

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**VIDEO GÖRÜNTÜLERİNE DAYALI OLARAK GERÇEK ZAMANLI GÖZ
HAREKETLERİ TAKİP SİSTEMİ TASARIMI**

Yılmaz DURNA

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2017**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Yılmaz DURNA tarafından hazırlanan “**Video Görüntülerine Dayalı Olarak Gerçek Zamanlı Göz Hareketleri Takip Sistemi Tasarımı**” adlı tez çalışması 25/05/2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

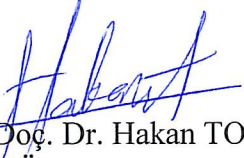
Danışman : Yrd. Doç. Dr.  Fikret ARI
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Jüri Üyeleri :

Başkan : Prof. Dr.  Hamza KURT
Tobb Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Anabilim Dalı

Üye : Prof. Dr.  Ziya TELATAR
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. İsa NAVRUZ 
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Yrd. Doç. Dr.  Hakan TORA
Atılım Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Yrd. Doç. Dr.  Fikret ARI
Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Atila YETİŞEMİYEN
Enstitü Müdürü

ETİK

Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez içindeki bütün bilgilerin doğru ve tam olduğunu, bilgilerin üretilmesi aşamasında bilimsel etiğe uygun davrandığımı, yararlandığım bütün kaynakları atıf yaparak belirttiğimi beyan ederim.

25.05.2017



Yılmaz DURNA

ÖZET

Doktora Tezi

VİDEO GÖRÜNTÜLERİNE DAYALI OLARAK GERÇEK ZAMANLI GÖZ HAREKETLERİ TAKİP SİSTEMİ TASARIMI

Yılmaz DURNA

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Fikret ARI

Göz hareketleri takibine yönelik olarak farklı firmalara ait ticari ürünler görmek mümkündür. Ancak akademik olarak bu cihazlarda kullanılan takip yöntemlerine ve sistemlerin başarımlarına dair veriler literatürde bulunmamaktadır. Göz izleme sistemlerinde yüksek hız, doğruluk, baş hareketli ve farklı ortam şartlarındaki takibe yönelik zorluklar halen devam etmektedir. Bu çalışmada, yüksek çözünürlüklü kamera, kızılötesi aydınlatma ve LabVIEW yazılımı kullanılarak binoküler, göz bebeği-kornea yansıması takibini uzaktan gerçekleştiren ve göz bebeği boyutunu hesaplayabilen yeni bir göz bakış sistemi tasarımı önerilmiştir. LabVIEW yapısal olarak paralel işleyen ve daha az zaman alan algoritmalara sahiptir. Full HD görüntüler, göz bebeği ve kornea yansımasının merkez koordinatlarını ve boyutlarını daha kolay belirlememizi sağlamıştır. Kullandığımız kamera sensörü yalnızca kızılötesi görüntüleri geçirecek şekilde filtre uygulaması ile modifiye edilmiştir. Kızılötesi aydınlatmanın göz kornea tabakası üzerinde oluşturduğu birinci purkinje yansıması, yüz imgesindeki göz bölgesinin ilgi bölgesi (ROI) olarak seçimi için referans noktası olarak alınmıştır. Göz bebeği etrafındaki istenmeyen gürültü nesnelere temizlenmesi için eşikleme ve aşındırma gibi morfolojik işlemler uygulanmıştır. Göz bebeği merkezi tespiti için kütle ağırlık merkezi tekniği kullanılmıştır. Tasarlanan sistemin doğruluğunu test etmek ve her bir gözün hareketini analiz etmek için görsel bir uyarıcı düzeneği hazırlanmıştır. Monitör üzerinde bakış yeri tahmini için doğrusal olmayan haritalama fonksiyonu kullanılmıştır. Tasarlanan sistem 11 katılımcıyla test edilmiştir. Sistemimizde doğal baş hareketleri altında göz bebeği boyutu, göz bebeği pozisyonu, kornea yansıması pozisyonu ve bakış yeri koordinatları elde edilmiştir. Bu sistem saniyede 40 görüntü çerçevesi ile 2046x1086 çözünürlükte çalışabilmektedir. Aynı zamanda 640x480 piksel görüntüler için saniyede yaklaşık 280 görüntü çerçevesi işleme hızına eşdeğerdir. Deneysel sonuçlarda, 11 katılımcının ortalama bakış yeri hatası sol göz için 0.76° , sağ göz için 0.89° ve iki göz ortalaması 0.83° olarak bulunmuştur.

Mayıs 2017, 116 sayfa

Anahtar Kelimeler: Birinci purkinje yansıması, Full HD görüntü, göz bebeği merkezi ve boyutu tespiti, bakış yeri tahmini.

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

DESIGN OF VIDEO IMAGE BASED REAL TIME EYE TRACKING SYSTEM

Yılmaz DURNA

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Asst.Prof.Dr. Fikret ARI

We can see commercial products of eye tracking systems belonging to different companies. However, there is no literature on the tracking methodologies and performance of these systems. High speed tracking, accuracy, tracking challenges in different environments and under head motions are still problem in Eye tracking systems. In this study, a new eye-gaze system design was proposed that uses a high-resolution camera, infrared illumination, and LabVIEW software to remotely perform binocular eye and corneal reflection follow-up and to calculate eye pupil size. LabVIEW is inherently parallel and has less time consuming algorithms. Full HD images make easier determination of center coordinates/sizes of pupil and corneal reflection. We modified the camera so that the camera sensor passes only IR images. The first purkinje reflection produced by the infrared illumination on the eye corneal layer is taken as the reference point for selection as the region of interest (ROI) of the eye region of the face image. Morphological operations such as thresholding and erosion have been applied to clean unwanted noise objects around the eye pupil. Weighted average technique was used for eye pupil center detection. A visual stimulus was developed to test the accuracy of the designed system and to analyze the movement of each eye. The nonlinear mapping function is used to estimate the eye point of view on the monitor. The system has been tested with 11 participants. In our system, eye pupil size, eye pupil position, corneal reflection position and gaze position coordinates are obtained with natural head movements. This system can operate at 2046x1086 resolution with 40 frame per second. At the same time, It is assumed 280 frames per second for 640x480 pixel images. Experimental results shown that the average gaze detection error for 11 participants is 0.76° for left eye, 0.89° for right eye and 0.83° for mean of two eyes.

May 2017, 116 pages

Key Words : First Purkinje reflections, Full HD image, eye center and size determination, gaze estimation.

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek, bilimsel ve akademik geliőimime katkıda bulunan Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyelerinden danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Fikret ARI'ya, tez çalıőmamın her aşamasında bilgi ve tecrübesini bizimle paylaşan, Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Sayın Prof. Dr. Ziya TELATAR'a ve tez sürecindeki değerli katkılarından dolayı Atılım Üniversitesi Uçak Elektrik-Elektronik Bölümü öğretim üyelerinden Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakan TORA'ya, Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nın değerli öğretim elemanlarına ve tüm mesai arkadaşlarıma, çalıőmalarım süresince büyük fedakârlık göstererek beni destekleyen eşim ve kızıma en derin duygularla teşekkür ederim.

Yılmaz DURNA
Ankara, Mayıs 2017

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI	
ETİK	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	iv
KISALTMALAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1 Gözün Yapısı ve Bölümleri	6
1.1.1 Kornea	8
1.1.2 Lens	8
1.1.3 Göz bebeği	8
1.1.4 İris	9
1.1.5 Optik sinir	9
1.1.6 Retina	9
1.1.7 Sklera	9
1.2 Gözün Hareketleri	10
1.3 Göz Hareketleri Takip Yöntemleri	11
1.3.1 Scleral arama bobini	11
1.3.2 Elektrookulografi (EOG)	12
1.3.3 Limbus yansıması	12
1.3.4 Göz bebeği-kornea yansıması (Pupil-corneal reflection)	13
1.3.4.1 Parlak-karanlık gözbebeği (Bright - Dark pupil)	13
1.4 Göz Takip Sistemleri	15
1.4.1 Uygulama alanları	17
1.5 Tezin Amacı ve Kapsamı	19
2. KURAMSAL TEMELLER	21
2.1 Sayısal Görüntü	26
2.2 Renk Uzayı	28
2.3 Görüntü Histogramı	29
2.4 Görüntü Eşikleme	30
2.5 Morfolojik İşlemler	32
2.6 Görüntü Maskeleyme	33
2.7 Bağlı Bileşenlerin Etiketlenmesi	34
3. MATERYAL VE YÖNTEM	35
3.1 PXI Şase (PXI Express Chassis)	36

3.2 NI PXIe-8135 Denetleyici	37
3.3 NI PXIe-7962R PXI FPGA Modülü	38
3.4 NI PXI-1483R Kamera Link Adaptör Modülü	38
3.5 Basler Ace Kamera	39
3.6 Computar Marka Lens	39
3.7 NI PCI-1473R Kamera Link Frame Grabber ve FPGA	39
3.8 Deneysel Çalışma-1	40
3.8.1 Dairesel Hough Dönüşümü ile göz bebeği kornea yansıması tespiti.....	43
3.8.2 Ekran üzerinde göz bakış yerinin hesaplanması	46
3.8.3 İkinci derece polinom ile aradeğerleme uygulaması	47
3.8.4 Radyal temelli fonksiyonlar (RTF)	50
3.9 Deneysel Çalışma-2	56
3.9.1 Göz bebeği kornea yansıması tespiti - Hibrit uygulama 1	63
3.9.2 Göz bebeği kornea yansıması tespiti – Uygulama 2	66
3.9.2.1 Kornea yansıması tespiti-Uygulama 2.....	67
3.9.2.2 Göz bebeği belirlenmesinde kullanılan yöntem-Uygulama 2.....	70
3.9.3 Göz bebeği kornea yansıması tespiti – Uygulama 3	73
3.9.3.1 Kornea yansıması tespitinde kullanılan yöntem-Uygulama 3	75
3.9.3.2 Göz bebeği tespitinde kullanılan yöntem-Uygulama 3	77
3.10 Deneysel Çalışma-3	79
3.10.1 Göz bebeği ve kornea yansıması tespiti-Uygulama 4.....	82
3.10.2 Kalibrasyon ve bakış yeri tahmini-Uygulama 4.....	85
3.10.3 Stimulus uygulaması-Uygulama 4	86
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	92
4.1 Deneysel Çalışma-1 Bulguları	92
4.2 Deneysel Çalışma-2 Bulguları	93
4.3 Deneysel Çalışma-3 Bulguları	93
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	104
KAYNAKLAR	106
EK 1 Tasarım Kaynak Kodları.....	112
ÖZGEÇMİŞ.....	115

KISALTMALAR DİZİNİ

CRRL	Dairesel Halka Işınları Konumu
DLSR-ANN	Doğrudan En Küçük Kareler Regresyonu-Yapay Sinir Ağı
DMA	Doğrudan Bellek Erişimi
EOG	Elektrookulografi
FPGA	Alanda Programlanabilir Kapı Dizisi
FPS	Saniyedeki Çerçeve
HSI	Ton, Doygunluk ve Yoğunluk
HSL	Ton, Doygunluk ve Parlaklık
HSV	Ton, Doygunluk ve Değer
IR	Kızılötesi
NIR	Yakın kızılötesi
PC	Kişisel Bilgisayar
PCCR	Göz bebeği Kornea Yansıması
PCI	Çevresel Bileşen Bağlantısı
RAM	Rastgele Erişimli Bellek
RTF	Radyal Temelli Fonksiyon

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1	Göz sabitleme ve sıçrama hareketi.....	2
Şekil 1.2	Edmund Huey'in kullandığı metod.....	3
Şekil 1.3	Alfred Yarbus'un göz takip sistemi.....	4
Şekil 1.4	Gözün yapısı ve ana bileşenleri.....	7
Şekil 1.5	Gözün hareketleri.....	10
Şekil 1.6	Scleral arama bobini.....	11
Şekil 1.7	Elektrookulografi sinyal yükseltici.....	12
Şekil 1.8	Limbus yansıması izleme düzeneği.....	13
Şekil 1.9	Elektromanyetik tayf.....	13
Şekil 1.10	Parlak göz bebeği (Bright Pupil) için aydınlatma yerleşimi.....	14
Şekil 1.11	Karanlık göz bebeği (Dark Pupil) için aydınlatma yerleşimi.....	14
Şekil 1.12	A Parlak göz bebeği, B Karanlık göz bebeği ve C Kornea yansıması.....	15
Şekil 1.13	Göz takip sistemleri.....	15
Şekil 1.14	Göz takip sistemi işleyişi.....	17
Şekil 1.15	Engelli göz takip sistemi.....	18
Şekil 1.16	Market sıcaklık haritası.....	19
Şekil 2.1	Uzamsal referans pikseli.....	27
Şekil 2.2	Görüntü histogramı.....	29
Şekil 2.3	Görüntü histogramı ve sınıfları.....	31
Şekil 2.4	Görüntüye yapısal eleman uygulama.....	33
Şekil 3.1	Göz takip sistemi test platformu.....	36
Şekil 3.2	PXI Şase.....	37
Şekil 3.3	NI PXIe-8135 Denetleyici.....	37
Şekil 3.4	NI PXIe-7962R PXI FPGA Modülü.....	38
Şekil 3.5	Kamera Link Adaptör Modülü.....	38
Şekil 3.6	Basler Kamera.....	39
Şekil 3.7	Computar Marka Lens.....	39
Şekil 3.8	NI PCI-1473R.....	40
Şekil 3.9	Video kaydı almak için kullanılan düzenek.....	41
Şekil 3.10	Kalibrasyon noktaları.....	41
Şekil 3.11	Hough dönüşümü ile göz bebeği-kornea yansıması belirleme.....	42
Şekil 3.12	Eşik değeri uygulanarak filtrelenmiş göz bebeği.....	43
Şekil 3.13	Eşik değeri uygulanarak filtrelenmiş kornea yansıması.....	43
Şekil 3.14	Dairesel Hough dönüşümü.....	44
Şekil 3.15	Hough dönüşümü ile hesaplanan göz bebeği.....	45

Şekil 3.16	Hough dönüşümü ile hesaplanan kornea yansıması	45
Şekil 3.17	Ekran koordinatlarını hesaplama aşamaları	47
Şekil 3.18	2'nci derece polinom ve göz bebeği merkezi ile bakılan yerin tespiti.....	49
Şekil 3.19	2'nci derece polinom ve göz bebeği-kornea yansıması vektörü ile bakılan yerin tespiti.....	50
Şekil 3.20	RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=100)	54
Şekil 3.21	RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=50)	54
Şekil 3.22	RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=10)	55
Şekil 3.23	RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=5)	55
Şekil 3.24	RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=1)	56
Şekil 3.25	2-tap piksel geometrisi.....	59
Şekil 3.26	Kamera ünitesi blok diyagramı.....	60
Şekil 3.27	Bayer GB filtresi piksel dizilimi.....	61
Şekil 3.28	Bayer GB filtresi ile görüntü sensörüne ait optik geçirgenlik grafiği.....	61
Şekil 3.29	Basler kamera ünitesi IR kesici modifikasyonu	62
Şekil 3.30	Filtrelerin optik geçirgenlik grafiği.....	62
Şekil 3.31	Yakın IR kamera görüntüsü.....	63
Şekil 3.32	Labview uygulama yazılımı "Eyecam NI v1.0"	64
Şekil 3.33	Kornea yansıması merkezinin belirlenmesi.....	65
Şekil 3.34	Göz bebeği merkezinin belirlenmesi	65
Şekil 3.35	Göz bebeği-kornea yansıması tespit edilmiş görüntü.....	65
Şekil 3.36	Labview uygulama yazılımı "Eyecam NI v1.1"	66
Şekil 3.37	Tasarlanan Labview ön panel (uygulama 2).....	67
Şekil 3.38	Kornea yansıması tespiti akış diyagramı (uygulama 2).....	68
Şekil 3.39	Kameradan okunan görüntü (uygulama 2)	68
Şekil 3.40	Yansımanın belirlenme süresi (uygulama 2)	69
Şekil 3.41	Yansımaya ait vision assistant kodu (uygulama 2).....	69
Şekil 3.42	Kornea yansıması tespiti (uygulama 2)	70
Şekil 3.43	Göz bebeği tespit görüntüsü (uygulama 2).....	71
Şekil 3.44	Göz bebeği merkezi tespiti akış diyagramı (uygulama 2)	71
Şekil 3.45	Göz bebeği belirlenme süresi (uygulama 2)	72
Şekil 3.46	Göz bebeğine ait vision assistant kodu (uygulama 2).....	72
Şekil 3.47	Göz bebeği tespiti (uygulama 2).....	73
Şekil 3.48	Sistem görüntüsü (uygulama 3)	74
Şekil 3.49	Tasarlanan sisteme ait Labview program arayüzü (uygulama 3)	74
Şekil 3.50	Kornea yansıması tespiti akış diyagramı (uygulama 3).....	75
Şekil 3.51	Kornea yansıması tespiti akış diyagramı (uygulama 3).....	76

Şekil 3.52	Kornea yansıması süreleri (uygulama 3)	77
Şekil 3.53	Vision assistant kodu (uygulama 3).....	77
Şekil 3.54	Göz bebeği tespit görüntüsü (uygulama 3).....	78
Şekil 3.55	Kornea yansıması tespiti akış diyagramı (uygulama 3).....	78
Şekil 3.56	Göz bebeği tespiti algoritma süresi (uygulama 3)	79
Şekil 3.57	Göz bebeği tespiti blok kodu (uygulama 3).....	79
Şekil 3.58	Göz takip sistemi	80
Şekil 3.59	IR aydınlatıcı yerleşimi.....	80
Şekil 3.60	Göz takip sistemi akış diyagramı (uygulama 4)	81
Şekil 3.61	Göz takip sistemi arayüzü (uygulama 4)	82
Şekil 3.62	Glinc ve göz bebeği merkez bölgesi tespit süreci	83
Şekil 3.63	Ekran kalibrasyon noktaları (uygulama 4).....	86
Şekil 3.64	Kullanıcı stimulus sinyali	87
Şekil 3.65	Bir döngü üzerindeki nesne	87
Şekil 3.66	DeneySEL çevrenin parlaklık ölçümü.....	89
Şekil 3.67	Monitör üzeri bakış yeri tahmin geometrisi.....	90
Şekil 4.1	Sağ göz y eksenli hata derecesi grafiği	95
Şekil 4.2	Sağ göz y eksenli hata derecesi grafiği	95
Şekil 4.3	Sağ göz öklid uzaklığı hata derecesi grafiği	96
Şekil 4.4	Sol göz x eksenli hata derecesi grafiği.....	96
Şekil 4.5	Sol göz y eksenli hata derecesi grafiği.....	97
Şekil 4.6	Sol göz öklid uzaklığı hata derecesi grafiği.....	97
Şekil 4.7	İki göz öklid uzaklığı ortalama hata derecesi grafiği.....	98
Şekil 4.8	Sağ göz x eksenli hata mesafesi grafiği	99
Şekil 4.9	Sağ göz y eksenli hata mesafesi grafiği	99
Şekil 4.10	Sağ göz öklid uzaklığı hata mesafesi grafiği	100
Şekil 4.11	Sol göz x eksenli hata mesafesi grafiği.....	100
Şekil 4.12	Sol göz y eksenli hata mesafesi grafiği.....	101
Şekil 4.13	Sol göz öklid uzaklığı hata derecesi grafiği.....	101
Şekil 4.14	İki göz öklid uzaklığı ortalama hata mesafesi grafiği.....	102
Şekil 4.15	Monitör üzeri bakış yeri tahmin geometrisi.....	102
Şekil 4.16	Kullanıcı l'e ait bakış yeri tahmini.....	103

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1	Hough dönüşümüyle göz bebeği tespiti.....	45
Çizelge 3.2	Hareketli nesne konum başlangıç değerleri	88
Çizelge 4.1	Göz takip doğruluğu sonuçları (Derece).....	94
Çizelge 4.2	Göz takip doğruluğu sonuçları (Milimetre).....	98



1. GİRİŞ

Göz, diğer duyularımıza oranla on milyon bit/saniye gibi çok yüksek hızlarda beyin ile iletişim sağlamaktadır. Beyin tarafından işleme alınan verilerin % 70'lik bölümü göz aracılığıyla beyne aktarılmaktadır. İnsan duyduklarının % 10'unu, okuduklarının % 20'sini gördüklerinin ve yaptıklarının ise % 80'ini hatırlamaktadır (Nast 2006). Görselleştirilmiş bilginin kullanımı 1985-1999 yılları arasında gazetelerde % 142, 2007 yılından itibaren internette % 9900, 1990 yılından günümüze kadar literatürde % 400 oranında artmıştır (Zacks vd. 2002). Beynimizin % 50'si görsel işlemeye dahil olmaktadır. Sahip olduğumuz alıcı sensörlerin % 70' i göz içerisinde bulunmaktadır (Merieb ve Hoehn 2007). Beynimiz saniyenin onda biri kadar sürede görsel bir sahneyi algılayabilmektedir. Bir sembolün beyin tarafından işlenmesi 150 milisaniye bu sembole anlam verilmesi ise 100 milisaniye sürmektedir (Thorpe vd. 1996, Holcomb ve Grainger 2006). Yapılan çalışmalar renkli görsellerin okumayı % 80 oranında teşvik ettiğini ve görsel bilgiyi beynin daha fazla arzu ettiğini tespit etmiştir (Green 1989).

Bu kapsamda göz üzerinden beyine gönderilen bilgilerin nasıl elde edildiği araştırılmıştır. Yapılan araştırmalar sonucunda bilginin gözün sabitleme ve sıçrama denen hareketleri ile elde edildiği bulgusuna varılmıştır (Javal 1878). Bu bulgulardan hareket ederek göz hareketlerinin takip edilmesi söz konusu olmaktadır. Düz bir metin okuması veya görsel bilgi içeren bir olayı takip esnasında, gözün hareketleri incelenerek, insan beyni tarafından nesnelere nasıl algılandığını ve bunları hafızasındaki bilgilerle nasıl eşleştirildiği hususundaki bilimsel çalışmalar günümüzde de devam etmektedir. Göz hareketlerinin takip edilmesi, günümüzde sıklıkla karşılaştığımız insan-bilgisayar etkileşimi konusunda da önemli gelişmelere yol açmıştır.

Görsel bilginin her alanda artan önemi sonucunda göz hareketlerini takip ve kontrol çalışmaları günümüzde oldukça artmıştır. Bu çalışmalar uçak aviyoniği, askeri simulatörler, ani gelişen olaylarda insan tepki analizi, travmatik beyin hasarlarının incelenmesi, sürücü yorgunluk tespiti, insan makine arayüzü, psikolojik davranış analizi, alışveriş alışkanlıkları ve engelli destek araçları gibi geniş bir uygulama sahasına sahiptir (Durna ve Arı 2015).

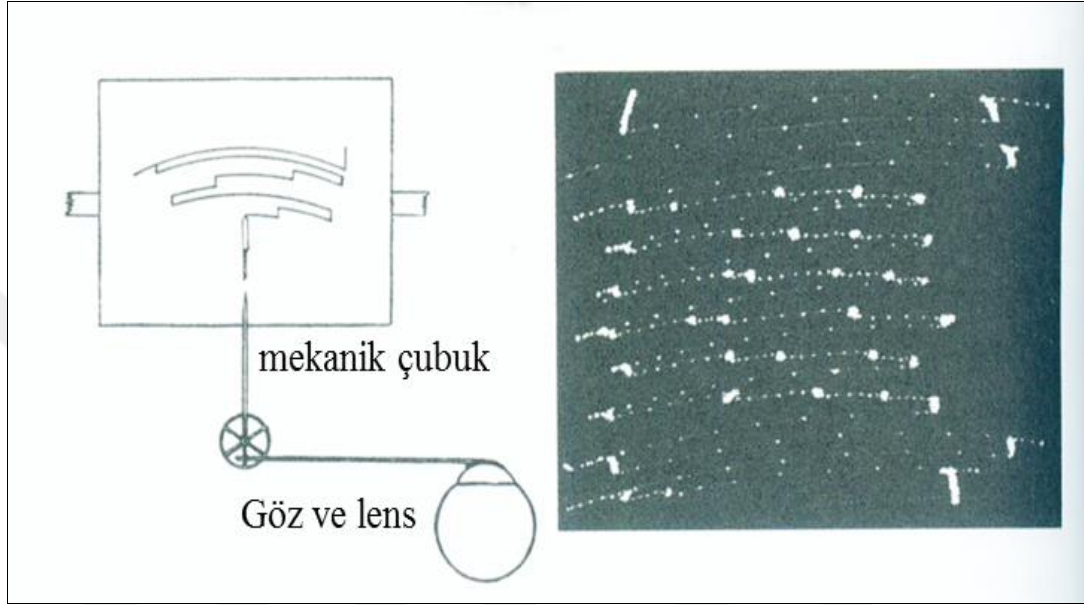
Göz hareketlerinin takip edilmesi günümüzde yeni bir teknoloji olarak gözükmese de aslında göz hareketlerinin takip edilmesi ve kaydedilmesine yönelik çalışmalar 1830'lu yıllara kadar dayanmaktadır. 1830'da Marie Jean Pierre Flourens güvercinlerde ve tavşanlarda iç kulağı tahrip ettikten sonra kontrol edilemeyen baş ve göz hareketlerinin ortaya çıktığını saptamıştır. 1849 yılında Du Bois-Reymond kornea ve retina arasındaki potansiyel farkın varlığını göstermiştir. Kornea pozitif, retina ise negatif yüke sahiptir ve bu durum korneoretinal potansiyel olarak adlandırılmaktadır. Korneoretinal potansiyel farkın yardımı ile göz hareketlerinin kaydedilmesine günümüzde elektrookulografi adı verilmektedir (Majaranta 2009).

1879 yılında Louis Emile Javal okuma yaparken gözün yazı üzerinde düzgünce ilerlemediğini gözlemlemiştir (Javal 1878). Javal yazı üzerinde gözün kısa sabitlemeler ve anlık sıçramaları olduğunu tespit ederek gözün hangi kelimelerde durduğunun araştırılması konusunda öncü olmuştur. Gözün temel olarak, sıçrama ve sabitleme olarak bilinen hareketleri vardır. Sıçrama (saccades), bakılacak yeni bir bölgeye doğru istemli ya da istem dışı olarak 10 ms - 100 ms süre aralığında her iki gözün eşzamanlı olarak yaptığı hızlı bir harekettir. Sıçramayı takip eden sabitleme (fixation) ise, gözün 200 ms ile 1000 ms'lik bir zaman dilimi aralığında durağan kalmasıdır (Drewes 2010). Şekil 1.1 Javal tarafından tespit edilmiş olan, düz bir yazı okuması yaparken gözün gerçekleştirdiği sıçrama ve sabitleme hareketini göstermektedir.



Şekil 1.1 Göz sabitleme ve sıçrama hareketi (<http://www.en.wikipedia.org> 2017d'den değiştirilerek alınmıştır)

1898 yılında Edmund Huey ortası göz merceği için boş bırakılmış bir kontak lens yapmıştır. Bu lense alüminyum bir işaretleyici bağlayarak şekil 1.2’de gösterilen yöntemle gözün hareketlerini kaydetmeye çalışmıştır. Huey okuma sırasında bazı kelimelerde gözün hiç hareket etmediğini tespit etmiştir.

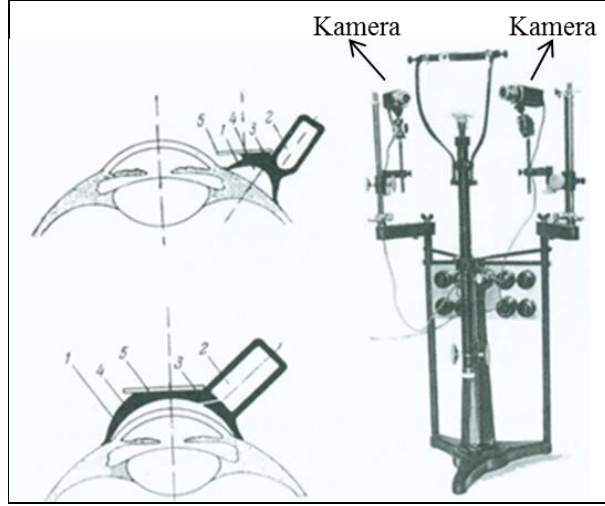


Şekil 1.2 Edmund Huey'in kullandığı metod (<http://www.en.wikipedia.org> 2017d'den değiştirilerek alınmıştır)

Dodge 1908 yılında fotografik yöntemleri ve gözden yansıyan ışığı kullanarak dikey yöndeki göz hareketlerini kaydetmeyi başarmıştır. Çok geçmeden Judd ve Mc Allister göz hareketlerini kaydetmek için hareketli fotoğraf resimlerini kullanmıştır.

Guy Thomas Buswell 1935 yılında gözden yansıyan ışığın ışınlarını kullanarak bunları bir film üzerinde kaydetmeyi başarmıştır ve göz hareketlerini takip edebilmiştir.

Alfred L.Yarbus kendisinin yaptığı aynalı ve optik bir sistem ile gözden yansıyan ışığı kullanarak göz hareketlerini takip etmeye çalışmıştır. Yarbus yaptığı çalışma sonucunda şekil 1.3'de verilen sistem ile resim içinde belirli bir bölgeye bakılması durumu ve resmin tamamına bakılması durumundaki göz hareketlerini kaydetmiş ve farklılık olduğunu ortaya çıkarmıştır (<http://www.en.wikipedia.org> 2017d).



Şekil 1.3 Alfred Yarbus'un göz takip sistemi (<http://www.en.wikipedia.org> 2017'den değiştirilerek alınmıştır)

1939 yılında Jung yatay ve dikey göz hareketlerini eş zamanlı olarak gözün yakınına yerleştirdiği elektrotlarla ölçmüştür. Bu metot elektrookulografi olarak bilinen ve gözün etrafındaki elektrik alanı ölçen bir sistemdir. Bu yöntem analog elektronik kullanarak göz hareketleri takip fırsatını ilk defa sağlamıştır. 1947 yılında Paul Fitts pilotların uçağı indirme esnasındaki göz hareketlerini video kamera kullanarak kaydetmiştir. Bu çalışmayla pilotların kokpit kontrollerini ve kullanımlarını nasıl sağladıkları tespit edilmeye çalışılmıştır. 1948 yılında Hartridge ve Thompson serbest baş hareketi için başa monteli ilk göz izleyiciyi keşfetmiştir (Drewes 2010).

