009). Adrian ve Demea (2009), tıbbi amaçlar için iris görüntülerini kullanan iris tabanlı bir tanı yöntemi önermişlerdir. Çalışmalarında iridoloji çarkı yardımıyla farklı patolojileri tıbbi patolojilerle ilişkilendirmektedirler. İris üzerindeki işaret, pikseller karşılaştırılarak ve temel renk değeri kullanılarak algılanmıştır. İridoloji çarkı kullanılmıştır. Son analizin yetkinliği, iridoloji çarkının ayrıntı düzeyi ve operatörün uzmanlığı ile eğimli olduğu bulunmuştur (Adrian ve Demea 2009).

Shen vd. (2007), iriste bronşit, beyin disfonksiyonu ve erektil disfonksiyon gibi kronik hastalıklara yol açan lakunları tespit etmeye yönelik bir yaklaşım geliştirmişlerdir. Bu yaklaşım, LDoG'tur. Gauss filtresine dayanan ve gürültüden etkilenen bir lakuna tespit etme yaklaşımı geliştirilmiştir. Gauss filtresi, zaman karmaşıklığını azaltmak için iris görüntüsünü normale döndürmek için uygulanmıştır (Shen vd. 2007).

Ramlee ve Ranjit (2009), kolesterol varlığını saptamaya yönelik sistemi insan irisindeki arkus lipoidlerine (arkus senilis veya sodyum halkası) bakılarak oluşturulmuştur. İris tanıma yöntemlerini kullanarak insan vücudundaki kolesterolün ortaya çıkışını saptamak için iridoloji çarkı kullanmışlardır. İris dönüşümü, iris çemberinin kenarlarını tespit etmek için kullanılmıştır. Görüntü, Daugman'ın Kauçuk Levha Normalizasyonu modeli kullanılarak normalleştirildikten sonra Otsu eşik yöntemi ve gözün dairesel olup olmadığını belirlemek için irisin çizim histogramı kullanılmıştır. Sonuç olarak, 139'un üzerinde eşik değeri olan göz arcus lipoides olarak tespit edilebilmiştir (Ramlee ve Ranjit 2009). Ramlee vd. (2011), invaziv olmayan bir yöntemle Kolesterol tespiti için bir iris algoritması önermişlerdir. İrisdeki sodyum halkalarını kategorize etmek için Libor maskesi ve Dairesel Hough Dönüşümü iris tanıma yöntemleri kullanmışlardır (Ramlee vd. 2011).

Othman ve Prabuwno (2010) çalışmalarında iris tanıma programı, iris bölütlemesi ve öznelik çıkarma üzerinde çalışmışlardır. İyi görüntü elde etmek için Su Akışı metodu olarak adlandırılan bölütleme tekniği kullanmışlardır. Ancak çalışma, önemli bir sonucu olmayan araştırma çalışmasıdır (Othman ve Prabuwno 2010).

Lim vd. (2014), iris parametreleri ve kalp atış hızı değişkenliği ile ilgili bir yöntem önermişlerdir. 117 sağlıklı gönüllüden (42 erkek, 75 kadın) veriler toplanmıştır (Lim vd. 2014).

Jogi ve Sharma (2014), klinik tanı için iris görüntülerini analiz etmişlerdir. İris görüntüleri farklı cihazlardan alınmış ve Otonom sinir çelengi, John Daugman integro-diferansiyel operatör ve Daugman'ın Kauçuk Levha Normalizasyonu Matlab'da uygulanmıştır. UPOL, CASIA, UBIRIS veri setleri kullanılmıştır (Jogi ve Sharma 2014).

Amerifar ve Targhi (2015), iris görüntüsüne dayalı hastalıkların teşhisine yönelik bir yöntem önermişlerdir. Dairesel Hough Dönüşümü ve Degrade Vektör Akışı metodları kullanılmıştır. CASIA veri tabanı kullanılmıştır. 56 sağlıklı kişi ve 60 böbrek hastası verileri kullanılmıştır. Böbrek hastalarında %82 ve sağlıklı kişilerde %93 doğruluk elde edilmiştir (Amerifar ve Targhi 2015). Sitorus vd. (2015), kronik böbrek yetmezliği için hastaların iris görüntülerinin analizini yapmışlardır. Havza Algoritması ve Sobel filtre uygulanmıştır. Dino-lite iris kamera ile 40 örnek alınmıştır. Sağ gözde %90 ve sol gözde %94 başarı bulmuşlardır (Sitorus vd. 2015).

2.3.2 Yapay Zekâ Kullanımı

İridoloji tıbbi tanı için yeni bir yaklaşımdır çünkü dokunma, hasar, boya ve yüksek hassasiyet yoktur (Ma vd. 2009). Konvansiyonel tanıların tümü hastalığa yöneliktir. Doktor ya da uygulayıcı ile hastanın durumu hakkında düşündüklerine dair bir varsayım ortaya koymaktadır. İridoloji uygulayıcılarının çoğu tanıyı kendi stilleri ile veya sistematik program olmadan yapmaktadırlar (Purnomo 2006).

Bilgisayar teknolojileri ilerledikçe, iridoloji için otomatik bir algılama yöntemi geliştirmek popüler hale gelmiştir. Yapılan çalışmalar, insan vücudunun farklı organları için kabul edilebilir sonuçlar bildirmektedir.

Suwastio ve Damayanti (2003), denetimsiz öğrenme algoritmaları kullanan bir tür yapay sinir ağı olan Adaptif Rezonans Teorisini (ART) kullanmışlardır. Akciğer bozukluklarını tespit etmek için bölütleme, renk varyasyonunun çıkarılması, iris görüntüsündeki akciğer temsil alanının ART1 girişi olarak ikili forma dönüştürülmesi ve örüntü tanımadan başlayarak bir dizi adımdan geçen bir sistem tasarlamışlardır (Suwastio ve Damayanti 2003). Sivasankar vd. (2012), iris görüntülerini kullanarak doku dengesizliğini analiz etmek için bir algoritma önermişlerdir. Lezyonlar gibi iris özelliklerini tanımlamak için Bulanık K-Araçlar kullanılmıştır. Akut, subakut ve kronik evreler iris işareti ve gri seviye analizi ile belirlenmiştir. Astım, soğuk algınlığı, akciğer kanseri gibi akciğer rahatsızlıkları olan 32 iris değerlendirilmiştir. Genel doğruluk % 84 olarak bulunmuş ve doğruluk yanlış ret oranı ve yanlış kabul oranı ile hesaplanmıştır (Sivasankar vd. 2012). Hussain vd. (2019), noninvaziv bir iris temelli Akciğer Prediagnostik Sistemi (ILPS) önermişlerdir. Önerilen sistem iridoloji şemasını kullanarak akciğer rahatsızlığını tanımlayabilen yapay zekâ algoritması kullanılmıştır. Algoritma iris görüntüsünü gerçek zamanlı olarak almış ve algoritmayı yüksek performanslı hesaplama sisteminde işlemiştir. ILPS'yi doğrulamak için, 200 örnek (100 sağlıklı ve 100 hasta) test edilmiştir. 50 akciğer hastası ile test yapılırken, sonuçlar ILPS'nin işlevsiz akciğer hastalarını Destek Vektör Makinesi kullanılarak % 88 doğrulukla bulunmuştur (Hussain vd. 2019).

Ma ve Li (2007), sindirim kanalı hastalığını tanıyan bir sistem önermişlerdir. İris görüntüsü ön işlem aşamasında kaba lokalizasyon adımlı ve hassas lokalizasyon adımlı bir algoritma ile irisin iç ve dış sınırlarını tespit etmek için kullanılmıştır. 2-D Gabor filtresi kullanılmış ve iris dokusunun normal olup olmadığı incelenmiştir. Daha sonra, çeşitli dokuların pürüzlülüğünün açıklamasını vermek için fraktal boyut hesaplanmış ve hastalığın tanınmasında Destek Vektör Makinesi kullanılmıştır. 429 örnek kullanılmış ve % 85,4 doğruluk elde edilmiştir (Ma ve Li 2007). Dewi vd. (2016), mide hastalığı belirlemek için bir yöntem önermişlerdir. Temel bileşenler Analizi ve Geri Yayılım Sinir

Ağı uygulamışlardır. 40 iris görüntüsü kullanılarak %87,5 doğruluk elde edilmiştir (Dewi vd. 2016).

Hussein vd. (2013), böbreklerdeki anormallikleri (kronik böbrek yetmezliği) saptamak için iridolojiyi kullanmışlardır. Yöntemlerini geliştirmek için iki denek grubunun iris görüntülerini kullanmışlardır: kronik böbrek yetmezliği olan 172 hasta ve sağlıklı olan 168 kişi. İridoloji teknikleri kullanarak iridoloji çarkındaki böbreklere karşılık gelen bölgelerde Dairesel Hough Dönüşümü, Daugman'ın Kauçuk Levha Normalizasyonu, Histogram eşitlemesi, Gabor filtresi ve Dalgacık tabanlı özellik analizi ile otomatik bir teknik geliştirilmiştir. Sınıflandırma, ANFIS ile yapılarak toplam 340 örnek kullanılmıştır. Böbrek hastalığı olan kişiler % 82 ve sağlıklı bireyler için % 93 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir (Hussein vd. 2013). Wibawa vd. (2006), kronik böbrek yetmezliği için yeni bir yöntem önermişlerdir. Havza Algoritması ve Destek Vektör Makinesi uygulanmıştır. Spesifik kamera ile 61 hasta kişi ve 21 sağlıklı kişiden veriler alınmıştır. %80 doğruluk bulunmuştur (Wibawa vd. 2006).

Permatasari vd. (2016), kalp bozukluğu algılama temelli bir iridoloji yöntemi önermişlerdir. 90 örnek alınmıştır. 50 örnek öğrenme için 40 örnek de test için kullanılmıştır. Temel bileşenler Analizi, gri seviye dönüşümü, açma, kırpma ve Canny kenar algılama uygulanmıştır. Destek Vektör Makinesi kullanılarak %80 doğruluk bulunmuştur (Permatasari vd. 2016). Martiana vd. (2016), kalp rahatsızlığı anormallikleri için bir yöntem önermişlerdir. Medyan filtresi, Histogram, Sobel kenar tespiti uygulanmıştır. Makro kamera ile Surabaya Mugi Barokah Clinic'dan alınan 40 veri kullanılmıştır. C# Visual Studio 2010 kullanılarak Eşik Sınıflandırması uygulanmış ve %86,4 doğruluk elde edilmiştir (Martiana vd. 2016). Martiana vd. (2017), kalp rahatsızlığı anormallikleri için kullanıkları yönteme (Martiana vd. 2016), mobil cihaz ile çalışan bir uygulama önermişlerdir. Kusuma vd. (2018), kalp rahatsızlığı anormallikleri için mobil cihazlar ile çalışan bir uygulama önermişlerdir. Medyan filtresi, Netlik, Sklera Renk Tayini, İkilileştirme, Histogram analizine dayalı otomatik kırpma, Sobel kenar tespiti, Kalp ile ilgili bölge ve Eşikleme Algoritması ile sınıflandırılmıştır. %83,33 doğruluk elde edilmiştir (Kusuma vd. 2018).

Nor'aini vd. (2013) ,vajina ve pelvis bölgelerinin iridoloji tablosuna göre irisden seçilmiş ve sınıflandırılmıştır. Dairesel Sınır Dedektörü, irisin lokalize edilmesinde yüksek doğruluk elde etmek amacıyla kullanılmıştır. Temel Bileşenler Analizi kullanılarak normalize edilmiş iristen elde edilen özellikler, SVM-RBF ile Destek Vektör Makinesine girdi olmuştur. Sınıflandırma performansını ölçmek için sınıflandırma doğruluğu hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır (Nor'aini vd. 2013).

Sulistiyo vd. (2014), iridoloji tabanlı Dyspepsia erken saptama yöntemi önermişlerdir. Doğrusal Ayırım Analizi ve Cascade Correlation Neural Network (CC-NN) kullanılarak %95,45 doğruluk elde edilmiştir (Sulistiyo vd. 2014).

Herlambang vd. (2015), karaciğer hastalığının algılanması için bir yöntem önermiştir. Gri Seviye Birlikte Oluşma Matrisi (GLCM) kullanılmıştır. MATLAB 8.1 (R2013a.) kullanılmıştır. Geri Yayılım ile en iyi başarı %91,42 bulunmuştur (Herlambang vd. 2015).

Sarika ve Joshi (2016), Daugman kauçuk levha modeli ve Dairesel Hough Dönüşümü kullanarak Kolesterolü saptamak için otomatik bir yöntem geliştirmişlerdir. Histogram ve Otsu algoritması kullanılmıştır. Eğitim setleri, doğruluğu belirlemek için makine öğrenmesi yöntemlerinden çok katmanlı ağ, Naïve Bayes, ADTree, Zero R kullanılarak eğitilmiştir (Sarika ve Joshi 2016). Andana vd. (2019), kolestrol hastalığı üzerine bir yöntem önermişlerdir. Bulanık Yerel İkili Desen ve Doğrusal Regresyon uygulamışlardır. 60 iris görüntüsü eğitim için 30 iris görüntüsü test için kullanılmıştır (Andana vd. 2019).

2.3.3 Diabetes Mellitus

Diabetes mellitus son birkaç yılda çok hızlı bir şekilde artmış ve artık küresel bir sağlık sorunu haline gelmiştir. Uluslararası Diabet Federasyonu (IDF), dünya çapında 381,8 milyon kişinin diabetten etkilendiğini ve yaklaşık 591,9 milyon kişinin 2030 yılına kadar % 55 gibi büyük bir artışla bu hastalıktan etkileneceğini tahmin etmektedir (Beagley vd. 2013). Diabetes mellitus, kan şekeri seviyesinin çok üzerinde olmasıdır. Pankreas organı, insülin salgılanması işleviyle balık şekilli bir bezdir ve genellikle diyabet ile ilişkilidir. Pankreas organı sindirim suyunu bağırsağa üretmekte ve serbest bırakmaktadır. Ayrıca

glukagon ve insülin üreterek kan şekeri seviyesini kontrol etmektedir (Friis ve Jensen 2007).

Diyabetin uzun süreli hasar, işlev bozukluğu ve çeşitli organların özellikle de gözlerin, böbreklerin, sinirlerin, kalp rahatsızlıkları ile ilişkilidir (American Diabetes Association 2008). Bu nedenle, diyabetin erken teşhisi büyük bir zorluktur ve geç teşhis sağlık üzerinde çok ciddi etkilere yol açabilmektedir. Çizelge 2.1’de diyabet hastalık tanısı için iridolojide yapılan çalışmaları özetlemektedir.

Çizelge 2.1 Diyabet ile ilgili yapılan çalışmalar.

Uygulama	Sınıflandırma		Yazar
	Segmentasyon ve Normalizasyon Algoritmaları	Tekniği	
Gerçek zamanlı iris görüntü işleme ile diyabetes mellitusun nedeni olarak pankreas organının durumunun erken tespiti	<ul style="list-style-type: none"> ROI Gri seviye, minimum filtre 	<ul style="list-style-type: none"> 42 hastadan veri alınmıştır.(40 yaş üzerinde) Veriler video kamera ile gerçek zamanlı alınmıştır. Mini DV Teknolojisi ve Pinnacle Video Yakalama Kartı DV500 	Wibaw ve Purnomo 2006
İris görüntüsüne dayanan diabetes mellitusun nedeni olarak Pankreas Beta Hücrelerinin Anormal Durumu Tespiti	<ul style="list-style-type: none"> ROI 	<ul style="list-style-type: none"> ANMBP 	Lesmana vd. 2011
İris tanıma sistemi kullanarak diyabetin belirlenmesi	<ul style="list-style-type: none"> Dairesel Hough Dönüşümü Daugman'ın Kauçuk Levha Normalizasyonu Gabor filtresi ve 2-ADD tabanlı özellikler 	<ul style="list-style-type: none"> Destek Vektör Makinesi 	Bansal vd. 2015
İrİdoloji kulllanılarak pankreas organlarında diyabetin tanımlanması	<ul style="list-style-type: none"> Medyan filtresi Dairesel Hough Dönüşümü Gri seviye Birlikte Oluşma Matrisi (GLCM) 	<ul style="list-style-type: none"> Yapay Sinir Ağları 	Adelina vd. 2017
İris görüntülerini kullanarak diyabetin tıbbi tanısı için makine öğrenme teknikleri	<ul style="list-style-type: none"> Dairesel Hough Dönüşümü Daugman'ın Kauçuk Levha Normalizasyonu ROI 	<ul style="list-style-type: none"> Destek Vektör Makinesi ve Rastgele Orman 	Samant ve Agarwal 2018
Diyabeti tahmin etmek için iris görüntülerindeki bilgilendirici bölgeleri keşfetmek	<ul style="list-style-type: none"> Aktif kontur algoritması Daugman'ın Kauçuk Levha Normalizasyonu 	<ul style="list-style-type: none"> Destek Vektör Makinesi Doğrusal Ayırım Analizi 	Moradi vd. 2018

2.4 Veri Seti

Yaygın olması, gizli belirtileri bulunması ve diyabetik hastalar üzerindeki tehlikeli etkileri nedeniyle yöntemimizi test etmek için diabetes mellitus seçilmiştir. Diyabetik etiketli iris görüntüleri için herhangi bir açık veri kümesi olmadığından bir veri kümesi toplanmıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan görüntüler Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Etik Kurul onayı alınarak Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Göz Anabilim Dalı Polikliniği rutin muayeneye gelen kişilerden oluşmaktadır. Veri tabanını oluşturan görüntüler, 18 ile 75 yaşları arasındaki kişilerin sağ ve sol göz iris görüntülerinin alınması sonucunda oluşturulmuştur. Tasarlanan yöntem tamamen otomatik ve iridologlardan bağımsızdır.

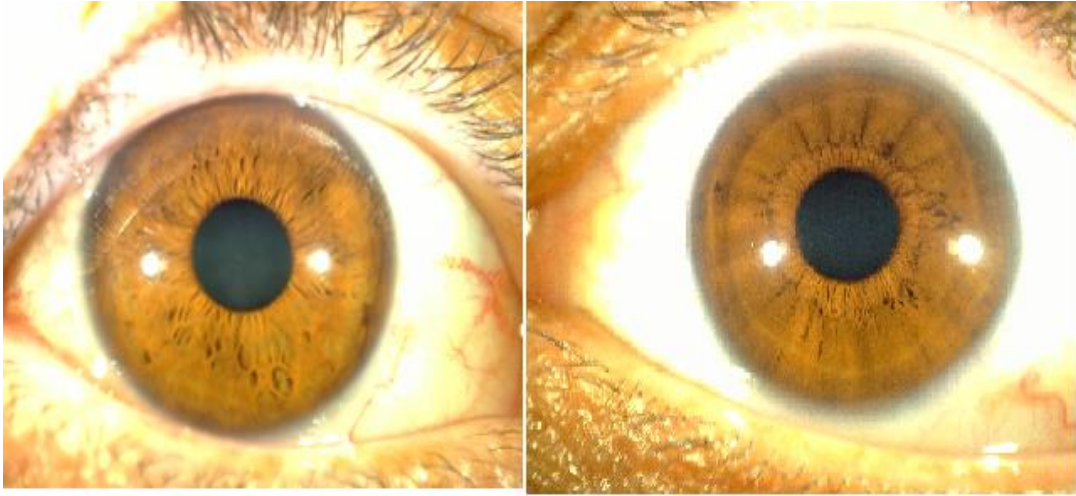
Bu çalışma, alınan görüntülerden 30 diyabet hastası ve 38 sağlıklı olmak üzere 68 kişinin görüntüleri yöntem için ayrılmıştır. Görüntüler, Dino-lite İriscope cihazı ile alınmıştır. Şekil 2.8’de İriscope cihazı gösterilmiştir. İris fotoğrafı alınan kişilerin görüntülerinin sabit açı ile alınarak olası hataları en aza indirmek hedeflenmiştir. Bunun için Şekil 2.9’da gösterdiği gibi sabitlenerek alınmıştır. Her görüntü 1280x1024 pikselde renk düzlemi başına 24 bit kullanılarak yakalanmıştır. Şekil 2.10’da alınan görüntülerinden biri gösterilmektedir.



Şekil 2.8 Dino-Lite İriscope cihazı.



Şekil 2.9 Fotoğrafların alınmasında sabitleme için kullanılan biyomikroskop parçası.



Şekil 2.10 Oluşturulan veri setinde yer alan görüntülerden biri: (soldan sağa), hasta bir kişinin sağ göz görüntüsü, sağlıklı bir kişinin sol göz görüntüsü.

Veritabanından her biri rastgele seçilmiş iris görüntülerini içeren iki görüntü grubuna bölünmüştür. Bunlardan biri eğitim, biri de test setidir. Eğitim için 28 sağlıklı ve 20 hasta kişinin sağ ve sol göz iris görüntüleri kullanılmıştır. Test için 10 sağlıklı ve 10 hasta kişinin sağ ve sol göz iris görüntüleri kullanılmıştır. Eğitim ve test görüntülerinin her biri

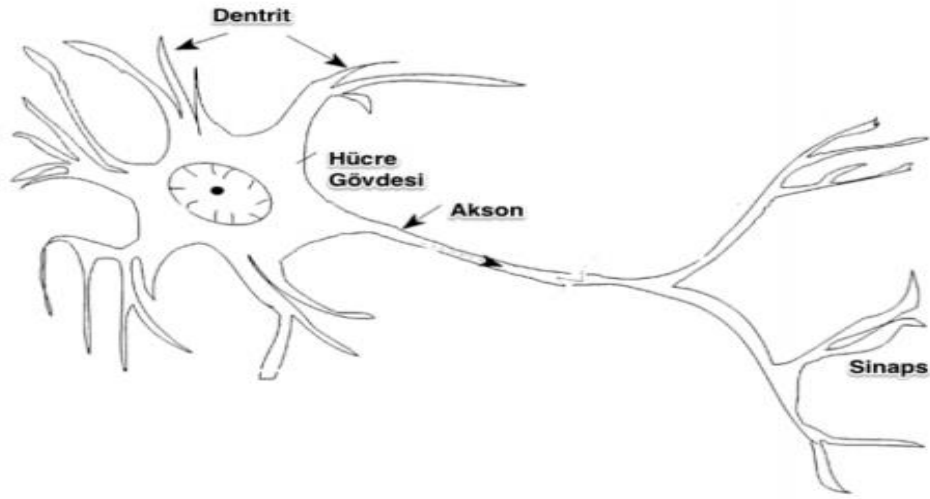
için irisin diyabet bölümüne denk gelen yerlerinin segmentasyon görüntüleri bulunmaktadır.

2.5 Derin Öğrenme

Derin öğrenme, nesne tanıma, konuşma tanıma ve doğal dil işleme gibi alanlarda çok katmanlı yapay sinir ağlarını kullanan bir yapay zekâ yöntemidir ve bir tür makine öğrenimidir. Geleneksel makine öğrenme yöntemlerinden farklı kodlama kurallarını kullanmak yerine derin öğrenme; resimler, videolar, sesler ve metin için veri simgelerinden otomatik olarak öğrenebilirler. Esnek oldukları için orijinal görüntüden veya metin verilerinden öğrenebilirler. Derin öğrenme kavramı ilk olarak 2006 yılında Hinton tarafından önerilmiş ve çok katmanlı yapay sinir ağlarının daha verimli bir şekilde eğitilebileceğini göstermektedir (Yılmaz ve Kaya 2019).

İnsan beyninin eğitilebilir, uyarlanabilir, kendi kendini organize edebilen, öğrenilebilen ve değerlendirilebilen öğrenme prensiplerini modellemeye çalışılarak oluşturulan bilgisayar programlarına yapay sinir ağları denir (Elmas 2003). İnsan beyninin prensiplerini taklit ederek yapay sinir ağları (YSA), dijital işlem birimlerini yakından bağlayarak karmaşık problemleri çözerek verimliliği arttırır. Beynin işlevine benzer şekilde; öğrenme, sınıflandırma, özellik belirleme, ilişki kurma ve optimizasyon gibi konular için sıklıkla kullanılır (Öztemel 2006).

YSA birbirlerine hiyerarşik olarak iliştilmiş yapay hücrelerin paralel olarak çalışma prensibiyle ifade edilebilir. Sinir hücresinin biyolojik gösterimi Şekil 2.11'de gösterilmiştir.

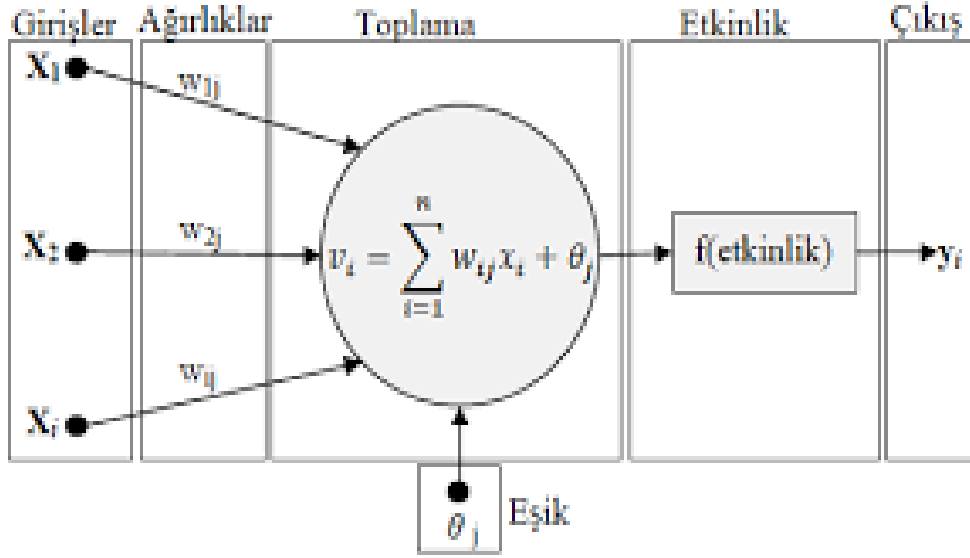


Şekil 2.11 Sinir hücresinin biyolojik gösterimi (Basheer ve Hajmeer 2000).

Biyolojik sinir sistemi elemanları ve yapay sinir sisteminde karşılıkları Çizelge 2.2’de verilmiştir. Burada biyolojik sinir sistemi kısımlara ayrılmış ve her bir elemana karşılık yapay sinir ağı siteminde bir karşılığı verilmiştir.

Çizelge 2.2 Biyolojik sinir sistemi elemanları ve yapay sinir sisteminde karşılıkları (İnt. Kyn.3).

Biyolojik Sinir Sistemi	Yapay Sinir Sistemi
Nöron	İşlemci Elemanı
Dentrit	Toplama Fonksiyonu
Hücre Gövdesi	Transfer Fonksiyonu
Aksonlar	Yapay Nöron Çıkışı
Sinapslar	Ağırlıklar

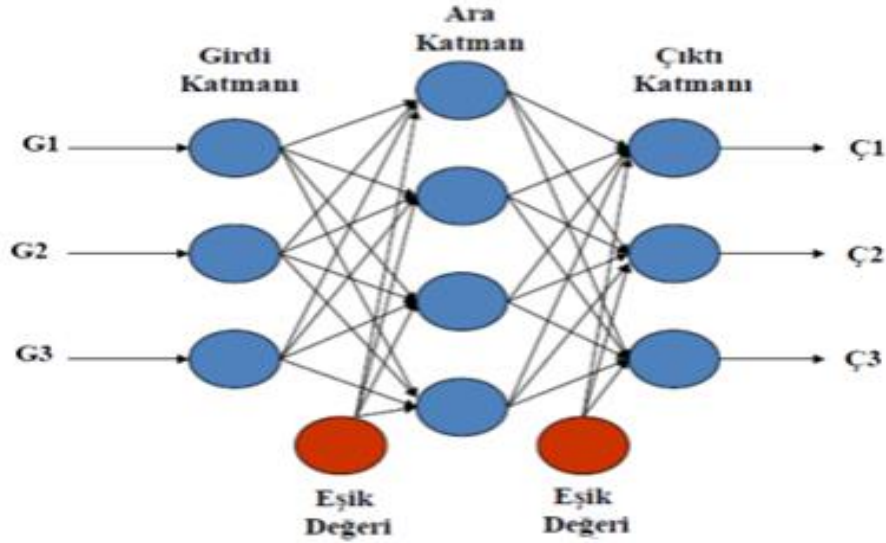


Şekil 2.12 Yapay sinir hücresi (Haykin 1999).

Girişler (x_1, x_2, \dots, x_n) ortamdaki bilgileri sinire iletir. Sinir ağına önceki sinirden veya dış dünyadan girilebilir. Sinir genellikle birçok rastgele giriş alır. Ağırlıklar (w_1, w_2, \dots, w_n) yapay sinir tarafından alınan girdinin sinir üzerindeki etkisini belirleyen katsayılardır. Her girişin kendi ağırlığı vardır. Daha büyük bir ağırlık değeri, girişin yapay sinir için önemli olduğunu gösterirken, daha küçük bir değer bağlantının zayıf veya alakasız olduğunu gösterir. v_i İlavesi işlemi, θ_j eşik değerini ekler ve ürünü sinir fonksiyonundaki her bir ağırlıklı girişin ürünlerinin toplamı ile çarpar. İlave işleminin bir sonucu olarak, $f(\text{etkinlik})$ aktivite fonksiyonundan geçirilir ve çıktıya iletilir. Aktif fonksiyonun amacı, toplama fonksiyonunun çıkışının gerektiğinde değiştirilmesine izin vermektir. $y_i = f(s)$ Çıkışı, etkinlik işlevinin sonucunun dış dünyaya veya sinire gönderildiği yerdir. Sinirin sadece bir çıkışı vardır. Bir sinirin bu çıkışı, onu takip eden diğer birçok sinirin girişi olabilir (Elmas 2018).

Çok katmanlı YSA modellerinde temel iş, modelin en iyi çıkış skoru üreteceği ağırlık ve bias parametrelerinin hesaplanmasıdır. Şekil 2.13’de çok katmanlı yapay sinir ağına şeması gösterilmiştir. Çok katmanlı algılayıcıların derin katmanlı birçok türevi mevcuttur. Bunlardan biri de Evrimsel Sinir Ağlarıdır (Lecun vd. 1998). CNN temel olarak YSA'nın geliştirilmesidir. Bu nedenle, evrimsel sinir ağları daha fazla sinir ve seviyeye sahiptir ve seviyeler arasındaki bağlantılar farklıdır. Ayrıca farklı çalışırlar. Örneğin,

yapay sinir ağı şekil tanıma gerçekleştirirken alt kısım yerine tüm şekli tanımaya çalışır, evrişimli sinir ağı önce şeklin alt kısmını bulur ve daha sonra tüm şekli bulmak için bu şekilleri birleştirir (Elmas 2018). Çizelge 2.3’de makine öğrenmesi ve derin öğrenme arasındaki avantaj ve dezavantajlar gösterilmiştir.



Şekil 2.13 Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı yapısı şeması (Kabalcı 2014).

Çizelge 2.3 Makine Öğrenmesi Ve Derin Öğrenme karşılaştırılması (İnt. Kyn.4).

Makine Öğrenmesi	Derin Öğrenme
+ Küçük veri kümeleriyle iyi sonuçlar verir.	- Çok büyük veri setleri gerektirir.
+ Hızlı bir model geliştirir.	- Hesaplama açısından yoğundur.
- En iyi sonuçları elde etmek için farklı özellikleri ve sınıflandırıcıları denemeniz gerekir.	+ Özellikleri ve sınıflandırıcıları otomatik olarak öğrenir.
- Doğruluk sınırlıdır.	+ Doğruluk sınırsızdır.

Evrişimli ağlar, ızgara benzeri bilinen bir topolojiye sahip verileri işlemek için özel bir tür sinir ağıdır. Evrişimli ağlar pratik uygulamalarda son derece başarılı olmuştur. Evrişimli sinir ağı, ağın evrişim adı verilen bir matematik işlemi kullandığını göstermektedir. Konvolüsyon özel bir doğrusal işlem türüdür. Evrişimli ağlar, katmanlarından en az birinde genel matris çarpımı yerine evrişimi kullanan sinirsel

ağlardır. Genellikle, evrişimli bir sinir ağında kullanılan işlem, mühendislik veya matematik gibi diğer alanlarda kullanılan evrişim tanımına uymamaktadır. Evrişimsel ağlar derin öğrenmeyi etkileyen nörobilimsel ilkelerin bir örneği olarak standarttır (Goodfellow vd. 2015).

2.5.1 Derin Öğrenme Bileşenleri

Bir derin öğrenme ağı birkaç bileşenden oluşmaktadır. Problemin çeşidine göre bileşenler özelleştirilerek probleme yanıt verebilecek en uygun ağ yapısı oluşturulmaktadır.

2.5.1.1 Evrişim Katmanı

CNN'lerin temel yapı taşlarından biri olan evrişimsel katman, bir giriş görüntüsüne belirli bir evrişim filtresi uygulamaktan sorumludur. Bu filtre, katmanın yerel bağlantı parametresi tarafından daha ayrıntılı olarak tanımlanan görüntünün her bir alt bölgesine uygulanır. Her filtre uygulaması belirli bir piksel konumu için tüm piksel konumlarında birleştirildiğinde özellik haritası olarak adlandırılan skaler değer üretmektedir (Di vd. 2018). Ayrık zamanlı evrişim işlemi Eşitlik 2.1'de ifade edilmiştir (Goodfellow vd. 2015):

$$s(t) = (x * w)(t) = \sum_{a=-\infty}^{\infty} x(a)w(t - a) \quad (2.1)$$

Eşitlik 2.1'de filtre (kernel) w , girdi x , zaman t ve s sonuç olarak ifade edilmiştir. Girdi olarak resim gibi iki boyutlu bir girdi kullanıldığında evrişim işlemi, Eşitlik 2.2'de ifade edilmiştir (Goodfellow vd. 2016):

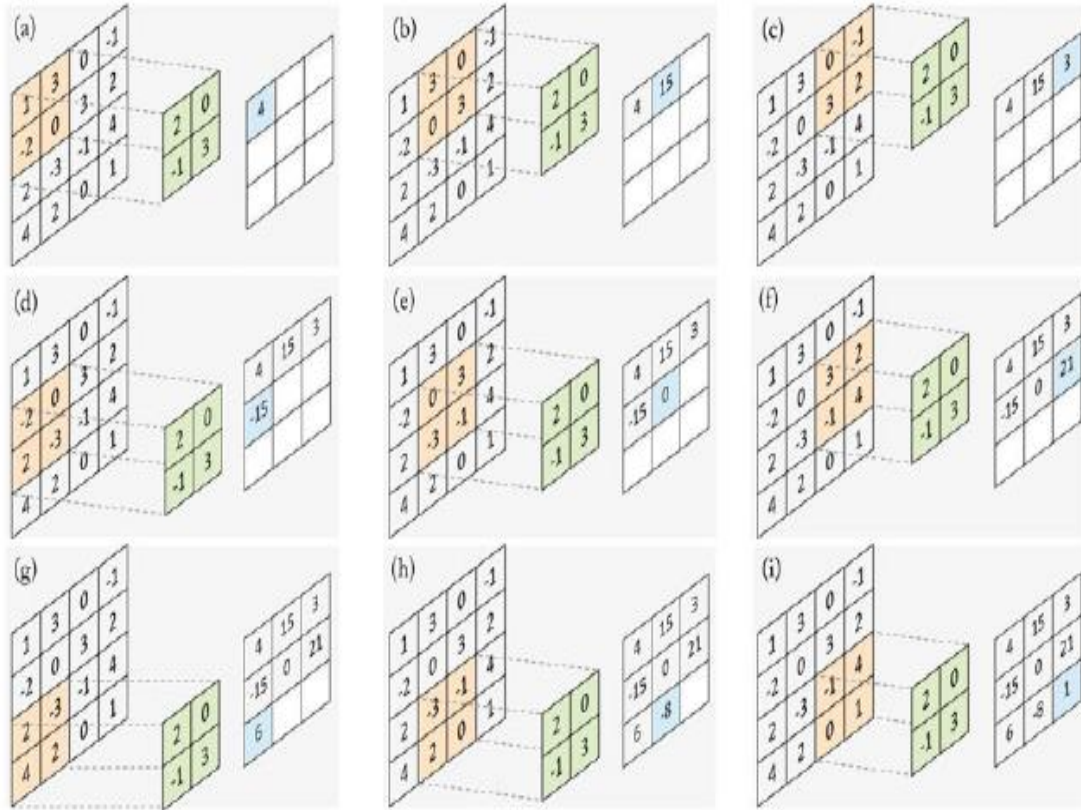
$$S(i, j) = (I * K)(i, j) = \sum_m \sum_n I(i, j)K(i - m, j - n) \quad (2.2)$$

Eşitlik 2.2'de i ve j terimleri, evrişim işlemi sonucunda elde edilecek yeni matrisin konumlarını ifade etmektedir (Kurt 2018).

2	0
-1	3

Şekil 2.14 2x2 örnek filtre (Khan vd. 2018).

Şekil 2.14’de gösterilen örnek filtreye giriş özelliği haritası denir. Girdi unsur haritası boyunca kaymaktadır. Her bir konumda çekirdeğin her bir elemanı ile çakıştığı girdi elemanı çarpılmakta ve sonuçlar mevcut konumdaki çıktıyı elde etmek için toplanmaktadır. Prosedürün istediği kadar çıkış özelliği haritası oluşturmak için farklı filtreler kullanılarak tekrarlanabilmektedir. Bu işlemin son çıktılarında çıktı özelliği haritaları denilmektedir. Birden çok girdi özelliği eşlemesi varsa çekirdeğin 3 boyutlu olması gerekir. Ortaya çıkan özellik haritaları, çıktı özelliği haritasını oluşturmak için öge şeklinde toplanmaktadır (Dumoulin ve Visin 2018). Şekil 2.15’ de bir evrişim tabakasının çalışması gösterilmiştir.