1980 yılından sonra bilgisayar kullanılarak göz kayıtları alınmaya başlanmıştır. Bu tarihten sonra kayıt sistemi temelli çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Hızla değişen aviyonik sistemler sonucunda kokpitte yer alan bilgi miktarının fazla olması sorununu çözmek için, iyi seviyede görünebilirlik ve kullanılabilirlik sağlamaya yönelik kokpit ergonomisi geliştirme (Haibo 2010), göz bebeği boyutu belirleme (pupillometri) ile sinir fonksiyonlarındaki bozuklukların tanınması (Pozzessere vd. 1997, Frauscher vd. 2005), depresyon (Siegle vd. 2004), migren (Mylius vd. 2003) tespiti, sürücü eğitimi ve dikkat azalması teşhisi gibi sistemlerin (Vitabile vd. 2011) tasarlanmaya başlanması, söz konusu çalışmalar arasında yer almaktadır.

Günümüzde sıklıkla meydana gelen pilot kaynaklı önemli uçak kazaları sonrasında pilotların uçuş öncesi psikolojik ve nörolojik tepkilerinin analizi güvenlik açısından önem arz etmektedir. Bu kapsamda pilotların beyinlerinin nasıl tepki verdiği özel simulatörler ile görüntülenebilmektedir. Bu simulatörler EEG, göz bebeği ölçümü ve göz takibi yapabilen sistemlere sahiptir (Durna ve Arı 2015).

Literatürde sınıflandırılan başlıca göz izleme metodları, scleral arama bobini (Robinson 1963), elektrookulografi (EOG) (Hyoki vd. 1998) ve video görüntüsü esaslı göz bebeği-kornea yansımasıdır (Duchowski 2002). Bunlardan en yaygın ve güncel olanı, göz bölgesine temas gerektirmeyen, göz bölgesi görüntüsünden bölütlenerek elde edilen göz bebeği-kornea yansımasıdır. Göz bebeği-kornea yansıması için kızılötesi aydınlatma ile göz bölgesi aydınlatılmaktadır. Göze tutulan ışığın gözün camsı tabakası korneanın ön tarafından yansıyan ve purkinje yansıması olarak adlandırılan yansımaları ile mercekten geçen kızılötesi ışığın gözün arka bölümü retinadan yansımasının sonucu oluşan göz bebeğinin parlak veya karanlık görüntüsünden faydalanılmaktadır.

Günümüzde, insan duyuları ve insan anatomik özellikleri birçok uygulamada kullanım alanı bulmaktadır. Özellikle el, baş ve göz hareketlerinden elde edilen bilgiler, robot kontrolü, güvenlik sistemleri, akıllı sistemler, destek sistemleri ve insan tanıma gibi farklı sistemler için girdi olarak kullanılabilir. Bahsedilen bu sistemlerin güvenilirliklerinin artırılması için girdilerin önemi oldukça fazladır. El, baş ve göz hareketleri içerisinde devasa çevresel bilgileri beyine taşıması ile göz hareketleri öne çıkmaktadır.

İnsan dış dünyadan gelen bilgilerin %80-90'ını gözleri vasıtasıyla elde etmektedir (Wang vd. 2015). Dolayısıyla görme, duyularımız içerisinde en önemli olanıdır. Şu anda, göz bakışı ile davranışlarımızın ve düşüncelerimizin tahmin edilmesi ve farkedilmesi mümkündür. Gözlerimizi hangi yöne doğrulttuğumuz veya nasıl hareket ettirdiğimiz neye dikkat verdiğimizle ilişkilidir (<http://www.tobiipro.com> 2016b).

Görsel bilgi göz bakış takibi ile elde edilebilir. Göz hareketleri takip teknolojisi sofistike cihazlar içermektedir. Bu cihazlar ile kişinin nereye baktığı kayıt edilebilmekte ve göz hareketleri takip edilebilmektedir.

Göz hareketleri takip yöntemleri konusunun incelenmesi için öncelikle gözün yapısının bilinmesi gerekmektedir. Bu yapının incelenmesi sonrasında görme olayı ve göz hareketleri takip yöntemleri anlaşılabilir.

Bu tez çalışması kapsamında, gerçek zamanlı, uzaktan göz hareketlerini tespit edebilen, küçük baş hareketleri dahilinde ölçüm imkanı sunan, düşük düzeyde kullanıcı etkileşimine ihtiyaç duyan bir göz hareketleri takip sisteminin donanım ve yazılımsal olarak tasarımı hedeflenmiştir.

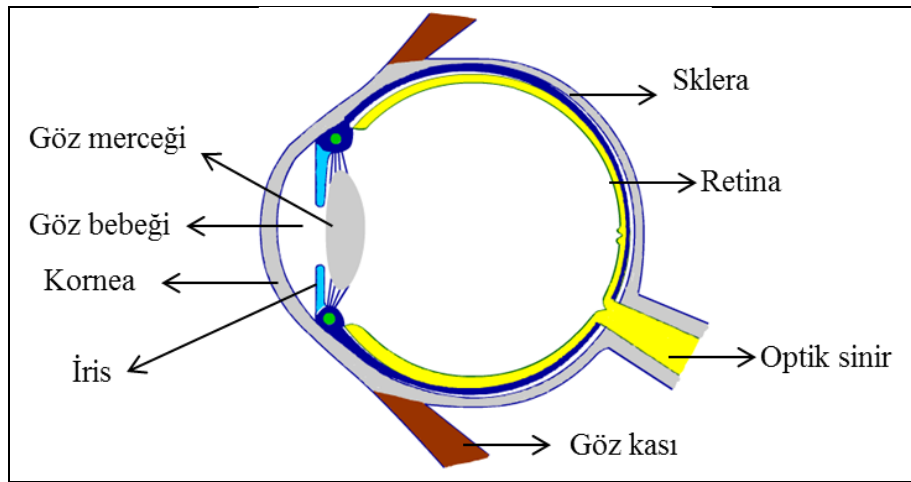
Bu kapsamda; birinci bölümde mevcut göz hareketleri takip sistemleri, tez çalışmasında tespit edilmesi hedeflenen insan gözünün anatomik yapısı, literatürde yer alan göz hareketleri takip metotları ile tezin amacı ve kapsamı detaylı olarak sunulmuştur. İkinci bölümde, literatürde bu alanda yapılmış çalışmalar ve tez çalışmasında faydalanılan görüntü işleme algoritmaları anlatılmıştır. Çalışma kapsamında geliştirilen tasarım ve kullanılan materyal üçüncü bölümde verilmiştir. Bulgulara yönelik değerlendirme ve tez çalışmasının sonucuna dördüncü bölümde değinilmiştir.

1.1 Gözün Yapısı ve Bölümleri

Göz insanın en önemli organlarından biridir. Şekil 1.4 insan gözünün yapısını ve bölümlerini göstermektedir. Göz kafatasında orbita adı verilen kemik yuvaya yerleşmiştir. Yumuşak yağ dokusuyla çevrilidir. Üzerinde bulunan 6 adet kas ile hareketlerini sağlar. İnsan gözü yaklaşık 120.000.000 renksiz algılama ve 6.500.000 renkli algılama hücresiyle 1 fotonluk hassasiyetle çalışabilmektedir. Algılama hücreleri retina üzerinde bulunmaktadır. Koni (cone) ve çomak (rode) olarak adlandırılan iki tipi mevcuttur. Bu hücreler ışığı elektrik sinyaline dönüştürülebilen özel bir sinir türüdür. Bu hücrelerde bulunan proteinler dış ortamdan gelen fotonları soğurmakta sonrasında hücre

zarında potansiyel fark oluşumuna neden olarak biyolojik süreçlerde değişiklik meydana getirmektedir. Görsel sistem bu hücrelerden elde edilen bilgileri kullanarak insanda görme olayını meydana getirmektedir. Koni hücreleri farklı dalgaboylarına sahip kırmızı, yeşil ve mavi rengi ayırt edebilen üç farklı hücre yapısına sahiptir. Çomak hücreleri ışığa daha fazla duyarlıdır. Çok düşük aydınlatma koşullarında koni hücreleri algılama yapamadığından renk ayrımı söz konusu olamamaktadır. Ancak çomak hücreleri siyah beyaz renk ayrımını gerçekleştirmektedir.

Göz fotoğraf makinesine benzer şekilde çalışmaktadır. Dış dünyadan gelen ışık önce en dışta yer alan ve saydam olan kornea tabakasına gelir. Kornea gözün en fazla ışık kırma gücüne sahip bölümüdür. Gelen ışığın % 70'ine yakını kırma uğratmaktadır. Göze gelen ışınları kırarak gözbebeğine gönderir. Göz bebeğinden geçen ışınlar göz merceği tarafından ikinci kez kırılırlar. Mercek ışınları retinaya odaklayacak şekilde ayar yapar. Bu ayar merceğin incelik bombeleşerek kırma gücünü değiştirmesi sayesinde ve bu işleme gözün uyum yapması (akomodasyon) adı verilmektedir. Akomodasyon sayesinde göz yakını da uzağı da net görebilir. Işınlar mercekten geçtikten sonra göz küresinin içini dolduran ve jöleye benzer vitreus isimindeki sıvıdan geçerek retina tabakasında odaklaşır. Gözün iç duvarını oluşturan retina üzerinde ki koni ve çomaklar, tarafından elektrik enerjisine çevrilip göz siniri tarafından beyne iletilirler ve beyin tarafından değerlendirilerek görüntü olarak algılanırlar (<http://tr.wikipedia.org> 2017b).



Şekil 1.4 Gözün yapısı ve ana bileşenleri

1.1.1 Kornea

Kornea gözün en dış tarafında en önde yer alan saydam cam gibi parlak damarsız kısımdır. Gözümüze yabancı cisim veya toz kaçtığında yanma hissi veren, kontakt lensleri üzerine yerleştirdiğimiz tabakadır. Yaklaşık yarım milimetre kalınlığında ve 12 mm çapındadır. Sadyam bir küre kesatine benzer. Gözün, gelen ışınları en fazla kıran bölümüdür. Dolayısıyla gözün odaklama işlevinde ve net görmede en büyük pay korneaya aittir. Kıırma gücü değişken olmayıp sabittir. Korneanın yapısında en ufak bir değişiklik gözün odaklama işlevinde önemli bir fark yaratır. Kornea, ışığın net bir şekilde kırınımı için saydam olmak zorundadır. Bu nedenle yapısında kan damarları içermez.

1.1.2 Lens

Göz bebeğinin arkasında bulunan göz merceği olarakta adlandırılan şeffaf bir yapıdır. İçerisinde damar bulunmamaktadır. 5 mm kalınlığında ve 9 mm çapındadır. Görme işleminde odaklama için hassas ayar işlemini gerçekleştirir. Bu işlevi şişkinleşip incelerek dolayısıyla yapısını değiştirerek gerçekleştirir. Işığın kırınımı işlemini sağlayan gözün diğer bölümüdür. Kıırma gücü sabit olmayıp değişken özelliktedir. Esnek yapısı ve uyum (zoom) özelliği ile uzağı ve yakını net olarak görmemizi sağlar.

1.1.3 Göz bebeği

Göz bebeği (pupil) irisin ortasında bulunan siyah bir daire gibi gözükten boşluktur. Işığın retina üzerine düşmesini sağlar. Göz bebeğinden geçen ışık, gözün iç kısmından yansıyarak göz bebeğinden geri çıkamadığı için göz bebeği siyah renkli olarak görünür. Göz bebeği karanlıkta büyürken aydınlıkta küçülür. Küçüldüğünde göz bebeğinin çapı 2 ile 4 mm arasındadır. Karanlıkta 8 mm maksimum açıklığa ulaşabilir (Gonzales ve Woods 2008).

1.1.4 İris

Korneanın alt kısmında bulunan iris gözün rengini veren renkli tabakadır. Mavi, yeşil, kahverengi, ela gibi renklerde olabilir. İnsan ömrü süresince değişime uğramadığından biyometrik tanıma sistemlerinde öncelikli olarak tercih edilmektedir. İçerdiği kaslarla diyafram gibi hareket ederek gözbebeğinin (pupil) büyüklüğünün ayarlamasına yardımcı olur.

1.1.5 Optik sinir

Optik sinir kafa sinirlerinden biridir ve merkezi sinir sisteminin parçaları arasında yer almaktadır. Sinir liflerinden oluşmaktadır. Retinaya (ağ tabaka) düşen görüntüler retina üzerindeki koni ve çomak hücreleri tarafından beynin değerlendirebileceği elektriksel bilgi paketlerine çevirilir. Görebilmemiz için retinanın üzerinde oluşmuş görüntüye ait bilgi paketlerinin beyne iletilmesini optik sinirler sağlar. Gözümüzden beynimize uzanan her bir optik sinir yaklaşık 1.200.000 lif taşımaktadır. Bu lifler 1.8 mm'lik çap, 2.7 mm²'lik bir kesit ve yaklaşık 5 cm'lik uzunluğa sahiptir.

1.1.6 Retina

Retina göz küresinin arka kısmının içini kaplayan kırmızı-kavuniçi renkte damarlı bir yapı gösteren çok özel bir tabakadır. Fotoğraf makinesindeki filme benzer ya da daha güncel bir benzetmeyle video kameralarda hareketli görüntüyü sinyallere çeviren CCD chip'ini anımsatan bir işlevi vardır. Görevi kısaca kornea ve göz merceği tarafından üzerine düşürülen görüntüyü elektriksel sinyallere çevirmektir. Daha sonra bu sinyaller görme siniri (optik sinir) yardımıyla beynin ilgili bölümüne iletilir.

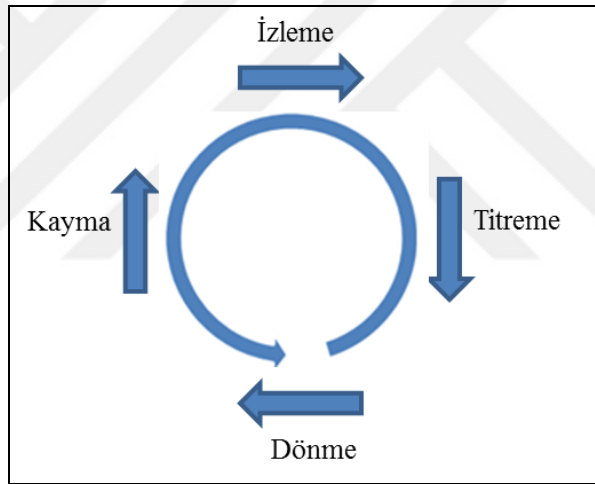
1.1.7 Sklera

Gözün dışarıdan beyaz görünen kısmına sklera adı verilir. Gözün şeklini ve sağlamlığını oluşturan ana bölümdür. Küreye benzer ve iki açıklığı bulunmaktadır. Dışarıdan görülen

ve kürenin içerisine yönelen ön açıklık kısmında kornea, iris ve gözbebeği bulunur. Gözün arka bölümüne karşılık gelen skleranın arka deliğinden ise optik sinir ve göz içi damarlar çıkmaktadır. Sklera göz dışı 6 adet kasla orbital de tutulur ve bu kaslar sayesinde göz istenen yöne doğru hareket ettirilir. Sağlıklı bir gözün sklera'sı beyaz porselen rengindedir.

1.2 Gözün Hareketleri

Göz şekil 1.5'te verilen izleme, titreme, dönme ve kayma hareketlerini gün içinde sürekli olarak tekrarlamaktadır. Bu hareketler gece uyurken dahi göz tarafından gerçekleştirilmektedir.



Şekil 1.5 Gözün hareketleri

Gözün şekil 1.5'teki hareketleri dışında sıçrama ve sabitleme olarak adlandırılan hareketleri vardır. Sıçrama (saccades) yeni bir bölgeye istemli veya istem dışı 10 ms - 100 ms süre ile her iki gözün eşzamanlı hızlı hareketidir. Sıçramayı takip eden sabitleme (fixation) ise, gözün 200 ms ile 1000 ms'lik bir zaman dilimi boyunca durağan kalmasıdır (Drewes 2010).

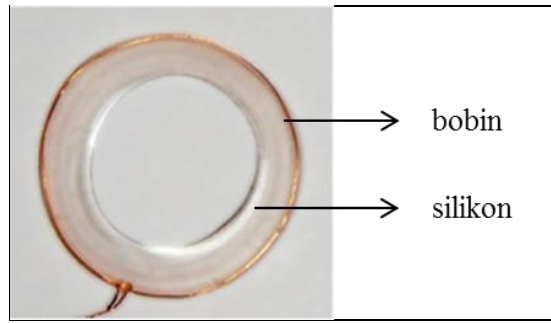
Göz sabitleme esnasında da hareketlidir, ancak bu hareketlilik, sığrama olarak adlandırılmayacak kadar küçüktür. Gözün, sabitleme ve sığrama dışında, "nystagmus", "vergence" gibi hareketleri de vardır.

1.3 Göz Hareketleri Takip Yöntemleri

Göz bakışı analizindeki başlıca uygulanan yöntemler: scleral arama bobini, elektrookulografi (EOG), infrared limbus yansıması izleme metodu ve göz bebeği-kornea yansımasıdır.

1.3.1 Scleral arama bobini

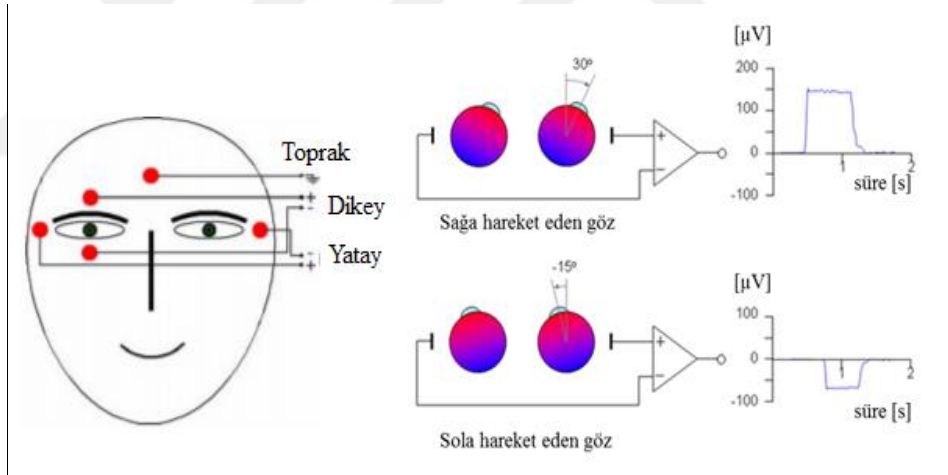
İlk olarak David A. Robinson tarafından 1975 yılında sunulan bu teknik günümüzde de yüksek hassasiyet gerektiren göz hareketleri takibinde en sık kullanılan yöntemdir. Bu yöntem harici bir ac kaynağıyla oluşturulan manyetik alan içerisinde hareket eden bobinin üzerine düşen voltajın faz kilitli genliğinin tespiti esasına dayanır. Arama bobini silikon bir halka içine yerleştirilmiştir. Bu silikon yapı sklera ile yapışmayı sağlar. Bu yöntem doğruluğu çok yüksek, kullanımı zor ve göze temas gerektiren (invasif) bir yöntemdir (<http://www.chronos-vision.de> 2017f).



Şekil 1.6 Scleral arama bobini (<http://www.chronos-vision.de> 2017f'den değiştirilerek alınmıştır)

1.3.2 Elektrokulografi (EOG)

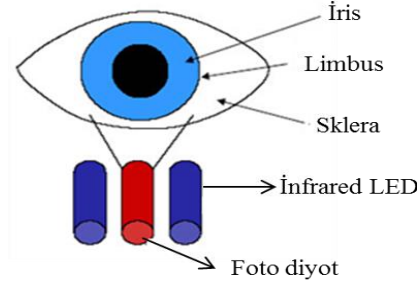
EOG, göz hareketleri takibinde kullanılan en pratik yöntemlerden biridir. Gözümüz elektriksel bir dipol olarak kabul edilebilir. Kornea ile retina arasındaki potansiyel fark 0.4 -1.0 mV civarındadır. Herhangi bir göz hareketi ya da pozisyonadaki bir değişiklik gözün etrafındaki potansiyeli değiştirmektedir. Yatay ölçüm için küçük elektrodlar medial kantüslere ve lateral kantüslere yerleştirilir. Topraklama için kaşların orta üst kısmına konulan elektrod kullanılır. Dikey ölçümde elektrodlar kaş üstüne ve göz alt kapağından biraz aşağıya konulur. Topraklama için lateral kantüs kullanılır. Elektriksel değişiklikler grafik olarak gözün pozisyonu, hızı ve anlık değişimi olarak üç kanalda kaydedilir. İki ya da tek kanallı bir kaydedici de yeterlidir (Savas 2005). Bu yöntemde doğruluk $\pm 2^\circ$ civarındadır. Gözün hareketi ile elde edilen gerilim değerleri şekil 1.7’de gösterilen bir yapı ile yükseltilebilir.



Şekil 1.7 Elektrokulografi sinyal yükseltici (<http://www.bem.fi> 2017c’den değiştirilerek alınmıştır)

1.3.3 Limbus yansıması

Kızılötesi (infrared) limbus yansıması izleme metodunda iris ve skleranın sınırından yansıyan infrared ışığın göz hareketleri ile olan değişimi izlenmektedir. Şekil 1.8’de görüldüğü üzere infraed ışık kaynağı gözün yüzeyini aydınlatır ve iki fotoelektrik hücre yansıyan ışığı soğurarak elektriksel sinyale dönüştürür (Savas 2005).



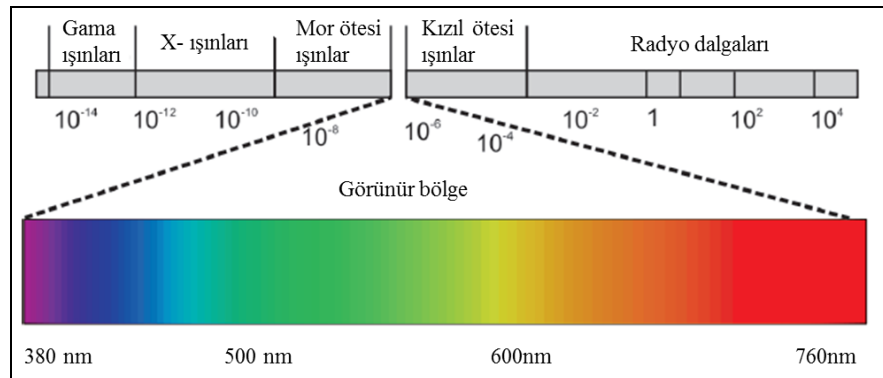
Şekil 1.8 Limbus yansıması izleme düzeneği

1.3.4 Göz bebeği-kornea yansıması (Pupil-corneal reflection)

Bu metod göze tutulan ışığın kornea'dan yansıması kullanılarak elde edilen Purkinje yansımaları ile mercekten (lens) geçen infrared ışığın retinadan yansımasının sonucu göz bebeğinin parlak ve karanlık görüntüsünün video tabanlı kayıt sistemleri ile takip edildiği, elde edilen verilerin değerlendirilerek göz bakışının analiz edildiği yöntemdir.

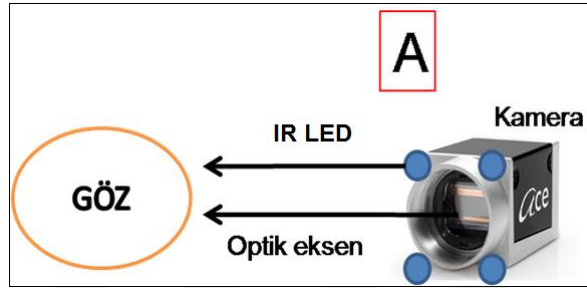
1.3.4.1 Parlak-karanlık gözbebeği (Bright - Dark pupil)

Görünür ışık veya görünür bölge şekil 1.9'da verilen elektromanyetik tayfin insan gözü tarafından algılanabilen dalgaboyu aralığıdır. Görünür bölge aralığının sınırları tam olarak belirlenmemiş olmakla birlikte, 380 ile 760 nm arasındaki dalgaboyları insan tarafından görülebilen aralıktır. Bu aralık içerisinde 620-740 nm dalgaboyu ile göze en canlı gelen renk kırmızı'dır.



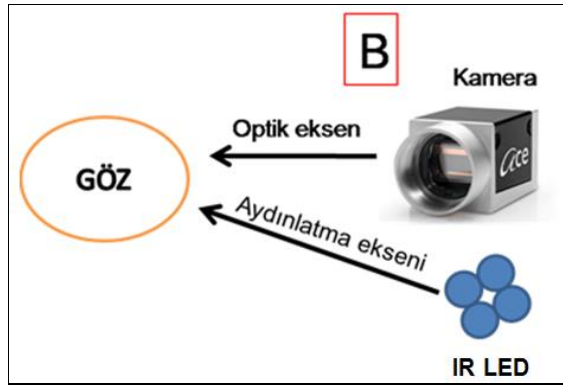
Şekil 1.9 Elektromanyetik tayf

Kızılötesi (infrared, IR) ışık gözün algılayabileceği görünür bölgenin dışında yer almaktadır ve göz tarafından fark edilememektedir. Kızılötesi ışık göze tutulduğunda retinadan yansıtılarak geri döner. Eğer şekil 1.10'daki gibi kamera optik eksenine paralel bir IR aydınlatma yerleştirilir ise göz bebeğinin kameradaki görüntüsü iris ve diğer tabakalara göre daha parlak görünmektedir. Bu durum parlak göz bebeği (bright pupil) olarak adlandırılmaktadır.



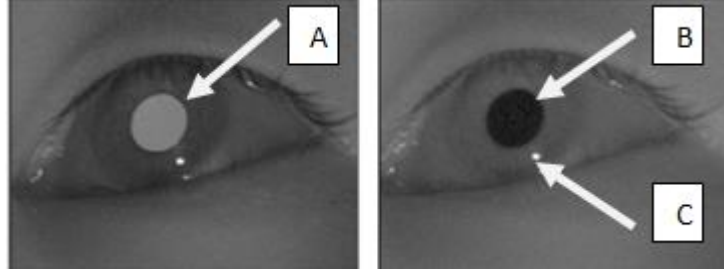
Şekil 1.10 Parlak göz bebeği (Bright Pupil) için aydınlatma yerleşimi

Eğer şekil 1.11'deki gibi kamera optik eksenine paralel olmayan bir aydınlatma yerleştirilir ise göz bebeğinin kameradaki görüntüsü iris ve diğer tabakalara göre daha karanlık görünmektedir. Bu durum ise karanlık göz bebeği (dark pupil) olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 1.11 Karanlık göz bebeği (Dark Pupil) için aydınlatma yerleşimi

Göz bölgesinin çekimini gerçekleştiren kameranın etrafındaki kızılötesi aydınlatmanın yerleşim durumuna göre kamera tarafından çekilen göz görüntüleri şekil 1.12’de gösterilmektedir.



Şekil 1.12 A Parlak göz bebeği, B Karanlık göz bebeği ve C Kornea yansıması

1.4 Göz Takip Sistemleri

Günümüzde göz hareketleri takibi yapan birçok ürün bulunmaktadır. Bu ürünlerin sistem konfigürasyonları şekil 1.13’te gösterilen başa monteli veya gözlüğe monteli yapılar olabileceği gibi uzaktan (remote) göz takibi gerçekleştiren masa üzeri, televizyona monteli, bilgisayara monteli, çeneye dayamalı ve gerçek zamanlı sistemler olarak karşımıza çıkmaktadır.

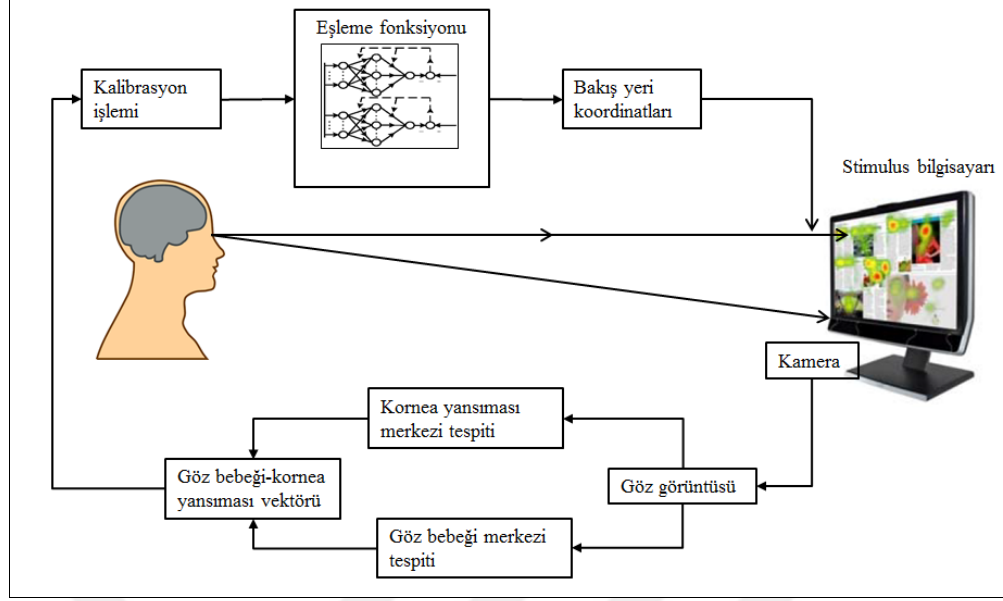


Şekil 1.13 Göz takip sistemleri (<http://www.tobii.com> 2016a’dan değiştirilerek alınmıştır)

Göz hareketleri takip sistemleri genellikle giyilebilir veya kamera tabanlı sistemler olarak sınıflandırılır. Kamera tabanlı sistemler insanlara temas gerektirmediğinden daha az rahatsız edicidir (Morimoto ve Mimica 2005). Bir diğer çalışmada ise hastalık teşhisine yönelik tanılama sistemleri ve insan bilgisayar etkileşimine sahip sistemler olarak sınıflandırma yapılmıştır (Duchowski 2002).

Göz hareketleri takip sistemleri (eye tracker) tek göz (monocular) takibi veya her iki gözün (binocular) takibini gerçekleştirebilir. Bu sistemler 30 Hz, 60 Hz, 120 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz ve 2000 Hz hızlarında çalışabilmektedir (<https://www.smivision.com> 2017a). Göz bakış yerinin tahmini, göz bebeği büyüklüğü ölçümü, sabitleme ve sıçrama hareketlerinin analizi bu sistemler de çıktı olarak sunulmaktadır. Maliyeti düşük sistemler, düşük hız ve düşük çözünürlüklü kameralar ile sağlanmaktadır. Göz hareketleri takip sistemlerinde bakış yerinin doğru hesaplanması sistemler arasında farklılık göstermektedir. Ticari ürünlerde sistem doğruluğu 0.5° - 2° aralığında değişebilmektedir.