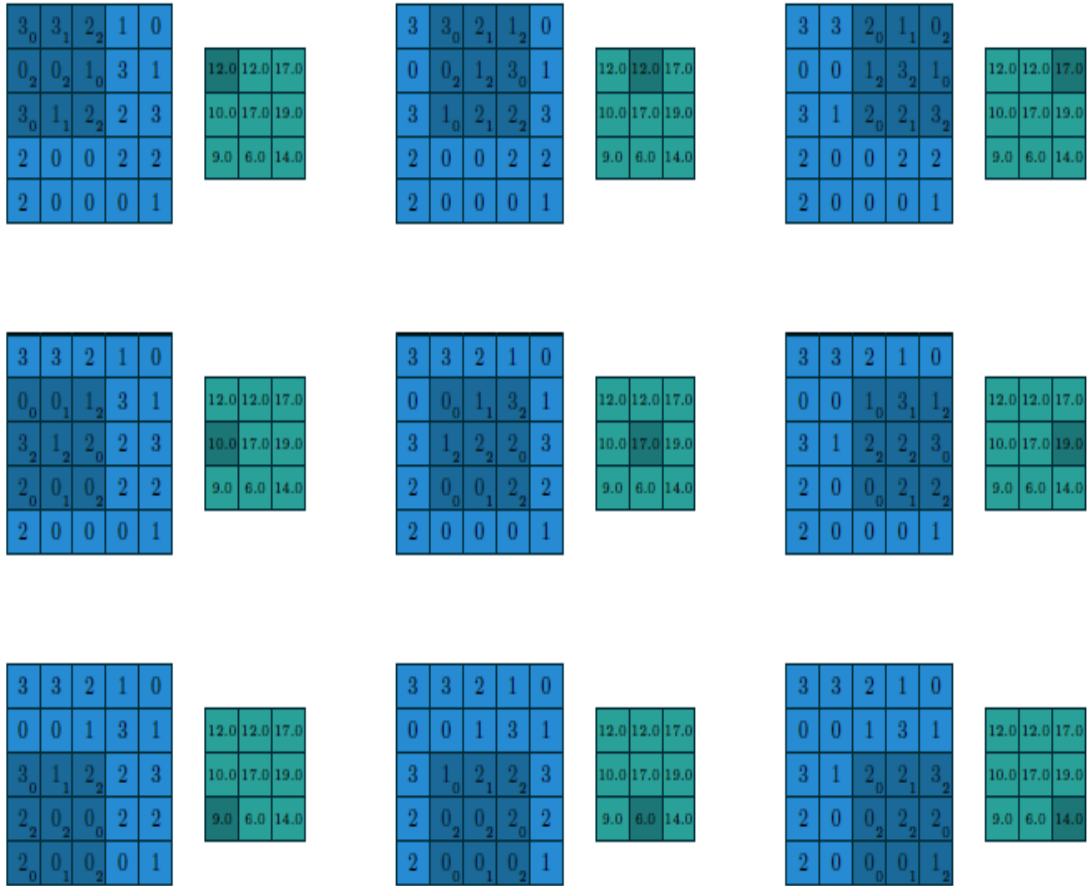


Şekil 2.15 Bir evrişim tabakasının çalışması (Khan vd. 2018).

Evrişim katmanında kullanılan 3x3'lük filtre örneği Şekil 2.16'da ve Şekil 2.17'de 3x3'lük filtre örneğinin evrişim çalışması gösterilmektedir (Dumoulin ve Visin 2018).

0	1	2
2	2	0
0	1	2

Şekil 2.16 3x3 boyutunda örnek filtre (Dumoulin ve Visin 2018).



Şekil 2.17 3x3'lük filtrenin evrişim çıkış değerlerinin hesaplanması (Dumoulin ve Visin 2018).

Görüntü gürültü giderme, çözünürlük gibi bazı uygulamalarda konvolüsyondan sonra uzamsal boyutlar sabit tutmak istenmektedir. Çünkü bu uygulamalar piksel düzeyinde daha yoğun tahminler gerektirmektedir. Bu sayede çıktı özelliği boyutlarının hızlı bir şekilde çökmesini önleyerek daha derin ağlar tasarlamamızı sağlamaktadır. Böylece daha iyi performans ve daha yüksek çözünürlüklü çıktı etiketleri elde etmeye yardımcı olmaktadır. Bu giriş özelliği haritasının çevresine sıfır dolgu uygulanarak gerçekleştirilebilir. Şekil 2.18'de gösterildiği gibi, yatay ve dikey boyutları sıfır doldurmak çıktı boyutlarını artırmamızı sağlamakta ve böylelikle mimari tasarımda daha fazla esneklik sağlamaktadır. Temel fikir, girdi özelliği haritasının boyutunu istenen boyutlara sahip bir çıktı özelliği haritasının elde edileceği şekilde arttırmak ve sınırlardaki bilgilerin kaybedilmesinden kaçınılmaktır (Khan vd. 2018).

Dolgu kıvrımları genellikle sıfır dolgusu dâhil olmak üzere üç tipe ayrılır:

1-Geçerli Konvolüsyon: Sıfır dolgusunun olmadığı en basit durumdur. Filtre her zaman giriş özelliği haritasında geçerli konumlarda kalmaktadır. Yani sıfır dolgulu değer yoktur. P sıfır ekleme işlemini belirlemek üzere Eşitlik 2.3'te gösterilmiştir.

$$P = 0 \quad (2.3)$$

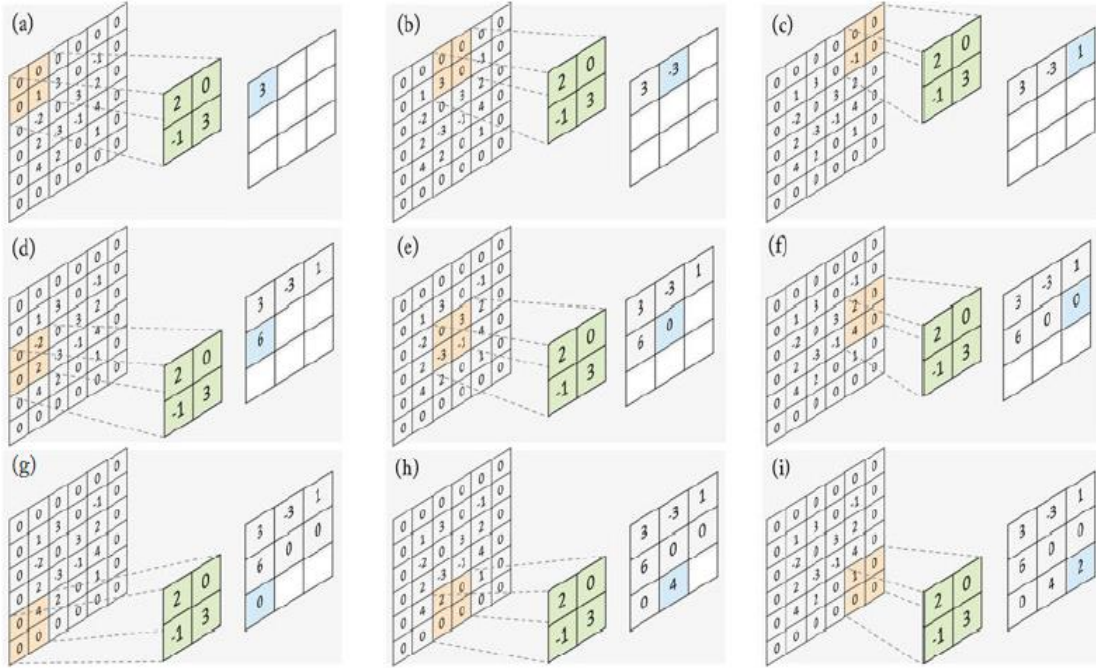
2-Aynı Evrişim: Çıktı ve girdi özelliği haritalarının eşit boyutlara sahip olmasını sağlamaktadır. Bunun için girdiler uygun şekilde sıfır dolguludur. Yarı evrişim olarak da adlandırılır. I girişin boyutlarına göre tararken kullanılmaktadır. F filtre boyutunu, S adımını ve P sıfır ekleme işlemini belirlemek üzere Eşitlik 2.4'te gösterilmiştir.

$$P_{Başlangıç} = \left\lfloor \frac{S \left\lfloor \frac{I}{S} \right\rfloor - I + F - S}{2} \right\rfloor, P_{Son} = \left\lfloor \frac{S \left\lfloor \frac{I}{S} \right\rfloor - I + F - S}{2} \right\rfloor \quad (2.4)$$

3-Tüm Konvolüsyon: Giriş özellik haritalarına mümkün olan maksimum dolgu uygulanmasıdır. Mümkün olan maksimum dolgu, tüm evrişim durumlarında en az bir geçerli giriş değerinin yer aldığı değerdir. Eşitlik 2.5'deki gibi bir filtre boyutu F için F-

1 sıfır dolgusuna eşdeğerdir. Böylece en uç köşelerde kıvrımlara en az bir geçerli değer dâhil edilmektedir (Khan vd. 2018).

$$P_{Başlangıç} \in \llbracket 0, F - 1 \rrbracket, P_{Son} = F - 1 \quad (2.5)$$



Şekil 2.18 Sıfır dolgusu 1 ve adım 2 olan bir evrişim tabakasının çalışmasının gösterimi (Khan vd. 2018).

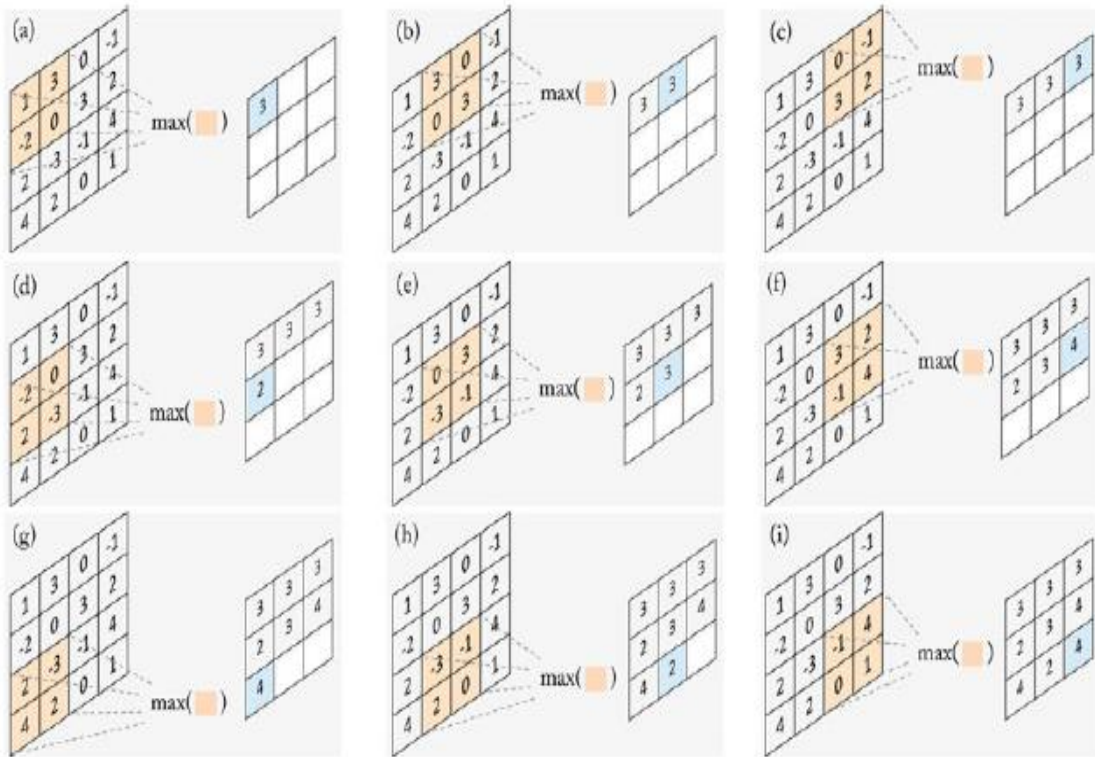
2.5.1.2 Havuzlama Katmanı (Pooling)

Havuzlama katmanı CNN'lerde bir başka önemli yapı taşı oluşturmaktadır. Havuzlama işlemleri, ortalama veya maksimum değerleri almak gibi alt bölgeleri özetlemek için bazı işlevler kullanarak özellik haritalarının boyutunu azaltmaktadır (Dumoulin ve Visin 2018).

Bir havuz katmanı, girdi haritasının blokları üzerinde çalışmakta ve girdi aktivasyonlarını birleştirmektedir. Bu birleşim işlemi, ortalama veya maksimum işlevi gibi bir havuzlama işlevi ile tanımlanmaktadır. Evrişim katmanına benzer şekilde, toplanan bölgenin ve

adımın boyutunu belirtmek gereklidir. Filtre, adım tarafından tanımlanan adım boyutuna sahip giriş özellik haritalarında kaydırılmaktadır (Khan vd. 2018).

Evrişimli sınır ağındaki havuzlama katmanları nedeniyle tercih edilen yöntemle göre yukarıdaki girdinin küçük bir kısmı tek bir sabit değere indirgenir. Bu nedenle havuzlama katmanının hesaplaması, evrişim katmanı hesaplamasından daha kolaydır. En yaygın kullanılan yerleştirme türü, girişin birden çok parçaya bölüldüğü ve her parçanın maksimum değerinin alındığı maksimum yerleştirme türüdür (Kurt 2018). Şekil 2.19’da maksimum aktivasyonun seçilen değer bloğundan seçildiği maksimum havuzlama işlemini göstermektedir.



Şekil 2.19 Havuzlama alanının boyutu 2 x 2 ve adım 1 olduğunda maksimum havuzlama katmanının çalışması (Khan vd. 2018).

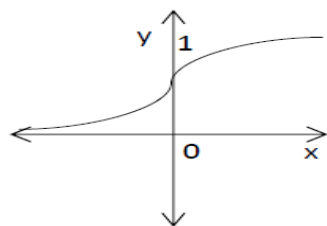
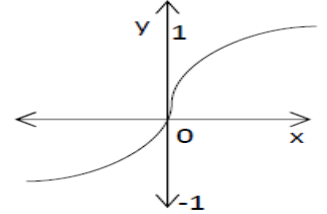
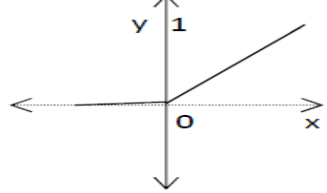
Havuzlama katmanının çıktı boyutunun (o); girdi boyutu (i), işlemin gerçekleştirileceği pencere (parça) boyutu (k) ve adım sayısı (s) ile ilişkisi Eşitlik 2.6’da gösterilmektedir (Dumoulin ve Visin 2018). Eşitlik 2.6’da belirtilen ilişki, bütün havuzlama türleri için geçerlidir.

$$o = \left\lfloor \frac{i-k}{s} \right\rfloor + 1 \quad (2.6)$$

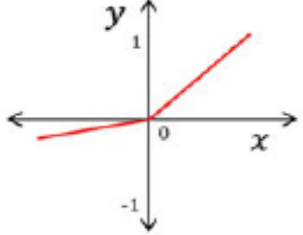
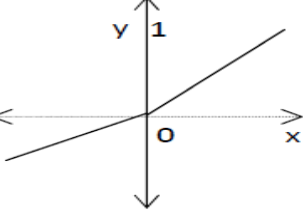
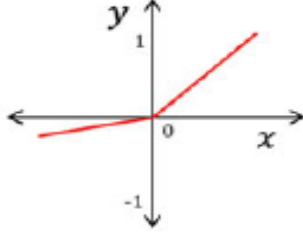
2.5.1.3 Aktivasyon Fonksiyonları

Bir CNN'deki ağırlık katmanlarını, genellikle doğrusal olmayan bir aktivasyon fonksiyonu takip etmektedir. Aktivasyon fonksiyonu $[0,1]$ ve $[-1,1]$ gerçek değerli bir giriş almaktadır. Ağırlık katmanlarından sonra doğrusal olmayan bir fonksiyonun uygulanması oldukça önemlidir. Çünkü sinir ağının doğrusal olmayan eşleşmeleri öğrenmesine izin vermektedir. Doğrusal olmayanlıkların yokluğunda yığılanmış ağırlık katmanları ağı giriş alanından çıkış alanına doğrusal bir eşlemeye eşdeğerdir. Doğrusal olmayan bir fonksiyon, bir nöronun tüm girişlerine verip vermeyeceğine karar veren bir anahtarlama veya seçim mekanizması olarak da anlaşılabilir. Derin ağlarda yaygın olarak kullanılan etkinleştirme işlevleri, hata geri yayılmasını etkinleştirmek için farklılaştırılabilir (Khan vd. 2018). Çizelge 2.4' de aktivasyon fonksiyonları ve grafikleri listelenmiştir.

Çizelge 2.4 Aktivasyon fonksiyonları ve grafikleri (Khan vd. 2018, Zaheer ve Shaziya 2018).

İsim	Fonksiyon	Grafik
Sigmoid	$\sigma(x) = \frac{1}{1+e^{-x}}$	
Tanh	$\tanh(x) = 2\sigma(2x) - 1$	
ReLU	$f(x) = \max(0, x)$	

Çizelge 2.4 (Devam) Aktivasyon fonksiyonları ve grafikleri (Khan vd. 2018, Zaheer ve Shaziya 2018).

İsim	Fonksiyon	Grafik
LeakyReLU	$f(x) = \begin{cases} ax, & \text{if } x > 0 \\ a, & \text{if } x \leq 0 \end{cases}$	
ELU	$f(x) = \begin{cases} -x, & x > 0 \\ a(e^{-x} - 1), & x \leq 0 \end{cases}$	
PReLU	$f(x) = \begin{cases} ax, & \text{if } x > 0 \\ a, & \text{if } x \leq 0 \end{cases}$	

Sigmoid fonksiyonun kendine özgü bir s şekli vardır ve herhangi bir gerçek giriş değeri için farklılaştırılabilir bir gerçek fonksiyondur. Aralığı 0 ile 1 arasındadır. Sigmoid işlevi, gradyanın kaybolmasına veya gradyanın doygunluğuna neden olabilir. Yavaş bir yakınsamanın olduğu da bilinmektedir. Bu nedenle, pratik kullanımda aktivasyon fonksiyonu olarak bir sigmoid kullanılması tavsiye edilmez. Tanh çıktısı -1 ile 0 ve 0 ile 1 arasındadır. Optimizasyonu daha kolaydır. Bu nedenle pratikte sigmoid aktivasyon fonksiyonuna göre daha fazla tercih edilir (Di vd. 2018).

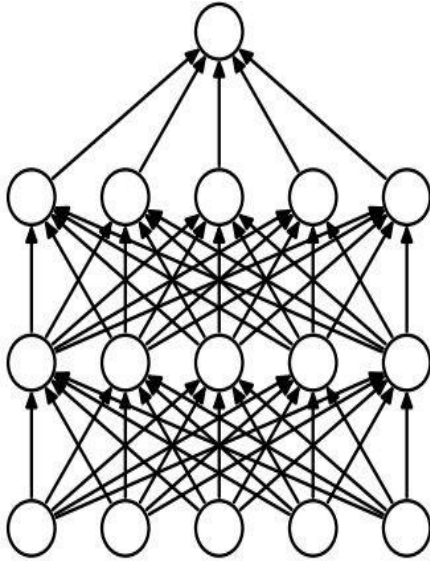
ReLU, sigmoid ve tanh ile karşılaştırıldığında hesaplaması çok daha basit ve daha verimlidir. Doğrusal olması nedeniyle yakınsamayı altı kat arttırdığı kanıtlanmıştır. Ayrıca üstel işlem içeren tanh veya sigmoid fonksiyonlarından farklı olarak ReLU aktivasyonu sifira eşleştirerek elde edilebilir. Bu nedenle, son birkaç yıldır çok popüler olmuştur. Günümüzde neredeyse tüm derin öğrenme modelleri ReLU kullanmaktadır. ReLU'nun önemli avantajlarından biri, yok olan gradyan probleminden kaçınması veya düzeltmesidir. ReLU' nun türevi sıfırın üzerindeki her noktada olduğu için daha kararlı

bir ağ oluşturur. Sınıflandırma problemleri için, sınıfların olasılıklarını hesaplamak için son katmandaki softmax fonksiyonunun kullanılması gerekir. Bir regresyon problemi için, sadece doğrusal bir fonksiyon kullanılmalıdır. ReLU'nun dezavantajı ölü nöron problemlerine neden olabilmesidir. Örneğin, büyük gradyanlar ReLU'dan akarsa, bir nöronun gelecekteki diğer veri noktalarında asla aktif olmayacağı şekilde ağırlıkların güncellenmesine neden olabilir. Bu sorunu çözmek için LeakyReLU adlı başka bir değişiklik daha getirilmiştir. Ölen nöronlar sorununu çözmek ve güncellemeleri canlı tutmak için küçük bir eğim ortaya çıkar. Bir LeakyReLU'nun negatif tarafında 0,01 gibi küçük bir eğim α olacaktır. Eğim α , PReLU nöronlarında olduğu gibi her nöronun bir parametresine de yapılabilir. Bu aktivasyon fonksiyonuyla ilgili sorun, bu tür değişikliklerin çeşitli problemlerde etkinliğinin tutarsızlığıdır. Sınıflandırma problemleri için aktivasyon fonksiyonu olarak ReLU kullanılırken son katmanda bir softmax fonksiyonu kullanılır (Di vd. 2018) .

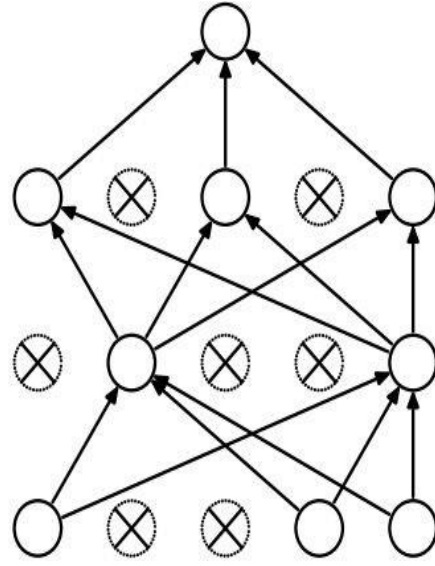
2.5.1.4 Seyreltme Katmanı

Seyreltme, Derin sinir ağlarındaki ezberleme gibi düzenleme sorununu çözmek için yapılan bir işlemdir. Seyreltme, Bağlantı Seyreltme ve Hepsini Seyreltme olmak üzere 3'e ayrılmaktadır. Birinci aşama sinir seyreltme işlemidir. Sinir seyreltme (Dropout), aşırı uydurmayı önlemek için kullanılan yöntemlerden biridir. Her eğitim aşaması için belli bir oranda rastgele seçilen sinirler yok sayılarak o sinirden sonraki katmandaki herhangi bir sinirlere bağlantı yapılmaz. İkinci aşama bağlantı seyreltme işlemidir. Bağlantı seyreltme (DropConnect), sinir seyreltme işlemindeki sinirlerin sonraki sinirlere bağlanmaması yerine belli bir oranda rastgele seçilen ağırlıklar sıfır yapılarak sonraki katmandaki bazı sinirlerle bağlantılar koparılmış olur. Son aşama hepsini seyreltme işlemidir. Hepsini seyreltme (DropAll), Sinir seyreltme ve Bağlantı seyreltme işlemlerinin birlikte belli bir oranda rastgele seçilen sinirlere ve bağlantılara uygulanmasıdır (Elmas 2018). Şekil 2.20'de seyreltme işleminin ağa etkisi gösterilmiştir.

A)



B)



Şekil 2.20 Standart bir yapay sinir ağı (A) ve seyreltme işleminin ağa etkisi (B) (Srivastava vd. 2014).

2.5.1.5 Paket Normalizasyonu Katmanı

İç katman girdilerinin dağılımını düzeltmek için normalizasyon uygulanmaktadır. Normalizasyon işleminde, ağ modeli paket verileri daha küçük paketlere bölünerek eğitilir. Toplu normalizasyon uygulamasında, her normalleştirme işlevi her etkinleştirme işlevinden önce bağımsız olarak gerçekleştirilir. Normalleştirilecek katman m boyutlu $x = (x_1, x_2, \dots, x_m)$ olduğunda k boyutlarındaki normalleştirme işlemi için Çizelge 2.5'teki eşitlikler kullanılmaktadır (Kurt 2018).

Çizelge 2.5 Paket normalizasyonda kullanılan denklemler (Kurt 2018).

Denklem	Açıklama
$\mu_{\beta} \leftarrow \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i$	μ ortalama değeri, x_i girdi verilerini, m boyutu ifade etmektedir. Küçük paket değerlerinin ortalama değerini hesaplamaktadır.
$\sigma_{\beta}^2 \leftarrow \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (x_i - \mu_{\beta})^2$	σ varyans değerini ifade etmektedir. Mini paket değerlerinin varyans değerini hesaplamaktadır.

Çizelge 2.5 (Devam) Paket normalizasyonda kullanılan denklemler (Kurt 2018).

Denklem	Açıklama
$\widehat{x}_i \leftarrow \frac{x_i - \mu}{\sqrt{\sigma_\beta^2 + \varepsilon}}$	\widehat{x}_i normalizasyon işlemini ifade etmektedir. ε çok küçük bir değer almaktadır
$y_i \leftarrow \gamma \widehat{x}_i + \beta \equiv B N_{\gamma, \beta}(x_i)$	γ, β öğrenilebilir parametreler olmak üzere paket normalizasyon işleminin çıktısını (y_i) vermektedir

Ayrıca, normalize değerlerin ölçeklendirilmesi ve değiştirilmesi gerekir. Aksi takdirde, katmanın normalleştirilmesi katmanın temsil edebileceği parametreleri sınırlar. Örneğin, giriş bir sigmoid işleve normalleştirilirse, çıkış yalnızca doğrusal bölgeye bağlanır. Yani, kullanılan normalleştirme yöntemi çıktıda elde edilecek verileri doğrudan etkiler. Bu nedenle, normalize edilmiş girdi x^k , çıktı y^k ifadesine dönüştürülür:

$$y^k = \gamma^k \widehat{x} + \beta^k \quad (2.7)$$

Eşitlik 2.7'de γ ve β öğrenilecek parametrelerdir. Yukarıda açıklandığı gibi x 'den y 'ye dönüşüm, paket normalizasyon dönüşümü olarak adlandırılır. Paket normalizasyonu, bir ağın her katmanının kendi başına diğer katmanlardan daha bağımsız olarak öğrenmesini sağlamaktadır. Paket normalizasyon dönüşüm işlemi, ağ eğitiminde kullanıldığı için farklılaşabilir ve katmanların daha az değişim gösteren girdi dağılımlarını öğrenebilmektedir. Böylece eğitimi hızlandırıcı bir etki yaratabilmektedir. Paket normalizasyon işlemi, eğimin parametrelerin veya başlangıç değerlerinin oranına bağımlılığını azaltır. Modeli basitleştirir ve seyreltme, fotometrik bozunmalar, lokal yanıt normalizasyonu ve diğer düzenleme tekniklerine olan ihtiyacı azaltır. Yoğunlaştırılmış doğrusal olmayan ve yüksek öğrenme oranının kullanılmasına izin verir (Kurt 2018).

2.5.1.6 Tam Bağlaşımli Katman

Bu katman yapay bir sinir ağı gibi çalışır. Evrişim ve havuzlama işlemiyle üretilen değerler bu tabaka tarafından girdi olarak alınır ve çıktı tabakasındaki sonuç sayısı olarak işlenir (Kurt 2018).

3. MATERYAL ve METOT

Bu tez kapsamında yapılan çalışmada, iris görüntülerindeki Pankreas (Diyabet) bölgesi için görüntü işleme teknikleri ve derin evrişimli sinir ağı mimarisine dayanan bir yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntemde öncelikle görüntü işleme teknikleri kullanılarak gerçekleştirilen ön işleme ile sağ ve sol göz iris görüntülerinde Pankreas bölgesine ait bölgenin segmentasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Sonrasında ise elde edilen görüntüler ile sağ ve sol göz için iki ayrı CNN eğitilerek elde edilen sonuçlar birleştirilmiş ve diyabet tanısı için sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Önerilen ilk modelde göz görüntüleri önce Integro-Diferansiyel Operatör ile iris sınırı bulunarak görüntüden otomatik olarak kırılmıştır. Daha sonra evrişimli sinir ağlarına tam iris görüntüleri verilerek eğitilmiştir. Ağ eğitimi bittikten sonra test edilmiştir. Evrişimli sinir ağlarının test sonuçları OR kapısı ile değerlendirilmiştir.

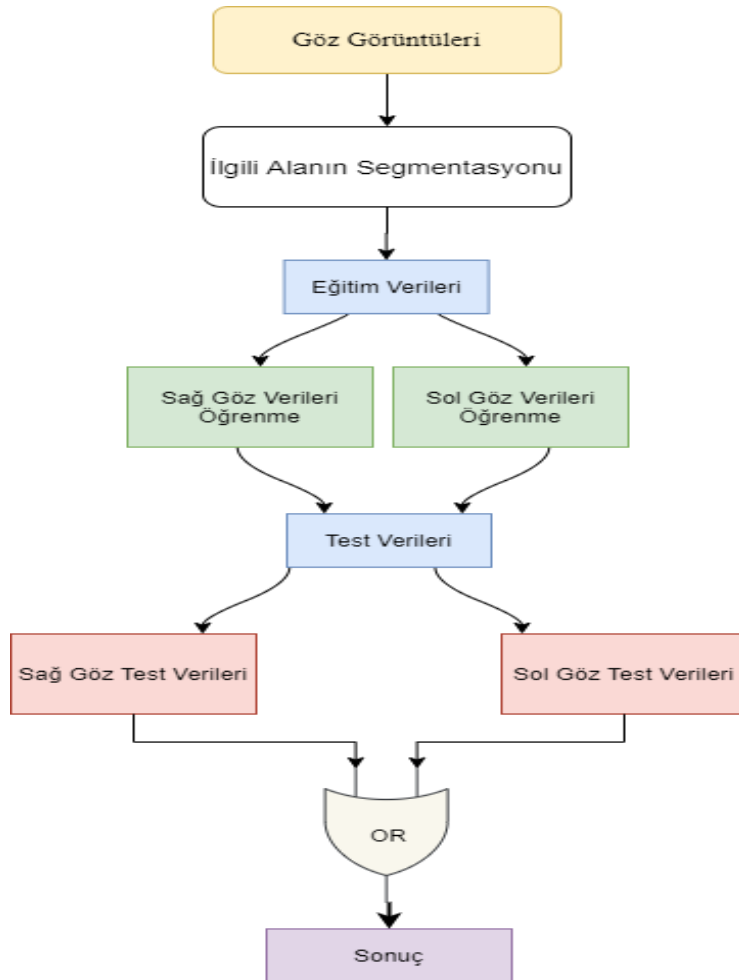
Önerilen ikinci modelde göz görüntüleri önce Integro-Diferansiyel Operatör ile iris sınırı bulunarak görüntüden otomatik olarak kırılmış ve iris ile gözbebeği arası 7 eşit halkaya ayrılarak Pankreas halkasına ulaşarak otomatik kırılmıştır. Kırılan pankreas halkası 10°'lik açılara bölünerek sağ ve sol gözde bulunan pankreas bölgelerine denk gelen bölgeler otomatik olarak segmentasyonu yapılmıştır. Böylece evrişimli sinir ağlarının ikinci verileri hazırlanmış ve ağlara girdi olarak verilerek eğitilmiştir. Ağ eğitimi bittikten sonra test edilmiştir. Evrişimli sinir ağlarının test sonuçları OR kapısı ile değerlendirilmiştir.

Test sonuçları OR kapısı ile değerlendirilirken 0 sağlıklı olarak 1 ise hasta olarak değerlendirilmiştir. OR kapısı ile her iki gözünde sağlıklı yani 0 olması durumunda çıkış sağlıklı (0) olmaktadır. Her iki gözün hasta yani 1 olması durumunda ise kişi hasta olmaktadır. Sağ veya sol gözün herhangi birinin hasta yani 1 olması durumunda kişi hasta olarak kabul edilmektedir. Sonuç olarak kişinin bir gözünün hasta olması kişinin hasta olmasına neden olmaktadır. Çizelge 3.1'de OR lojik kapısının girişleri (A ve B) ve çıkışları (A+B) gösterilmektedir.

Çizelge 3.1 OR Lojik kapısı.

A	B	A+B
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	1

Bu tezde önerilen yöntem Windows 8 işletim sistemi altında MATLAB ortamında gerçekleştirilmiştir. Toplanan veri tabanındaki 68 görüntü, 48 eğitim ve 20 test olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Şekil 3.1'deki akış şemasında tezde yapılan işlemler adım adım gösterilmektedir.

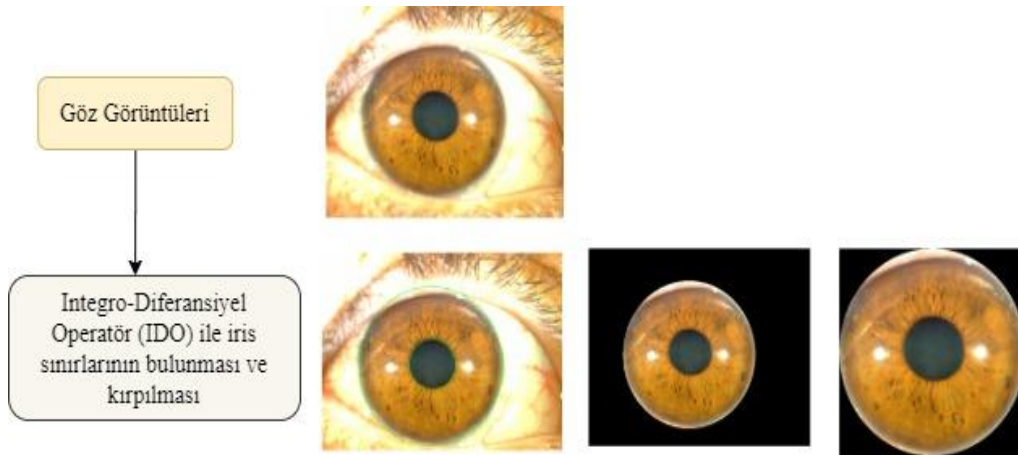


Şekil 3.1 Akış şeması.

3.1 İris Segmentasyonu

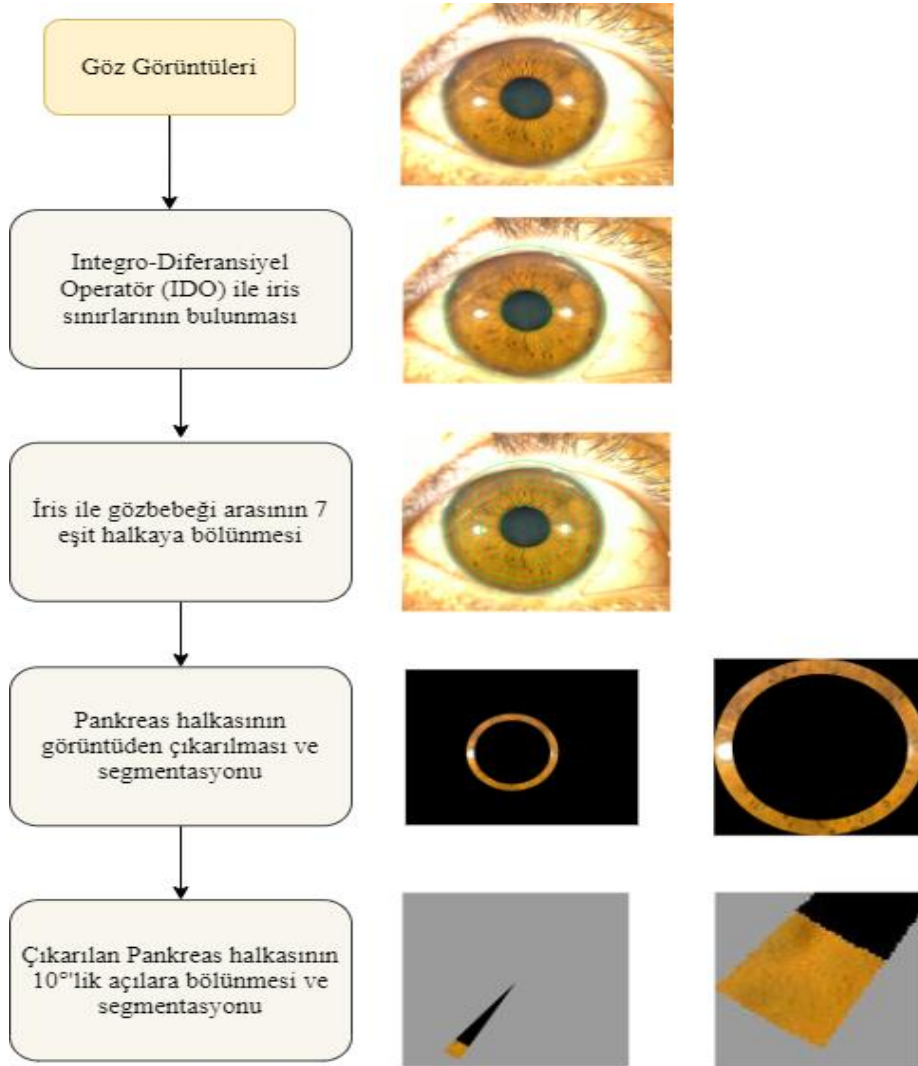
İris segmentasyonu, irisin iç ve dış sınırlarını bulmak için kullanılmaktadır. İç sınır, çevresinin irisin iç sınırını belirlediği gözbebeği alanını tespit ederek bulunabilmektedir. Dış sınır ise irisi sklera bölgesinden ayıran dairesel bir kenardır. İris kenarı tespiti, irisin iç ve dış sınırındaki noktaların yeridir. Daugman (Daugman 1993,2004) iris lokalizasyonu için Integro-Diferansiyel Operatör (IDO)'yu tanıtmıştır. Operatör, iris sınırlarını tespit etmek için dairesel bir yol izlemektedir. Sankowski vd. (2010) görünür ve kızılötesi ışıklarda çekilen göz görüntülerinden iris bölütlemesi için yeni bir algoritma ve yüksek güvenilirliğe sahip benzersiz yansıma lokalizasyon algoritması sunmaktadır (Sankowski vd. 2010). Wildes (1997), iris parametrelerini hesaplamak için Dairesel Hough Dönüşümüne dayanan bir otomatik bölütleme algoritması önermiştir (Wildes 1997). Li vd. (2005) basit sonlu farkla gerçekleştirilen yeni bir bölge temelli ayırım formülü önermişlerdir (Li vd. 2005). Radman vd. (2013), iris parametrelerini tam olarak bulan hızlı ve sağlam bir segmentasyon algoritması önermişlerdir (Radman vd. 2013).

Bu araştırmada, oluşturulan ilk modelde evrişimli sinir ağı verileri için irisin iç ve dış sınırlarının yarıçap ve merkez koordinatlarını hesaplamak için Integro-Diferansiyel Operatör (IDO) algoritması kullanılmıştır. Bulunan irisin iç ve dış sınırları göz görüntüsünden otomatik çıkarılarak geri kalan bölge görüntüden çıkarılmıştır. Bulunan iris sınırları otomatik segmentasyonu ile evrişimli sinir ağlarına eğitim için verilmiştir. Şekil 3.2’de tam iris segmentasyonu akış şeması ile yapılan adımlar gösterilmektedir.



Şekil 3.2 Tam iris segmentasyonu akış şeması.