Göz bakış sistemlerinin çalışma yöntemleri farklılık gösterse de şekil 1.14'te gösterilen akış diyagramı genel işleyiş hakkında bilgi vermektedir. Şekil 1.14 insana temas gerektirmeyen uzaktan göz takibi gerçekleştiren bir sistemin akış diyagramıdır. Göz takip sistemi algoritması gömülü bir sistem üzerinde olabileceği gibi bir bilgisayarda da olabilir. Göz hareketlerinin takibi için, kornea yansıması ile göz bebeği vektörü (Pupil Center Corneal Reflection, PCCR) sıklıkla kullanılır. Bu metod, kamera görüntüsünden elde edilen kornea yansıması ve göz bebeği merkezi arasında tanımlanan vektörün, bakış yönü ile doğrudan ilişkili olduğu esasına dayanmaktadır.



Şekil 1.14 Göz takip sistemi işleyişi

Bu sistemin karşısına oturan bir kullanıcı uyarıcı (stimulus) bilgisayarında gösterilen bölgelere bakarken kamera ile göz bölgesine ait görüntü elde edilir. Bilgisayar ekranında kalibrasyon işlemi için 4, 6, 9, 16 ve 25 nokta kullanılabilir. Görüntü içerisinde göz bebeği ve kornea yansıması merkezi koordinatları görüntü işleme yöntemleri ile bulunur. Video görüntüsü içerisinde konum bilgisi elde edilen bu göz bebeği ve kornea yansıması koordinatlarının bilgisayar ekranında hangi koordinatlara karşılık geldiğinin (bakılan yer) hesaplanması için eşleme fonksiyonları kullanılır. Eşleme fonksiyonu sonucunda bakılan yer koordinatları monitör üzerinde farklı bir işaretleme ile gösterime sunulur.

1.4.1 Uygulama alanları

Göz hareketi takibi aşağıda verilen sahalarda uygulama alanlarına sahiptir.

- Medikal destek
- İnsan makine etkileşimi
- Sürüş analizi
- Ambalaj veya etiket

- Basılı reklam (Gazete, Dergi v.b.)
- Farklı mağaza tiplerindeki alışveriş alışkanlıkları
- TV reklamları
- Online reklamlar
- Açık hava reklamları
- Web sitesi
- Akıllı televizyon
- Oyun teknolojisi
- Sanal gerçeklik

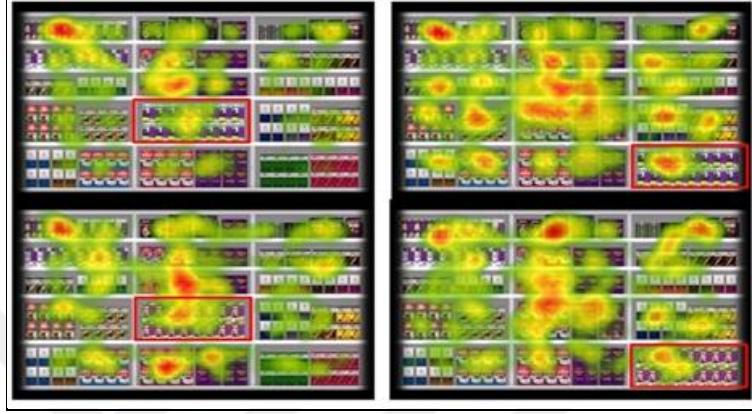
Bu alanlardaki uygulamalar ile ilgili olarak kısaca bahsedebiliriz. Örneğin;

Göz hareketleri takibinin bilgisayarla görme problemlerinde kullanılması son dönemde oldukça yaygınlaşmıştır. Özellikle insan bilgisayar etkileşimli sistemler daha geniş kullanım alanlarına sahiptir. Bu tür sistemler gözle kontrol edilebilen arayüzler sunarlar. Göz dışında çevreyle iletişim kuracak organların bulunmaması gibi durumlarda göz hareketleri takibi sağlayan sistemler en uygun sistemlerdir. Hareket kısıtlaması bulunan, konuşamayan veya ellerini kullanamayan engelliler gözlerini kullanarak bu sistemler ile çevreleri ile iletişim sağlayabilmektedir. Şekil 1.15'te tekerlekli sandalyeye monte edilmiş bir göz takip sistemi gösterilmiştir. Bu sistemde, ekrana gelen klavye aracılığıyla kişi yazı yazabilmektedir (<http://ileriseviye.org> 2014a).



Şekil 1.15 Engelli göz takip sistemi (<http://parvathyk.blogspot.com.tr> 2014b)

Market araştırması amaçlı kullanılan göz hareketi takip sistemi ile elde edilen şekil 1.16 benzeri bir sıcaklık haritası markette nerelere daha sık bakıldığını gösterir. Bu veriler market içerisinde nereye, hangi rafa, hangi ürüne, ürün üzerinde hangi bölgeye ürün, reklam ve etiket konulacağını belirlemede yardımcı olmaktadır.



Şekil 1.16 Market sıcaklık haritası (<http://www.tobii.com> 2016a'dan alınmıştır)

Sürücülük insan dikkatinin önemli olduğu yerlerden biridir. Sürücülerin uykulu veya dalgın oluşları birçok kazaya neden olabilmektedir. Son zamanlarda geliştirilen uygulama alanlarından biride araç içerisinde sürücünün tansiyon, dikkat, uyuma vb. hallerinde araç yardımcı (car assistant) sistemini devreye sokma amaçlı göz hareketi takip sistemleridir.

1.5 Tezin Amacı ve Kapsamı

Günümüzde göz hareketleri takibine yönelik olarak farklı firmalara ait ticari cihazlar görmek mümkündür. Ancak akademik olarak bu cihazlarda kullanılan takip metodolojisine ve sistemlerin söz konusu bozucu etkenler altındaki başarımlarına dair veriler literatürde bulunmamaktadır.

Göz hareketleri takibine yönelik tasarımlarda yüksek hızlara ulaşabilme, yüksek doğruluk ile bakış yeri tahmini, baş hareketli iken takip ve farklı aydınlatma şartlarında

takip hususlarındaki zorluklar halen devam etmektedir. Gerçek zamanlı (real-time) olarak tasarlanan sistem ile bu zorlukların çözümü konusunda katkıda bulunulmuştur.

Sistem çıktısı olarak elde edilen bakış yeri tahmini ile birçok cihaz veya sistemin kontrolü sağlanabileceği gibi göz bebeği büyüklüğü ve değişiminin incelenmesi sonucunda ulaşılan veriler ile nöroloji, psikoloji, sağlık gibi alanlarda teşhis amaçlı kullanılabilir.

Bu tez çalışmasında;

- Bir göz hareketleri takip sisteminin donanımsal olarak tasarlanması,
- Yüksek çözünürlüklü görüntüleri işleyerek göz bebeği tespitini yüksek doğruluk oranı ve/veya daha düşük işlem zamanı ile gerçekleştirebilecek bir metodolojinin elde edilmesi,
- Bu metodoloji ile göz bebeği büyüklüğünün de ölçülebilmesi,
- Göz bakış yerinin tespitinin, kamera açısı içerisinde küçük baş hareketleri dahilinde de yapılabilmesi,
- Farklı yaş grubundaki kişiler için aynı şekilde iyi sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir.

Çalışma kapsamında farklı katılımcılar ile göz bölgesi görüntüsünden göz bebeği bölütlenerek ve etiketlenerek ayrıştırılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

Geleneksel göz takip metodları arasında (Dodge ve Cline 1901, Yarus 1967) en sık kullanılan yöntem göze temas gerektirmeyen video tabanlı gözbebeği kornea yansıması (PCCR) dır. Bu yöntem göz bölgesi ile fiziksel temas gerektirmemektedir. Dolayısı ile son yıllarda sıklıkla başvulan bir yöntem (Lee vd. 2013, Blignaut 2014) olarak karşımıza çıkmaktadır. PCCR yönteminde, "glint" olarak adlandırılan kornea yansıma ile göz bebeği merkezinin göreceli konumu yöntemin ana parçasıdır. Bunun yanı sıra, bakış tahmini, göz bebeği merkezi ve aydınlatıcılar tarafından oluşturulan kornea yansıması merkezi belirlenerek gerçekleştirilir. Birçok göz izleme çalışmasında tek (Lee vd. 2013, Heo vd. 2014) veya çoklu aydınlatıcı tabanlı yöntemler (Morimoto ve Mimica 2005, Hennessey ve Lawrence 2009, Sanchez ve Villanueva 2012) kullanılarak bakış yeri tahminleri gerçekleştirilmiştir.

Göz izleme sistemleri, aydınlatıcı olarak görülebilir veya kızılötesi (IR) ışık kullanmaktadır. Görünür ışık tercih edildiğinde göz bebeği merkezini algılamak ve göz bebeğini gürültü olan yansılardan ayırmak zordur. Öte yandan, kızılötesi ışık, yakın kızıl ötesi (NIR) kameralar yardımıyla göz bebeği tespitini kolaylaştırır. Dolayısı ile birçok göz takibi uygulaması NIR kameralarla birlikte IR ışık kullanmaktadır. Göz takibi işlemlerine göre, bir veya daha fazla NIR kamera 2D veya 3D video görüntüleri elde etmek için kullanılır. 3D video görüntü tabanlı sistemler daha yüksek doğruluklara sahiptir ancak çalışma frekansları daha düşüktür.

Kullanıcıların göz bakışı tespiti birçok teknik kullanarak yapılabilir. Göz takip sistemleri genelde giyilebilir veya uzaktan izleme sistemleri olarak tasarlanmaktadır. Giyilebilir bir sistem biçiminde, kullanıcı kafasına bir göz izleme kamerası takılmaktadır (Cho vd. 2009, Bamg vd. 2011). Uzaktan izleme sisteminde, görsel algı gözden uzak bir kamera sistemi tarafından kullanıcılar için daha az rahatsız edici şekilde elde edilir (Zhu ve Ji 2004, Shih ve Liu 2004).

Kullanıcıların baş hareketleri kısıtlandığında göz hareketleri takip sistemlerinin doğruluklarının arttığı kanıtlanmıştır. Yüksek doğruluk değerlerini elde etmek için pek

çok ticari şirket, kullanıcı kafasını sabit tutmak amacıyla bir çene dayama aparatı kullanırken, bakış yeri tahminini ise masaüstüne monte edilmiş izleme sistemi ile gerçekleştirir. Bakış yeri tahmini için kullanıcılar kalibrasyon işlemine girerler. Genel olarak, kullanıcılardan ekranda bulunan bir, dört veya dokuz noktaya bakmaları istenir (Guestrin ve Eizenman 2006, Sigu ve Sidha 2011). Kalibrasyon noktalarının sayısı artırılırsa, bakış yeri hesaplama hatası azalmaktadır. Bakış yeri hesaplama hatası günümüzde halen doğrusal veya doğrusal olmayan fonksiyonlar kullanılarak üstesinden gelmek için uğraşılan bir sorundur.

Göz izleme sistemleri, insan bilgisayar etkileşimi, havacılık, tıp, robot kontrolü, üretim testleri, arttırılmış gerçeklik, psikanaliz, spor eğitimi, bilgisayar oyunları, eğitim simülatörleri, lazer cerrahisi, uçuş simülasyonları, yorgunluk tespiti, ürün geliştirme gibi farklı uygulama alanlarında yoğun şekilde kullanılmaktadır. Göz izleme sisteminin diğer bir uygulama alanı pupillometredir. Pupillometri göz bebeği boyutunun ölçümüdür. Normal olarak, insan göz bebeği boyutu, kişiden kişiye bağlı olarak 2-8 mm arasında değişir (Gonzalez ve Woods 2008). Buna ek olarak, ortam ışığı ve çevresel faktörler göz bebeği boyutundaki değişiklikleri etkileyebilir. Ayrıca, pupillometri, sinir sisteminin normal ve anormal çalışmasını gözlemlemek için göz bebeği boyutundaki tonik ve fazik değişiklikleri de gösterir (Wilhelm ve Wilhelm 2003). Yakın zamandaki araştırmalar, göz bebeği anormalliklerinin, skleroz, migren, diyabet, alkolizm, depresyon, anksiyete / panik bozukluk, alzheimer hastalıkları, parkinson, otizm gibi birçok hastalıkla ilişkili olduğunu ortaya koymuştur (Sousa vd. 2013).

Farklı disiplinler, göz bebeği büyüklüğü ve göz hareketleri arasındaki farklılıklardan yararlanmaktadır. Ayrıca, hızlı sistemler ile göz hareketi analizi, psikoloji, sinirbilimi ve oftalmolojide yeni fırsatlar sunmuştur. Son zamanlarda, göz izleme teknolojileri, pupillometri içeren seçenekler sunmaktadır. Pupillometride doğru sonuçları elde etmek için yüksek frekanslı ve yüksek çözünürlüklü görüntü tabanlı göz takibi sistemi gereklidir. Günümüzde, piyasada mevcut olan göz izleme cihazları baş hareketinden etkilenmeyen monoküler veya binoküler uygulamalara sahiptir ve 1000 fps (saniyede çerçeve) hıza kadar ulaşmaktadır (<http://www.tobiipro.com> 2016a, <https://www.smivision.com> 2017a).

Akademik çalışmalarda tasarım maliyetini düşürmek için genellikle düşük çözünürlük (640x480'e kadar) ve düşük frekanslı (30 Hz'e kadar) kameralar seçilmektedir.

Gwon vd. (2014) gözlük takan kullanıcılar için 1600x1200 piksel görüntülerle 15.7 Hz'de çalışan monoküler bir göz izleme sistemi önermiştir. Çalışmaları, kullanıcı gözlüklerinin algılanmasına ve gözlük yüzeyindeki yansımaların en aza indirgenmesine dayanarak, bir aydınlatma kontrol cihazı kullanılarak göz bebeği bölgesinin algılanmasını kolaylaştırmaya dayanır.

Gwon vd. (2016) 700 nm dalgaboyunda bir geçiş filtresi ve bir zoom lens takılmış bir web kamerası, 8x8 dizi halinde 850 nm dalgaboyuna sahip bir aydınlatıcı ile göz takibi yapmıştır. Kamera, monitör merkezinin hemen altında konumlandırılmış ve aydınlatıcı da kameranın altına yerleştirilmiştir. Monitör ve kullanıcı arasındaki mesafe kabaca 75 cm olarak ayarlanmıştır. Göz bebeği-glint merkezi vektörü ile gerçek bakış yeri arasındaki eşlemeyi gerçekleştirmek için bulanık mantık yöntemi önerilmiştir.

Lee vd. (2013), 640x480 piksel görüntülerle 27 Hz'de çalışan monoküler, başa monteli bir göz izleme sistemi sunmuştur. Yöntemleri, kullanıcı bakış noktalarını azaltmayı amaçlamaktadır. Sanal kalibrasyon noktaları üreterek kalibrasyon aşamasını kullanıcı için daha az zahmetli hale getirmektedir.

Lee vd. (2015), bakış yeri tahmini için yeni bir yöntem önermiştir. Kameranın önünde bulunan bant geçiren filtreyi kullanarak dış ışığın neden olduğu ilave kornea yansımalarını azaltılmıştır. Bu sistem, 1600x1200 piksel görüntülerle 20 Hz'de çalışan binoküler bir uzaktan göz takip sistemidir.

Wang vd. (2016) başa monteli 640x480 çözünürlükle göz takibi gerçekleştiren sistemleri ile göz bebeği-glint vektörüne dayalı bir bakış yeri tahmin yöntemi önermiştir. İlk olarak, dairesel halka ışınları konumu (CRRL) ve Gauss uydurma yöntemi, göz bebeği ve kornea yansıması tespiti için uygulanmıştır. Göz bebeği-glint vektörleri ile gerçek bakış yeri arasındaki eşlemeyi çözmek için doğrudan en küçük

kareler regresyonuna dayanan gelişmiş bir yapay sinir ağı (DLSR-ANN) önerilmiştir. Önerilen yöntem ile dört, altı, dokuz veya 16 noktalı kalibrasyon modelleri için sırasıyla 1.29° , 0.89° , 0.52° ve 0.39° doğrulukta bakış yeri tahmini yapılabilmektedir.

Görsel dikkat eksikliğinin trafik kazalarının büyük bir bölümünden sorumlu olduğu yaygın olarak kabul edilmektedir. Göz hareketi kaydı ve analizi, sürüş doğasını anlamak sürücü eğitimi stratejileri ve kaza önleme yöntemleri geliştirmede önemli rol oynar. Chapman ve Underwood (1998), düz yollarda sürücülerin sabitleme modellerini ortaya çıkararak yol kenarı işaretlerine uzun sabitleme sürelerinin kazalara neden olduğunu belirtmişlerdir.

Çoğu video tabanlı göz izleyici, gözü bir kızılötesi ışık kaynağı ile aydınlatarak çalışır. Bu ışık gözün korneasında parlaklık üretir ve buna kornea yansıması denir. Mevcut çalışmaların çoğunda, glint, bakış ölçütlerinin referans noktası olarak kullanılmıştır. Göz bebeği-glint farkı vektörü, göz veya kafa hareket ettiği zaman sabit kalır. Baş hareket ettirildiğinde glint konumu değişecektir, ancak sadece göz hareket ettirilirse glint konumu daha az değişecektir. Merchant vd. (1974) tek bir kamera, tek bir aydınlatma kaynağı ve ayna kombinasyonları ile bu durumu göstermiştir.

Sabit tek kameralı sistemlerin temel zorluğu, yeterince yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmek için gereken sınırlı görüş alanıdır. Sisteme birden fazla ışık kaynağı ekleyerek, tek kameradan daha iyi sonuçlar sağlanabilmektedir.

Sugano vd. (2008) artan öğrenme metodu kullanarak monitöre monte edilmiş tek bir kamera ve örgülü katı yüz yöntemiyle kafayı üç boyutlu çıkaran bir bakış yeri tahmin sistemi önermiştir.

Morimoto vd. (2002) gözün 3D pozisyonunu ve bakış yönünü tek bir kameradan ve en az iki ışık kaynağından hesaplayan ve kafa hareketinin serbest olmasına izin veren bir yöntem önermiştir.

Tomono vd. (1989) iki ışık kaynağı ile tek bir kameradan oluşan gerçek zamanlı görüntüleme sistemi önermiştir.

Hansen vd. (2010) ile Flavio vd. (2012), ekranın biraz altına yerleştirilmiş bir kamera, ekran köşelerine yerleştirilmiş dört ışık kaynağı ile göz takibi için çapraz oran yöntemini önermiştir.

Xiaohui vd. (2010) sıradan düşük çözünürlüklü kamera ve dört kızılötesi ışık kaynağı içeren uzaktan göz takibi için akıllı bir kontrol şeması önermiştir.

Kafa hareketinin serbest olması için geniş bir görüş alanı gerekir, ancak güvenilir bakış yeri tespiti için yüksek çözünürlüklü göz görüntüleri sınırlı bir görüş alanı ile elde edilir. Bu hedeflere geniş açılı mercek kameraları veya hareketli dar açılı mercek kameraları aracılığıyla ulaşmak için birden fazla kamera kullanılmaktadır. Literatürdeki çoklu kamera sistemleri, her göz için ayrı kameralar ve baş pozisyon değişikliklerini takibi için de ilave kamera kullanır. Bakış noktalarını tahmin etmek için tüm kameraların bilgileri birleştirilir.

Zhu vd. (2006) bir IR aydınlatıcının kameranın önüne ve iki video kameranın monitör ekranının altına monte edildiği göz takip sistemi önermiştir. Her iki kamera ile göz bebeği merkezinin 3D koordinatının hesaplanabilmesi için stereo görme sistemi oluşturmuştur. Çekilen göz görüntülerinden çıkarılmış göz bebeği-glint vektörü haritalama işlevi için girdi olarak kullanılmıştır.

Beymer ve Flickner (2003) iki adet geniş açılı stereo kamera ve iki adet dar açılı stereo kameradan oluşan dört kameralı bir sistem sunmuştur. Monitör alt köşelerine yakın konumlandırılan iki dar alan kamerası ile yüksek çözünürlüklü görüntülerden gözün 3D görüntüsü çıkarılmıştır. Monitör orta kısmının altındaki iki geniş açı kamera ile baş takibi yapılmıştır.

Iannizzotto ve La Rosa (2011) aydınlatmanın ve bakış açısının değişimine daha az hassas olan kontur (limbus ve göz bebeği konturu) gibi gözdeki yerel özelliklerin belirlendiği özellik tabanlı yöntemler ile bakış yeri tahminini yapmışlardır. Bu yöntemin açık havada veya güçlü ortam ışığı altında performans sorunları vardır.

Hansen ve Ji (2010) model tabanlı yaklaşım ile bakış yeri tahmininde bulunmuştur. Model tabanlı yaklaşım bakış yeri vektörünü tahmin etmek için gözün 3D geometrik modelini kullanmaktadır. Çoğu 3D model tabanlı (geometrik) yaklaşımlar metrik bilgilere dayanır. Işık kaynaklarının, kamera ve monitörün konum ve yöneliminin küresel geometrik bir modeli oluşturulur. Bu yöntem de önce 3D olarak gözün optik eksenini oluşturulmaktadır. Görme noktası, görme eksenini ile görsel sahne geometrisi kesiştirilerek tahmin edilmektedir. Optik eksen yapılandırılması, glint ve göz bebeği merkezinin tahmini ile yapılır. Bakış yönü vektörünü tanımlayarak ve görsel sahnedeki nesnelerin konum bilgisi ile bütünleştirilerek, göz bakış noktası tahmin edilmektedir.

3D model temelli bazı yaklaşımlarda, bakış yeri tahmini için göz bebeği-glint vektörü yerine göz bebeği merkezinden iris merkezine tanımlanan vektör kullanılmıştır (Yamazoe vd. 2008, Hung ve Yin 2010, Nagamatsu vd. 2010, Sigut ve Sidha 2011, Taba 2012, Yang vd. 2012).

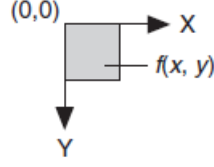
Görünüşe dayalı yöntemler gözleri fotometrik görünüme dayanarak tespit eder ve izler. Görünüşe dayalı teknikler, görüntü verilerini ekran koordinatlarına eşleyerek bakış yönünü tahmin etmek için kullanır (Javier vd. 2009, Lu vd. 2011).

Tez çalışması kapsamında faydalanılan temel görüntü işleme kavramları aşağıda sunulmuştur.

2.1 Sayısal Görüntü

Görüntü, ışık yoğunluğunu temsil eden iki boyutlu bir değer dizisidir. Görüntü işleme amacına yönelik olarak, görüntü terimi dijital resime karşılık gelir. Bir görüntü, ışık

yoğunluğunun bir fonksiyonudur ve $f(x,y)$ ile ifade edilir. Burada f , (x,y) noktasının parlaklığıdır. x ve y ise resim elemanının uzamsal koordinatlarıdır. Şekil 2.1’de verilen $(0,0)$ piksel koordinatları uzamsal referans olarak görüntünün sol üst köşesinde bulunur.



Şekil 2.1 Uzamsal referans pikseli

Sayısal görüntü işlemede, görüntü algılayıcı görüntüyü ayrık piksel sayılarına dönüştürür. Görüntü algılayıcı, her piksele sayısal bir konum ve pikselin parlaklığını veya rengini belirten gri bir seviye veya renk değerini atar. Sayısallaştırılmış bir görüntünün üç temel özelliği vardır: çözünürlük, tanım ve katman sayısı.

Görüntünün uzamsal çözünürlüğü, piksel sayısı ve sütun sayısıdır. M sütun ve N satırdan oluşan bir resim $M \times N$ çözünürlüğüne sahiptir. Bu görüntünün yatay eksenini boyunca M piksel ve dikey eksenini boyunca N adet piksel vardır.

Görüntünün tanımı, resimde görebileceğiniz tonların sayısını belirtir. Bir görüntünün bit derinliği, her piksel değerini kodlamak için kullanılan bitlerin sayısıdır. Belirli bir bit derinliği için, görüntünün 2^n görüntü tanımlaması vardır, yani bir piksel 2^n farklı değere sahip olabilir. Örneğin, n 8 bit’e eşitse, bir piksel 0’dan 255’e kadar değişen 256 farklı değer alabilir. Eğer n 16 bit’e eşitse, bir piksel 0’dan 65.535’e veya -32.768’den 32.767’ye değişen 65.536 farklı değeri alabilir.

Bir resimdeki katmanlar, görüntüyü oluşturan piksel dizilerinin sayısına karşılık gelir. Renkli görüntü, kırmızı bileşen, mavi bileşen ve yeşil bileşen olarak üç tane katmandan oluşurken gri tonlamalı görüntü bir katmandan oluşur.

Renkli görüntüde, her pikselin renk bileşen yoğunluğu üç farklı değerle kodlanır. Renkli görüntü, RGB görüntüsündeki kırmızı, yeşil ve mavi bileşenlere karşılık gelen üç piksel

dizisinin bileşimidir. HSL görüntüleri ton (Hue), doygunluk (Saturation) ve parlaklık (Luminance) değerleri ile tanımlanır.

2.2 Renk Uzayı

Renk uzayı, üç boyutlu bir koordinat sistemi içindeki her bir rengin bir noktayla temsil edildiği bir alt uzaydır. Renkler, kişiler, makineler veya yazılım programları arasındaki renk tanımlamasını kolaylaştırmak için kullanılır. Çeşitli endüstriler ve uygulamalar farklı renk uzaylarını kullanmaktadır. Bilgisayarlar renkleri kırmızı, yeşil ve mavi kombinasyonu olarak algılamakta, insanlar renkleri parlaklık, renk tonu ve yoğunluk gibi parametrelere göre algılamakta. Baskı endüstrisi renk belirtmek için mavi, kırmızı ve sarı kullanır. Aşağıda, ortak renk uzayları verilmiştir (Anonymous 2003).

- RGB-Kırmızı, yeşil ve mavi rengi temel alır. Genelde bilgisayarlar tarafından kullanılır.
- HSL-Ton, doygunluk ve parlaklık temeline dayanır. Görüntü işleme uygulamalarında kullanılır.
- CIE-Parlaklık, renk tonu ve renklilik temelini esas alır. İnsan beyninin algıladığı farklı renk duyuları olarak Uluslararası Aydınlatma Komisyonu tarafından tanımlanmıştır.
- CMY-Camgöbeği, galibarda ve sarıya dayalıdır. Baskı endüstrisi tarafından kullanılır.
- YIQ-Parlaklık bilgisini (Y) renk bilgisinden ayırır (I ve Q). TV yayını için kullanılır.

Işık koşullarının önemli ölçüde etkili olduğu makine görmesi uygulamalarında HSL renk uzayı tercih edilir. HSL renk uzayı, renk eşleme, renk konumu ve renk deseni eşleme gibi algoritmaları çalıştırırken RGB uzayından daha doğru bilgi sağlar.

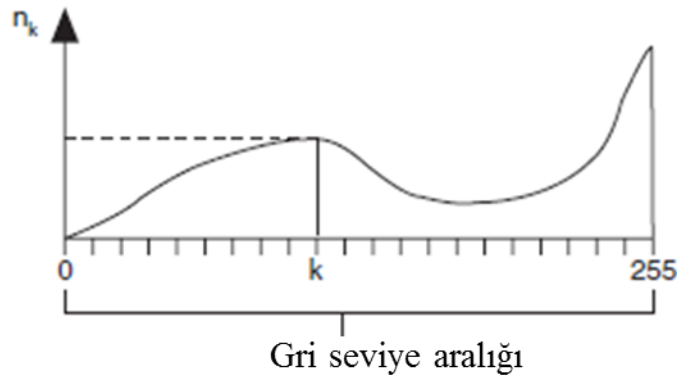
Renk, belirli bir görsel uyarana beynin tepkisi olduğu için, insan beyninin algıladığı farklı renk hissi olarak tanımlanır. RGB, en sık kullanılan renk uzayını ifade eder. İnsan,

gözünde bulunan renk reseptörleri aracılığıyla kırmızı, yeşil ve mavi bileşenlerdeki renk bilgisini alır. Bu hücrelerden gelen sinyaller beyne iletilir. Beyin, üç ana ışık kaynağını işler ve tek bir renk (görüntü) oluşturacak şekilde birleştirir. Üç ana renk bileşeni, hemen hemen tüm diğer olası renkleri çoğaltmak için kullanılır.

HSL Renk uzayında, ton, doygunluk ve parlaklık bir rengi diğerlerinden ayıran özelliklerdir. Ton, rengin baskın dalga boyuna tekabül eder. Renk tonları bir gökkuşağı olarak görselleştirebilir. Doymunluk, ton'a eklenen beyaz miktarını ve bir rengin saflığını temsil eder. Beyaz olmayan bir renk tamamen doymuştur. Doymunluk derecesi, eklenen beyaz ışık miktarı ile ters orantılıdır. Pembe (kırmızı ve beyaz) ve lavanta (mor ve beyaz) gibi renkler kırmızı ve mor renklerden daha az doymuştur. Parlaklık, kromatik kavramını, ışığın genlik veya kuvvetini de barındırır. Kromatiklik renk tonu ile doymunluğun birleşimidir ve kromatiklik ile parlaklık arasındaki ilişki rengin özelliklerini taşır. HSL renk uzayı HSI (Ton, Doymunluk ve Yoğunluk) veya HSV (Ton, Doymunluk ve Değer) olarak da kullanılmaktadır (Anonymous 2003).

2.3 Görüntü Histogramı

Şekil 2.2 ile verilen histogram, bir görüntüdeki piksel yoğunluklarının dağılımını tanımlayan temel bir görüntü analiz aracıdır. Histogram, her gri tonlama seviyesindeki toplam pikseli sayar ve grafik olarak gösterir. Bir görüntünün genel tanımını sağlar ve arka plan, nesnelere ve gürültü gibi çeşitli bileşenleri tanımlamanıza yardımcı olur.



Şekil 2.2 Görüntü histogramı

[0, k.... 255] arasında tanımlanan gri seviye aralığı k ve toplam piksel sayısı n olmak üzere H fonksiyonu olarak tanımlan histogram eşitlik (2.1)'de verilmiştir.

$$H(k) = n_k \quad (2.1)$$

2.4 Görüntü Eşikleme

Eşikleme, görüntünün parçacık bölgesi ve arka plan bölgesi olarak iki bölgeye bölünmesinden oluşur. Eşikleme ile 0'dan 255'e kadar piksel değerlerine sahip gri tonlamalı görüntü, 0 veya 1 piksel değerlerine sahip ikili bir görüntüye dönüştürülür. Eşik belirlenmesinde görüntüdeki gri seviye dağılımlarını gösteren histogramdan faydalanılmaktadır. En temel eşikleme, tek bir eşik değeri kullanılarak görüntünün bölümlendiği eşitlik (2.2) ile verilen bütünsel eşiklemedir (Gonzalez vd. 2009).

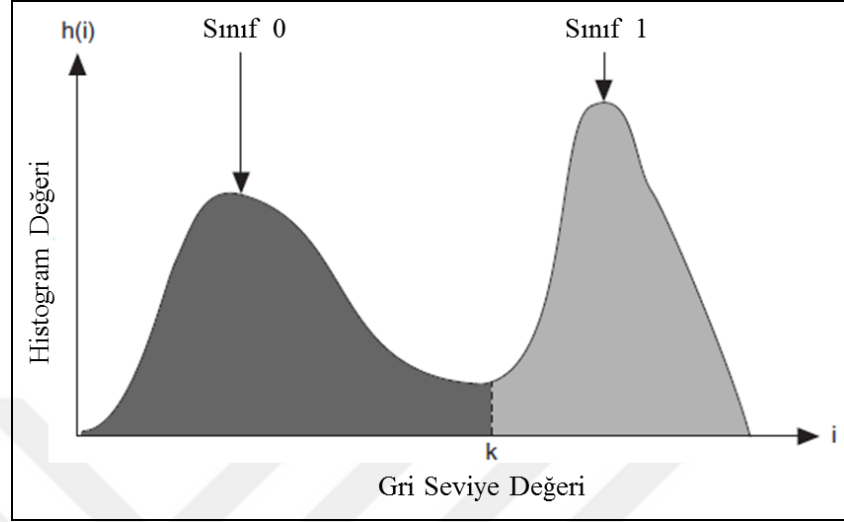
$$g(x,y) = \begin{cases} 1, & f(x,y) > T \\ 0, & f(x,y) \leq T \end{cases} \quad (2.2)$$

Burada $f(x,y)$, görüntünün (x,y) noktasındaki gri seviye değeri, T eşik değerini ve $g(x,y)$ ise eşiklenmiş görüntüyü ifade etmektedir.

Işık yoğunluğunun değiştiği koşullar için elle eşik değeri belirlemenin aksine, Kümeleme, Entropi, Sınıflar Arası Varyans, Metrik ve Moment gibi çeşitli otomatik eşikleme teknikleri mevcuttur. Kümeleme, görüntünün birden fazla sınıfa eşleştirildiği çok sınıflı eşikleme yöntemidir. Diğer dört yöntem (entropi, metrik, moment ve sınıflar arası varyans) ikili eşikleme için tanımlanmıştır. Beş yöntemin tamamı bir görüntüyü iki sınıfa eşleştirmek için şekil 2.3'te sunulan görüntünün histogramını kullanır.

Burada i , gri seviye değerini, k eşik olarak seçilen gri seviye değerini, $h(i)$ görüntüdeki her gri seviye değerindeki piksel sayısını, N görüntünün toplam gri seviyesini ve n görüntünün toplam piksel sayısını temsil eder. Otomatik eşikleme teknikleri piksel eşik

değerini (k) belirlemek için kullanılır, k'ya eşit veya daha düşük olan gri seviye değerleri sınıf 0 diğer gri seviye değerleri ise sınıf 1'e aittir.



Şekil 2.3 Görüntü histogramı ve sınıfları

Kümeleme: Bu teknik, görüntünün histogramını algılanan faz sayısına karşılık gelen ayrı bir sınıf sayısı ile sıralar. Gri değerler belirlenir ve her sınıf için bir ağırlık merkezi belirlenir. Bu işlem, her bir faz veya sınıf için kütle merkezini temsil eden bir değer elde edilene kadar tekrarlanır. En sık kullanılan otomatik eşikleme yöntemi, çok sınıflı eşik olarak da bilinen kümeleme yöntemidir (Anonymous 2003).

$$k = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} \quad (2.3)$$

burada k eşik değeri, μ_1 0 ile k arasındaki tüm piksel değerlerinin ortalaması ve μ_2 k+1 ile 255 arasında bulunan tüm piksel değerlerinin ortalamasıdır.

Entropi: Bu yöntemde eşik değeri histogram verilerine bilgi teorisi uygulayarak elde edilir. Bilgi teorisinde, histogramın entropisi, histogramla ilişkili bilginin miktarını belirtir. Eşik değeri, aşağıdaki ifadenin maksimum olduğu piksel değeridir. Entropi, görüntü içerisindeki küçük parçacıkları tespit etmek için iyi bir yöntemdir (Anonymous 2003).

$$\sum_{i=0}^k \log_e(h(i) + 1)(h(i)) - \sum_{i=k+1}^{N-1} \log_e(h(i) + 1) + \log_e \left(\sum_{i=0}^k h(i) \sum_{i=k+1}^{N-1} h(i) \right) \quad (2.4)$$

Sınıflar Arası Varyans: Kümeleme tekniğine benzer şekilde çalışan istatistiksel bir tekniktir.

Metrik: Sınıflararası varyansa benzer durumlarda kullanılır. Her eşik için, başlangıç gri ölçeğini temsil eden yüzeyler tarafından belirlenen bir değer hesaplanır. En uygun eşik değeri eşitlik (2.5) ifadesinin en küçük piksel değerine karşılık gelir (Anonymous 2003).

$$\sum_{i=0}^k h(i)|i - \mu_1| + \sum_{i=k+1}^{N-1} h(i)|i - \mu_2| \quad (2.5)$$

Moment: Bu teknik zayıf kontrastlı görüntüler için uygundur. İkili orijinal görüntünün teorik olarak bulanık olduğu hipotezine dayanır. Orijinal bulanık görüntüden ideale bir tür görüntü dönüşümü olduğu kabul edilir. Bulanık görüntü ve ideal görüntü için istatistiksel momentler (ortalama ve varyans) aynıymış gibi değerlendirilir. Bu yöntemde eşik değeri, eşiklenecek görüntünün momentleri nihai görüntüde korunacak şekilde hesaplanır. Görüntünün k'ncü momentini eşitlik (2.6)'da sunulan m olarak hesaplanır (Anonymous 2003).

$$m_k = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{N-1} i^k h(i) \quad (2.6)$$

2.5 Morfolojik İşlemler

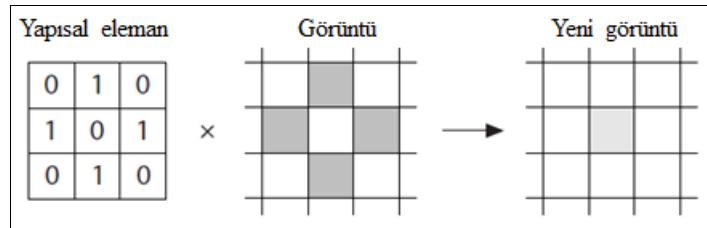
Morfolojik görüntü işleme teknikleri ikili ve gri seviye görüntüler üzerinde uygulanmaktadır. İkili görüntü, piksel değerleri 1 olan parçacık bölgelerini ve piksel değerleri 0 olan bir arka plan bölgesini içeren bir resimdir. İkili görüntü, eşikleme işleminin sonucudur. Eşikleme öznel bir işlem olduğundan, elde edilen ikili görüntü, görüntü parçacıkları, görüntü sınırına dokunan parçacıklar, birbirine dokunan parçacıklar

ve pürüzlü kenarlıklardaki parçacıklar gibi istenmeyen bilgileri içerebilir. Parçacıkların şeklini değiştirerek, morfolojik işlevler bu istenmeyen bilgileri kaldırabilir.

Morfolojik işlemlerde, kaynak görüntüsüne şekil 2.4'te uygulandığı gibi bir yapısal eleman uygulanır ve giriş görüntüsüyle aynı boyutta çıkış görüntüsü elde edilir. Genişleme ve aşındırma olarak adlandırılan iki temel morfolojik işlem vardır. Genişleme, ikili görüntülerde nesnelere büyütme, aşındırma ise nesnelere küçültme işlemidir.

Genişlemede, görüntü üzerinde gezdirilen yapısal elemanın merkezi ile çakışan piksele yapısal elemanın 1 değerine sahip piksellerinin altında kalan görüntü piksellerinin değerlerinden maksimum olanı atanmaktadır.

Aşındırma işleminde görüntü üzerinde gezdirilen yapısal elemanın merkezi ile çakışan piksele, yapısal elemanın 1 değerine sahip piksellerinin altında kalan görüntü piksellerinin değerlerinden minimum olanı atanmaktadır.



Şekil 2.4 Görüntüye yapısal eleman uygulama

2.6 Görüntü Maskeleye

Görüntü maskesi, görüntünün parçalarının çıkartılmasını sağlar. Görüntü maskesi, işlenecek görüntü ile aynı veya daha küçük bir görüntüdür. Görüntü maskesindeki pikseller kaynak görüntüsündeki karşılık gelen piksellerin işlenip işlenmeyeceğini belirler. Görüntü maskesindeki bir piksel sıfırdan farklı bir değere sahipse, kaynak görüntüsündeki ilgili piksel işlenir. Görüntü maskesindeki bir pikselin değeri 0 ise, kaynak görüntüsündeki ilgili piksel işlenmez ve hesaplanan görüntüde gösterilmez.

2.7 Bağlı Bileşenlerin Etiketlenmesi

Bağlı bileşenleri etiketleme, görüntüde birbirine bağlı pikseller aynı grupta yer alacak şekilde gruplar oluşturma işlemidir. İkili bir görüntüde, birbirinden bağımsız 1 değerine sahip piksellerin oluşturmuş olduğu grupların her biri bağlı bileşendir. Bu grupların her birine farklı bir gri seviye değeri ya da renk atanması ile etiketlenme yapılmaktadır (Gonzales ve Woods 2008).



3. MATERYAL VE YÖNTEM

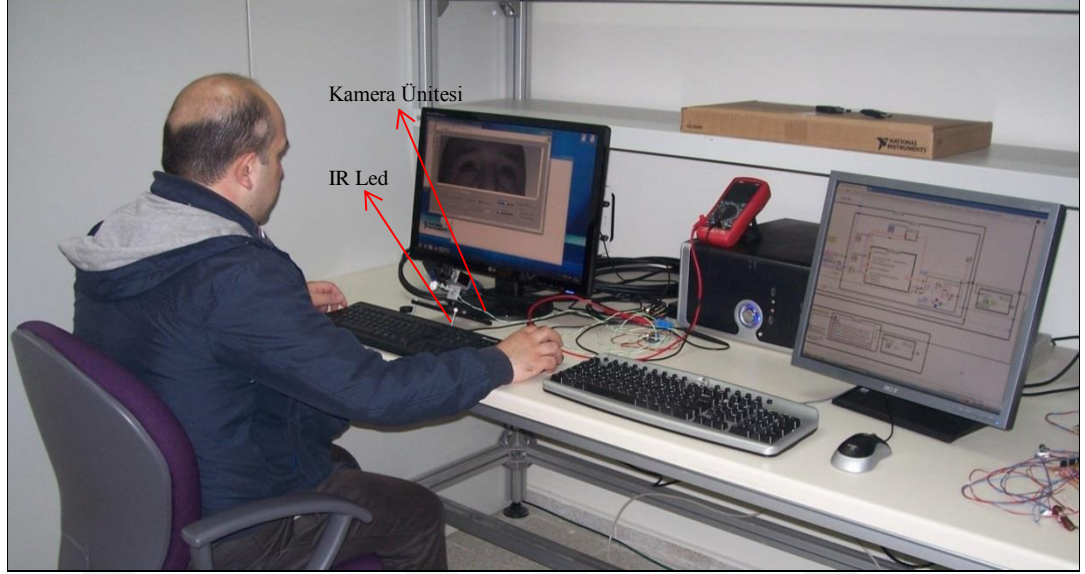
Bu tez çalışması, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından BAP kapsamında 13B4343008 No, “Video Görüntülerine Dayalı Olarak Gerçek Zamanlı Göz Hareketleri Takip Sistemi Tasarımı” proje başlığı altında desteklenmiştir. Proje 23 Mayıs 2013 tarihinde planlandığı şekilde ve sözleşmeye uygun bir şekilde başlamış ve 23.05.2015 tarihinde başarıyla tamamlanmıştır.

Proje yürütücülüğünü Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Fikret ARI yapmıştır.

Süresi 24 ay olarak belirlenen proje kapsamında bir adet doktora tezi planlanmış ve planlandığı şekilde hazırlanmıştır. Bu kapsamda aşağıda verilen ürünler proje kapsamında temin edilmiştir. Proje kapsamında gerçek zamanlı ve yüksek hızlarda çalışma yapmaya uygun ürünler tercih edilmiştir. Bu ürünler National Instruments firmasından tedarik edilmiştir.

Projenin amacı, gerçek zamanlı göz hareketleri takibini gerçekleştirecek prototip bir göz hareketleri takip sistemi donanımı ve yazılımı geliştirmektir. Proje kapsamında satın alınması planlanan tüketime yönelik mal ve malzemeler (görüntü işleme tekniklerinin uygulanması için gerekli donanım kitleleri, yazılım geliştirme amaçlı bilgisayarlar, yazıcı, IR aydınlatma/kontrol sistemini oluşturmak için gerekli elektronik sarf malzemeleri ile kırtasiye sarf malzemeleri) proje başlangıcında öngörülen bütçe olanakları çerçevesinde tedarik edilebilmiştir.

Proje amaçları doğrultusunda gerçekleştirilmesi planlanan deneysel faaliyetlere uygun bir test platformu, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı Elektronik Geliştirme ve Araştırma Laboratuvarında oluşturulmuştur. Platform üzerinde kullanılan elektro-mekanik parçalar laboratuvar olanakları dahilinde üretilmiştir. Oluşturulan göz hareketleri takip sistemi test platformunun görünümü şekil 3.1’de sunulmuştur.



Şekil 3.1 Göz takip sistemi test platformu

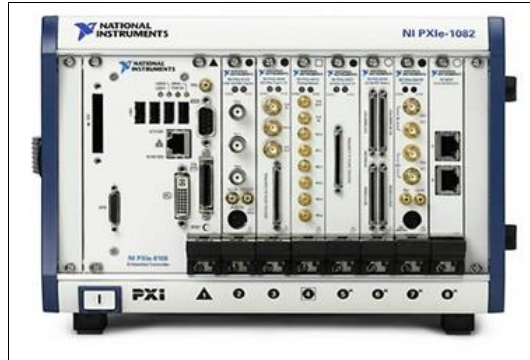
Bu platformda esas olarak, Full HD çözünürlüğe sahip kamera ünitesi, kameradan alınan görüntüyü yüksek hızlarda işletim sistemine aktaran bir görüntü yakalama kartı, yüksek veri işleme kapasitesine sahip bir FPGA modülü, Labview yazılımı aracılığıyla sistemi kontrol eden özel bir denetleyici kartı ve kızılötesi aydınlatma sistemi bulunmaktadır. National Instruments firması tarafından geliştirilen Labview yazılımı ile donanım olanaklarının oldukça verimli kullanılması ve bu programlama dilinin grafiksel kod hazırlama yeteneğiyle daha hızlı uygulama yazılımı geliştirilmesi mümkün hale gelmiştir.

Proje kapsamında tedarik edilen ürünlerden bazılarının özellikleri şu şekildedir;

3.1 PXI Şase (PXI Express Chassis)

Şekil 3.2’de verilen PXI şase olarak adlandırabileceğimiz bu yapı denetleyici ve modullerin ihtiyaç duyacağı güç, soğutma ve PCI-PCI Express veri yollarını sağlamaktadır. PXI yeni bir modüler cihaz sınıfıdır. National Instruments’ın açık endüstri standardı olarak tanımladığı PXI, daha sağlam yapısı, üstün PCI veriyolu mimarisi, kolay çıkarılıp takılabilen donanımı, herhangi bir masüstü bilgisayardan daha fazla genişleme yuvası ile endüstriyel bilgisayarlar için var olan CompactPCI

tanımlamasını daha da ileriye taşımaktadır. PXI tümleşik bir tetikleme veriyolu ve referans saati ile kartlar arası senkronizasyon ve zamanlamayı da daha mükemmel hale getirmektedir. PXI ile tanımlanan modüler enstrumantasyon sistemleri endüstriyel ortamlarda var olan şok, vibrasyon, sıcaklık ve nem gibi olumsuzluklara karşı daha yüksek dayanıklılığa sahiptirler (<http://www.kontrolmatik.com> 2013a).



Şekil 3.2 PXI şase (<http://www.ni.com> 2015a)

3.2 NI PXIe-8135 Denetleyici

Şekil 3.3'te gösterilen PXI sistemlerde kullanılan yüksek performanslı intel i7 quad-core tabanlı gömülü bir veri toplama denetleyicisidir. Windows işletim sisteminde çalışan, 2.3 GHz saat frekansına, 4GB 1600 MHz DDR3 bellek, 8GB/s sistem ve 2GB/s slot band genişliğine sahiptir. 4 adet Hi-USB, 2 adet Superspeed USB, 2 adet gigabit ethernet ve muhtelif çevrebirimlerine sahiptir.



Şekil 3.3 NI PXIe-8135 denetleyici (<http://www.ni.com> 2015a)

3.3 NI PXIe-7962R PXI FPGA Modülü

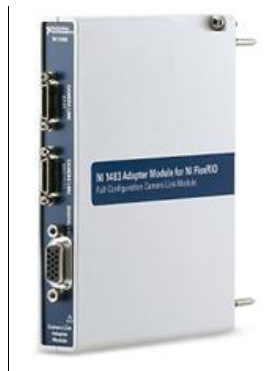
Şekil 3.4’te sunulan parça DSP odaklı Virtex5-LX50T programlanabilir FPGA’ye sahiptir. Labview ortamında programlanabilmektedir. 512 MB DDR2 Ram belleğe sahiptir. 132 giriş çıkış kanalına 500 MHz saat frekansına ve 1GB/s kanal data hızına sahiptir. Genel işaret işleme işlemlerini, sayısal filtre tasarımlarını ve hızlı fourier dönüşümü alabilme olanaklarına sahiptir. Gerçek zamanlı ve Windows tabanlı işletim sistemlerinde çalışmaktadır.



Şekil 3.4 NI PXIe-7962R PXI FPGA Modülü (<http://www.ni.com> 2015a)

3.4 NI PXI-1483R Kamera Link Adaptör Modülü

PXI platform FPGA birimleri için kamera link 1.2 standardına sahip 10 tap-80 bit ve 20-85 MHz piksel saat frekansına sahip şekil 3.5’te verilen frame grabber modülüdür. Labview ortam desteğine sahiptir.



Şekil 3.5 Kamera Link Adaptör Modülü (<http://www.ni.com> 2015a)

3.5 Basler Ace Kamera

2048x1088 çözünürlüğe sahip 340 fps hızında çalışan şekil 3.6'da gösterilen renkli kamera link bağlantı standardına sahip bir kameradır. 2/3 inch ve CMOS teknolojisine sahiptir. Yüksek çözünürlük ve çerçeve sayısı ile gerçek zamanlı uygulamalarda yüksek doğrulukta çözümler sunmaktadır.



Şekil 3.6 Basler Kamera (<http://www.baslerweb.com> 2015b)

3.6 Computar Marka Lens

Şekil 3.7'de verilmiş ve odak mesafesi 16 mm olarak seçilmiştir. 2/3 inch ve 3MP kameralarda kullanılabilir. Dar açılı görüş sağlayan bu lens ile 20-80 cm mesafeden göz bölgesinin seçimi planlanmıştır.



Şekil 3.7 Lens (<http://computar.com> 2015c)

3.7 NI PCI-1473R Kamera Link Frame Grabber ve FPGA

Şekil 3.8'de sunulan NI PCIe-1473R kartı NI PXI-1483R Kamera Link Adaptör Modülü ile Virtex5-LX50T FPGA yapısını bir arada bulundurmaktadır. PCI veri yolu

ile bilgisayar anakartına takılmaktadır. Windows ortamında kamera bağlantısı yaparak çalışma ortamı sağlamaktadır.



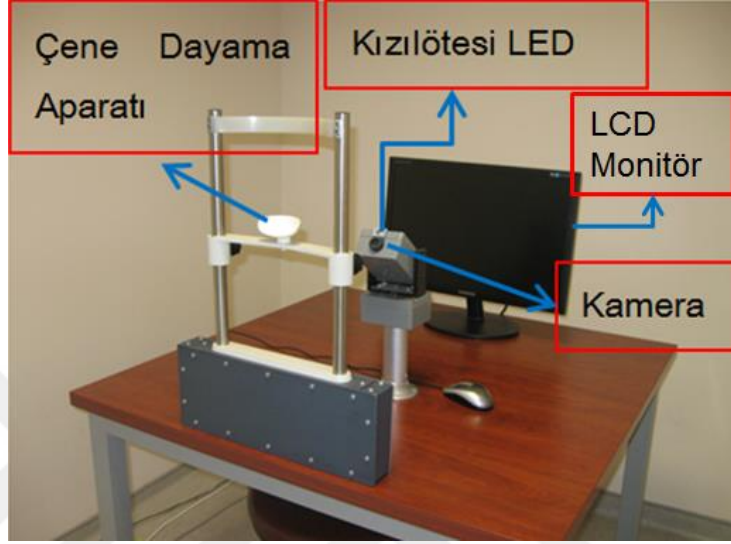
Şekil 3.8 NI PCI-1473R (<http://www.ni.com> 2015a)

Bu tez çalışmasında göze temas gerektirmeyen, video görüntülerine dayalı göz bebeği-kornea yansıması yöntemi kullanılarak göz bakış yeri tespiti yapılmaya çalışılmıştır. Çalışma kapsamında uygulama olarak örnek bir göz hareketleri takip sistemi geliştirilerek farklı ara değerlendirme yöntemleri ile göz bakış yeri bilgilerinin değişimi incelenmiştir. Tez çalışmasının başlangıç aşamasında proje kapsamında tedarik edilmesi planlanan malzemelerin temin süreci devam ederken çalışmalara hız verebilmek amacıyla Ankara Üniversitesi Beyin Araştırmaları Merkezinde bulunan şekil 3.1’de verilen göz takip sisteminden faydalanılmıştır. Bu sistem ile elde edilen görüntüler üzerinde yapılan ilk çalışmalar Deneysel çalışma-1 kısmında, tez kapsamında poje ile temin edilen malzemeler ile yapılan çalışmalar Deneysel çalışma-2 ve nihai sistem tasarımı Deneysel çalışma-3 olarak sunulmuştur.

3.8 Deneysel Çalışma-1

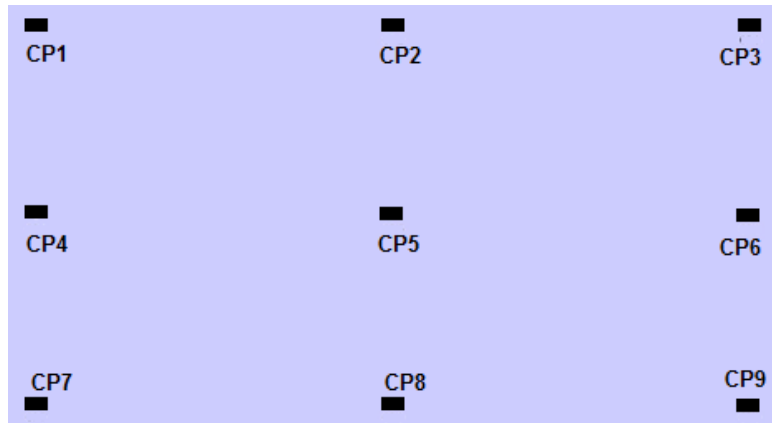
Çalışma, şekil 3.9’da verilen ve göz hareketleri takibi için geliştirilmiş düzenden elde edilen video görüntüleri ile Matlab[®] ortamında yapılmıştır. Şekil 3.9’daki düzende kızılötesi aydınlatma olarak 850 nm dalga boyunda ışımaya yapan bir LED grubu kullanılmıştır. Kızılötesi geçirgen optik süzgeç eklenmiş bir objektif ve CCD (Charge

Coupled Device) içeren video kamera ile 370x278 çözünürlükte, 25 kare/saniye hızında ve RGB24 formatında video kayıtları alınmıştır. Video kaydı almak için kullanılan düzenekte göz hizasından 70 cm uzaklıkta 1680x1050 çözünürlükte LCD monitör kullanılmıştır.



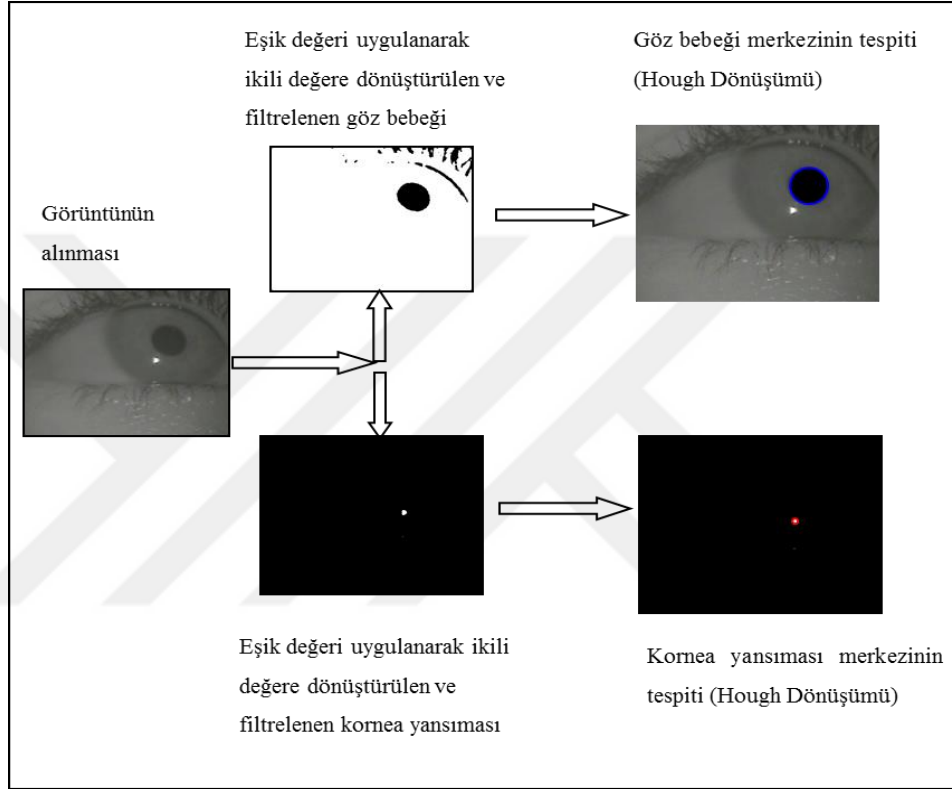
Şekil 3.9 Video kaydı almak için kullanılan düzenek

Öncelikle verilen çene dayama aparatına baş sabitlenerek şekil 3.10'da LCD monitörde gösterilen 9 adet kalibrasyon noktasına kısa bir süre bakılarak iki kullanıcı ile kayıtlar alınmıştır.



Şekil 3.10 Kalibrasyon noktaları

Göz hizasından yaklaşık 10 cm uzaktaki video kameradan, 370x278 çözünürlükte alınan kayıtlar Matlab® ortamında resim karelerine ayrılmıştır. RGB formatındaki göz bölgesi görüntüsü üzerinde temel morfolojik görüntü işleme yöntemleri sonrası dairesel Hough dönüşümü yöntemi kullanılarak göz bebeği-kornea yansıması bulunmuştur. Çalışma Matlab® ortamında şekil 3.11’de verilen akış yapısına göre yapılmıştır.



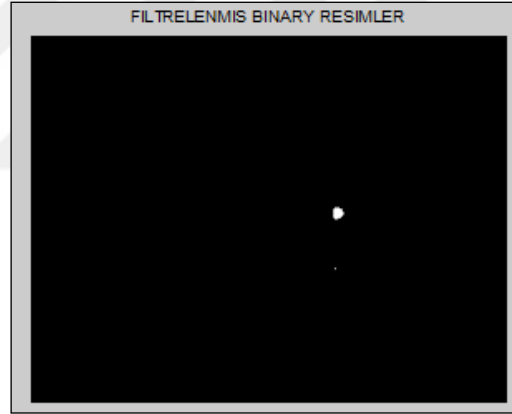
Şekil 3.11 Hough dönüşümü ile göz bebeği-kornea yansıması belirleme

Öncelikle göz bebeği bölütlenmesi için orijinal görüntü gri seviyeye dönüştürülerek eşikleme işlemi uygulanmış ve ikili görüntülere ayrılmıştır. Göz bebeği merkezi ile kornea yansımasını ayırıştırma için iki farklı eşik değeri kullanılmıştır. Bu aşamada uygulanan eşik değeri deneysel olarak 0.25 değerine ayarlanmıştır. Eşik değeri uygulanan ikili görüntüye ortanca süzgeç uygulanarak gürültü azaltılmış ve dairesel Hough dönüşümü ile göz bebeği tespiti yapılmıştır. Kornea yansıması tespiti için ise orijinal görüntü gri seviyeye dönüştürülerek eşikleme uygulanmış ve ikili görüntülere ayrılmıştır. Eşik değeri yine deneysel olarak 0.95 değerine ayarlanmıştır. Eşik değeri uygulanan ikili görüntüye ortanca süzgeç uygulanarak gürültü azaltılmış ve dairesel

Hough dönüşümü ile kornea yansması tespiti yapılmıştır. Şekil 3.12’de eşik değeri uygulanarak filtrelenmiş göz bebeği görüntüsü ve şekil 3.13’te eşik değeri uygulanarak filtrelenmiş kornea yansması görüntüsü sunulmuştur.



Şekil 3.12 Eşik değeri uygulanarak filtrelenmiş göz bebeği



Şekil 3.13 Eşik değeri uygulanarak filtrelenmiş kornea yansması

3.8.1 Dairesel Hough Dönüşümü ile göz bebeği kornea yansması tespiti

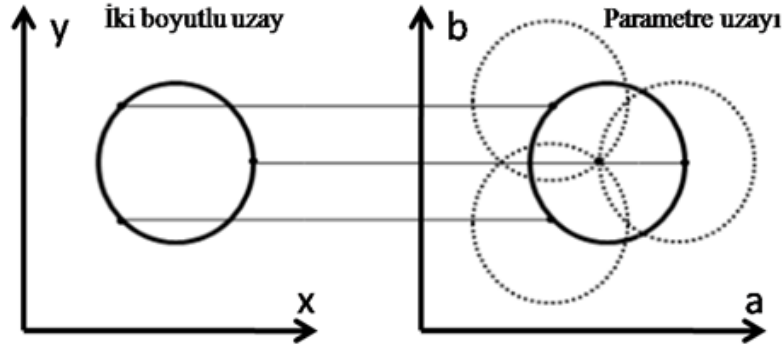
Hough dönüşümü, 1962 yılında Paul Hough tarafından bulunmuş (Hough 1962) ve 1972 yılında ilk defa görüntü içerisindeki çizgi, daire gibi şekillerin tespitinde Duda ve Hart tarafından kullanılmıştır. Görüntüde gürültülerden az etkilenerek başarılı sonuçlar vermesi Hough dönüşümüne ait önemli bir özelliktir. Dairesel çizgilerin belirlenmesinde dairesel Hough dönüşümü kullanılmaktadır. Bir çember eşitlik (3.1) ile tanımlanmaktadır.

$$(x-a)^2 + (y-b)^2 = r^2 \quad (3.1)$$

Burada a ve b sırasıyla çemberin merkezinin koordinatlarını göstermektedir. Bu çemberin parametrik temsili ise eşitlik (3.2)'de verilmektedir.