İkinci olarak oluşturulan modelde evrişimli sinir ağları verileri için irisin iç ve dış sınırlarının yarıçap ve merkez koordinatlarını hesaplamak için Integro-Diferansiyel Operatör (IDO) algoritması kullanılmıştır. Bulunan irisin iç ve dış sınırları göz görüntüsünden otomatik çıkarılarak geri kalan bölge görüntüden çıkarılmıştır. Daha sonra iris ile gözbebeği arası iridoloji çarkında bölümlenen 7 eşit halkaya bölünmüştür. İridoloji çarkında Pankreas bölgesi 3. halkada bulunduğu için belirlenen 3. halka görüntüden çıkarılmış ve otomatik segmentasyonu yapılmıştır. Çıkarılan Pankreas halkası merkez koordinatları IDO ile bulunan irisin x, y koordinatları ve r yarıçapı kullanılarak 10°'lik açılara bölünmüştür. Bulunan alan otomatik segmentasyon yapılarak evrişimli sinir ağlarına eğitim için verilmiştir. Şekil 3.3'de Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonunun akış şeması ile yapılan işlemler adım adım gösterilmektedir.



Şekil 3.3 Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonunun akış şeması.

3.1.1 Integro-Diferansiyel Operatör (IDO)

İris biyometrisinin tarihindeki en önemli kişi Daugman'dır. Daugman'ın 1994 patenti (Daugman 1994) ve ilk yayınları operasyonel bir iris tanıma sistemini ayrıntılı olarak açıklamaktadır. İris biyometrisinin Daugman'ın yaklaşımındaki standart bir referans modeli haline gelen kavramlarla gelişmiştir.

Daugman'ın patenti sistemin bir video kamera aracılığıyla tanımlanacak insan gözünün dijitalleştirilmiş görüntüsünü elde ettiğini belirtmektedir. Daugman, görüntünün kontrol edilebilmesi için kızılötesi aydınlatma kullanması gerektiğini ancak insanlara zarar vermemesi gerektiğini belirtmiştir (Daugman 2004). Kızılötesine yakın aydınlatma, yoğun pigmentli (koyu) süsenlerin ayrıntılı yapısını ortaya çıkarmaya yardımcı olmaktadır. Melanin pigmenti görünür ışığın çoğunu emer ancak ışığın daha uzun dalga boylarını daha fazla yansıtmaktadır (Bowyer vd. 2008).

Daugman'ın konseptleri üzerine kurulu sistemler kişilerin gözlerini kameranın görüş alanına yerleştirmesini gerektirir. Sistem, 2-D Fourier spektrumunun orta ve üst frekans bantlarındaki güce bakarak görüntünün odağını gerçek zamanlı olarak değerlendirmektedir. Algoritma, sistemin odağını ayarlayarak veya kameranın önündeki konumlarını ayarlaması için sesli geri bildirim vererek bu spektral gücü en üst düzeye çıkarmaya çalışmaktadır (Bowyer vd. 2008).

Gözün bir görüntüsü verildiğinde, bir sonraki adım görüntünün irise karşılık gelen kısmını bulmaktır. Yüz tanıma alanındaki araştırmacılar daha önce 'deforme olabilen şablonlar' kullanarak yüzdeki gözleri aramak için bir yöntem önermişlerdir. Deforme olabilen bir şablon bir dizi parametre ile belirtilmiş ve tespit sürecine rehberlik etmek için bir gözün beklenen şekli hakkında bilgi vermiştir (Yuille vd. 1992).

Daugman'ın ilk çalışmaları gözün gözbebeği ve iris sınırlarını daire şeklinde oluşturmaktadır. Böylece, üç parametre ile bir sınır tanımlanabilmektedir. Bunlar yarıçap (r), dairenin merkezinin koordinatları x_0 ve y_0 'dır. Parametre uzayını arayarak iris sınırını tespit etmek için bir integro-diferansiyel operatör önermiştir. Eşitlik 3.1'de gösterilmiştir.

$$\max(r, x_0, y_0) \left| G_\sigma(r) \times \frac{\partial}{\partial r} \oint_{r, x_0, y_0} \frac{I(x, y)}{2\pi r} ds \right| \quad (3.1)$$

Burada $I(x, y)$, göz içeren bir görüntüdür. Operatör, $I(x, y)$ yarıçapı r ve merkez koordinatlarının dairesel yayı boyunca normalize edilmiş kontur integralinin artan yarıçapı r 'ye göre bulanık kısmi türevdeki maksimum görüntü alanını (x_0, y_0) aramaktadır. $G_\sigma(r)$, σ ölçeğinde bir yumuşatma fonksiyonudur. Komple operatör, merkez koordinatlarının ve yarıçapın üç parametre alanı boyunca art arda daha ince analiz ölçeklerinde artan yarıçap ile tekrarlayan maksimum kontur integral türevi için σ ile ayarlanan bir ölçekte bulanıklaşan dairesel bir kenar detektörü gibi davranmaktadır.

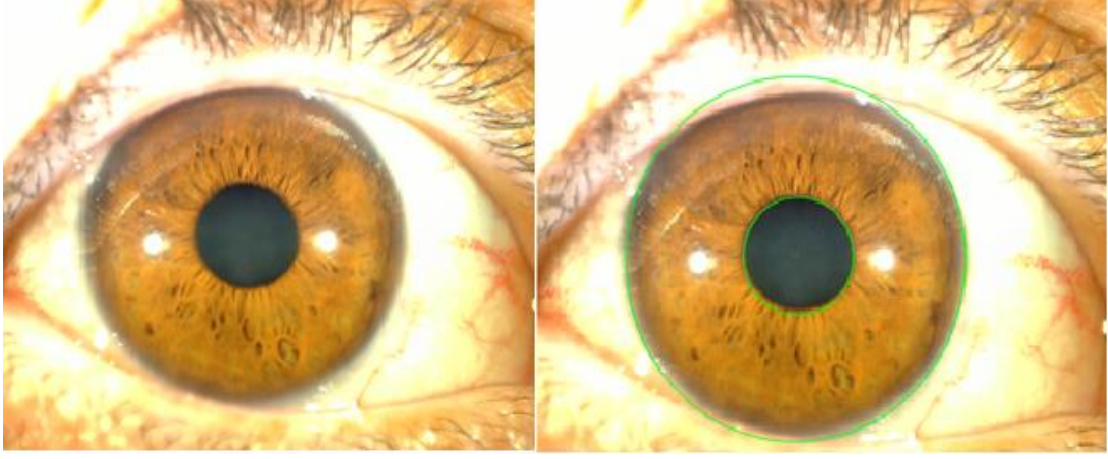
İris segmentasyonu ile ilgili son araştırmalar, irisin dairesel bir sınırı olduğunu varsaymaktadır. Bununla birlikte, sıklıkla gözbebeği ve iris sınırları mükemmel dairesel değildir. Son zamanlarda Daugman, iris sınırlarını daha iyi modellemek için alternatif segmentasyon teknikleri üzerinde çalışmıştır. İrisin iç ve dış sınırları bulunduğu bile irisin bir kısmı hala göz kapakları veya kirpikler tarafından tıkanabilmektedir (Bowyer vd. 2008).

İris bölgesini izole ettikten sonraki adım, irisin özelliklerini süsenlerin karşılaştırılmasını kolaylaştıracak şekilde tarif etmektir. İlk zorluk, irisin tüm görüntülerinin aynı boyutta olmamasıdır. Kameraya olan mesafe görüntüdeki irisin boyutunu etkilemektedir. Ayrıca, aydınlatmadaki değişiklikler irisin genişlemesine veya büzülmesine neden olabilmektedir. Bu sorun, çıkarılan iris bölgesinin normalleştirilmiş bir koordinat sistemine eşleştirilmesiyle giderilmiştir. Bu normalleştirmeyi gerçekleştirmek için, iris görüntüsü üzerindeki her konum iki koordinatla tanımlanmıştır. Birincisi 0° ile 360° arasında bir açı ve ikincisi görüntünün toplam boyutuna bakılmaksızın 0 ile 1 arasında değişen bir radyal koordinattır. Bu normalleştirme, gözbebeği genişlediğinde veya büzüldüğünde irisin doğrusal olarak gerildiğini varsaymaktadır (Bowyer vd. 2008). Wyatt'ın (2000), bu varsayımın iyi bir yaklaşım olduğunu ancak bir irisin gerçek deformasyonu ile tam olarak eşleşmediğini açıklamaktadır (Wyatt 2000).

Normalize edilmiş iris görüntüsü, dikey ekseninde radyal koordinat ve yatay ekseninde açısal koordinat ile dikdörtgen bir görüntü olarak görüntülenebilmektedir. Böyle bir gösterimde, gözbebeği sınır görüntünün altındadır ve iris sınırı üsttedir. Normalleştirilmiş iris görüntüsünde sol taraf 0 derece, sağ tarafı 360 derece işaretlemektedir. İki farklı iris görüntüsünün piksel yoğunluğunun doğrudan karşılaştırılması, iki farklı görüntü arasındaki ışıklandırma farklılıklarından dolayı hataya eğilimli olabilmektedir. Daugman, dokuyu normalleştirilmiş iris görüntüsünden çıkarmak için 2 boyutlu Gabor filtreleriyle evrişim kullanmaktadır. Sisteminde, filtreler ham görüntü piksel verileri ile çarpılır ve görüntü doku bilgilerini tanımlayan, ayıklayan ve kodlayan katsayılar oluşturmak için destek alanlarına entegre edilmektedir (Daugman 1994).

Görüntüdeki doku analiz edildikten ve görüntüledikten sonra diğer süsenlerin depolanmış temsiline karşı eşleştirilmektedir. İris tanıma büyük ölçekte uygulanacak olsaydı iki görüntü arasındaki karşılaştırmanın çok hızlı olması gerekirdi. Böylece Daugman, her filtrenin faz yanıtını doku sunumunda bir çift bit olarak ölçmeyi seçmiştir. Her karmaşık katsayı iki bitlik bir koda dönüştürülmüştür. Katsayının gerçek kısmı pozitifse ilk bit 1'e, katsayının hayali kısmı pozitifse ikinci bit 1'e eşittir. Böylece, Gabor filtreleri kullanılarak görüntünün dokusu analiz edildikten sonra, iris görüntüsündeki bilgiler 256 baytlık (2048 bit) bir ikili kod da özetlenmiştir. Ortaya çıkan ikili "iris kodları" bitsel işlemler kullanılarak verimli bir şekilde karşılaştırılabilmektedir (Bowyer vd. 2008).

Görüntü elde etmenin amacı, güvenilir biyometri işlemeyi desteklemek için yeterli kalitede bir görüntü elde etmektir. Bölütlemenin amacı irisi temsil eden bölgeyi izole etmektir (Daugman 1993). Şekil 3.4'te veri setinden alınan bir hasta kişinin sağ göz fotoğrafına uygulanan IDO gösterilmiştir.



Şekil 3.4 Hasta kişinin sağ göz fotoğrafı ve IDO uygulanmış hali.

3.2 Belirlenen İrisin Otomatik Kırpılması

Integro-Diferansiyel Operatör ile belirlenen gözbebeği ve iris, gözün diğer kısımlarından ayrılması için iris dışında kalan yerlerdeki piksel değerleri 0 (yani siyah) yapılmıştır. Şekil 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3.5 İris dışında kalan yerlerin siyah yapılması.

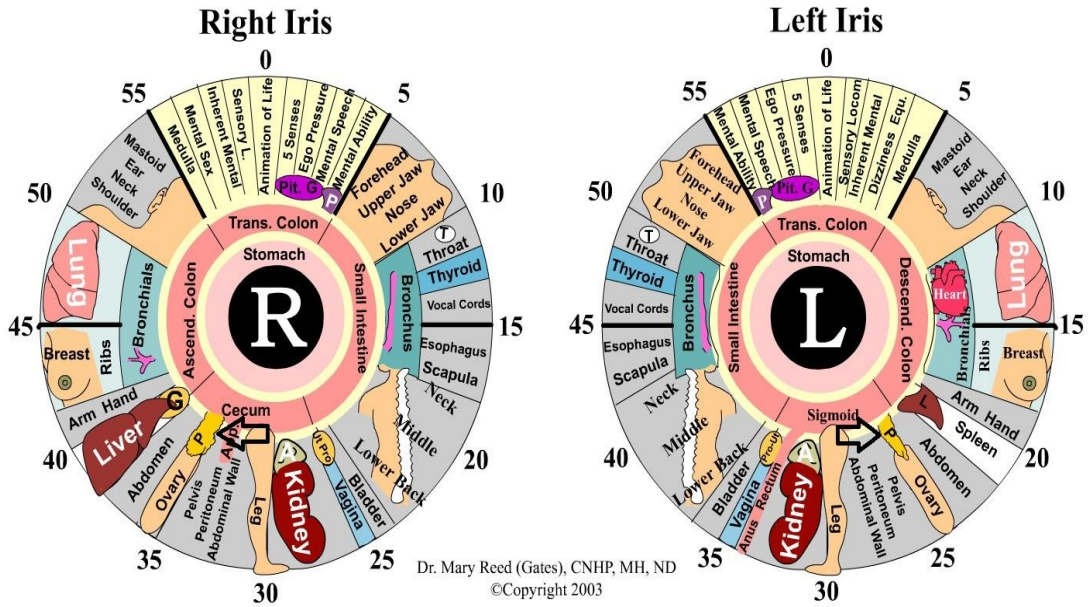
İris üzerine daha fazla yoğunlaşmak için IDO ile belirlenen irisin x , y koordinatları ve r yarıçapından yararlanarak irisin 4 köşesinden kırpılmıştır. Şekil 3.6'da gösterilmiştir. Bu tam iris görüntüleri ilk model için evrişimli sinir ağlarına verilerek eğitilmiş ve sonuçları karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.6 İrisin görüntüden kırılması.

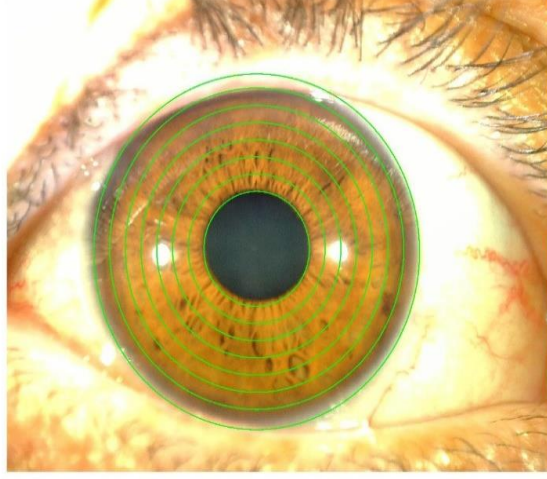
3.3 İrisin Bölümlendirilmesi

Öncelikle iridoloji kartı ayrıntılı biçimde incelendiğinde pankreasın bulunduğu yerler gözbebeği ile iris arasının 7 eş parçaya bölündüğünde 3.halkada bulunmaktadır. Sağ gözde saat yönünde 230° ile 240° arasında ve sol göz için 300° ile 310° arasındadır. Şekil 3.7’de Pankreas bölgeleri ok ile gösterilmiştir.



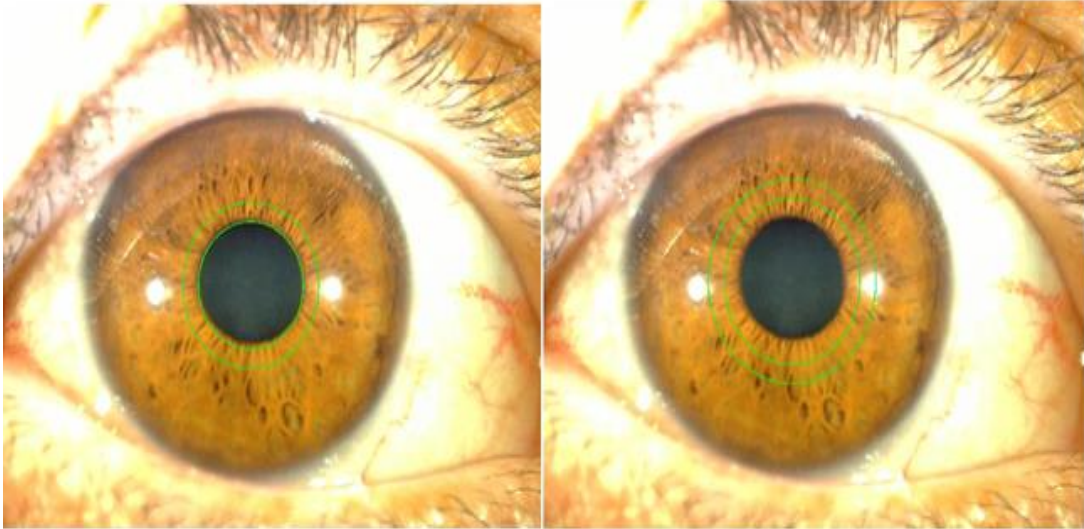
Şekil 3.7 İridoloji kartında pankreas yerleri (Amerifar ve Targhi 2015).

Önerilen ikinci model için Şekil 3.4'te göstereilen IDO ile bulunan irisin x, y ve r yarıçapı kullanılarak iris ile gözbebeği arasındaki mesafe 7 eş halkaya bölünmüştür. Şekil 3.8'de gösterilmiştir.



Şekil 3.8 İris ve gözbebeği arasındaki bölgeyi 7 eşit parçaya bölünmesi.

Bölümlenen iriste, gözbebeğinden irise doğru ilk halka mide bölgesini, ikinci halka bağırsak bölümünü ve 3.halka ise Pankreas bölgesinin bulunduğu halkayı temsil etmektedir. Şekil 3.9'da mide ve bağırsak bölümleri gösterilmiştir.

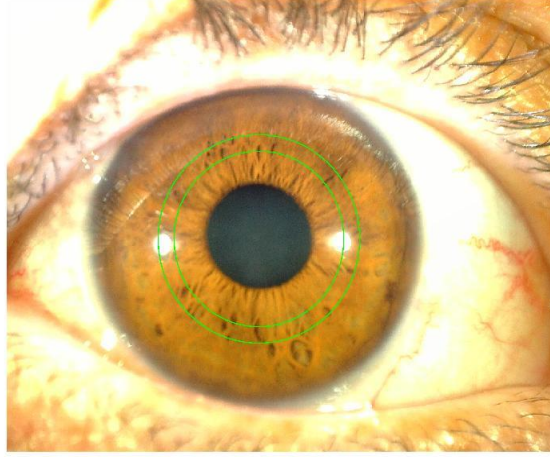


Şekil 3.9 a) Mide bölgesi

b) Bağırsak Bölgesi

3.3.1 Pankreas halkasının belirlenmesi ve otomatik çıkarılması

İridoloji çarkında gözbebeğinden irise doğru olan ilk iki halka sindirim bölümü olarak adlandırılmaktadır. 3.halka ise Pankreas blmu bulunmaktadır ve bu halka üzerine yoğunlaşılmıştır. Şekil 3.10’da pankreas halkası gösterilmiştir.

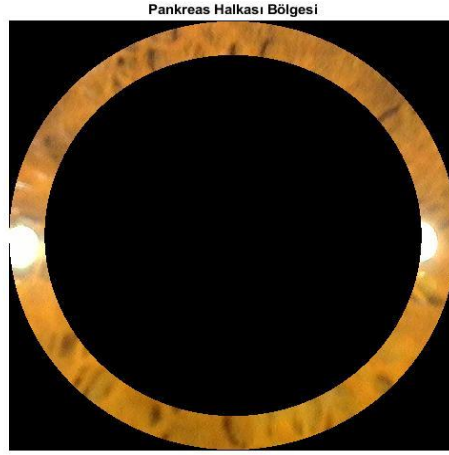


Şekil 3.10 Pankreas Halkası.

Belirlenen Pankreas halkası çıkarılarak Şekil 3.11’de gösterilmiştir. Daha sonra çıkarılan halkanın köşelerden otomatik kırpma işlemi yapılarak Şekil 3.12’de gösterilmiştir.