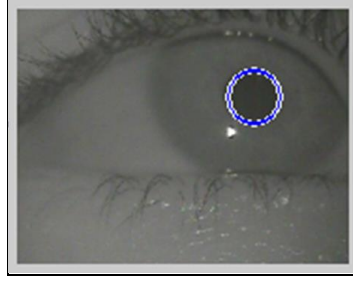
$$\begin{aligned} x &= a + r \cos \theta \\ y &= b + r \sin \theta \end{aligned} \quad (3.2)$$

Dairesel Hough dönüşümünde, şekil 3.14'te gösterildiği üzere iki boyutlu görüntüdeki dairesel bir şekil kenarı üzerinde bulunan her bir piksel, parametre uzayında merkez noktası a ve b olan bir daireye karşılık gelmektedir. Parametre uzayında r yarıçapı sabit tutularak iki boyutlu uzaydaki kenar piksellerin parametre uzayında a ve b koordinatlarından geçen olası daireleri bir akümülatör matrisi üzerinde toplanır. Bu akümülatör matrisi farklı a ve b değerleri için kesişim sonrası birer arttırılır ve her bir kenar pikselinin olası oylaması sağlanır. Akümülatör değeri en yüksek olan kutupsal koordinata sahip şekillerin tespitine çalışılır (Duda ve Hart 1972).

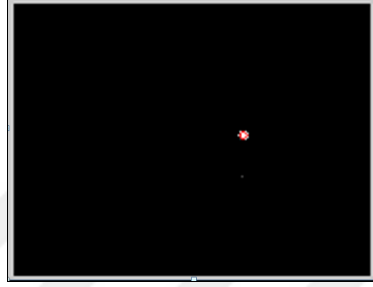


Şekil 3.14 Dairesel Hough dönüşümü

Bu çalışmada göz görüntüsü üzerinde dairesel şekil arandığından kullanılan akümülatör matrisi için göz bebeği ve kornea yansıması büyüklükleri esas alınmıştır. Şekil 3.15'te dairesel Hough dönüşümü sonucu bulunan göz bebeği ve şekil 3.16'da dairesel Hough dönüşümü sonucu bulunan kornea yansıması görüntüleri verilmiştir.



Şekil 3.15 Hough dönüşümü ile hesaplanan göz bebeği



Şekil 3.16 Hough dönüşümü ile hesaplanan kornea yansıması

Çalışma kapsamında ayrıca, yaklaşık 2 dakika süre ile ekrana rastgele bakan iki kişinin, göz hizasından yaklaşık 10 cm uzaktaki video kamera ile alınmış 370x278 çözünürlükteki göz bölgesi görüntüsünün ne kadarında dairesel hough dönüşümünün hatasız olarak tespit yapabildiği ölçülmeye çalışılmıştır. Bu kapsamda iki farklı kişinin göz bebeği görüntüsü üzerinde çalışma yapılmış, elde edilen tespit sonuçları çizelge 3.1’de sunulmuştur.

Çizelge 3.1 Hough dönüşümüyle göz bebeği tespiti

Denek	Çerçeve Sayısı	Eşik Değeri	Doğru Tespit Sayısı	Hatalı Tespit Sayısı
1	2700	0.25	2648	7
1	2700	0.30	2656	0
2	2200	0.27	1867	333
2	2200	0.29	2136	64

Birinci kişiye ait göz bebeği tespitinde, 2700 çerçevede eşik değeri 0.25 alındığında toplam 52 adet hatalı tespit yapılmıştır. Bu hatalar incelendiğinde, 45 adedinde göz kapağının kapalı olduğu tespit edilmiş, gerçek hatanın ise 7 çerçevede yapıldığı belirlenmiştir. Bu kişiye ait göz bebeği tespitinde eşik değeri 0.3 alındığında 44 adet hatalı tespit yapılmıştır. Bu hatalar incelendiğinde, 44 adedin tamamında göz kapağının kapalı olduğu tespit edilmiş ve tespitler hatasız yapılabilmektedir. İkinci kişiye ait göz bebeği tespitinde, 2200 çerçevede eşik değeri 0.27 alındığında 333 adet hatalı tespit yapılmıştır. Eşik değeri 0.29 alındığında hatalı tespit sayısı 64 değerine düşmektedir. Çizelge 3.1’de elde edilen sonuçlar doğrultusunda Hough dönüşümü başarımının farklı eşik değerleri ile değiştiği görülmüştür. Deneysel olarak bulunan eşik değerlerinin adaptif bir yöntem ile belirlenmesinin daha yüksek başarılı tespit açısından fayda sağlayacağı sonucuna varılmıştır.

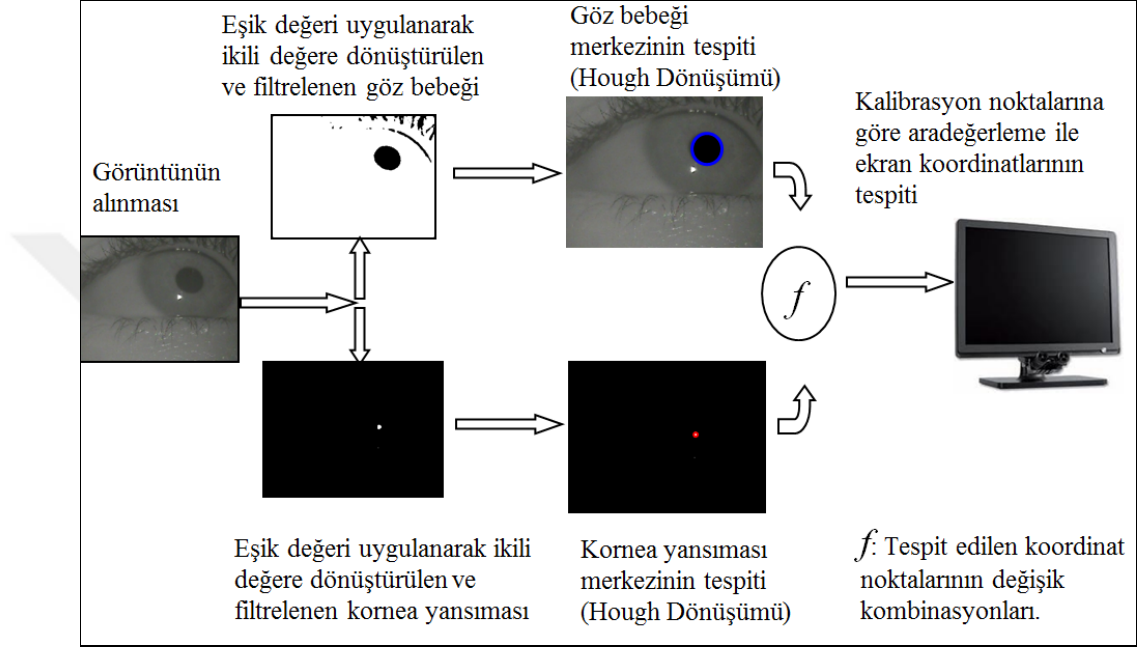
3.8.2 Ekran üzerinde göz bakış yerinin hesaplanması

Bu bölümde göz hizasından yaklaşık 10 cm mesafeden alınmış RGB formatında, 370x278 çözünürlüklü, şekil 3.10’da gösterilen ve eşitlik (3.3) ile verilen dokuz adet kalibrasyon noktasına bakan göz bölgesi görüntüleri üzerinden göz bakış yeri tayini yapılmıştır. Bu işlem şekil 3.17’de verilen akış diyagramına göre gerçekleştirilmiştir.

$$S_{xy} = [(80,80)(840,80)(1600,80)(80,525)(840,525)(1600,525)(80,970)(840,970)(1600,970)] \quad (3.3)$$

Göz hareketleri takibinde kalibrasyon işlemi önemli bir yer tutmaktadır. Kalibrasyon işlemi için çözünürlüğü bilinen ekran üzerinde önceden belirlenmiş noktalara kullanıcıların bakması istenmektedir. Ekran koordinatları bilinen kalibrasyon noktalarına ait göz bebeği-kornea yansıması görüntüsü alınmaktadır. Görüntü ön işlemlerinden sonra kalibrasyon noktalarına ait görüntülerdeki göz bebeği ve kornea yansımasına ait merkez koordinatlar (x,y) belirlenmektedir. Tespit edilen bu merkezlerden ekranda hangi piksel aralığına bakıldığına uygun bir dönüştürme (tahmin) işlemi ile yapılması gerekmektedir. Bu tahmin işlemi haritalama (eşleme) olarak adlandırılan ara değerlendirme (interpolasyon) ile bulunmaktadır. Ara değerlendirme yöntemleri genellikle mevcut veri noktalarına eğri veya eğriler uydurulması yoluyla

uygulanır. Bu amaçla çoğunlukla lineer, polinom, bağ (spline), trigonometrik interpolasyon fonksiyon çeşitleri kullanılmaktadır. Ancak bazı hallerde logaritmik, eksponansiyel, hiperbolik, radyal temelli fonksiyonlar gibi daha özel fonksiyonlar da kullanılabilir. Çalışma kapsamında 2'nci dereceden polinom fonksiyonları ile bakış yeri tayinine yönelik uygulamalar yapılmıştır.



Şekil 3.17 Ekran koordinatlarını hesaplama aşamaları

3.8.3 İkinci derece polinom ile aradeğerleme uygulaması

Ekran koordinatları (S_x, S_y) ve göz bebeği merkezi (x, y) olması durumunda 2'nci dereceden polinom ile haritalama şu şekilde yapılmaktadır.

$$\begin{aligned} S_x &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy + a_4x^2 + a_5y^2 \\ S_y &= b_0 + b_1x + b_2y + b_3xy + b_4x^2 + b_5y^2 \end{aligned} \quad (3.4)$$

Eşitlik (3.4) ikinci derece bir polinomu ifade etmektedir. Çalışmamızdaki dokuz adet kalibrasyon noktasına göre S_x 80, 840, 1600, 80, 840, 1600, 80, 840, 1600 ve S_y 80, 80, 80, 525, 525, 525, 970, 970, 970 piksel değerlerini almaktadır.

$$\begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1 y_1 & x_1^2 & y_1^2 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2 y_2 & x_2^2 & y_2^2 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 1 & x_n & y_n & x_n y_n & x_n^2 & y_n^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 & b_0 \\ a_1 & b_1 \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ a_5 & b_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{1x} & S_{1y} \\ S_{2x} & S_{2y} \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ S_{nx} & S_{ny} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Eşitlik (3.5) ekran koordinatlarına dönüşüm işlemidir. Bu eşitlikte yer alan x_i ve y_i değerleri dokuz adet kalibrasyon noktasının hough dönüşümü sonrasında göz görüntüsü üzerindeki merkez piksel değerlerine karşılık gelmektedir.

$$\mathbf{X} \mathbf{A} = \mathbf{B} \quad (3.6)$$

Bu durumda eşitlik (3.6)'da A matrisi 2'nci derece polinomun bilinmeyen katsayıları olmaktadır.

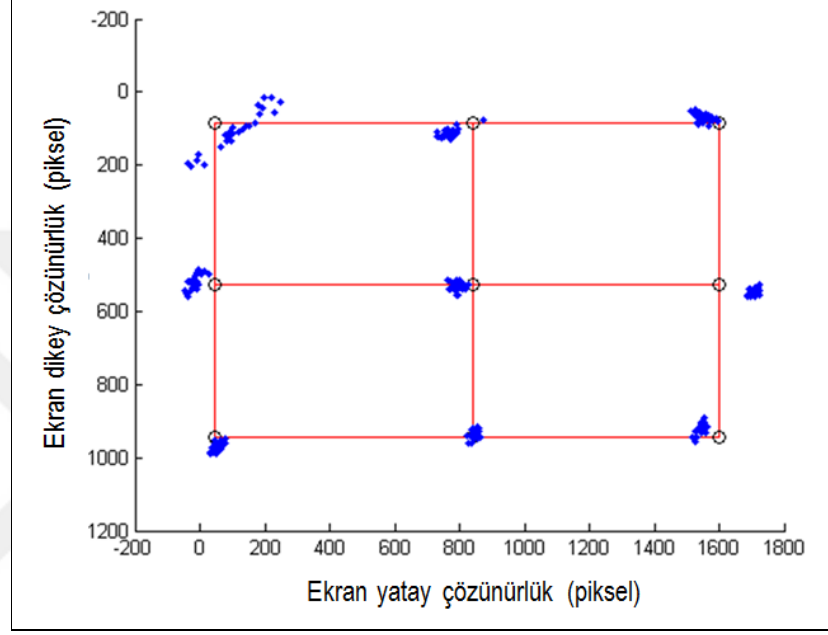
$$\mathbf{A} = (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^T \mathbf{B} \quad (3.7)$$

Eşitlik (3.7) kullanılarak A matrisinin elamanlarını (polinom katsayıları) hesaplamak mümkündür.

$$\begin{bmatrix} 1 & x_t & y_t & x_t y_t & x_t^2 & y_t^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 & b_0 \\ a_1 & b_1 \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ a_5 & b_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{tx} & S_{ty} \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

$$\mathbf{S}_t = \mathbf{X}_t \mathbf{A} \quad (3.9)$$

Polinom katsayıları ile test görüntüsünden Hough dönüşümü edilen göz bebeği merkez koordinatları (x_t, y_t) eşitlik (3.8) veya eşitlik (3.9)'a uygulanırsa, test görüntüsüne ait ekran koordinatları (S_t) bulunabilir. Şekil 3.18'de yaptığımız çalışmaya ait her bir kalibrasyon noktasında 30 resim çerçevesi olmak üzere 9 adet kalibrasyon noktasında toplam 270 resim karesi ile elde edilmiş test verisinin ekran bakış yerini göstermektedir.



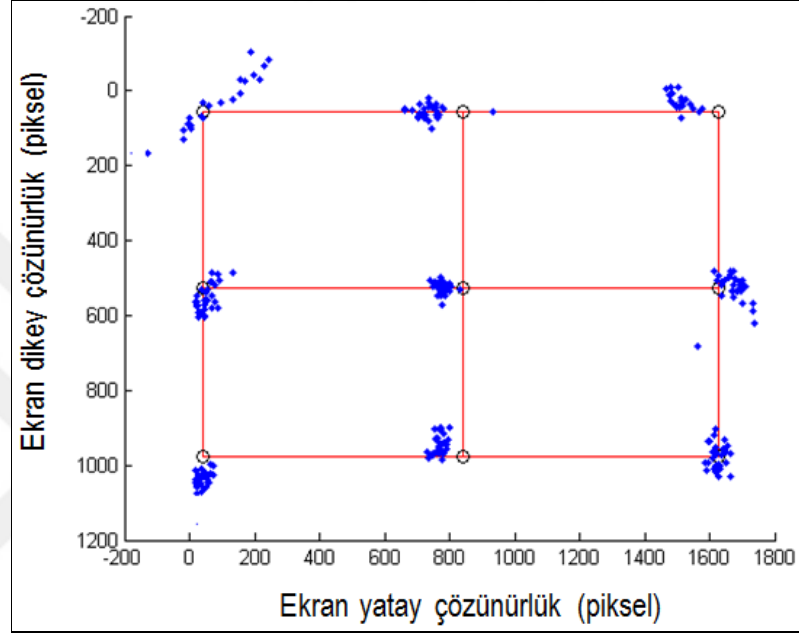
Şekil 3.18 2'nci derece polinom ve göz bebeği merkezi ile bakılan yerin tespiti

Literatürde yapılan çalışmaların büyük bir bölümünde 2'nci derece polinomdaki x ve y değerleri yerine eşitlik (3.10) ile verilen göz bebeği merkezi (p_x, p_y) ile kornea yansıması merkezi (c_x, c_y) arasındaki vektörel fark kullanılarak hesaplamalar yapılmaktadır (Morimoto ve Mimica 2005).

$$\begin{aligned} dx &= c_x - p_x \\ dy &= c_y - p_y \end{aligned} \quad (3.10)$$

$$\begin{aligned} S_x &= a_0 + a_1 dx + a_2 dy + a_3 dx dy + a_4 dx^2 + a_5 dy^2 \\ S_y &= b_0 + b_1 dx + b_2 dy + b_3 dx dy + b_4 dx^2 + b_5 dy^2 \end{aligned} \quad (3.11)$$

Eşitlik (3.11) kullanılarak, daha önce bahsedilen ve sadece göz bebeği merkezi kullanılarak yapılan ekran bakış yeri tespitinde olduğu gibi kalibrasyon ve test işlemleri uygulandığında, aynı veri seti için şekil 3.19'daki sonuç elde edilmektedir. Sonuçlar incelendiğinde göz bebeği-kornea yansıması farkının test verileri için kalibrasyon noktalarına daha dağınık yaklaşabildiği gözlemlenmiştir.



Şekil 3.19 2'nci derece polinom ve göz bebeği-kornea yansıması vektörü ile bakılan yerin tespiti

3.8.4. Radyal temelli fonksiyonlar (RTF)

RTF fonksiyonlarının interpolasyon tahmini maksadıyla kullanımında, fonksiyon sonucu bilinen belirli sayıda giriş verisi (kalibrasyon verisi) eğitim maksadıyla kullanılarak ağırlıklar matrisi elde edilmektedir. Daha sonra söz konusu matris yoluyla sonucu bilinmeyen giriş verileri hakkında tahmini değer hesaplanmaktadır. Radyal Fonksiyon, merkez olarak seçilen bir noktaya olan uzaklığın fonksiyonu olarak ifade edilir. “c” fonksiyonun merkez noktası olmak üzere Radyal Temelli Fonksiyonu, eşitlik (3.12) ile tanımlanır.

$$\varphi(x, c) = \phi(\|x - c\|) \quad (3.12)$$

σ standart sapma ve σ^2 varyans olmak üzere RTF tipleri sırasıyla eşitlik (3.12) – (3.18) ile tanımlanmıştır.

Gauss RTF :

$$\varphi(x) = \exp\left(-\frac{(x-c)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3.13)$$

Çoklu Kuadratik RTF:

$$\varphi(x) = \frac{\sqrt{\sigma^2 + (x-c)^2}}{\sigma} \quad (3.14)$$

Ters Kuadratik RTF :

$$\varphi(x) = \frac{\sigma^2}{\sqrt{\sigma^2 + (x-x_i)^2}} \quad (3.15)$$

Ters Çoklu RTF :

$$\varphi(x) = \frac{\sigma}{\sqrt{\sigma^2 + (x-x_i)^2}} \quad (3.16)$$

Poliharmaonik spline RTF :

$$\varphi(x) = (x-c)^k, \quad k=1, 3, 5, \dots \text{ ve } \varphi(x) = (x-c)^k \ln(x-c), \quad k=2, 4, 6, \dots \quad (3.17)$$

İnce tabaka eğrisi RTF :

$$\varphi(x) = (x - c)^2 \ln(x - c) \quad (3.18)$$

Radyal Temelli Fonksiyonlar, yaygın olarak tercih edilen interpolasyon (tahmin) yöntemlerinden biridir. Tahmin edilmek istenen fonksiyon, N adet RTF'nin toplamı şeklinde tanımlanmaktadır.

$$f(x) = \sum_{i=1}^N w_i \varphi(\|x - c\|) \quad (3.19)$$

Burada “w_i” radyal temelli fonksiyonların ağırlık katsayıları, “c” ise seçilen merkez noktasıdır. İnterpolasyon koşulu,

$$f(x_i) = d_i \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (3.20)$$

şeklinde tanımlanır. d_i, x_i giriş değerlerine ait sonucu bilinen çıkış değerleridir. Buradan,

$$\begin{bmatrix} \varphi_{11} & \varphi_{12} & \dots & \varphi_{1N} \\ \varphi_{21} & \varphi_{22} & \dots & \varphi_{2N} \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ \varphi_{N1} & \varphi_{N2} & \dots & \varphi_{NN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ w_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ d_N \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

eşitliği yazılabilir. Bu eşitlikte,

$$\varphi_{ji} = \varphi(\|x_j - x_i\|) \quad j, i = 1, 2, \dots, N \quad (3.22)$$

olmak üzere Radyal Temelli Fonksiyon,

$$\Phi = \{\varphi_{ji} \mid j, i = 1, 2, \dots, N\} \quad (3.23)$$

Radyal Temelli Fonksiyondan oluşan interpolasyon matrisi,

$$\mathbf{d} = (d_1, d_2, \dots, d_N) \quad (3.24)$$

istenen cevap vektörü,

$$\mathbf{w} = (w_1, w_2, \dots, w_N) \quad (3.25)$$

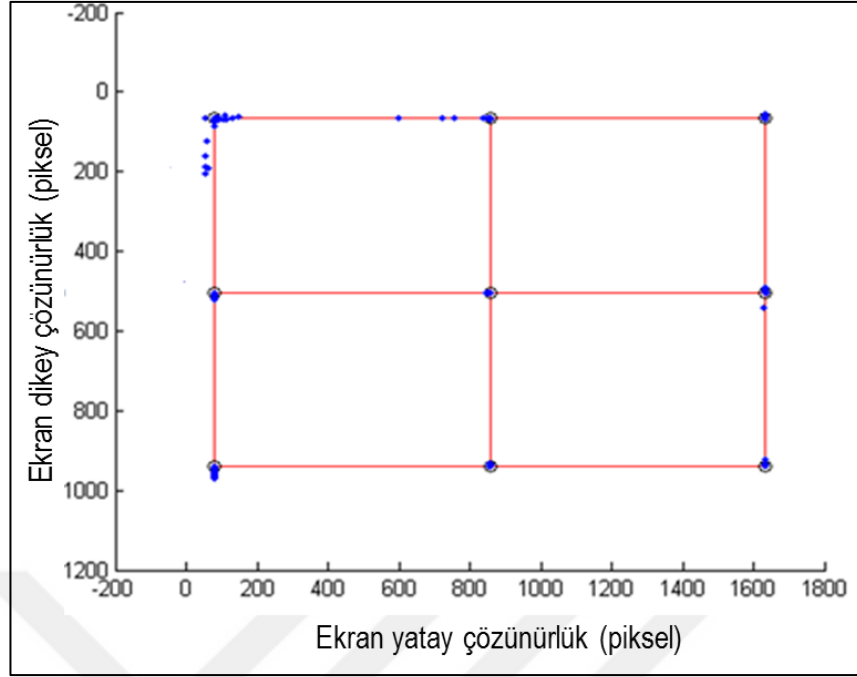
lineer ağırlık vektörüdür.

$$\mathbf{W} = \Phi^{-1} \mathbf{d} \quad (3.26)$$

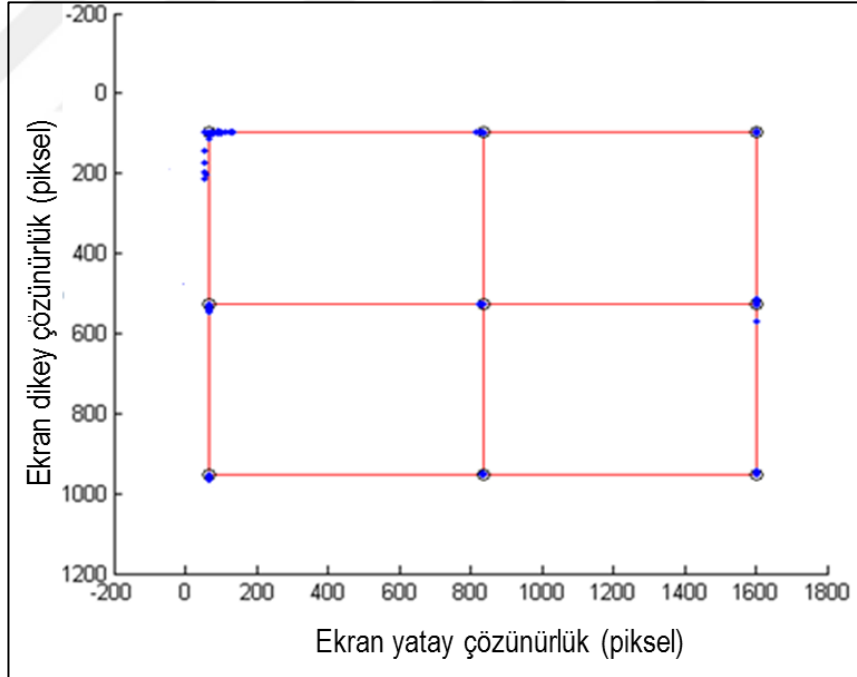
denklemden \mathbf{W} ağırlık vektörü hesaplanabilir. Daha sonra interpolasyonu yapılmak istenen $f(x)$ fonksiyonu,

$$f(x) = \mathbf{w} \boldsymbol{\varphi} \quad (3.27)$$

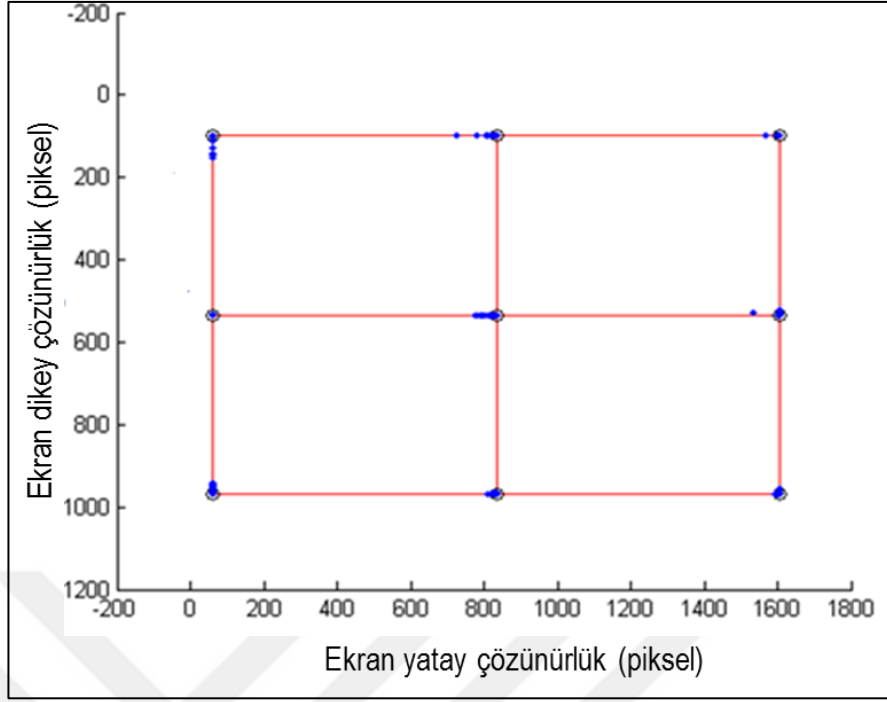
eşitliği ile bulunabilir. Bu çalışmada interpolasyon için Gauss radyal temelli fonksiyonu kullanılmıştır. Ekran koordinatları x ve y için eşitlik (3.21) ayrı ayrı uygulanmıştır. x değerleri için dönüşüm hesabı yapılırsa; dokuz adet kalibrasyon görüntü karesindeki göz bebeği merkezleri (p_x) veya göz bebeği-kornea farkı (d_x) değerleri (3.22) eşitliğindeki x_i kalibrasyon eğitim verisini oluşturmaktadır. Dokuz adet kalibrasyon noktasına ait ekranın x değerleri (80, 840, 1600, 80, 840, 1600, 80, 840, 1600) ise (3.24) eşitliğinde yer almaktadır. Bu durumda kalibrasyon ekran ve görüntü koordinat verileri üzerinden eşitlik (3.26) ağırlık vektörü hesaplanabilmektedir. Hesaplanan ağırlık vektörü ile test verisine eşitlik (3.27) uygulanarak test verilerinin ekranda karşılık geldiği yerler tespit edilir. Dokuz nokta için 30'ar kareden oluşan 270 test veri setine (x_i) ait farklı varyans değerlerinde elde edilen sonuçlar şekil 3.20-3.24'te verilmiştir.