Şekil 3.11 Pankreas Halkası ıkarılması.



Şekil 3.12 Pankreas Halkasının köşelerinden kırılması.

3.3.2 Pankreas halkasının açılara bölünmesi

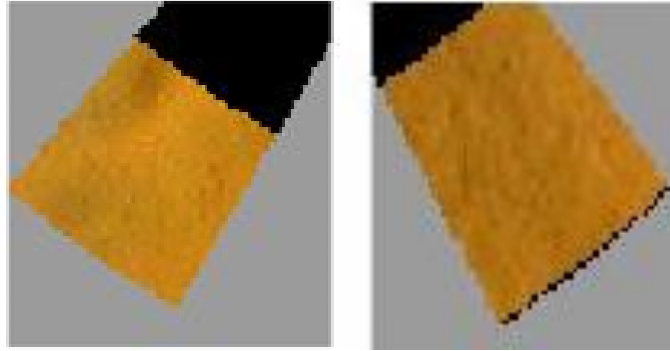
İris görüntüsünden çıkarılan Pankreas halkasından diyabet ile ilgili bölgelerin bulunduğu yeri tam olarak görüntüden çıkarmak için IDO ile belirlenen irisin x, y koordinatları ve r yarıçapı kullanılarak 10° 'lik açılara bölünmüştür. Şekil 3.13'de sağ ve sol göz için Pankreas yerinin olduğu kısımlar bölünerek gösterilmiştir.



Şekil 3.13 a) Hasta Kişinin Sağ Göz Pankreas Yeri b) Sağlıklı Kişinin Sol Göz Pankreas Yeri

3.3.3 Bölünen Pankreas halkasının kırılması

Belirlenen Pankreas bölgelerine ait yerlerin görüntüleri otomatik segmentasyon işlemi uygulanmıştır. Şekil 3.14’ te segmentasyon işleminin sonucu gösterilmiştir.



Şekil 3.14 a)Hasta Kişinin Sağ Göz Pankreas segmentasyon görüntüsü b)Sağlıklı Kişinin Sol Göz Pankreas segmentasyon görüntüsü.

Sağ ve sol göz Pankreas bölgesinin yerinin tam olarak bulunması amaçlanmıştır. Bu veriler ikinci model için evrişimli sinir ağlarına girdi oluşturmaktadır.

3.4. Ağ Mimarileri

CNN derinliği sınıflandırmanın doğruluğunu etkilemektedir. Böylece CNN derinliğindeki artış sınıflandırma hatasını azaltmaktadır. Son yıllarda CNN mimarisi, sınıflandırma doğruluğunu geliştirmek ve karmaşık görevleri çözmek için derinlemesine araştırılmıştır.

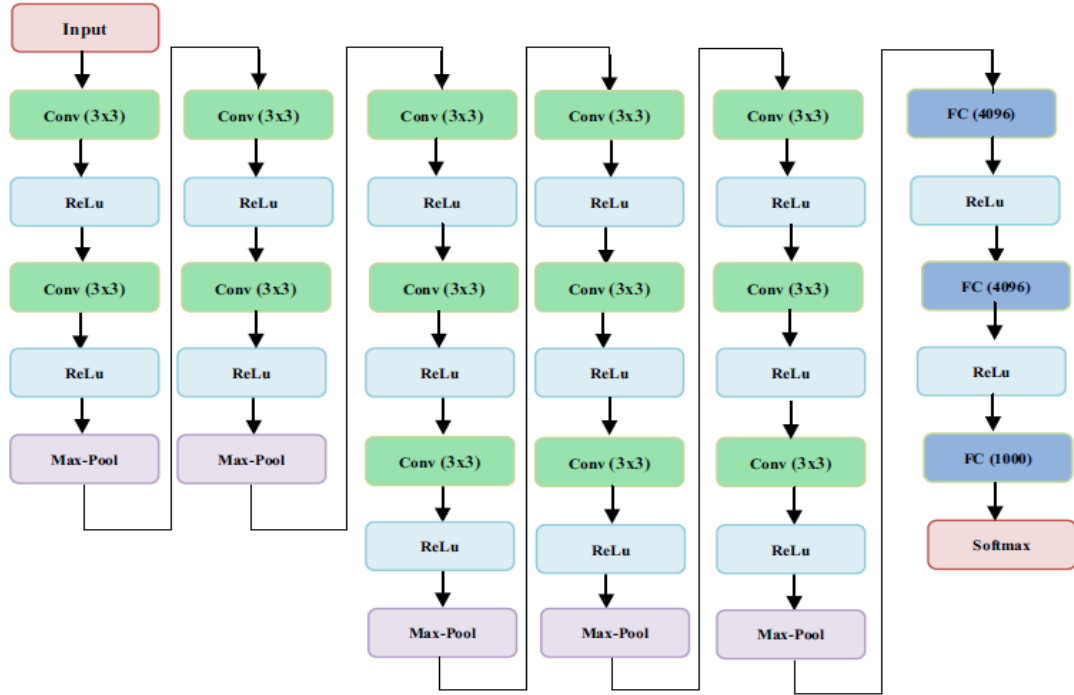
3.4.1 VGGNet

CNN derinliğindeki artışı mümkün kılan Görsel Geometri Grubu ağı (VGGNet) tarafından homojen bir evrişimli sinir ağı sunulmaktadır. VGG konfigürasyonu başlangıçta nesne sınıflandırma görevleri için önerilmişken şu anda yaygın olarak yüksek performanslı bir CNN olarak uygulanmaktadır. VGGNet basit bir yapıya sahiptir ve bu basitliğe rağmen VGGNet tarafından oluşturulan özellikler AlexNet ve GoogLeNet gibi

diğer CNN'lerden daha iyi performans göstermektedir (Simonyan ve Zisserman 2014). Ayrıca, Simonyan ve Zisserman bu ağı en yüksek doğruluğunu bildirmişlerdir.

Simonyan ve Zisserman, VGG16'yı iki VGGNet'ten biri olarak sunmuşlardır. VGG16, 138 milyon eğitilebilir parametre ile 16 ağırlıklı katmandan oluşmaktadır. VGG16'nın homojen mimarisi, her bir bloğun girişi bir öncekinin çıkışı olacak şekilde beş kıvrımlı blok tarafından oluşturulmaktadır. Bu tasarıma dayanarak, şekil, renk ve doku gibi katı özellikler VGG16 tarafından giriş görüntülerinden çıkarılabilmektedir. İki ve üç evrimsel katman sırasıyla ilk iki bloğu ve son üç bloğu oluşturur. Bu 13 evrimsel katmanın 3×3 çekirdekli adım, dolguları 1 piksele eşit ve her biri için ReLU fonksiyonu uygulanmaktadır. Her bloğu, adım 2 ile 2×2 maksimum havuzlama katmanı takip etmektedir. Bir alt örnekleme katmanı olarak, özellik haritasının boyutu bu katman uygulanarak küçültülmektedir. İlk bloğun kıvrımlı katmanları 64 filtre kullanır (Simonyan ve Zisserman 2014).

Her maksimum havuzlama katmanından sonra VGGNet durumunda filtre sayısı iki katına çıkar; mekansal boyutlarda küçültme hedefini güçlendirir, ancak derinliği artırır. VGG ağına giriş görüntüsünün boyutu 224×224 RGB görüntüdür ve bu boyut sabittir. Dolgu değeri tüm 3×3 evrimsel katmanlar için 1'e ayarlanmıştır. 5 maksimum havuzlama katmanı kullanılır. Maksimum havuzlama, 2 adımlı bir 2×2 penceresi kullanılarak gerçekleştirilir. Çeşitli VGG varyantlarında kullanılan evrimsel katman sayısı farklıdır. VGG16 varyantı 13 evrimsel katman, 5 maksimum havuzlama ve 3 tam bağlı katmana sahiptir. İlk iki tam bağlanmış katmanın her birinde 4096 nöron vardır ve son tam bağlanmış katmanın 1000 sınıfı için 1000 nöron vardır. VGGNet'in tüm evrimsel katmanları ReLU aktivasyon fonksiyonunu kullanır. Şekil 3.15'te çeşitli VGG16 katmanlarının ayrıntılarını ve Şekil 3.16'da VGG16'nın mimari diyagramını göstermektedir. Bu ağ, yerleştirme ve görüntü sınıflandırma görevlerinde iyi performans göstermiştir (Wani vd. 2020).



Şekil 3.15 VGG16 Mimarisi (Wani vd. 2020).

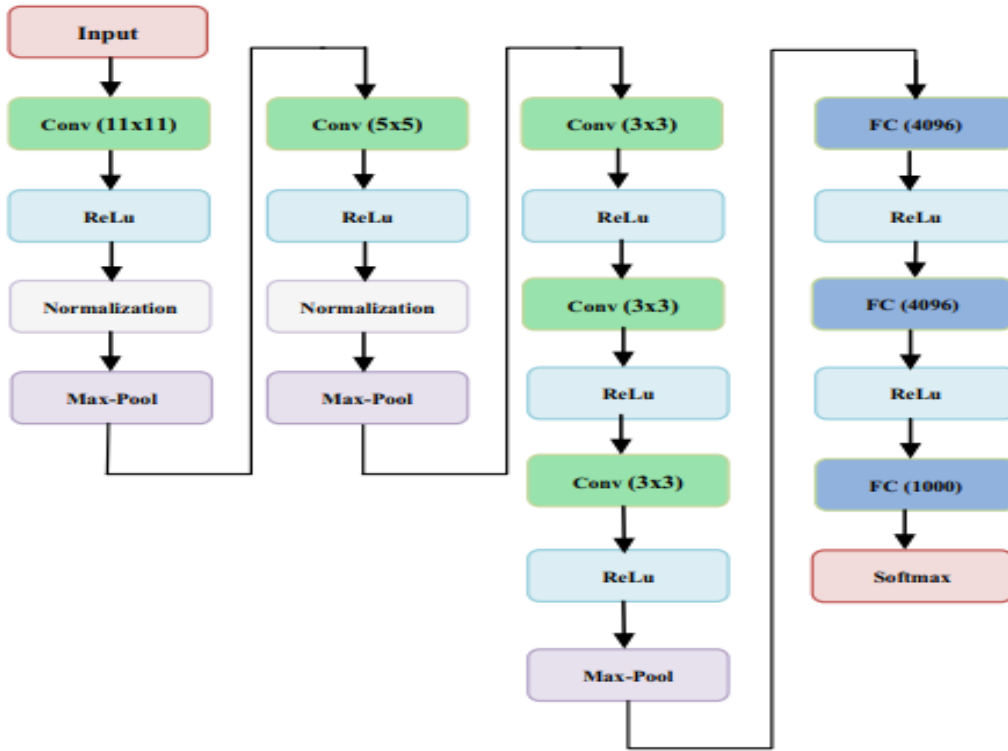
Layer name	Input size	Filter size	Window size	# Filters	Stride	Padding	Output size	# Feature maps
Conv 1	224 × 224	3 × 3	–	64	1	1	224 × 224	64
Conv 2	224 × 224	3 × 3	–	64	1	1	224 × 224	64
Max-pooling 1	224 × 224	–	2 × 2	–	2	0	112 × 112	64
Conv 3	112 × 112	3 × 3	–	128	1	1	112 × 112	128
Conv 4	112 × 112	3 × 3	–	128	1	1	112 × 112	128
Max-pooling 2	112 × 112	–	2 × 2	–	2	0	56 × 56	128
Conv 5	56 × 56	3 × 3	–	256	1	1	56 × 56	256
Conv 6	56 × 56	3 × 3	–	256	1	1	56 × 56	256
Conv 7	56 × 56	3 × 3	–	256	1	1	56 × 56	256
Max-pooling 3	56 × 56	–	2 × 2	–	2	0	28 × 28	256
Conv 8	28 × 28	3 × 3	–	512	1	1	28 × 28	512
Conv 9	28 × 28	3 × 3	–	512	1	1	28 × 28	512
Conv 10	28 × 28	3 × 3	–	512	1	1	28 × 28	512
Max-pooling 4	28 × 28	–	2 × 2	–	2	0	14 × 14	512
Conv 11	14 × 14	3 × 3	–	512	1	1	14 × 14	512
Conv 12	14 × 14	3 × 3	–	512	1	1	14 × 14	512
Conv 13	14 × 14	3 × 3	–	512	1	1	14 × 14	512
Max-pooling 5	14 × 14	–	2 × 2	–	2	0	7 × 7	512
Fully connected 1	4096 neurons							
Fully connected 2	4096 neurons							
Fully connected 3	1000 neurons							
Softmax	1000 Classes							

Şekil 3.16 VGG16'nın çeşitli katmanlarının detayları (Wani vd. 2020).

CNN mimarisi tasarlandıktan sonra, bir sonraki aşama veriler ile eğitmektir. Bu çalışmada daha önce ImageNet veri kümesinde model olarak eğitilmiş olan VGG16'yı kullanılmıştır.

3.4.2 AlexNet

AlexNet birçok evrişimli katman, maksimum havuzlama ve tam bağlantılı katmanlardan oluşmaktadır. İlk katman, girişi 11x11 filtre ve adım sayısı 4 olan çıktısı 55×55 boyutunda 96 filtreye sahip evrişim katmanıdır. İkinci katman, 3×3 boyutunda bir pencere kullanılarak 2 adımlı ve sıfır dolgusu olmayan $27 \times 27 \times 96$ boyutunda çıktıya sahip bir maksimum havuz katmanıdır. Üçüncü katman, 1 adım ve 2 dolgu ile 5×5 boyutunda 256 filtreye sahip evrişimli katmandır. Dördüncü katman, maksimum havuzlama olarak adlandırılan 3×3 boyutunda bir pencere kullanarak 2 adımda $13 \times 13 \times 256$ boyutlarında çıktı üreten katmanıdır. Beşinci katman, 1 adım ve 1 dolgu ile 3×3 olan 384 filtre kullanarak $13 \times 13 \times 384$ boyutundaki özellik haritalarını çıkaran evrişim katmanıdır. Altıncı katman, 1 adım ve 1 dolgu ile 3×3 boyutunda 384 filtre kullanan evrişimli katmandır. Yedinci katman, 1 adım ve 1 dolgu ile 3×3 boyutunda 256 filtre kullanan evrişim katmanıdır. Sekizinci katman, 3×3 boyutunda bir pencere kullanarak 2 adımda $6 \times 6 \times 256$ boyutlarında çıktı üreten maksimum havuzlama katmanıdır. Dokuzuncu ve onuncu katman, 4096 nöron ile tamamen bağlantılı ilk katmandır. Ağın on birinci katmanı, 1000 nöron ile tamamen bağlantılı üçüncü katmandır. Son katman bir softmax katmanıdır. Şekil 3.17'de, AlexNet'in mimarisi gösterilmiştir. AlexNet'in çeşitli katmanlarının ayrıntıları Şekil 3.18'de gösterilmiştir. AlexNet, 224×224 boyutundaki girdi görüntüsünü alır ve 5 evrişimli katmandan, her evrişimli katmandan sonra ReLU, 3 tam bağlantılı katmandan ve son olarak sınıflandırma için softmax katmanından geçilir. Tamamen denetimli öğrenmeyi kullanan AlexNet, büyük bir derin evrişimli sinir ağının son derece zorlu veri kümelerinde iyi sonuçlar elde edebileceğini göstermiştir (Wani vd. 2020).



Şekil 3.17 AlexNet Mimarisi (Wani vd. 2020).

Layer name	Input size	Filter size	Window size	# Filters	Stride	Padding	Output size	# Feature maps
Conv 1	224 × 224	11 × 11	–	96	4	1	55 × 55	96
Max-pooling 1	55 × 55	–	3 × 3	–	2	0	27 × 27	96
Conv 2	27 × 27	5 × 5	–	256	1	2	27 × 27	256
Max-pooling 2	27 × 27	–	3 × 3	–	2	0	13 × 13	256
Conv 3	13 × 13	3 × 3	–	384	1	1	13 × 13	384
Conv 4	13 × 13	3 × 3	–	384	1	1	13 × 13	384
Conv 5	13 × 13	3 × 3	–	256	1	1	13 × 13	256
Max-pooling 3	13 × 13	–	3 × 3	–	2	0	6 × 6	256
Fully connected 1	4096 neurons							
Fully connected 2	4096 neurons							
Fully connected 3	1000 neurons							
Softmax	1000 Classes							

Şekil 3.18 AlexNet'in çeşitli katmanlarının detayları (Wani vd. 2020).

4. BULGULAR

Bu bölümde, yapılan çalışmada elde edilen çıktılardan performans değerlendirme metrikleri aracılığıyla değerlendirilip ve daha öncesinde yapılmış olan benzer çalışma olmadığı için tam iris ve Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen görüntülerinin sağ ve sol göz test verileri için performans metrikleri ile hesaplanmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır.

4.1 Performans Değerlendirme Metrikleri

Sınıflandırma davranışının analizi Karışıklık Matrisi olarak bilinen performans matrisi tarafından sağlanır. Karışıklık matrisi eğitilmiş bir sınıflandırıcının etkililiğini değerlendirmek için kullanılan görselleştirme aracıdır. Sınıflandırıcı, gerçek kategorisi bilinen verilerle eğitilir ve sınıflandırıcı tarafından verileri tahmin etmek için kullanılır. Kullanılan algoritmaların verilerle en iyi performansı sağlayacak şekilde değiştirilebilir. Literatürde sıklıkla kullanılan performans ölçütleri doğruluk (accuracy), özgüllük (specificity), duyarlılık (sensitivity), kesinlik (precision) metrikleridir. Hata Dizesi veya Karışıklık Matrisi olarak adlandırılan bu değerler Şekil 4.1'de gösterilmektedir.

		Öngörülen Sınıf		
		Pozitif	Negatif :	
Gerçek Sınıf	Pozitif	True Positive (TP) Doğru Pozitif	False Negative (FN) Type II Error Yanlış Negatif	Duyarlılık $\frac{TP}{(TP + FN)}$
	Negatif :	False Positive (FP) Type I Error Yanlış Pozitif	True Negative (TN) Doğru Negatif	Özgüllük Değeri $\frac{TN}{(TN + FP)}$
		Kesinlik $\frac{TP}{(TP + FP)}$	Doğruluk $\frac{TP + TN}{(TP + TN + FP + FN)}$	

Şekil 4.1 Hata matrisi (İnt. Kyn.5).

TP (True Positive): Test verisindeki değer ile modelin değer ettiği sınıf aynıdır. Doğru sınıflandırma yapmıştır.

FN (False Negative): Test verisindeki değer ile modelin ürettiği sınıf farklıdır. Pozitif iken negatif sınıflandırılmış yani hatalı sınıflandırma yapmıştır.

FP (False Positive): Gerçek değer negatif iken pozitif sınıflandırılmıştır. Hatalı sınıflandırma yapmıştır.

TN (True Negative): Gerçek değer negatif iken negatif sınıflandırılmıştır. Doğru sınıflandırma yapmıştır.

Duyarlılık (Sensitivity): Modelin girdilerden pozitif sınıf etiketini tahmin etmekteki etkililiğini gösterir. Doğru sınıflandırılan pozitif örneklerin toplam pozitif örnek sayısına oranıdır.

Özgüllük değeri (Specion): Modelin girdilerdeki negatif sınıf etiketini tahmin etmedeki becerisidir. Doğru sınıflandırılan negatif örneklerin toplam negatif örnek sayısına oranı ile hesaplanır.

Doğruluk değeri (Accuracy): Modelin gerçekte doğru sınıflandırdığı örneklerin sayısıdır.

Kesinlik değeri (Prection): Doğru sınıflandırılan pozitif örneklerin toplam pozitif tahmin edilen örneklere oranıdır.