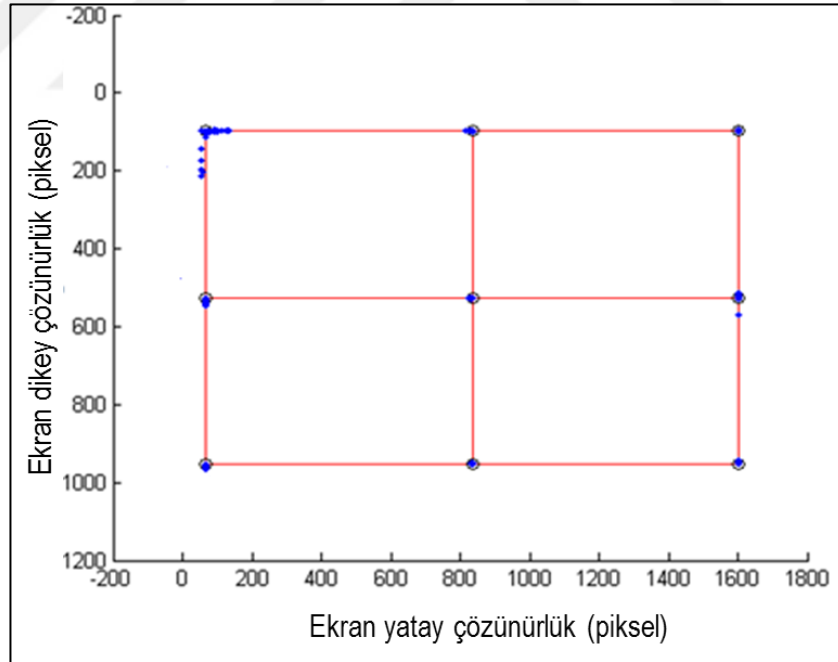
Şekil 3.20 RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=100)



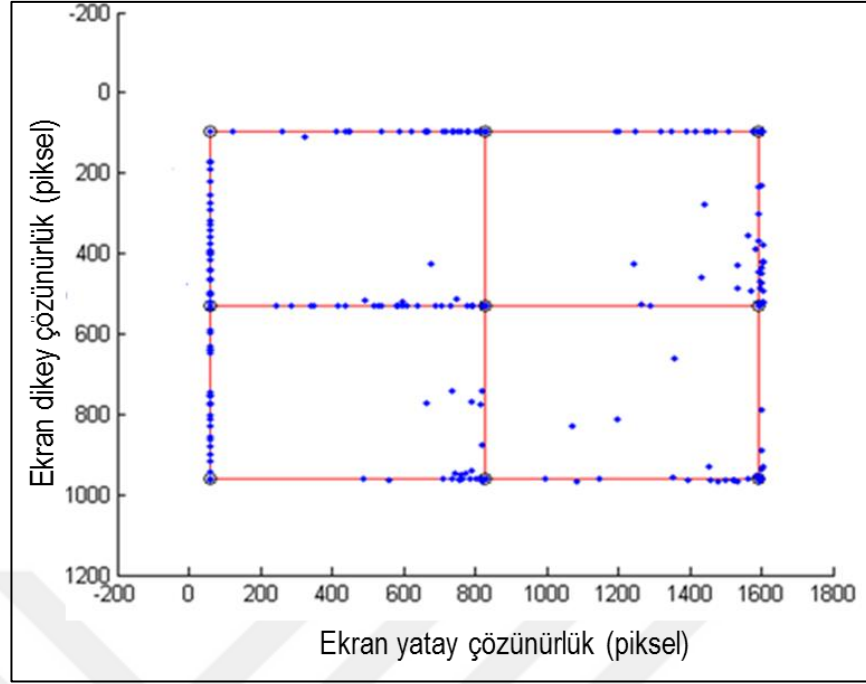
Şekil 3.21 RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=50)



Şekil 3.22 RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=10)



Şekil 3.23 RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=5)



Şekil 3.24 RTF dx-dy ile bakılan noktanın tahmini (varyans=1)

RTF fonksiyonlarındaki varyans (σ^2) değerinin bakılan noktanın tahmini üzerine etkisi incelendiğinde, grafiklerden görüldüğü üzere varyans değeri tahmin performansını büyük oranda etkilemektedir. Bununla birlikte her uygulama için varyans etkisinin farklı oranlarda etki ettiği, ancak belirli bir varyans değeri (varyans=10) civarında performansın en üst düzeye çıktığı, bu değerlerin altına inildikçe tahmin performansının giderek azaldığı görülmektedir.

3.9 Deneysel Çalışma-2

Bu çalışmada, kızılötesi aydınlatmaya dayalı bir görüntüleme sistemi kullanılarak göz bebeğinin tespiti ve göz hareketlerinin takibi gerçekleştirilmiştir. Sistem gözün anatomik özelliklerine dayalı olarak korneadan yansıyan IR ışık kaynağının yansıma yeri ile göz bebeği merkezinin video resim içerisindeki konumunun görüntü işleme teknikleri kullanılarak gerçek zamanlı olarak ölçülmesi prensibine göre çalışmaktadır.

Proje kapsamında satın alınması planlanan tüketime yönelik mal ve malzemeler (görüntü işleme tekniklerinin uygulanması için gerekli donanım kitleri, yazılım

geliştirme amaçlı bilgisayarlar, yazıcı, IR aydınlatma/kontrol sistemini oluşturmak için gerekli elektronik sarf malzemeleri ile kırtasiye sarf malzemeleri) proje başlangıcında öngörülen bütçe olanakları çerçevesinde tedarik edilebilmiştir. Bu aşamadan sonra yapılan deneysel çalışmalar bu malzemeler ile oluşturulan düzenekler ile yapılmıştır. Optimum bir donanım ve yazılım çözümü için farklı düzenek ve yazılım çalışmaları denenmiştir.

Proje amaçları doğrultusunda gerçekleştirilmesi planlanan deneysel faaliyetlere uygun ilk test platformu, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü Elektronik Geliştirme ve Araştırma Laboratuvarında oluşturulmuştur. Platform üzerinde kullanılan elektro-mekanik parçalar laboratuvar olanakları dahilinde üretilmiştir. Oluşturulan göz hareketleri takip sistemi test düzeneği görünümü şekil 3.1’de sunulmuştur.

Bu düzenekte, yüksek çözünürlüklü bir kamera, bir görüntü yakalama kartı ve 1W gücünde kızılötesi LED bulunmaktadır. National Instruments firması tarafından geliştirilen Labview yazılımı ile donanım olanaklarının oldukça verimli kullanılması ve bu programlama dilinin grafiksel kod hazırlama yeteneğiyle daha hızlı uygulama yazılımı geliştirilmesi mümkün hale gelmiştir.

Düzenekte kullanılan kamera, 340 fps hızında ve 2046x1086 piksel çözünürlüğünde, kamera link standardı ile çalışmaktadır. Kullanılan kamera ile aynı çözünürlüğe sahip, ancak diğer veri aktarım protokollerini destekleyen benzer kameralar ile en fazla 165 fps hızında görüntü elde etmek mümkün iken, kamera link bağlantısı sayesinde 340 fps’ye varan yüksek hızlarda ve yüksek çözünürlükte veri aktarımı yapmak mümkün olmaktadır.

Kamera önüne 16 mm odak mesafesi, dikey yönde 23.7 yatay yönde ise 30.7 derece görme açısına sahip bir manuel lens takılmıştır. Bu kamera yapısı ile dar açılı görüntü çekimi mümkün olmaktadır.

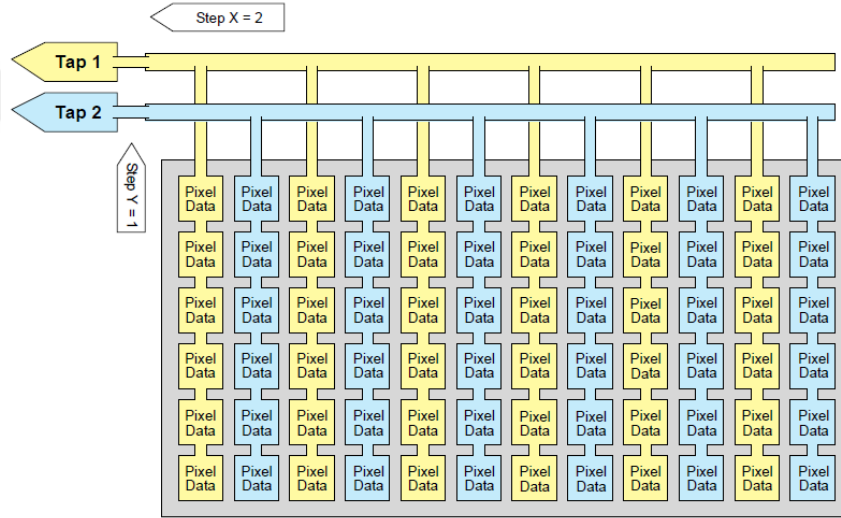
Kameradan alınan görüntü, kamera link adaptör modülü (görüntü yakalama kartı) aracılığı ile yüksek veri işleme kapasitesine sahip FPGA modülüne taşınmaktadır. FPGA modülü üzerinde Xilinx firmasına ait Virtex-5-LX-50T programlanabilir FPGA işlemcisi bulunmaktadır. Labview yazılım ortamında hazırlanan uygulama kodu, denetleyici modülü aracılığıyla doğrudan FPGA üzerinde çalıştırılabilmektedir. 512 MB DDR2 RAM, 132 giriş/çıkış kanalı, 1GB/s kanal veri hızı ve 500 MHz saat frekansına sahip olan FPGA modülü ile yüksek yoğunluktaki veriler işlenebilmekte, karmaşık hesaplama ve algoritmalar gerçekleştirilebilmektedir. Ayrıca, paralel işlem yeteneği sayesinde veri işleme maliyetleri düşürülmektedir.

Göz hareketleri takip sistemi test platformundaki birimler arasında işleyen veri haberleşmesini esas olarak denetleyici ünite sağlamaktadır. Bu kart üzerinde işletilen Labview yazılımı ile hem algoritma geliştirme, hem de gerçek zamanlı veri alışverişi süreçleri yönetilmektedir. Denetleyici üzerinde Windows ya da gömülü Windows uygulamaları çalıştırılabilmektedir. Kameradan alınan görüntüler, FPGA modülü aracılığıyla denetleyici üzerinde işleyen Labview yazılım ortamına aktarılarak analiz edilebilmektedir. Bu görüntüler ayrıca, özellikle yüksek kapasite gerektiren işlemlerde FPGA modülüne yüklenecek derlenmiş bir Labview yazılım kodu ile çeşitli ön işleme işlemlerine tabi tutulabilmektedir. Bu sayede daha yüksek veri hızlarında video işleme olanağı sağlanmaktadır. Dolayısı ile tez kapsamında yapılması planlanan çalışmalarda, merkezi işlemci aracılığıyla doğrudan işleme tekniklerinin ya da FPGA işlemcisi üzerinde çeşitli ön işleme aşamalarının uygulanabilmesi olasıdır. Böylece, iki farklı donanım yapısı arasında gerçek zamanlı test sonuçlarını kıyaslamak mümkün olmuştur.

Kameradan okunan görüntüler, 82MHz piksel saat hızına ulaşabilen görüntü yakalama kartı ile FPGA modülüne taşınmaktadır. Bu kart üzerinde yer alan FPGA işlemcisi tarafından, görüntü piksel değerleri işlenerek PC Labview ortamına yönlendirilmektedir. Projenin başlangıç aşamasında, sistemde kullanılan kameranın teknik özellikleri incelenmiştir. Bu kapsamda, proje ekibi tarafından daha önce hiç uygulanmamış olan kamera link bağlantı protokolü öğrenilmiştir. Kamera link standardı özet olarak, bilimsel ve endüstriyel video ürünlerinde kameralar, kablolar ve görüntü yakalama kartları arasında standartlaşmayı sağlamak amacıyla tasarlanmış özel bir

haberleşme protokolüdür. Bu protokol ile sırasıyla 255 MB/s (base), 510MB/s (medium) ve 850MB/s (full) hızlarında veri transferi mümkündür.

Kamera link protokolü “tap” piksel geometrisi ile çalışmaktadır. Bu geometri her piksel saat darbesinde kamera sensöründen kaç tane pikselin aynı anda (paralel) okunacağını gösterir. Basler acA2000-340kc kamera en az 2-tap, en fazla 10-tap hızında piksel transferi sağlamaktadır. 2-tap hızında 70 fps, 10-tap hızında ise 340 fps hızında çekim yapabilmektedir. Bir örnek olarak, 2-tap geometrisinde veri aktarım mekanizmasını gösteren blok diyagram şekil 3.25’te sunulmuştur. Bu geometride, kamera link piksel saat darbesinin her gelişinde görüntü matrisinin ilk satırında yer alan iki piksel değeri görüntü yakalama kartına gönderilir. Yeni gelen her bir saat darbesinde iki piksel olmak üzere ilk satır bilgisi gönderimi tamamlandınca ikinci satırda aynı işlemler devam eder ve tüm pikseller bu şekilde transfer edilir.



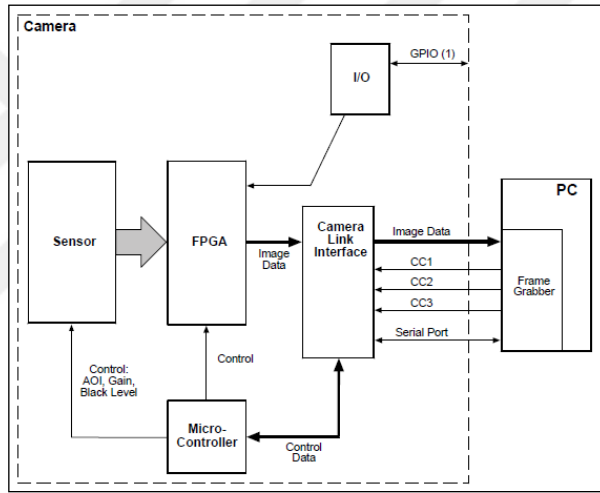
Şekil 3.25 2-tap piksel geometrisi (Anonymous 2012)

Kamera link bağlantısında kullanılan piksel saat frekansı, ihtiyaç duyulan çekim hızına göre 32.5 MHz, 48 MHz, 65 MHz ve 82 MHz hızlarından birine ayarlanabilir.

Çalışmalarımızda kullandığımız kameranın piksel saat frekansı, tap geometrisi, pozlandırma süresi, görüntü çözünürlüğü ve derinliği gibi ayarlar, kamera üreticisi

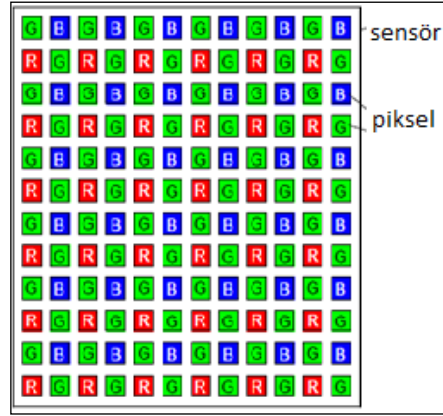
tarafından önerilen üçünü parti yazılımlar ile kamera kaydedicilerine ulaşılarak yapılmaktadır.

Bu kapsamda bu işlemin Windows ortamında yapılabilmesine olanak sağlayan Basler pylon kontrol yazılımı kamera üreticisinden tedarik edilmiştir. Kontrolcü bilgisayar üzerine kurulan Pylon yazılımı ile kamera link bağlantısı içerisinde yer alan ve Windows ortamından kameraya erişim imkânı sunan seri iletişim portu bağlantısı kurulmuş ve kamera ünitesinin parametre ayarları yapılmıştır. Kamera ünitesinin iç yapısını ve seri iletişim portunu gösteren blok diyagram şekil 3.26’da sunulmuştur (Anonymous 2012).



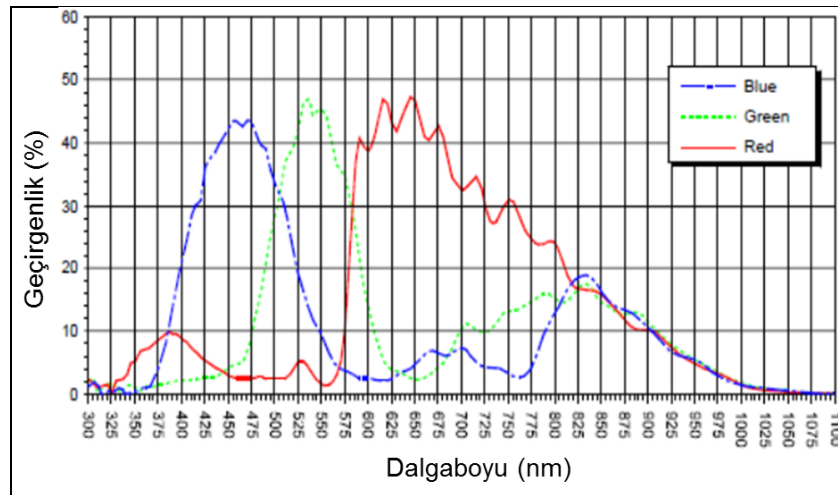
Şekil 3.26 Kamera ünitesi blok diyagramı (Anonymous 2012)

Çalışmada kullanılan renkli kamera sensörü Bayer GB tipinde bir renk filtresi ile kaplıdır. Bu filtre yapısı, renkli görüntü oluşturmak üzere Bryce E. Bayer tarafından 1976 yılında geliştirilmiştir. Bu teknikte ışık, renkli görüntüyü oluşturacak üç ana renk bileşenini verecek şekilde sensör üzerinde bulunan Bayer GB renk filtresinden geçerek, renkli görüntünün her bir piksel değerini oluşturacak şekilde 1 kırmızı, 1 mavi ve 2 yeşil piksel verisine dönüştürülmektedir. Bayer GB filtresinin piksel dizilimi şekil 3.27’de sunulmuştur.



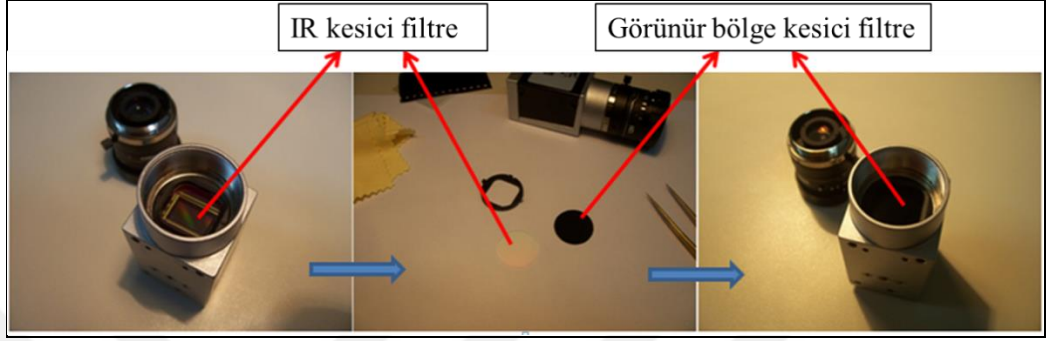
Şekil 3.27 Bayer GB filtresi piksel dizilimi

Kamera ünitesi üretici firmasının veri sayfalarında bildirdiği ve şekil 3.28’de sunulan Bayer GB filtresi ile görüntü sensörüne ait dalgaboyu – quantum verimliliği grafiği incelendiğinde, bayer filtresinin 400 nm ile 700 nm arası görünür bölgeyi renk seçme özelliğine göre yüksek oranda geçirdiği, 700 nm ile 1100 nm arasını ise nispeten daha düşük oranda geçirdiği anlaşılmaktadır. Kızılötesi uygulamaların genel itibariyle gerçekleştirildiği 850 nm kızılötesi dalgaboylarında optik geçirgenlik tüm renk filtreleri için yaklaşık olarak aynı değerdedir. Kamera kutusu içinde sensöre bağlı bayer filtresi üzerine düşen ışığın sadece görünür bölgesini geçiren, kızılötesi bölgeyi kesen ikinci bir filtre (IR kesici filtre) yer almaktadır.



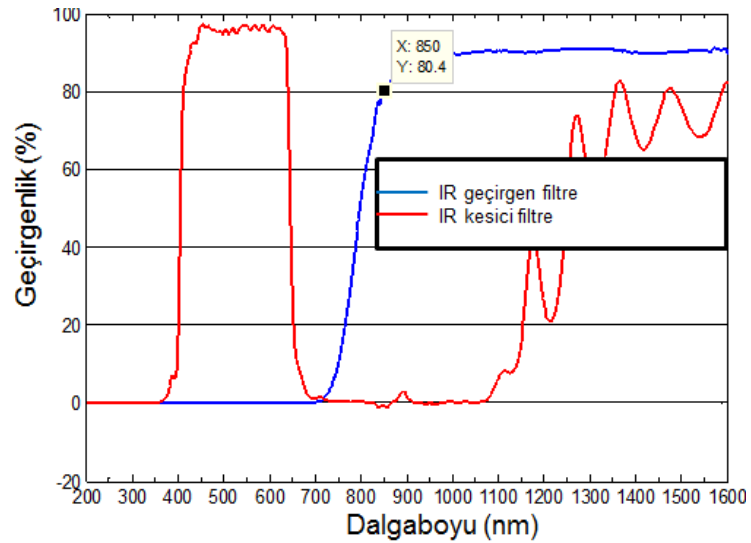
Şekil 3.28 Bayer GB filtresi ile görüntü sensörüne ait optik geçirgenlik grafiği (Anonymous 2012)

Tez kapsamında yapılması amaçlanan deneysel çalışmalarda kızılötesi görüntüleme planlandığından, kamera üzerindeki kızılötesi ışığı kesici filtre sökülmüş, yerine sadece kızılötesi bölgeyi geçirecek bir başka filtre yerleştirilmiştir. Kamera ünitesinde yapılan modifikasyonu tarif eden görünüşler şekil 3.29’de sunulmuştur.



Şekil 3.29 Basler kamera ünitesi IR kesici modifikasyonu

IR kesici filtre yerine yerleştirilen Kodak EB-2 renkli pozitif film, görünür bölge ışınmasını engelleyen filtre olarak seçilmiştir. Kameradan sökülen ve yerine yenisi takılan filtrelere ait geçirgenlik değerleri Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü laboratuvarlarında faaliyet gösteren Shimadzu UV-3600 UV-Vis-NIR Spectrophotometer kullanılarak ölçülmüştür. Filtrelerin geçirgenlik değerleri şekil 3.30’da sunulmuştur.



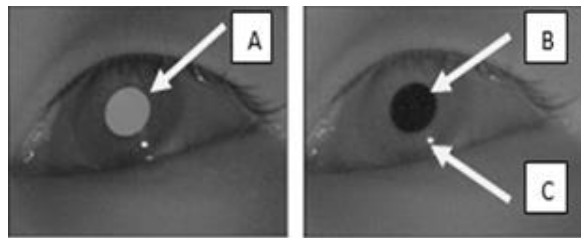
Şekil 3.30 Filtrelerin optik geçirgenlik grafiği

Ölçülen grafik verisine göre, sisteme entegre edilen yeni filtre kızılötesi bölgeyi 720 nm dalgaboyundan itibaren geçirmeye başlamaktadır. Test düzeneğinde esas aydınlatma kaynağı olarak kullanılan IR led'in dalgaboyu 850 nm olarak belirlendiği için, bu led ile aydınlatılan bölge görüntüsü çok az zayıflayarak kamera sensörüne ulaşabilmektedir.

Oluşturulan test platformundaki ünitelerin birbiri ile olan irtibatını sağlamak üzere Labview yazılımı kullanılmaktadır. Labview yazılımı, Ankara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümüne alt yapı desteği kapsamında daha önceden satın alındığı için, tez kapsamında herhangi bir ek maliyet getirmemiştir. Tedarik edilen yazılım yardımıyla, tez kapsamında tedarik edilen donanım ünitelerinin daha kolay programlanması mümkün olmuştur. Ayrıca, Labview'in kullanılan donanımlara diğer arayüz ve uygulama programlarından daha fazla teknik destek sağlıyor olması da, tez çalışmasının ilerleyen safhalarının daha hızlı yürümesine katkı sağlamıştır.

3.9.1 Göz bebeği kornea yansıması tespiti - Hibrit uygulama 1

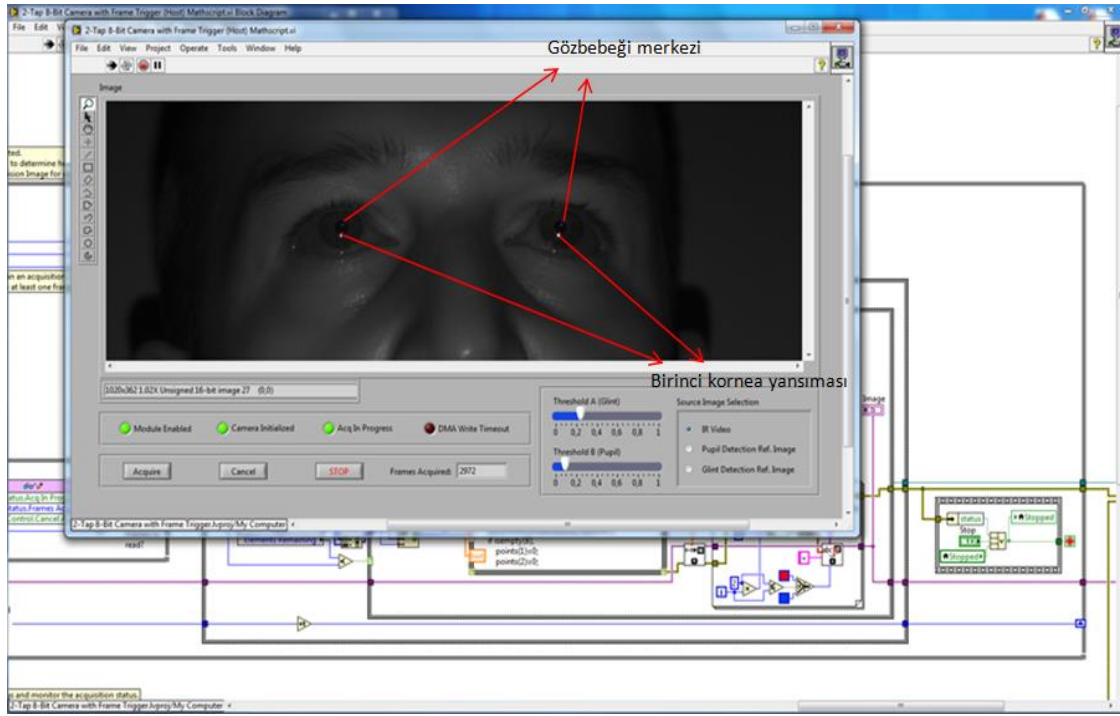
Bu yöntemde şekil 3.1'de sunulan deney düzeneği üzerinde çalışılmıştır. Purkinje yansımaları bir yakın IR kamera ile kaydedilmektedir. Aydınlatıcının yerleşimine bağlı kornea yansıması ve göz bebeğinin parlak-siyah görüntüsü şekil 3.31'de sunulmuştur. Kamera eksenini ile aynı doğrultuda yerleştirilmiş kızılötesi kaynağın sağladığı aydınlatma sonucunda göz bebeği parlak görünmekte, kamera eksenini dışında yerleştirilen kızılötesi aydınlatma yapıldığında ise göz bebeği siyah görünmektedir. Bu çalışmada ve sonraki uygulamalarda kornea yansıması ve siyah göz bebeği görüntüsünden faydalanılmıştır.



Şekil 3.31 Yakın IR kamera görüntüsü

a. Parlak göz bebeği, b. Siyah göz bebeği, c. Kornea yansıması

Kamera ünitesinde yapılan modifikasyon işlemleri sonrasında, kurulan test düzeneği üzerinde başarıyla gerçek zamanlı görüntü alabilmek için labview ortamına FPGA veri işleme modülü tanıtılmış ve gerekli kontrol sinyalleri oluşturulmuştur. Kameradan alınan görüntüyü Windows labview platformuna aktarmak üzere hazırlanan labview FPGA programı derlenerek, “bit dosyası” halinde FPGA modülüne yüklenmiştir. Bu program kodu vasıtasıyla, 2-tap geometrisine sahip sayısal video sinyali baz kamera link konfigürasyonunda, 2046x1086x10bit çözünürlükte ve 70 fps kare hızında gerçek zamanlı olarak labview ortamına aktarılabilmektedir. Test platformu üzerinde gerçek zamanlı olarak işletilebilen ilk uygulama yazılımının ekran görünümü (labview ön paneli) şekil 3.32’de sunulmuştur.



Şekil 3.32 Labview uygulama yazılımını “Eyecam NI v1.0”

Hazırlanan uygulama yazılımında, bilgisayar monitörünü izleyen deneğin göz bölgesi ölçümlerde dikkate alınacak ilgi alanı (area of interest, AOI) olarak belirlenmiş ve kamera üzerindeki register değerlerine müdahale ederek sadece bu bölge detayının görüntülenmesi sağlanmıştır. Gerçek zamanlı olarak kameradan alınan görüntüdeki göz bebeği ile birinci kornea yansıması (purkinje image) çeşitli görüntü işleme teknikleri kullanılarak tespit edilmiştir. Labview yazılımı ile Matlab kütüphanesinin birlikte

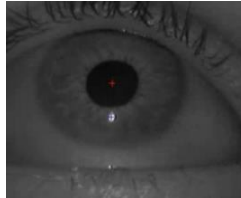
kullanıldığı görüntü işleme algoritmaları yardımıyla hesaplanan ağırlık merkezi noktaları, ekran üzerinde ardışık olarak sunulan göz bölgesi görüntüsü üzerine eklenmiştir. Şekil 3.32’de görülen görüntüde, gözbebeği ağırlık merkezleri mavi renkli + işaretleri, birinci kornea yansıması noktaları ise kırmızı renkli + işaretleri ile gösterilmiştir. Hazırlanan programa ait kornea yansıması merkezinin tespitine ait akış diyagramı şekil 3.33’te, göz bebeği merkezinin tespitine ait akış diyagramı şekil 3.34’te, tespit edilen merkezlere ait detay görüntüsü ise şekil 3.35’te görülmektedir. Algoritmik işlem sürelerinin ölçülebilmesine olanak sağlayacak yazılım bileşenlerinin eklendiği uygulama yazılımının ekran görünümü (labview ön paneli) şekil 3.36’da verilmiştir. Hazırlanan programın labview blok diyagramı EK 1 şekil 1’de sunulmuştur.