F1 Skoru (F1 Score): Hassasiyet ve kesinlik ölçütlerinin harmonik ortalamasından elde edilen ölçüttür.

Bu temel değerler ölçüldükten sonra, asıl performans metrikleri; Eşitlik 4.1, Eşitlik 4.2, Eşitlik 4.3, Eşitlik 4.4 ve Eşitlik 4.5'te verilen denklemler ile hesaplanır.

$$ACC = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \times 100 \quad (4.1)$$

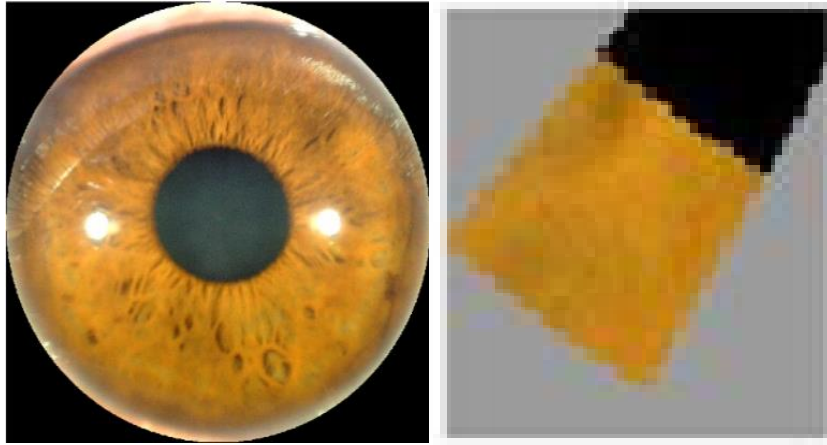
$$SPEC = \frac{TN}{TN+FP} \times 100 \quad (4.2)$$

$$SENS = \frac{TP}{TP+FN} \times 100 \quad (4.3)$$

$$PREC = \frac{TP}{TP+FP} \times 100 \quad (4.4)$$

$$F1 \text{ SCORE} = 2 \times \frac{SENS \times PREC}{SENS+PREC} \quad (4.5)$$

İlk modelde alınan verilere Integro-Diferansiyel Operatör uygulandıktan sonra bulunan tam iris görüntüleri evrişimli sinir ağları için veri olarak kullanılmıştır. İkinci modelde ise Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüsü evrişimli sinir ağları için veriler oluşturulmuştur. Şekil 4.2’de ilk model için evrişimli sinir ağlarına giriş verisi olarak kullanılan tam iris ve ikinci model için evrişimli sinir ağlarına giriş verisi olarak kullanılan Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 4.2 a) Tam iris görüntüsü b) Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüsü.

İlk model için verilen tam iris görüntülerinin farklı ağ mimarilerindeki başarıları Çizelge 4.1’de gösterilmiştir. İkinci model için Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin farklı ağ mimarilerindeki başarımların ölçütleri Çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Tam iris görüntülerinin ağ mimarileri başarımleri ölçütleri.

AĞ	DOĞRULUK ORANI	ÖZGÜLLÜK	DUYARLILIK	KESİNLİK	F1 SKORU
VGG-16	%60	%50	%70	%58,34	%63,64
VGG-19	%55	%20	%90	%52,95	%66,67
ALEXNET	%60	%80	%40	%66,67	%50

Çizelge 4.1’de gösterilen tam iris görüntüleri için uygulanan farklı ağlarda doğruluk oranlarının düşük çıktığı görülmektedir. VGG-16 ağı ve AlexNet ağlarının doğruluk oranları eşit bulunmuştur. VGG-16 ağına hasta kişiler daha iyi bulunurken AlexNet ağına ise sağlıklı kişiler daha iyi bulunmuştur. F1 puanına bakarak VGG-16 ağının AlexNet ağından daha iyi performans gösterdiği görülmektedir.

Çizelge 4.2 Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin ağ mimarileri başarımleri ölçütleri.

AĞ	DOĞRULUK ORANI	ÖZGÜLLÜK	DUYARLILIK	KESİNLİK	F1 SKORU
VGG-16	%80	%60	%100	%71,42	%83,33
VGG-19	%55	%40	%70	%53,85	%60,87
ALEXNET	%75	%50	%100	%66,67	%80

Çizelge 4.2’de gösterilen Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri için uygulanan farklı ağlarda doğruluk oranlarının tam iris görüntülerine göre daha yüksek çıktığı görülmektedir. VGG-16 ağının doğruluk oranı ise en yüksek bulunmuştur. Tam iris ve Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri için uygulanan farklı ağlarda doğruluk oranları karşılaştırıldığında Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin daha yüksek çıktığı bulunmuştur.

Her iki model içinde en yüksek değerlerin bulunduğu VGG-16 ağı ile tam iris ve Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin sonuçları aşağıdaki gibi değerlendirilmiştir.

Bir kişinin sağlıklı olabilmesi için her iki gözünün de sağlıklı olması gerekmektedir. Kişinin bir gözünün hasta olması veya her iki gözünün hasta olması o kişinin hasta olduğu sonucunu ortaya çıkarmaktadır. VGG-16 ağı ile eğitilen sağ ve sol göz görüntüleri test edilerek OR kapısı ile değerlendirilmiştir. IDO uygulanarak bulunan iris sınırları çıkarılan tam iris görüntülerine uygulanmış ve sonuçlar Çizelge 4.3 ve 4.4’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3’de VGG-16 ağı ile sağlıklı kişilerin tam iris görüntülerinin sağ ve sol göz test verileri için doğruluk değerleri gösterilmiştir. Sağlıklı olarak tahmin edilen kişiler 1 (%100 doğruluk) ile hasta olarak tahmin edilen kişiler 0 (%0 doğruluk) ile gösterilmiştir. Kişinin her iki gözünün de sağlıklı olması kişinin sağlıklı (+ ile gösterilenler) olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.3 VGG-16 ağı ile sağlıklı kişilerin tam iris test görüntülerine ait doğruluk değerleri.

Sağ Göz Görüntü	Doğruluk	Sol Göz Görüntü	Doğruluk	Sağlıklı
1	1	1	0.0000	-
2	1	2	1	+
3	1	3	1	+
4	1	4	1	+
5	0.0000	5	1	-
6	0.0000	6	1	-
7	0.0000	7	1	-
8	0.0000	8	0.0000	-
9	1	9	1	+
10	1	10	1	+

10 sağlıklı kişinin 5 kişinin hem sağ hem de sol gözü sağlıklı olduğu bulunmuştur. 4 kişinin ise sağ veya sol gözünden biri hasta olarak tahmin edilmiştir. 1 kişinin ise hem

sağ hem de sol gözü hasta olarak tahmin edilmiştir. Böylece sağlıklı kişilerin %50'si doğru olarak tahmin edilmiştir.

Çizelge 4.4'de VGG-16 ağı ile hasta kişilerin tam iris görüntülerinin sağ ve sol göz test verileri için doğruluk değerleri gösterilmiştir. Hasta olarak tahmin edilen kişiler 0 (%100 doğruluk) ile sağlıklı olarak tahmin edilen kişiler 1 (%0 doğruluk) ile gösterilmiştir. Kişinin bir gözünün hasta olması veya her iki gözünün de hasta olması kişinin hasta (+ ile gösterilenler) olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.4 VGG-16 ağı ile hasta kişilerin tam iris test görüntülerine ait doğruluk değerleri.

Sağ Göz Görüntü	Doğruluk	Sol Göz Görüntü	Doğruluk	Hasta
1	1	1	0.0000	+
2	0.0000	2	1	+
3	0.3784	3	1	+
4	1	4	0.0000	+
5	1	5	1	-
6	1	6	1	-
7	0.0000	7	1	+
8	0.0000	8	1	+
9	0.5504	9	1	-
10	0.9948	10	0.0000	+

10 hasta kişinin 4 kişinin sağ gözü ve 3 kişinin sol gözü hasta olarak tahmin edilmiştir. 3 kişinin hem sağ hem de sol gözü sağlıklı olarak tahmin edilerek hasta kişilerin %70'i doğru olarak tahmin edilmiştir. Çizelge 4.5' de tam iris görüntülerinin doğruluk değerleri gösterilmektedir.

Çizelge 4.5 VGG-16 ağı ile bulunan Tam iris görüntülerinin doğruluk değerleri.

Tam İris Görüntüleri	Doğruluk Değerleri
Hasta Kişiler	%70
Sağlıklı Kişiler	%50

İkinci model için VGG-16 ağı Şekil 3.1’de gösterilen akış şeması Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerine uygulanmış ve sonuçlar Çizelge 4.6 ve 4.7’de gösterilmiştir. Çizelge 4.6’de VGG-16 ağı ile sağlıklı kişilerin Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin sağ ve sol göz test verileri için doğruluk değerleri gösterilmiştir. Sağlıklı olarak tahmin edilen kişiler 1 (%100 doğruluk) ile hasta olarak tahmin edilen kişiler 0 (%0 doğruluk) ile gösterilmiştir. Kişinin her iki gözünün de sağlıklı olması kişinin sağlıklı (+ ile gösterilenler) olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.6 VGG-16 ağı ile sağlıklı kişilerin Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerine ait doğruluk değerleri.

Sağ Göz Görüntü	Doğruluk	Sol Göz Görüntü	Doğruluk	Sağlıklı
1	1	1	0.0000	-
2	0.9996	2	1	+
3	1	3	1	+
4	0.0343	4	1	-
5	1	5	1	+
6	1	6	1	+
7	0.0047	7	1	-
8	1	8	1	+
9	0.7085	9	1	+
10	0.0245	10	1	-

10 sağlıklı kişinin 6 kişinin hem sağ hem de sol gözü sağlıklı olduğu bulunmuştur. 4 kişinin ise sağ veya sol gözünden biri hasta olarak tahmin edilmiştir. Böylece sağlıklı kişilerin %60’ı doğru olarak tahmin edilmiştir.

Çizelge 4.7’de VGG-16 ağı ile hasta kişilerin Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri sağ ve sol göz test verileri için doğruluk değerleri gösterilmiştir. Hasta olarak tahmin edilen kişiler 0 (%100 doğruluk) ile sağlıklı olarak tahmin edilen kişiler 1 (%0 doğruluk) ile gösterilmiştir. Kişinin bir gözünün hasta

olması veya her iki gözünün de hasta olması kişinin hasta (+ ile gösterilenler) olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.7 VGG-16 ağı ile hasta kişilerin Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerine ait doğruluk değerleri.

Sağ Göz Görüntü	Doğruluk	Sol Göz Görüntü	Doğruluk	Hasta
1	1	1	0.0602	+
2	0.9999	2	0.0000	+
3	0.2301	3	1	+
4	0.0000	4	1	+
5	0.0741	5	1	+
6	0.0002	6	0.9885	+
7	0.0003	7	1	+
8	1	8	0.4313	+
9	1	9	0.0000	+
10	0.9873	10	0.0000	+

10 hasta kişinin 5 kişinin sağ gözü ve 5 kişinin sol gözü hasta olarak tahmin edilmiştir. Sağ gözde sağlıklı tahmin edilen kişilerin sol gözleri hasta olarak tahmin edilmiştir. Hasta olan kişilerin iki gözünden biri hasta olarak tahmin edilerek %100'ü doğru olarak tahmin edilmiştir. Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri için doğruluk değerleri Çizelge 4.8'de verilmiştir.

Çizelge 4.8 VGG-16 ağı ile Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntülerinin doğruluk değerleri.

Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri	Doğruluk Değerleri
Hasta Kişiler	%100
Sağlıklı Kişiler	%60

VGG-16 ağı ile Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen görüntülerinin sağ ve sol göz test verileri için performans metrikleri ile %80 Doğruluk, %100 Duyarlılık, %71,42 Kesinlik, %60 Özgüllük ve F1 Skoru %83,33 bulunmuştur.

VGG-16 modelinin diğer modellerden daha iyi sonuç vermesinin sebebi farklı nedenlere dayandırılabilir. VGG-16 modeli VGG-19 ya göre daha sığ bir modeldir. Sonuçlar incelendiğinde, modellerin derinliğin artmasının her zaman daha iyi bir sonuç vermeyeceği görülmektedir. Bu çalışmada veri setinin küçük olmasından dolayı VGG-16 modelinin derin olmayan mimarisi sayesinde özellik kaybının daha az olmaktadır. VGG-16 mimarisinde kullanılan filtre boyutlarının 3x3 gibi küçük boyutlu olması görüntüler üzerindeki detay özellikleri daha iyi filtrelemektedir. Bu sayede AlexNet mimarisinden daha iyi sonuç vermektedir. Hangi derin öğrenme modelinin hangi veri kümesinde daha iyi bir sınıflandırma sonucu vereceği verinin büyüklüğü, verinin ayırt edicilik özelliği, verinin kalitesi, modelin parametreleri, filtre yapısı ve modelin derinliği gibi birçok etkene bağlı olduğu söylenebilir.

Yapılan yöntemde iris sınırları bulunarak iridoloji kartında gösterilen pankreas bölgesinin irisden çıkarılması sağlanmıştır. Pankreas bölgesine ulaşmak için iris segmentasyonu uygulanmıştır. Diğer çalışmalardan farklı olarak iris segmentasyonunun tüm adımları otomatik olarak uygulanmıştır. Uygulanan görüntü işleme adımları ile Pankreas (diyabet) ile ilgili alan bulunmuş ve göz görüntüsünden otomatik segmentasyonu yapılmıştır. Bulunan alan makine öğrenmesi yerine evrişimli sinir ağlarına giriş verisi olarak verilmiştir. Literatürde derin öğrenme ile yapılan bir çalışma olmadığı için derin öğrenme yöntemi ilk önce tam iris görüntüsüne daha sonra da Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri için uygulanmıştır. Sonuç olarak Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri görüntülerinde başarı oranının daha yüksek çıktığı bulunmuştur. Bu sayede makine öğrenmesi ile bulunan sonuçlara ek olarak derin öğrenme metotlarının da iridoloji için kabul edilebilir sonuçlar verdiği elde edilerek literatüre katkı yapılmıştır.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Göz hastalıkları üzerine yapılan biyometri ve medikal çalışmalar bilgisayar destekli programlar ile gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır. Medikal çalışmalarda hastalığın tedavisi kadar erken teşhis edilmesi de önemlidir. Erken teşhis hastalığın erken müdahale edilmesiyle daha başarılı sonuçlar vermektedir. Erken teşhis için görüntünün elde edilmesi, işlenmesi ve yorumlanmasına bağlıdır. Görüntü işlenmesi son yıllarda giderek daha fazla ilerleme göstermiştir. Ayrıca görüntü yorumlanması bilgisayar destekli algoritmalar ile daha popüler hale gelmiştir.

İridoloji, irise bakarak vücuttaki zayıflıkların tahmini için tamamlayıcı bir yöntemdir. İridologların yaptığı muayene ve tanımlama çok öznel ve doktorların deneyimine bağlıdır. Ayrıca hekimler açısından zaman alıcı ve yorucu bir süreçtir bundan dolayı bilgisayar teknolojileri ve yapay zekâ teknolojileri ile bu sorunlar ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.

Bu tez çalışmasında renkli iris görüntülerinden iridoloji kartı kullanılarak Pankreas (diyabet) hastalığının kontrolü işlemi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada gözün yapısı ve görme olayı, iris ve iridoloji kavramlarından bahsedilmiştir. İridoloji ile ilgili ön teşhis işlemlerinde kullanılan bazı algoritmalarından, geçmiş çalışma ve araştırmalara yer verilmiştir. Tez çalışmasında kullanılan görüntüler Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Göz Anabilim Dalı Polikliniği rutin muayene gelen kişilerden oluşmakta ve farklı derin öğrenme mimarileri sunulmuştur.

Önerilen yöntem için 2 farklı model oluşturulmuştur. Her iki model giriş olarak renkli iris görüntülerini kullanmaktadır. Evrişimli sinir ağlarının sınıflandırma performansının iyileştirilmesi için giriş görüntülerine iris segmentasyonu işlemi uygulanmıştır. Evrişimli sinir ağlarına giriş verisi için ilk modelde iris görüntülerinin iris ve gözbebeği sınırlarını bulmak için IDO kullanılmış ve belirlenen iris sınırları göz görüntüsünden kırılarak giriş verisi olarak verilmiştir. Farklı derin öğrenme ağları eğitilmiş ve sonuçları karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

İkinci modelde ise evrişimli sinir ağlarına giriş verisi iris görüntülerinin iris ve gözbebeği sınırlarını bulmak için IDO kullanılmıştır. Belirlenen iris sınırları ile iris ve gözbebeği arası 7 eş parçaya bölünerek iridoloji kartında belirtilen Pankreas bölgelerinin bulunduğu halkaya ulaşılması sağlanmıştır. Daha sonra pankreas bölgesinin bulunduğu halka göz görüntüsünden çıkarılmıştır. Çıkarılan Pankreas halkası iris merkezi orjin olarak alınarak 10°'lik açılara bölünerek pankreas bölgesinin bulunduğu alana ulaşılmış ve otomatik segmentasyon işlemi uygulanarak evrişimli sinir ağlarına giriş verisi olmuştur. Farklı derin öğrenme ağları eğitilmiş ve sonuçları karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada evrişimli sinir ağlarının diyabet hastalığını tespitindeki tahmini Pankreas bölgesine ait alanın segmentasyonu ile elde edilen iris görüntüleri, tam iris görüntülerinden daha başarılı olduğu saptanmıştır. Bu sonuçları iyileştirmek için çeşitli görüntü işleme teknikleri ile desteklenerek önerilen yöntem ortaya konmuştur. IDO yöntemi iris sınırlarının bulunması işlemlerinde sıkça kullanılmaktadır. Bu çalışmada da diyabet hastalığı tespitinin sınıflandırma öncesi giriş görüntülerinin iris sınırlarının bulunmasında kullanılmıştır. Literatürden farklı olarak kullanılan evrişimli sinir ağlarının görüntü işleme teknikleri ile kullanılmasının da başarılı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Bu sayede iridoloji ve derin öğrenme tekniklerinin bir arada kullanılması ön teşhis sistemlerinin gerçek hayata uyarlanma konusunda gelecek vaat eden sonuçları olduğunu kanıtlar niteliktedir.

Sunulan yöntemde, iridoloji tekniği kullanılarak bilgisayar destekli bir sistem tasarlanarak iris görüntülerindeki Pankreas (diyabet) bölgesi için görüntü işleme teknikleri ve derin evrişimli sinir ağı (ESA) mimarilerine dayanan otomatik bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Ayrıca sunulan yöntem, genel tanı yöntemleri ile birlikte bir ön teşhis aracı olarak kullanılabilirliğini ve makine öğrenmesinin yanı sıra derin öğrenme yöntemlerinin de iridoloji için kabul edilebilir doğruluklar verdiğini göstermektedir. Bu girişim geleneksel iridoloji yöntemlerinin otomasyonunu ve modernizasyonunu amaçlamaktadır. Gelecekteki çalışmalar için, iridoloji kartındaki farklı hastalıklar ve farklı derin öğrenme algoritmaları kullanılıp daha ayrıntılı çalışmalar yapılabilir.

6. KAYNAKLAR

- Adelina D C, Sigit R, Harson T, Rochmad M, 2017, Identification Of Diabetes In Pancreatic Organs Using Iridology. 2017 International Electronics Symposium on Knowledge Creation and Intelligent Computing (IES-KCIC), 114-119.
- American Diabetes Association,2008, Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. *Diabetes Care*, 32(Supplement_1), S62–S67. doi:10.2337/dc09-s062.
- Amerifar S, Targhi A T, 2015, Iris the Picture of Health: Towards Medical Diagnosis of Diseases based on Iris Pattern. The Tenth International Conference on Digital Information Management (ICDIM 2015), 120-123.
- Andana S N, Novamizanti L, Ramatryana N A,2019, Measurement of Cholesterol Conditions of Eye Image using Fuzzy Local Binary Pattern (FLBP) and Linear Regression. 2019 IEEE International Conference on Signals and Systems (ICSigSys), 79-84.
- Bansal A, Agarwal R, Sharma R K, 2015, Determining diabetes using iris recognition system. *International Journal of Diabetes in Developing Countries*, 432–438. doi:10.1007/s13410-015-0296-1.
- Basheer I, Hajmeer M, 2000, Artificial neural networks: fundamentals, computing, design, and application. *Journal of Microbiological Methods*, 3–31. doi:10.1016/s0167-7012(00)00201-3.
- Beagley J, Guariguata L, Wei C, Motala A A, 2013, Global estimates of undiagnosed diabetes in adults. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 150–160. doi:10.1016/j.diabres.2013.11.001.
- Bowyer K W, Hollingsworth K, Flynn P J, 2008, Image understanding for iris biometrics: A survey. *Computer Vision and Image Understanding*, 281–307. doi:10.1016/j.cviu.2007.08.005.
- Buchanan T J, Sutherland C J, Strettle R J, Terrell T J, Pewsey A, 1996, An investigation of the relationship between anatomical features in the iris and systemic disease, with reference to iridology. *Complementary Therapies in Medicine*, 98–102. doi:10.1016/s0965-2299(96)80025-2.

- Buduma N, Lacascio N, 2017, Fundamentals of deep learning, Printed in the United States of America. Published by O'Reilly Media, Inc., 1005 Gravenstein Highway North, Sebastopol, CA 95472.
- Chunming L, Chenyang X, Changfeng G, Fox M D, 2005, Level Set Evolution without Re-Initialization: A New Variational Formulation. 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05). doi:10.1109/cvpr.2005.213.
- Clevert D A, Unterthiner T, Hochreiter S, 2016, Fast and accurate deep network learning by exponential linear units (elus), International Conference on Learning Representations, Johannes Kepler University, Linz, Austria, 22 Şubat 2016.
- Daugman J, 1993, High confidence visual recognition of persons by a test of statistical independence. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1148–1161. doi:10.1109/34.244676.
- Daugman J, 1994, Biometric personal identification system based on iris analysis. U.S. Patent No. 5,291,560, 24p, March 1994.
- Daugman J, 2004, How iris recognition works. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, 21–30, 2004.
- Dewi A K, Novianty A, Purboyo T W, 2016, Stomach Disorder Detection Through The Iris Image Using Backpropagation Neural Network. 2016 International Conference on Informatics and Computing (ICIC), 1-6.
- Di W, Bhardwaj A, Wei J, 2018, Deep Learning Essentials. Published by Packt Publishing Ltd.
- Dongmin G, Zhang D, Naimin L, Lei Z, Jianhua Y, 2010, A Novel Breath Analysis System Based on Electronic Olfaction. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2753–2763. doi:10.1109/tbme.2010.2055864.
- Dumoulin V, Visin F, 2018, A guide to convolution arithmetic for deep learning, CoRR, vol. abs/1603.07285, 12 January 2018, 31p.
- Elmas Ç, 2003, Yapay Sinir Ağları, Seçkin Yayıncılık, 192s, Ankara, Türkiye.
- Elmas Ç, 2018, Yapay Zekâ Uygulamaları, Seçkin Yayıncılık, 424s, Ankara, Türkiye.

- Ernst E, 2008, Healing, Hype or harm? A critical analysis of complementary or alternative medicine. Exeter: Societas Imprint Academics.
- Forrester J V, Dick A D, McMenamain P G, Roberts F, Pearlman E, 2016, Anatomy of the eye and orbit. *The Eye*, 1–102.e2. doi:10.1016/b978-0-7020-5554-6.00001-0.
- Friis-jensen E, 2007, Modeling and simulation of glucose-insulin metabolism, Congr. Lyngby, 124p.
- Glorot X, Bengio Y, 2010, Understanding the difficulty of training deep feedforward neural networks. Proceedings of the Thirteenth International Conference on Artificial Intelligence and Statistics, Universite de Montreal, Canada, 249-256.
- Gonzalez R C, Woods R E, 1977, Digital Image Processing. Pearson Publication.
- Goodfellow I, Bengio Y, Courville A, 2015, Deep learning (Adaptive computation and machine learning). Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 775 pages, 2015.
- Haykin S, 1999, Neural Networks A Comprehensive Foundation. (2nd Edition). New Jersey: Prentice Hall.
- He K, Zhang X, Ren S, Sun J, 2015, Delving Deep into Rectifiers: Surpassing Human-Level Performance on ImageNet Classification, IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV), USA, December 07 – 13, 1026-1034.
- Helwan A, 2014, ITDS: Iris tumor detection system using image processing techniques, *Int. J. Sci. Eng. Res.*, 76–80.
- Herlambang A. N. P, Istanto R R, Ajulian A, 2015, Application of Liver Disease Detection Using Iridology with Back-Propagation Neural Network. Procof 2015 2nd Int. Conference on Information Technology, Computer and Electrical Engineering (ICITACEE), Indonesia, Oct 16-18th.
- Hollingsworth K, Bowyer K W, Flynn P J, 2009, Pupil dilation degrades iris biometric performance. *Computer Vision and Image Understanding*, 150–157. doi:10.1016/j.cviu.2008.08.001.
- Hsiao C H, Chao A, Chu S Y, Lin K K, Yeung L, Lin-Tan D T, Lin J L, 2010, Association of severity of conjunctival and corneal calcification with all-cause 1-year

- mortality in maintenance haemodialysis patients. *Nephrology Dialysis Transplantation*, 1016–1023. doi:10.1093/ndt/gfq485.
- Hussain T, Haider A, Muhammad A M, Agha A, Khan B, Rashid F, Ayguade E, 2019, An Iris based Lungs Pre-diagnostic System. 2019 2nd International Conference on Computing, Mathematics and Engineering Technologies (iCoMET). doi:10.1109/icomet.2019.8673495.
- Hussein S E, Hassan O A, Granat M H, 2013, Assessment of the potential iridology for diagnosing kidney disease using wavelet analysis and neural networks. *Biomedical Signal Processing and Control*, 534–541. doi:10.1016/j.bspc.2013.04.006.
- İkibaş C, 2012, Retinal imgelerde optik disk ve makulanin tespiti ve değerlendirilmesi. Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, 189s.
- Jensen B, 1982, The science and practice in the healing arts of iridology. Volume II. Bernad Jensen, Publisher Route 1, Box 52. Escondido, CA 92025.
- Jogi S P, Sharma B B, 2014, Methodology of Iris Image Analysis for Clinical Diagnosis. 2014 International Conference on Medical Imaging, m-Health and Emerging Communication Systems (MedCom).
- Khan S, Rahmani H, Shah S A A, Bennamoun M, 2018, A Guide to Convolutional Neural Networks for Computer Vision. *Synthesis Lectures on Computer Vision*, 1–207. doi:10.2200/s00822ed1v01y201712cov015.
- Klambauer T U G, Mayr A, Hochreiter S, 2017, Self-Normalizing Neural Networks, LIT AI Lab & Institute of Bioinformatics, Johannes Kepler University Linz, Linz, Austria, 102.
- Knipschild P, 1988, Looking for gall bladder disease in the patient's iris. *BMJ*, 297(6663), 1578–1581. doi:10.1136/bmj.297.6663.1578.
- Kurt F, 2018, Evrişimli Sinir Ağlarında Hiper Parametrelerin Etkisinin İncelenmesi, Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Kusuma F D, Kusumaningtyas E M, Barakbah A R, Hermawan A A, 2018, Heart Abnormalities Detection Through Iris Based on Mobile. 2018 International

Electronics Symposium on Knowledge Creation and Intelligent Computing (IES-KCIC).

Lai C, Chiu C, 2010, Health examination based on iris images. Proceedings of the Ninth International Conference on Machine Learning and Cybernetics, Qingdao, 11-14 July 2010.

Lecun Y, Bottou L, Bengio Y, Haffner P, 1998, Gradient-based learning applied to document recognition. Proceedings of the IEEE, 2278–2324. doi:10.1109/5.726791.

Lesmana P D, Purmana K E, Purnomo M H, 2011, Abnormal Condition Detection of Pancreatic Beta Cells as the Cause of Diabetes Mellitus Based on Iris Image. 2011 International Conference on Instrumentation, Communication, Information Technology and Biomedical Engineering 8-9 November 2011, Bandung, Indonesia.

Lim Y W, Park Y B, Park Y J, 2014, Experimental study of reliable iris parameters and their relationships with temperament, character, and heart rate variability. European Journal of Integrative Medicine, 524–531.

Lin M, Zhang D, Naimin L, Yan C, Wangmeng Z, Kuanquan W, 2013, Iris-Based Medical Analysis by Geometric Deformation Features. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 223–231. doi:10.1109/titb.2012.2222655.

Lodin A, Demea S, 2009, Design of an iris-based medical diagnosis system. 2009 International Symposium on Signals, Circuits and Systems. doi:10.1109/isscs.2009.5206187.

Lodin A, Kovacs L, Demea S, 2007, Interface of an Iris Detection Program. 2007 30th International Spring Seminar on Electronics Technology (ISSE), 555-558. doi:10.1109/isse.2007.4432918.

Ma L, Li N, 2007, Texture Feature Extraction and Classification for Iris Diagnosis. Medical Biometrics, 168–175. doi:10.1007/978-3-540-77413-6_22.

Ma L, Wang K, Zhang D, 2009, A universal texture segmentation and representation scheme based on ant colony optimization for iris image processing. Computers & Mathematics with Applications, 1862-1868. doi:10.1016/j.camwa.2008.10.012.

- Martiana E, Barakbah A R, Akmilis S, Hermawan A A, 2016, Application For Heart Abnormalities Detection Through Iris. International Electronics Symposium (IES),315-322.
- Martiana E, Barakbah A R, Hermawan A A, Candra S R, 2017, Auto Cropping For Application of Heart Abnormalities Detection Through Iris Based on Mobile Devices. 2017 International Electronics Symposium on Knowledge Creation and Intelligent Computing (IES-KCIC), 108-113.
- Mathôt S, 2018, Pupillometry: Psychology, Physiology and Function. Journal of Cognition, 1–23, doi: 10.5334/joc.18.
- Moradi P, Nazer N, Ahmadi A K, Mohammadzade H, Jafari H K, 2018, Discovering Informative Regions in Iris Images to Predict Diabetes. 2018 25th National and 3rd International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME). doi:10.1109/icbme.2018.8703564.
- Nor'aini A J, Rohilah S, Azilah S, 2013, Classification of iris regions using Principal Component Analysis and Support Vector Machine. 2013 IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications, 134-139. doi:10.1109/icsipa.2013.6707991.
- Othman Z, Prabuwono S A, 2010, Preliminary study on iris recognition system: Tissues of body organs in iridology. 2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). doi:10.1109/iecbes.2010.5742211.
- Otsu N, 1979, A threshold selection method from gray-level histograms. IEEE transactions on systems, man, and cybernetics, 62–66, 1979.
- Öztemel E, 2006, Yapay Sinir Ağları. Altan Basım Ltd., 2. Baskı, 44s, İstanbul, Türkiye.
- Pang B, Zhang D, Wang K, 2005, Tongue Image Analysis For Appendicitis Diagnosis. Information Sciences, 160–176. doi:10.1016/J.İns.2005.01.010.
- Permatasari L I, Novianty A, Purboyo T W, 2016, Heart Disorder Detection Based on Computerized Iridology using Support Vector Machine. The 2016 International Conference on Control, Electronics, Renewable Energy and Communications (ICCEREC).

- Purnomo M H, 2006, Biological Inspired Computing Technology for Pattern Recognition in Medical Engineering, BMEDays-ITB, Nov.,13- 15, Bandung, 2006.
- Radman A, Zainal N, Jumari K, 2013, Fast and reliable iris segmentation algorithm. IET Image Processing, 42–49. doi:10.1049/iet-ipr.2012.0452.
- Ramlee R A, Azha K, Singh S S, 2011, Detecting Cholesterol Presence with Iris Recognition Algorithm. www.intechopen.com.Biometric Systems, Design and Applications, 129-148.
- Ramlee R A, Ranjit S, 2009, Using Iris Recognition Algorithm Detecting Cholesterol Presence. 2009 International Conference on Information Management and Engineering, 129-148. doi:10.1109/icime.2009.61.
- Samant P, Agarwal R, 2018, Machine learning techniques for medical diagnosis of diabetes using iris images. Computer Methods and Programs in Biomedicine 157,121–128.
- Sankowski W, Grabowski K, Napieralska M, Zubert M, Napieralski A, 2010, Reliable algorithm for iris segmentation in eye image. Image and Vision Computing, 231–237. doi:10.1016/j.imavis.2009.05.014.
- Sarika G S, Madhuri S J, 2016, Automated detection of cholesterol presence using iris recognition algorithm. International Journal of Computer Applications, 41-45.
- Shen B, Xu Y, Lu G, Zhang D, 2007, Detecting Iris Lacunae Based on Gaussian Filter. Third International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing (IIH-MSP 2007). doi:10.1109/iihmsp.2007.4457533.
- Simon A, Worthen D M, Mitas J A, 1979, An Evaluation of Iridology. JAMA: The Journal of the American Medical Association, 1385. doi:10.1001/jama.1979.03300130029014.
- Simonyan, K, Zisserman, A, 2015, Very deep convolutional networks for large-scale image recognition, International Conference on Learning Representations,1-14.
- Sitorus M A, Purnomo M H, Wibawa A D, 2015, Iris Image Analysis of Patient Chronic Renal Failure(CRF) using Watershed Algorithm.2015 4th International

- Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME) Bandung, November 2-3.
- Sivasankar K, Sujaritha M, Pasupathi P, Muthukumar S, 2012, FCM based iris image analysis for tissue imbalance stage identification. 2012 International Conference on Emerging Trends in Science, Engineering and Technology (INCOSET). doi:10.1109/incoset.2012.6513907.
- Srivastava N, Hinton G, Krizhevsky A, Sutskever I, Salakhutdinov R, 2014, Dropout: A Simple Way to Prevent Neural Networks from Overfitting. *Journal of Machine Learning Research* 15, 1929-1958.
- Sulistiyo M D, Dayawati R N, Pahirawan M, 2014, Iridology-Based Dyspepsia Early Detection Using Linear Discriminant Analysis and Cascade Correlation Neural Network. 2014 2nd International Conference on Information and Communication Technology (ICoICT).
- Suwastio H, Damayanti R, 2003, Lung disorders detection based on irises image using computational intelligent art. *Jurnal Penelitian dan Pengembangan Telekomunikasi, Kendali*.
- Szegedy C, Vanhoucke V, Ioffe S, Shlens J, Wojna Z, 2016, Rethinking the inception architecture for computer vision, in *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2818-2826.
- Wani M A, Bhat F A, Afzal S, Khan A I, 2020, *Advances in Deep Learning. Studies in Big Data*, 149p. doi:10.1007/978-981-13-6794-6.
- Wibawa A D, Purnomo M H, 2006, Early Detection on the Condition of Pancreas Organ as the Cause of Diabetes Mellitus by Real Time Iris Image Processing. *APCCAS 2006 IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems*, 1008-1010. doi:10.1109/apccas.2006.342258.
- Wildes R P, 1997, Iris recognition: an emerging biometric technology. *Proceedings of the IEEE*, 1348–1363. doi:10.1109/5.628669.
- Wong T Y, Klein R, Klein B E, Tielsch J M, Hubbard L, Nieto J, 2001, Retinal Microvascular Abnormalities and their Relationship with Hypertension,

Cardiovascular Disease and Mortality. Survey of Ophthalmology, 59–80. doi:10.1016/s0039-6257(01)00234-x.

Wyatt H J, 2000, A minimum-wear-and-tear meshwork for the iris. Vision Research, 2167–2176. doi:10.1016/s0042-6989(00)00068-7.

Yılmaz A, Kaya U, 2019, Derin Öğrenme. İnkılap Kitabevi Yayın San. Tic. A.Ş., 1. Baskı, İstanbul, Türkiye.

Yuille A L, Hallinan P W, Cohen D S, 1992, Feature extraction from faces using deformable templates. International Journal of Computer Vision, 99–111. doi:10.1007/bf00127169.

Zaheer R, Shaziya H, 2018, GPU-based empirical evaluation of activation functions in convolutional neural networks. 2018 2nd International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC), 769-773. doi:10.1109/icisc.2018.8398903.

Zhang D, Zhang L, Zhang D, Zheng Y, 2008, Wavelet Based Analysis of Doppler Ultrasonic Wrist-pulse Signals. 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, 539-543. doi:10.1109/bmei.2008.326.

İnternet Kaynakları

- 1) <https://www.yenibiyoloji.com/goz-ve-gorme-duyusu-gozun-yapisi-tabakalari-kisimleri-gorevleri-3563/>,09.02.2020
- 2) <https://www.zeiss.com.tr/vision-care/daha-iyi-goerme-kesfi/goermeyi-anlamak/insan-goezue.html>, 24.02.2020
- 3) <http://kod5.org/yapay-sinir-aglari-ysa-nedir/>,10.03.2020
- 4) https://www.mathworks.com/campaigns/offers/deep-learning-with-matlab.confirmation.html?elqsid=1586273390182&potential_use=Student, 07.04.2020
- 5) <https://manisha-sirsat.blogspot.com/2019/04/confusion-matrix.html>, 29.04.2020

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Merve Nur ÖNAL
Doğum Yeri ve Tarihi : Bingöl/ 31.08.1994
Yabancı Dili : İngilizce
İletişim (Telefon/e-posta) :05535894012/ mervenuonal0@gmail.com

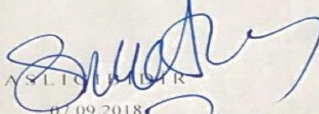
Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Fitnat Nuri Tekerekoğlu Anadolu Lisesi, (2008-2012)
Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği
Bölümü, (2013-2017)
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü,
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, (2017-2020)

Yayımları (SCI ve diğer) : Onal M N, Cekmez N, Akarca G, 2018, A Sample Application for Computer-Based Bacteria Counting by Using Watershed Transform, Kose U, Gurkasın G E, Deperlioglu O (Ed.), Nature-Inspired Intelligent Techniques for Solving Biomedical Engineering Problems (184-202), IGI Global, 320p.

EKLER

EK 1. Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Etik Kurul onay raporu.

Toplantı Tarihi	07.09.2018	Toplantı Numarası	2018/9	Toplantı Saati	09:00	Etik Kurul Kodu	2011-KAEK-2
<p>T.C. AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI</p> <p>207- Dr.Öğr.Üyesi Gür Emre GÜRAKSIN'ın sorumluluğunda yürütülecek olan "Bilgisayar Destekli İridoloji Tarama Sistemi" konulu <u>Girisimsel Olmayan</u> Klinik Araştırmalar için başvuru dosyası tekrar incelendi. Araştırma protokolüne uyularak, Sağlık Bakanlığı'nın 13.04.2013 tarih 28617 sayılı Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmeliği ve yayımlanan klavuzlarında belirtilen hususlar dikkate alınarak, sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere araştırmanın yapılmasında etik sakınca olmadığına toplantıya katılan üyelerin oy birliği ile karar verildi.</p> <p> 07.09.2018 Dr.Öğr.Üyesi Evrim Suna ARIKAN TERZİ Raporitör</p>							