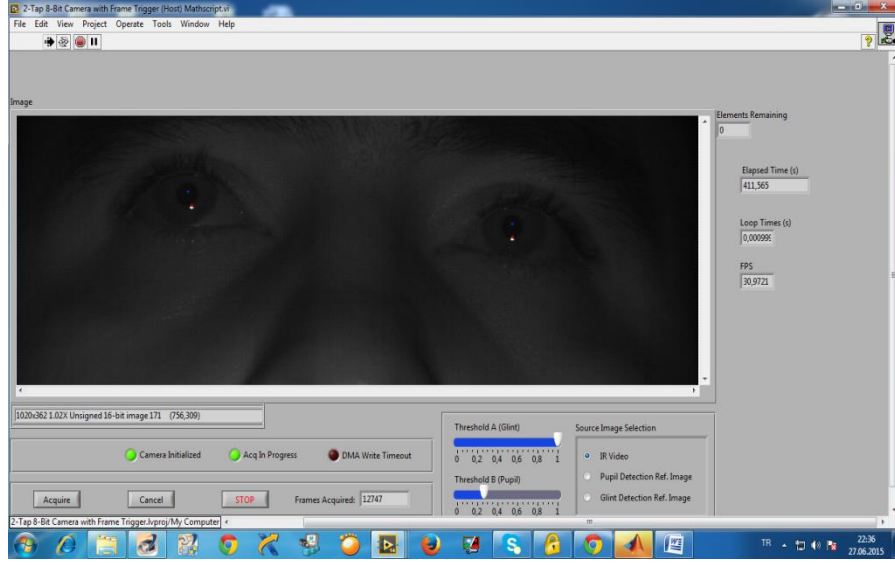
Şekil 3.33 Kornea yansıması merkezinin belirlenmesi



Şekil 3.34 Göz bebeği merkezinin belirlenmesi



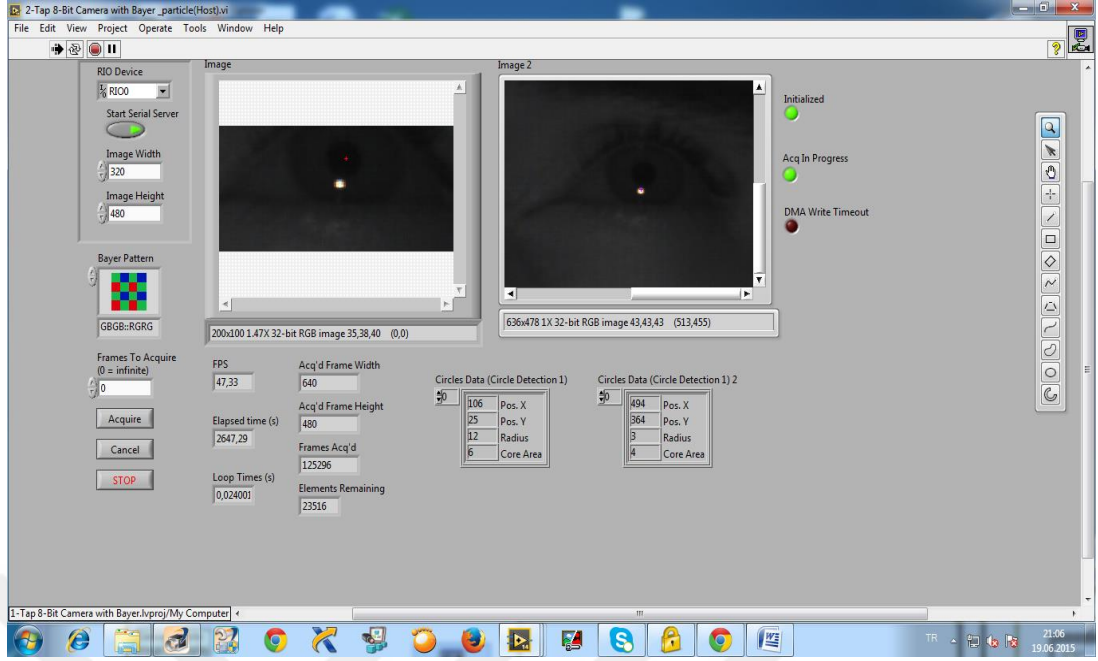
Şekil 3.35 Göz bebeği-kornea yansıması tespit edilmiş görüntü



Şekil 3.36 Labview uygulama yazılımı “Eyecam NI v1.1”

3.9.2 Göz bebeği kornea yansması tespiti – Uygulama 2

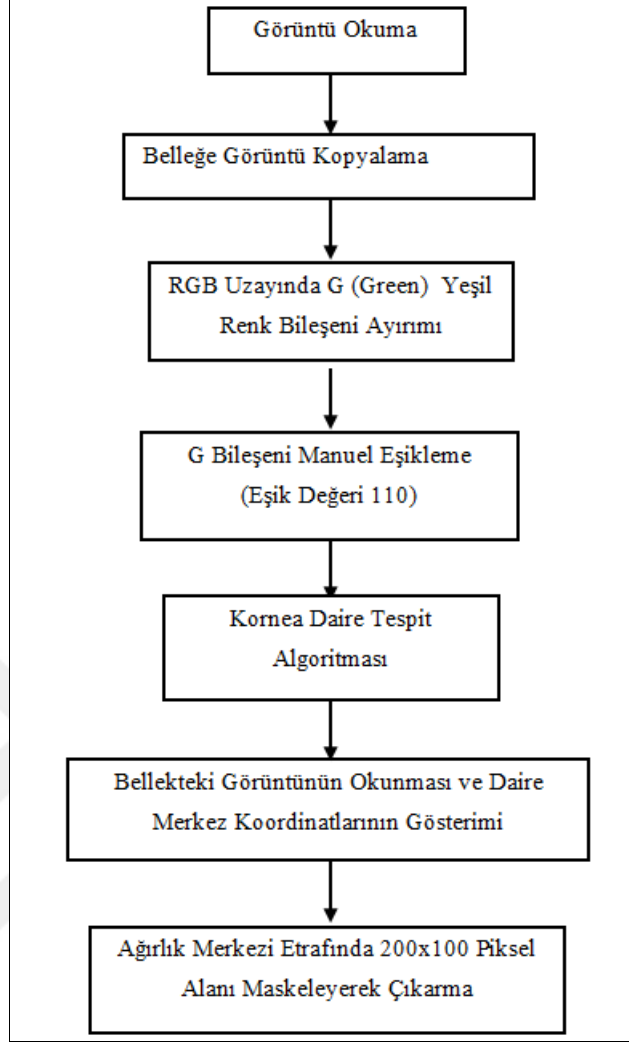
Bu uygulamada NI PCIe-1473R görüntü yakalama kartından faydalanılmıştır. NI vision acquisition labview ve labview FPGA yazılımları ile görüntü işleme algoritmaları geliştirilmiştir. Bilgisayar ve görüntü aktarım kartı üzerindeki görüntü işleme algoritmaları labview fonksiyonları kullanılarak göz bölgesi bölütlenerek göz bebeği ve kornea yansması belirlenmiştir. Görüntü çekim hızı 50 Hz, 640x480x8 bit Bayer olarak pylon üçüncü parti yazılımı ile ayarlanmıştır. Bilgisayara görüntü aktarma işleminden önce görüntü yakalama kartında yer alan FPGA üzerine yüklenen FPGA VI programında kullanılan bayer decoder görüntü 640x480x32 bit RGB formatına dönüştürülmüştür. Deney düzeneğinde kullanıcı ile kamera mesafesi 30-40 cm monitör mesafesi 50-60 cm'dir. Düzenekte i3 işlemcili ve 4GB bellekli bilgisayar kullanılmıştır. Bilgisayar (host) üzerinde geliştirilen program içerisinde labview vision assistant desteğinden faydalanılmıştır (Anonymous 2003). Geliştirilen programın ön panel görüntüsü şekil 3.37'de sunulmuştur. Bu çalışmada önce kornea yansması sonra göz bebeği tespiti yapılmaktadır. Ön panel görüntüde, gözbebeği ağırlık merkezi ve birinci kornea yansması noktası kırmızı renkli + işaretleri ile gösterilmiştir.



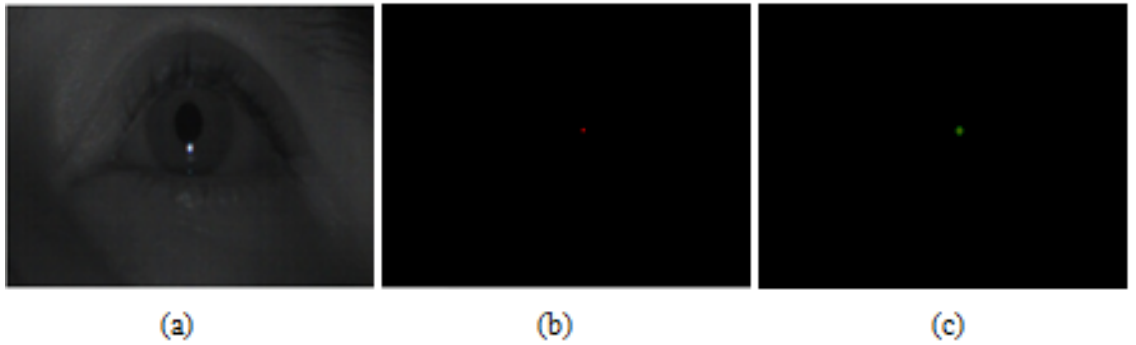
Şekil 3.37 Tasarlanan Labview ön panel (uygulama 2)

3.9.2.1 Kornea yansımaları tespiti-Uygulama 2

Kornea yansımaları tespiti şekil 3.38’de verilen akış diyagramına göre yapılmaktadır. Kameradan okunan ve şekil 3.39.a’da sunulan kamera göz bölgesi RGB resminin bir kopyası bilgisayarın belleğinde saklanmıştır. Kameradan okunan görüntüden yeşil (G) renk bileşeni çıkarılmıştır. Yeşil renk bileşeni üzerinde kornea yansımalarının belirlenebilmesi için eşikleme yapılmıştır. Eşik değeri denemeler sonucunda 110 gri seviye olarak belirlenmiştir. Kornea yansımaları büyüklüğünün on pikseli geçmediği gözlenmiştir. 1-10 piksel büyüklüğündeki bölütlenmiş görüntü parçacıklarından Danielsson mesafe haritası (Anonymous 2003) ile dairesel parçalar ve boyutları belirlenmiştir.



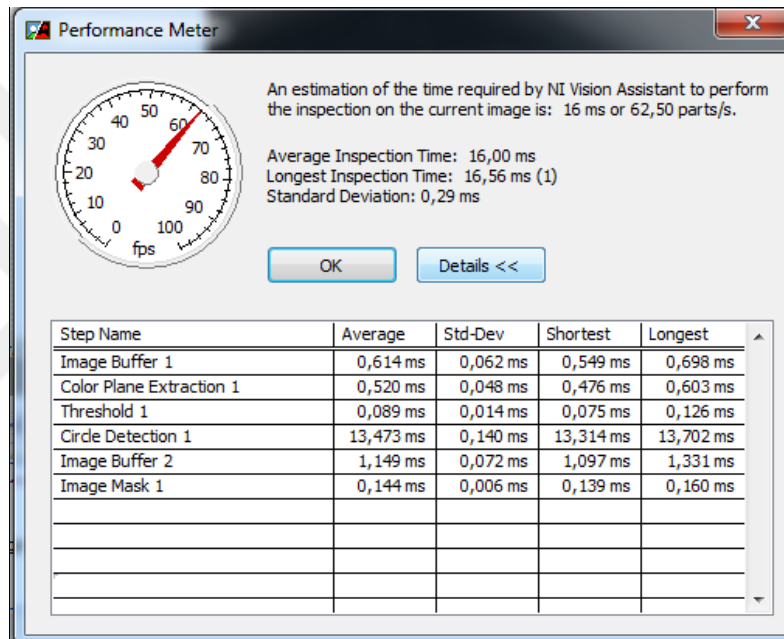
Şekil 3.38 Kornea yansıması tespiti akış diyagramı (uygulama 2)



Şekil 3.39 Kameradan okunan görüntü (uygulama 2)

a. 640x480x32 bit renkli görüntü, b. Eşik uygulanmış, c. Kornea yansıması merkezi

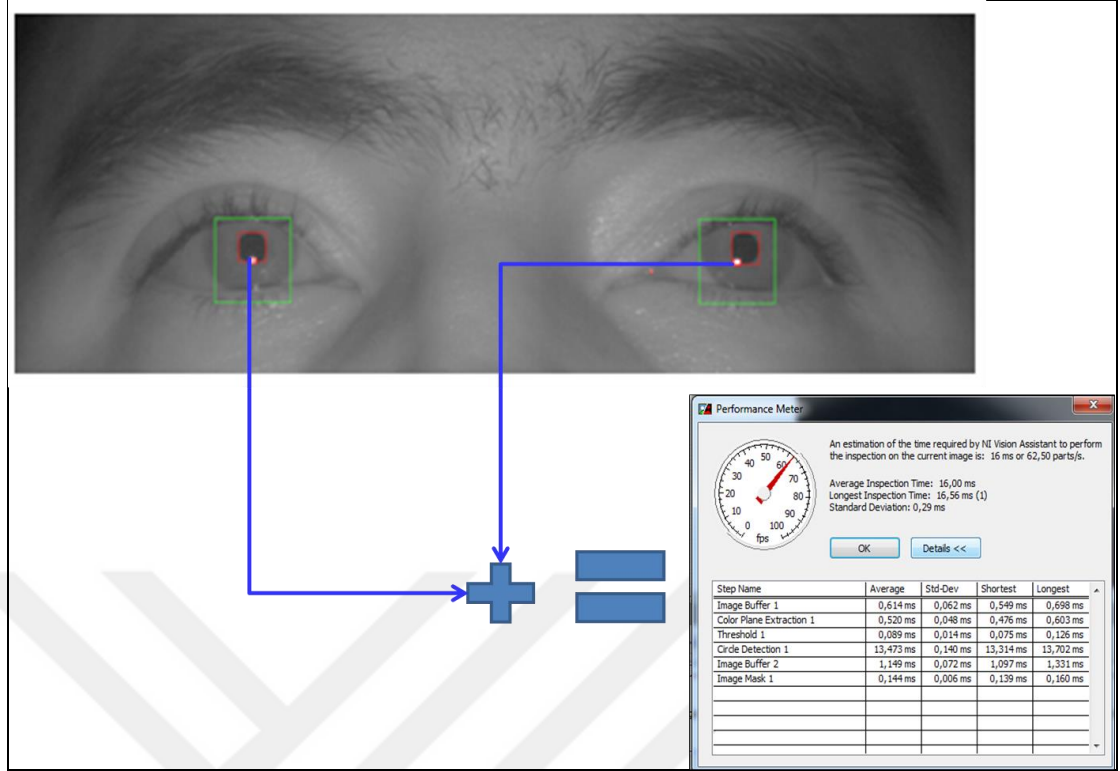
Şekil 3.39.c’de kornea yansımalarının belirlenen merkezi sunulmuştur. Bilgisayar belleğine kopyalanan görüntü tekrar okunarak, belirlenen kornea yansıması merkez koordinatları etrafında göz bebeğini bulunduran 200x100 piksel alan 640x480x32 bit RGB görüntüden çıkarılarak göz bebeği tespiti için ayrılmıştır. Bu kısımda uygulanan görüntü işleme adımlarına ait, labview vision assistant aracılığı ile hesaplanan süreler şekil 3.40’ta görülmektedir. Tespit süresi yaklaşık 16 ms olarak bulunmuştur. Tespit amacıyla kullanılan vision assistant kodu şekil 3.41’de ve tespit görüntüsü 3.42’de sunulmuştur.



Şekil 3.40 Yansımanın belirlenme süresi (uygulama 2)



Şekil 3.41 Yansıma için vision assistant kodu (uygulama 2)



Şekil 3.42 Kornea yansımaları tespiti (uygulama 2)

3.9.2.2 Göz bebeği belirlenmesinde kullanılan yöntem-Uygulama 2

Kornea yansımaları sonucunda belirlenen 200x100x32 bit görüntüden yeşil renk bileşeni çıkartılmıştır. İlgili alanı görüntüsüne eşikleme uygulanmıştır ve ikili görüntüye dönüştürülmüştür. Elde edilen ikili görüntü şekil 3.43.a'da sunulmuştur. Görüntüde yer alan kaş ve kirpik kaynaklı gürültülü nesnelere ve diğer parçalar eşitlik (3.28) ile verilen morfolojik aşındırma işlemine tabi tutularak göz bebeğinden ayrılmıştır.

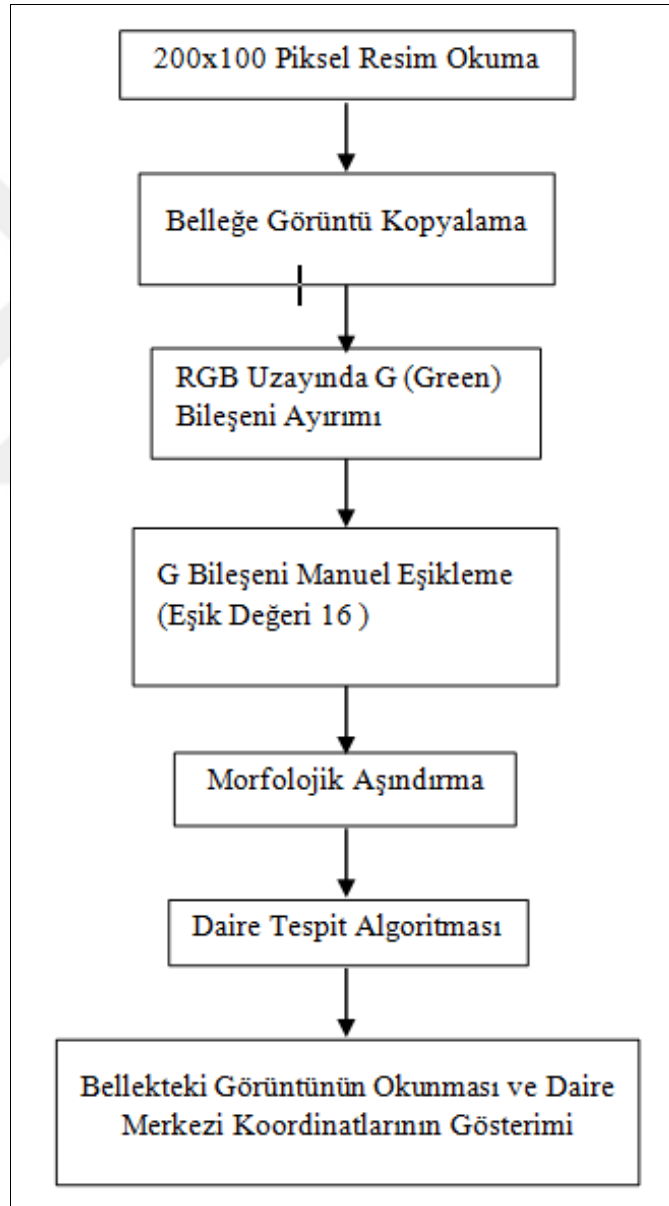
$$A \ominus B = \{z \in E \mid B_z \subseteq A\} \quad (3.28)$$

A orijinal görüntü ve B yapısal eleman olmak üzere eşitlik (3.28) A'nın B ile aşındırılmasını ifade etmektedir. Labview vision assistant ortamında Danielsson mesafe haritası metodu ile yarıçap aralığı 10-20 piksel aralığındaki dairesel şekiller belirlenmiştir. Belirlenen göz bebeği merkezi şekil 3.43.b'de verilmiştir. Göz bebeği tespiti şekil 3.44'te verilen akış diyagramına göre yapılmaktadır.



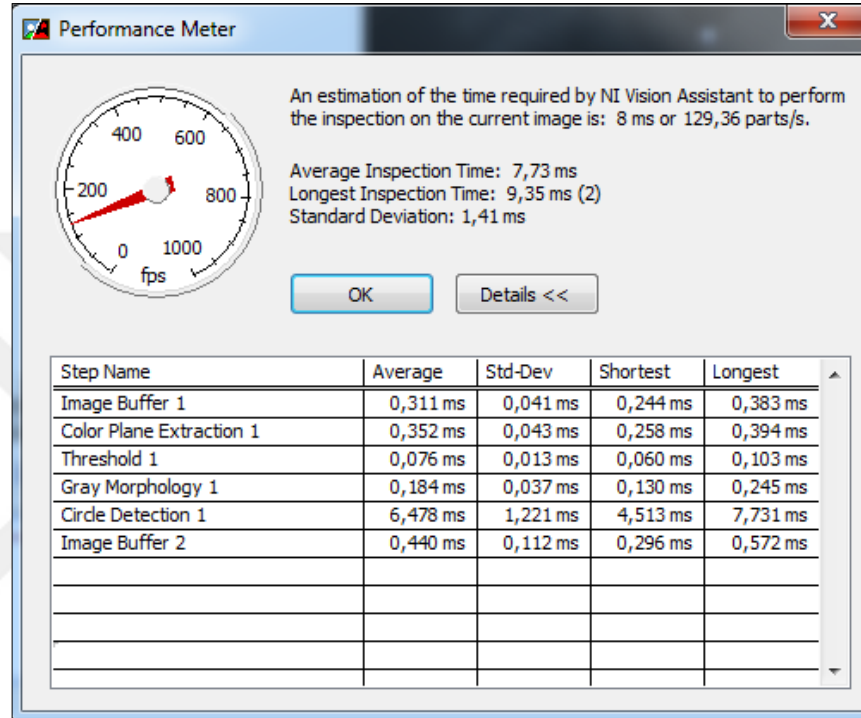
Şekil 3.43 Göz bebeği tespit görüntüsü (uygulama 2)

a. Eşikleme uygulanmış görüntü, b. Belirlenen göz bebeği merkezi

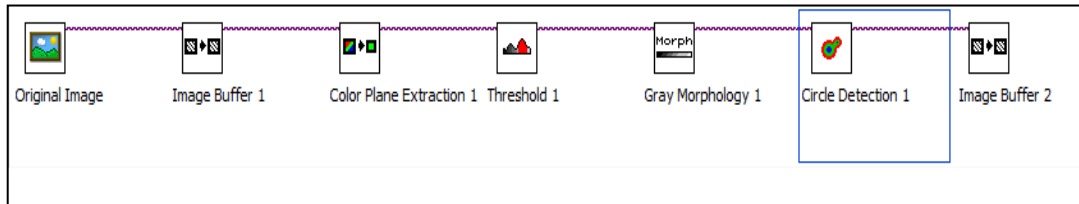


Şekil 3.44 Göz bebeği merkezi tespiti akış diyagramı (uygulama 2)

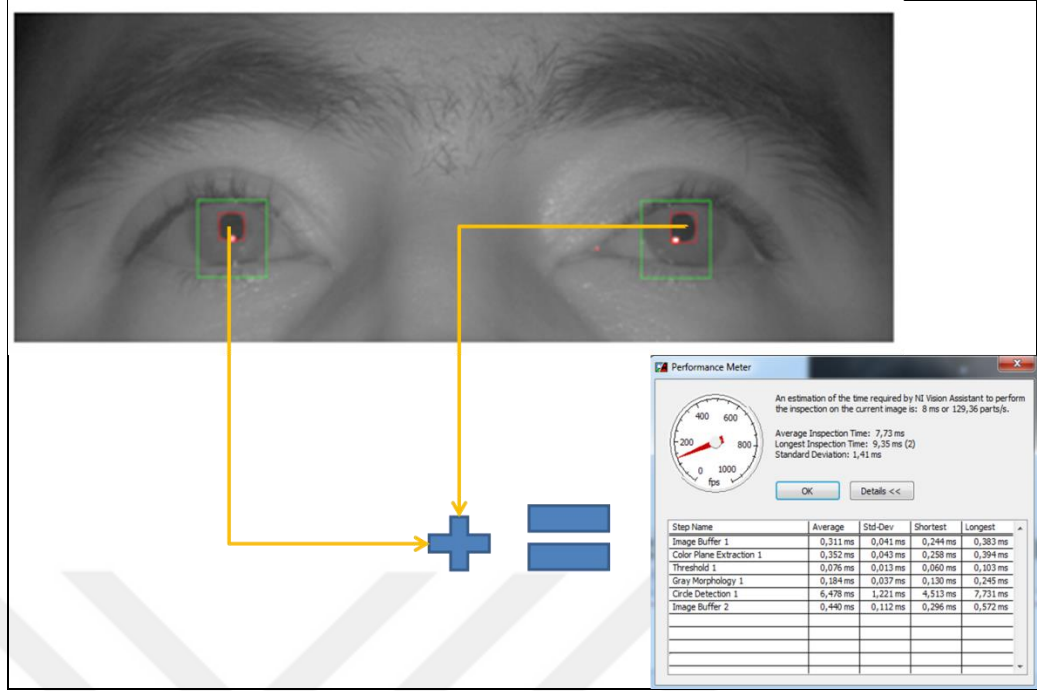
Labview programının algoritma süresi ölçüm aracı ile göz bebeği merkezinin bulunma süresi şekil 3.45'te görülmektedir. Ölçülen belirleme süresi yaklaşık olarak 7.73 ms'dir. Tespit amacıyla kullanılan vision assistant kodu şekil 3.46'da ve tespit görüntüsü 3.47'de sunulmuştur. Programın labview blok diyagram detayı ise EK 1 şekil 2'de verilmiştir.



Şekil 3.45 Göz bebeği belirlenme süresi (uygulama 2)



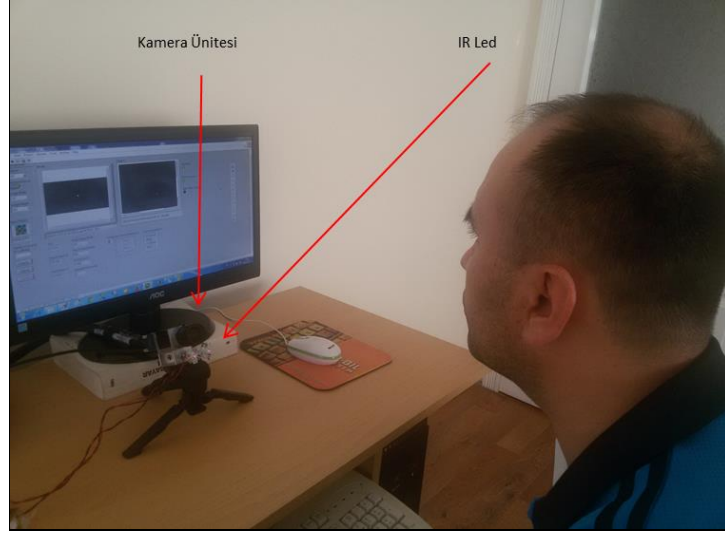
Şekil 3.46 Göz bebeğine ait vision assistant kodu (uygulama 2)



Şekil 3.47 Göz bebeği tespiti (uygulama 2)

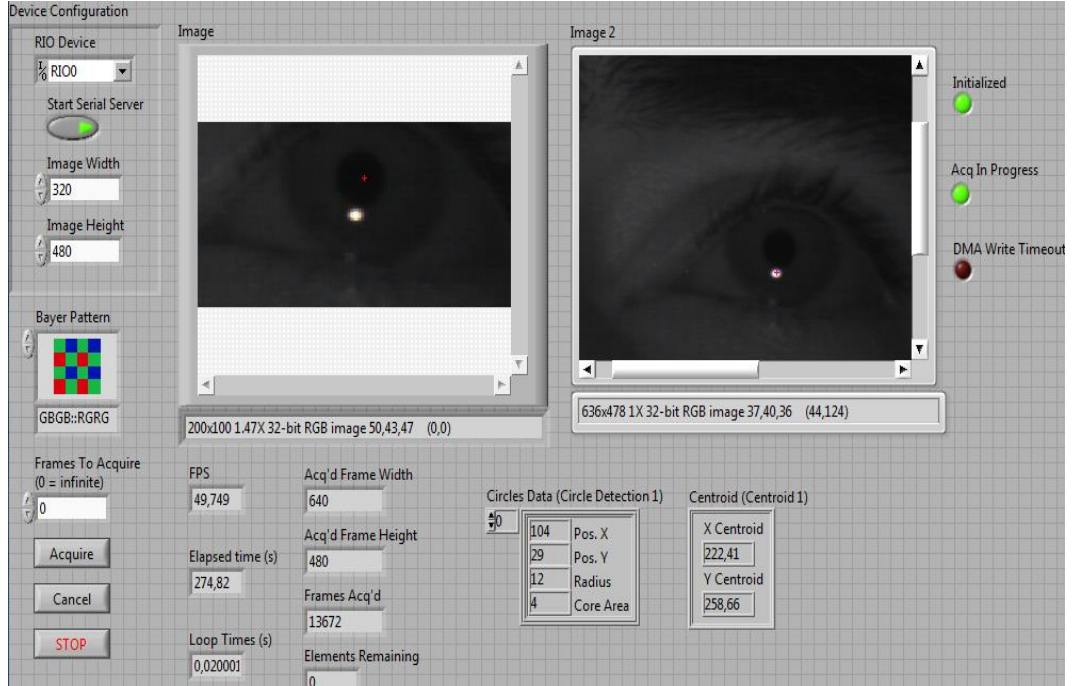
3.9.3 Göz bebeği kornea yansımaları tespiti – Uygulama 3

Bu uygulamada labview ve labview FPGA ile, bilgisayar (host) ve içerisinde Virtex-5 LX-50 FPGA bulunan NI PCIe-1473R görüntü yakalama kartı üzerinde görüntü işleme algoritmaları geliştirilmiş ve göz bebeği-kornea yansımaları belirlenmiştir. Sistem düzeneğine ait genel görüntü şekil 3.48’de verilmiştir. Bu çalışmada önce kornea yansımaları sonra göz bebeği tespiti yapılmaktadır. Şekil 3.49’da verilen uygulamaya ait ön panel görüntüsünde, gözbebeği ağırlık merkezi ve birinci kornea yansımaları noktası kırmızı renkli + işaretleri ile gösterilmiştir.



Şekil 3.48 Sistem görüntüsü (uygulama 3)

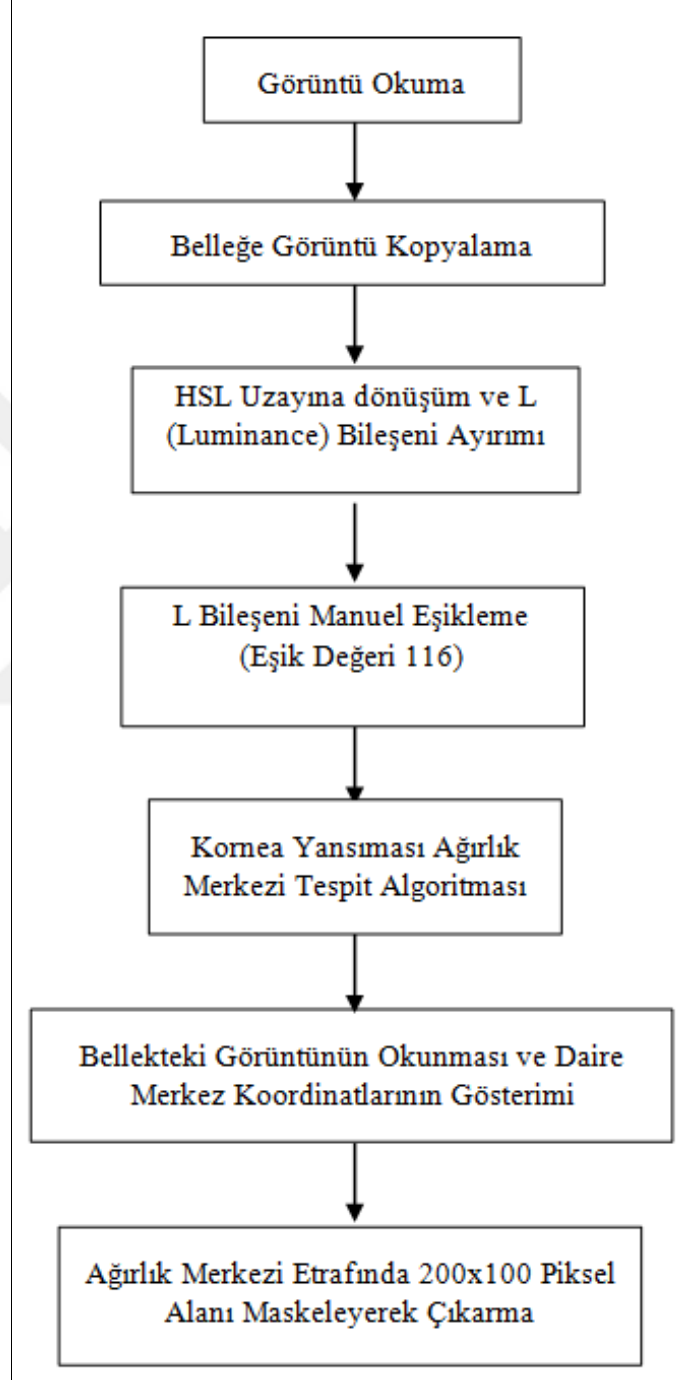
Uygulamada kamera hızı 50 fps olarak belirlenmiştir. Bayer kameradan 640x480x8 bit Bayer görüntü okunarak, FPGA VI dosyasında bayer decoder ile 640x480x32 bit RGB formatına dönüştürülmüştür. Kullanıcı kameradan 30-40 cm bilgisayar monitöründen ise 50-60 cm uzaktadır. Deneyler i3 işlemcisi ve 4GB belleği olan bir bilgisayarda yapılmıştır.



Şekil 3.49 Tasarlanan sisteme ait Labview program arayüzü (uygulama 3)

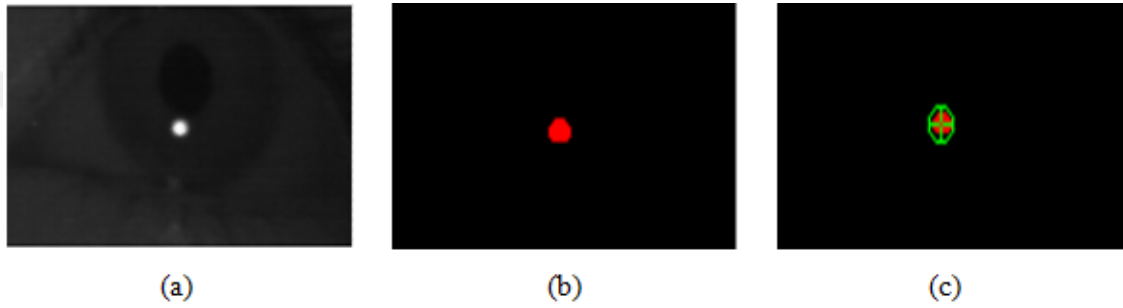
3.9.3.1 Kornea yansıması tespitinde kullanılan yöntem-Uygulama 3

Kornea yansıması tespiti şekil 3.50’de verilen akış diyagramına göre yapılmaktadır.



Şekil 3.50 Kornea yansıması tespiti akış diyagramı (uygulama 3)

Şekil 3.51.a'da verilen kameradan okunan RGB görüntünün bir kopyası bilgisayar belleğine saklanmıştır. Okunan görüntü RGB uzayından HSL uzayına dönüştürülerek görüntünün parlaklık bilgisi dikkate alınmıştır. Parlaklık görüntüsü kornea yansıması tespitini kolaylaştırmıştır. Parlaklık görüntüsüne eşikleme uygulanmıştır. Eşikleme değeri deneysel olarak 116 gri seviye olarak belirlenmiştir. Görüntü boyutları w sütun ve h satır sayısı olmak üzere, görüntü içinde x,y koordinat noktasında parlaklık değeri I(x,y)'dir. Bu ikili görüntüde bölütlenmiş parçalara ait kütle ağırlık merkezi koordinatları eşitlik (3.29) ile hesaplanır.

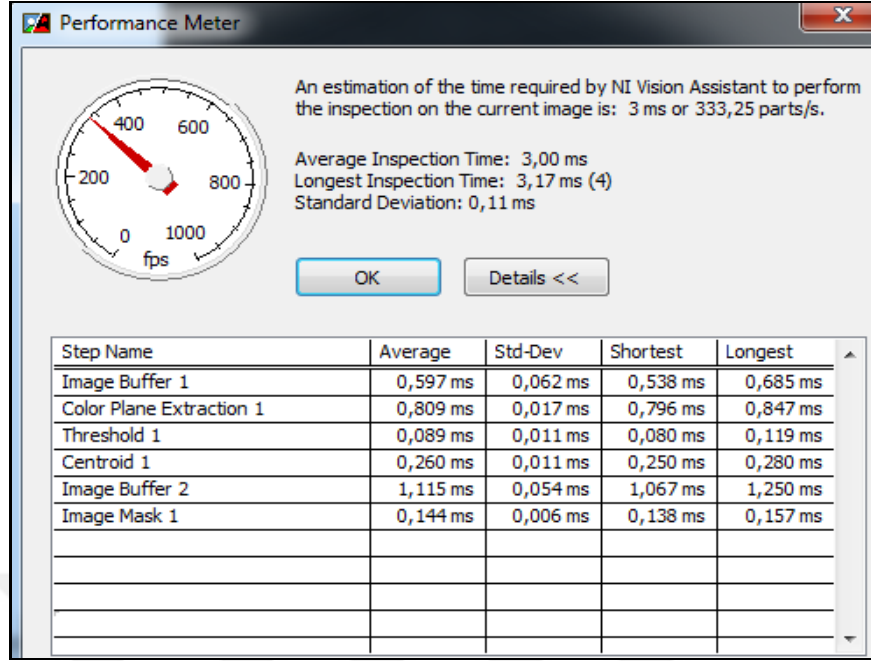


Şekil 3.51 Kornea yansıması görüntüsü (uygulama 3)

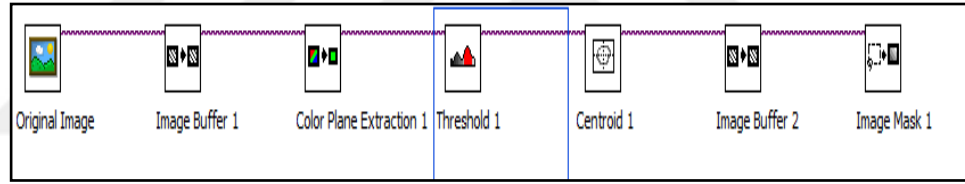
a. İlk görüntü, b. Eşiklenmiş, c. Kütle merkezi

$$x' = \frac{\sum_{x=0}^w \sum_{y=0}^h xI(x,y)}{\sum_{x=0}^w \sum_{y=0}^h I(x,y)}, \quad y' = \frac{\sum_{x=0}^w \sum_{y=0}^h yI(x,y)}{\sum_{x=0}^w \sum_{y=0}^h I(x,y)} \quad (3.29)$$

Eşiklenmiş görüntüdeki nesne kütle merkezi labview centroid fonksiyonu kullanılarak hesaplanmıştır. Şekil 3.51.c'de belirlenen kütle merkezi görülmektedir. Tampon bellekten kopyalanan görüntü tekrar okunarak, bulunan kornea yansıması merkez noktasına göre göz bebeğini içermesi muhtemel 200x100 piksel alanı ilgi alanı olarak belirlenmiştir. Labview vision assistant aracılığı ile kornea yansıması belirleme süreleri şekil 3.52'de görülmektedir. Kornea yansımasına ait algoritmanın tespit süresi yaklaşık 3 ms olarak bulunmuştur. Bu algoritmaya ait vision assistant kodu şekil 3.53'te verilmiştir.



Şekil 3.52 Kornea yansıması süreleri (uygulama 3)



Şekil 3.53 Vision assistant kodu (uygulama 3)

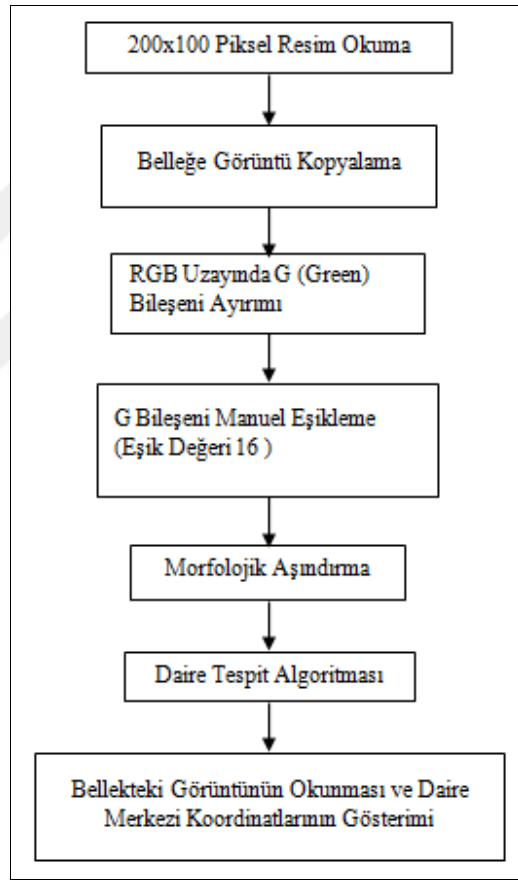
3.9.3.2 Göz bebeği tespitinde kullanılan yöntem-Uygulama 3

Kornea yansıması işleminde oluşturulan 200x100x32 bit renkli görüntüden yeşil renk bileşeni işlenmek üzere ayrıldı. Bu görüntüye eşikleme işlemi uygulandı. İkili görüntüye dönüştürülen göz bebeği bölgesi şekil 3.54.a'da sunulmuştur. Görüntü içindeki gürültü ve diğer parçalar morfolojik aşındırma uygulanarak göz bebeğinden ayrıldı. Danielsson mesafe haritası metodu kullanılarak dairesel şekilleri belirleyen CircleDetection subvi fonksiyonu ile yarıçap aralığı 10-20 piksel aralığındaki dairesel şekiller tespit edildi. Belirlenen göz bebeği merkezi şekil 3.54.b'de verilmiştir. Kornea yansıması tespiti şekil 3.55'de verilen akış diyagramına göre yapılmıştır.



Şekil 3.54 Göz bebeği tespit görüntüsü (uygulama 3)

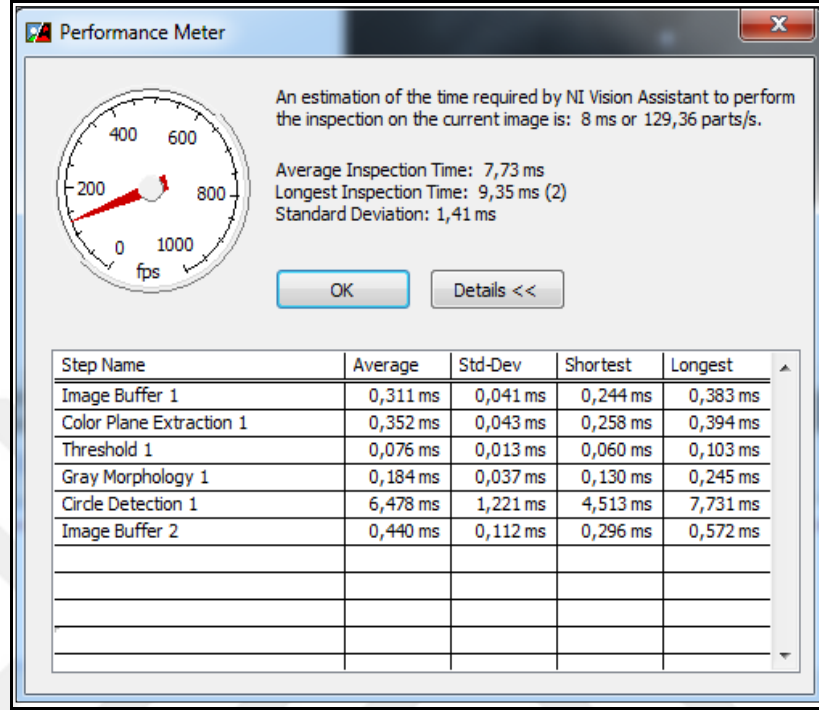
a. Eşiklenmiş göz bebeği, b. Belirlenen göz bebeği merkezi



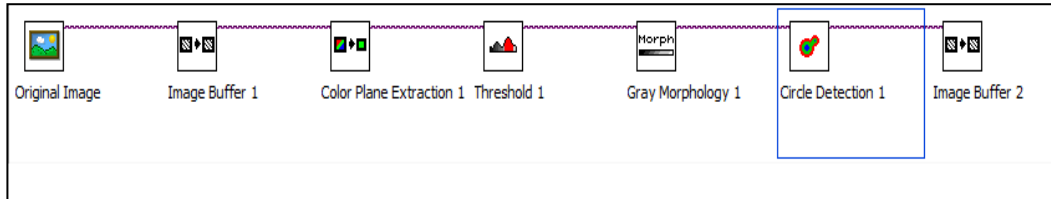
Şekil 3.55 Kornea yansıması tespiti akış diyagramı (uygulama 3)

Labview vision assistant aracılığı ile göz bebeği tespitinde kullanılan işlemlere ait hesaplama süreleri şekil 3.56'da görülmektedir. Gözlemlenen göz bebeği tespit süresi yaklaşık olarak 7.73 ms'dir. Tespitte kullanılan vision assistant kodu sırasıyla şekil

3.57’de görülmektedir. Programın labview blok diyagram detayı ise EK 1 şekil 3’te sunulmuştur.



Şekil 3.56 Göz bebeği tespiti algoritma süresi (uygulama 3)

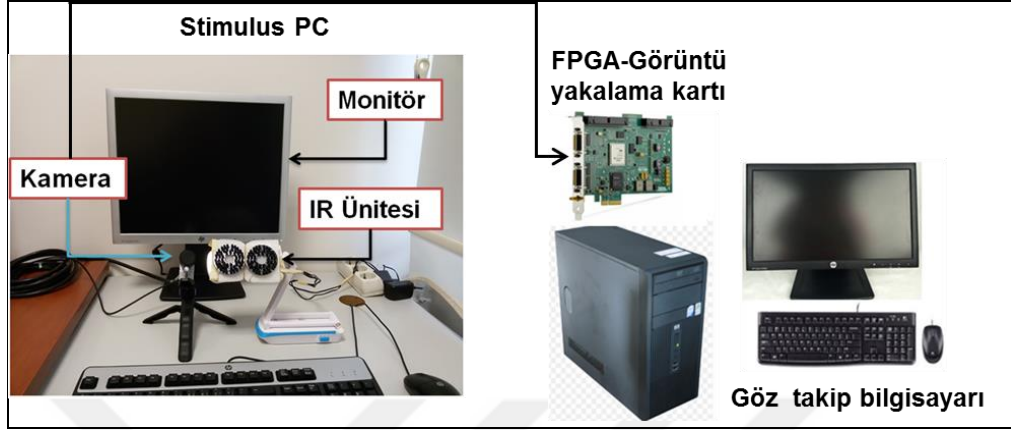


Şekil 3.57 Göz bebeği tespiti blok kodu (uygulama 3)

3.10 Deneysel Çalışma-3

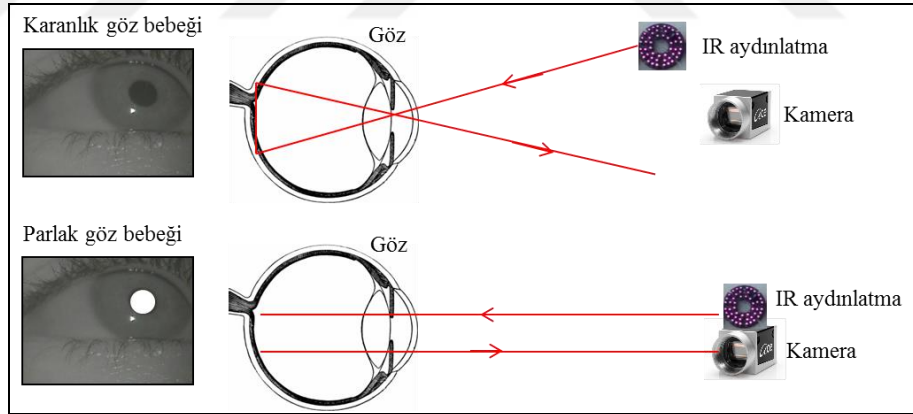
Tez çalışması kapsamında deneysel çalışmalardan elde edilen tecrübe ve yöntemlerden faydalanılarak nihai olarak bir göz hareketleri takip sistemi tasarlanmıştır. Deneysel çalışma-2’de bahsedilen kamera link arabirimine sahip kamera (Basler acA2000-kc340) (Anonymous 2013b), FPGA görüntü yakalama kartı (NI PCIe-1473R)

(http://www.ni.com 2017e), IR aydınlatma grubu ve göz izleyici/stimulus bilgisayarından oluşan bu sistem şekil 3.58’de sunulmuştur.



Şekil 3.58 Göz takip sistemi

IR aydınlatıcılar, göz bebeği bölgesinin algılanmasını kolaylaştırmak için şekil 3.59’da görüldüğü gibi kamera etrafına iki yönlemlerle yerleştirilir.



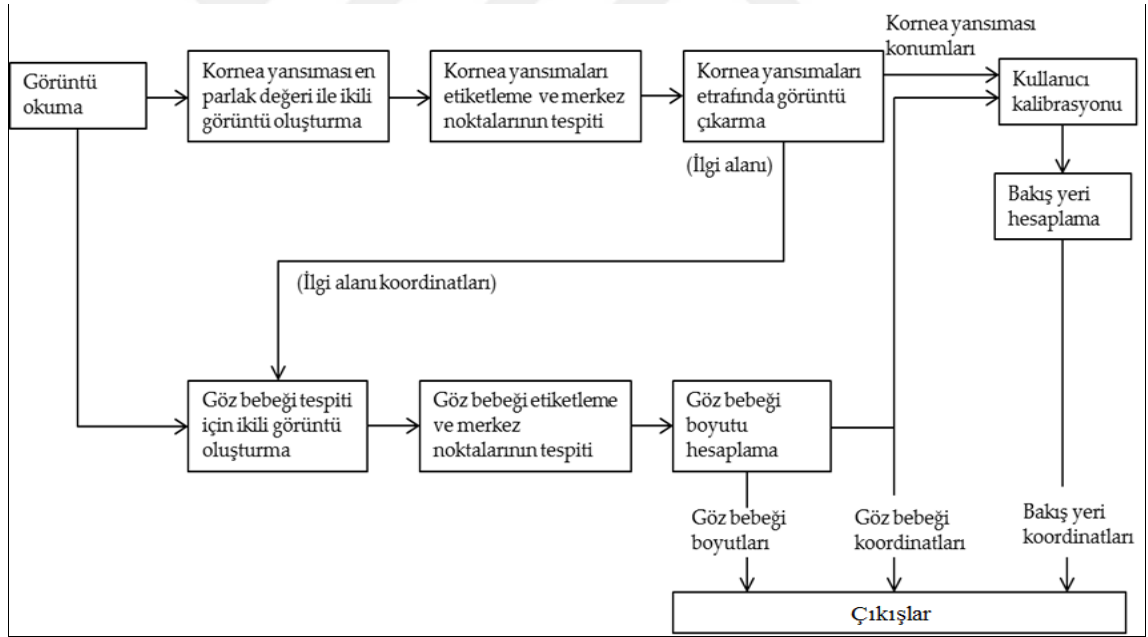
Şekil 3.59 IR aydınlatıcı yerleşimi

a. Karanlık göz bebeği etkisi, b. Parlak göz bebeği etkisi

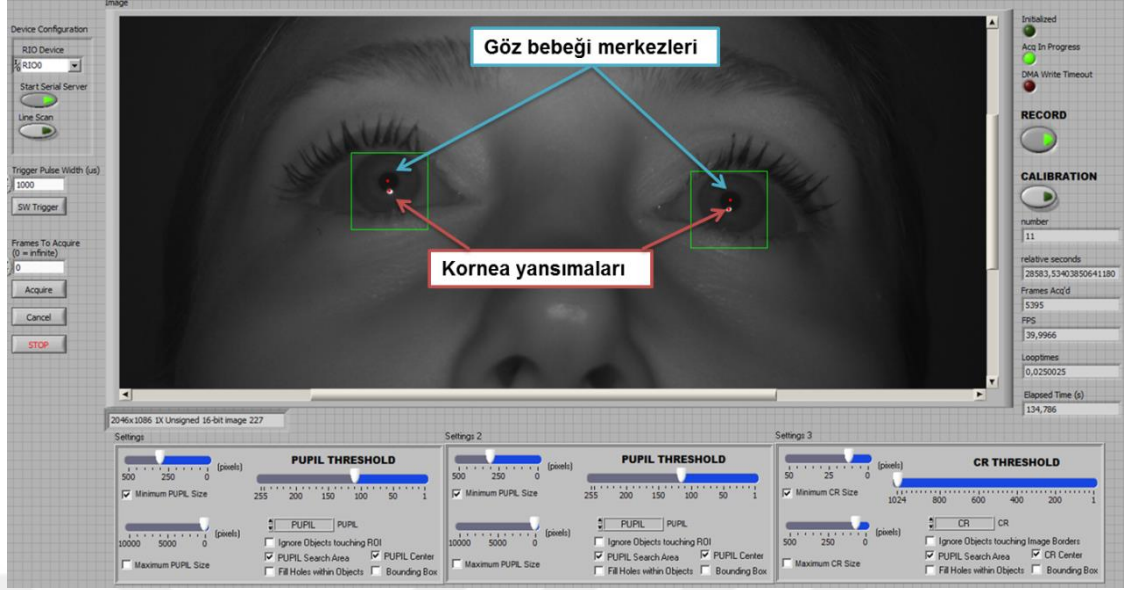
Şekil 3.59.a’da görüldüğü üzere kızılötesi ışık kaynağı kameranın optik eksenini üzerinde olmadığı durumda karanlık göz bebeği etkisi oluşur. IR ışık kaynağının şekil 3.59.b’de gösterildiği gibi optik eksene çok yakın yerleştirildiği durumda ise parlak göz bebeği etkisi oluşur.

Çalışmamızda IR aydınlatıcının karanlık göz bebeği etkisine dayanarak sistem tasarımı yapılmıştır. Bu tasarım iki IR aydınlatıcısı içerir. Her aydınlatıcıda, 850 nm dalga boylarına sahip 48 yakın kızıl ötesi ışık yayan diyot (NIR LED'leri) bulunmaktadır. Bu iki aydınlatıcı birbirine bitişik olduğundan bir kornea yansıması üretir. Kameradan görüntü elde etmek için göz takip bilgisayarına bağlı NI PCIe-1473R birimi kullanılmıştır.

Şekil 3.60, bu çalışmada geliştirilen göz takip sistemi yönteminin işleyişine dair akış şemasını göstermektedir. Bu yöntem, ham gri görüntülerin ön işleme, kornea yansıması (glint) merkezleri çevresinde ilgi alanı belirleme (ROI), göz bebeği merkezi tespiti, bakış açısı tahmini için doğrusal olmayan haritalama fonksiyonu ve göz bebeği boyut hesaplamalarını içermektedir. Tez kapsamında geliştirilen ve katılımcılar ile test edilen göz takip sistemi nihai program arayüzü şekil 3.61'de sunulmuştur.



Şekil 3.60 Göz takip sistemi akış diyagramı (uygulama 4)



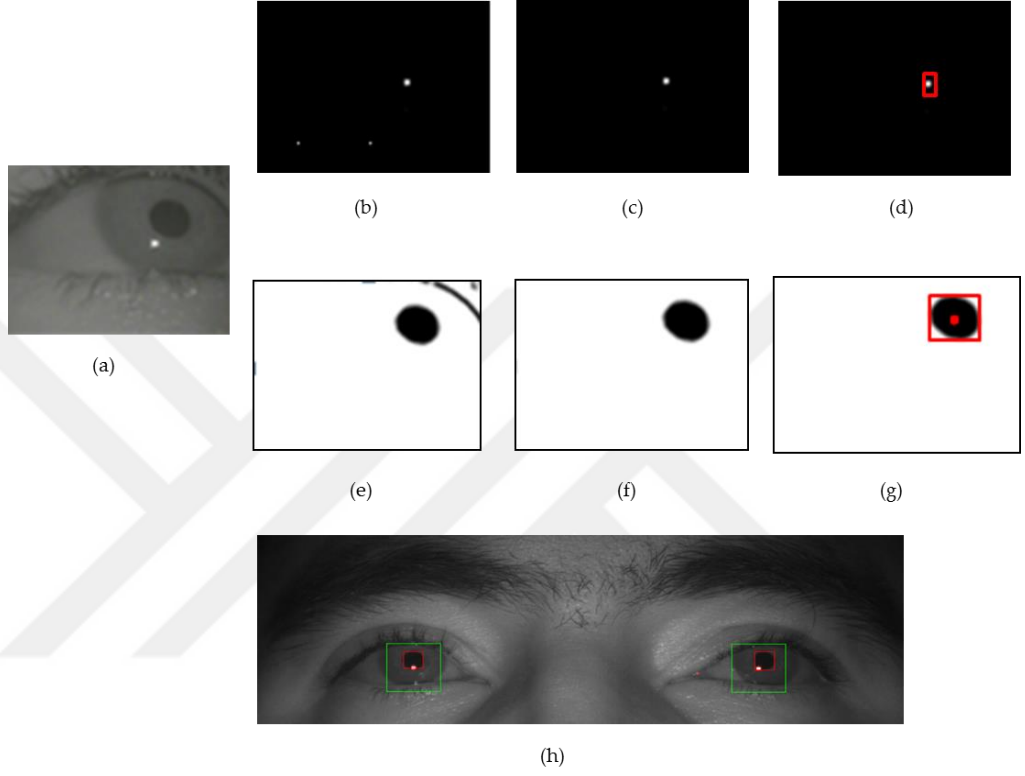
Şekil 3.61 Göz takip sistemi arayüzü (uygulama 4)

3.10.1 Göz bebeği ve kornea yansıması tespiti-Uygulama 4

Göz takip masaüstü bilgisayarının PCIe yuvasına yerleştirilmiş NI PCIe-1473R FPGA görüntü yakalama kartı ile kamardan alınan görüntüler, kart içerisinde bulunan FPGA ile bilgisayarın doğrudan bellek erişimi (DMA) kanalı arasında oluşturulan iletişim kullanılarak işletim sistemi ortamına aktarılmıştır.

DMA ile, CPU önce görüntü aktarmayı başlatır ve daha sonra aktarım devam ederken başka işlemleri yapar. Aktarma işlem tamamlandığında DMA denetleyicisinden bir kesme oluşur. DMA kullanımı, CPU'nun diğer işleri gerçekleştirirken veri aktarımını takip etmesini gerektirmeyecek şekilde rahatlık sağlar. İşletim sistemine aktarılan görüntü çerçevesi üzerinde işlemlere başlamadan önce, bir görüntü için labview'de geçici bir bellek konumu oluşturduk ve görüntü işleme için okunan gri seviyeli görüntüleri kaydettik. Bir görüntü çerçevesi üzerinde göz bebeği ve kornea yansımasına yönelik işlem tamamlandıktan sonra, bellek bir sonraki resim çerçevesi için boşaltılmıştır.

Tasarımımızda kornea yansımaları (ilk Purkinje yansıması) tüm resim çerçevesi içerisinde göz bebeği araştırması için referans noktası olarak seçilmiştir. IR geçiren filtre bizim için bu adımı kolaylaştırmıştır. Glint ve göz bebeği merkezi tespit sürecine ait görüntüler şekil 3.62’de gösterilmiştir.



Şekil 3.62 Glint ve göz bebeği merkez bölgesi tespiti süreci

- a. Orijinal görüntüden çıkarılan göz bölgesi, b. Glint tespiti için gri tonlamalı görüntünün ikili görüntü dönüşümü, c. Glint için aşındırma uygulanması, d. Glint üzerine uygulanan kütle ağırlık merkezi, e. Göz bebeği tespiti için gri tonlamalı görüntünün ikili görüntü dönüşümü (f) Göz bebeği için aşındırma uygulanması, g. Orijinal görüntü üzerinde iki göz bebeği ve kornea yansıması tespiti

"Glint" olarak adlandırılan kornea yansıması (Sigut ve Sidha 2011) yakalanan görüntüde en parlak değere sahiptir. Dolayısıyla görüntü içerisinde tespiti kolaydır. Glint parlaklığı yüksek olduğu için, parlaklık eşliğinin belirlenmesinin deneysel olarak yapılabileceği düşünülmüştür. Görüntünün histogram değerlerine bakılarak yapılan deneysel çalışmaların ardından glint eşik değeri elle 1020 olarak seçilmiştir. Böylece, yakalanan 10 bit çözünürlüklü (1-1024) gri seviye görüntü, önce eşitlik (2.2) kullanılarak eşikleme ile ikili bir görüntüye dönüştürülmüştür. Eşik seviyesi (T), niblack, arka plan düzeltmesi, varyans, entropi, metrik ve moment gibi labview yerel

uyarlanabilir eşik algoritmaları ile seçilebilir. Ancak bu algoritmalar görüntünün işleme süresini artırır.

Eşikleme işlemi sonrası, bağlı bileşen etiketleme, arka plan görüntüsünden çıkarılmış parçalara uygulanmıştır. Morfolojik işlemlerin temel öğelerinden olan aşındırma işlemi ile deneysel olarak belirlenmiş olan 15 piksel boyutundan daha küçük nesnelere temizlenmiştir. Aşındırılacak nesnelere küçük boyutlu olması nedeniyle aşındırma işlemi için 3x3 boyutlu yapısal eleman kullanılmıştır.

Kornea yansıması merkez koordinatlarını bulmak için eliptik ve dairesel şekil merkezi belirleme yöntemlerinden daha hızlı olan eşitlik (3.29) ile verilen kütle ağırlık merkezi tespit yöntemi uygulanmıştır. Göz bebeği bölgesi kornea yansıması etrafında yer almaktadır. Kornea yansıması merkezleri algılandıktan sonra, 100x100 piksel boyutunda kare ROI alanı göz bebeği tespiti için tanımlanmıştır. ROI merkez koordinatları glint merkez koordinatlarıyla aynıdır. Ham gri seviyedeki ROI alanı görüntüsü, işleme girmiş tüm resim çerçevesi içerisinde çıkarılmış (maskelenmiş) ve bilgisayar belleğine kaydedilmiştir.

Kornea yansıması tespiti görüntü işleme adımları, göz bebeği merkez koordinatlarını tespit ederken de uygulanmıştır. Maskelenmiş görüntüde göz bebeği en karanlık değere sahip olduğundan ve en büyük nesne olduğundan tespit etmek kolaylaşmıştır. Maskelenmiş görüntü histogram değerleri kullanıcılar için ölçülmüş ve küçük farklılıklar gözlemlenmiştir. Minimum ve maksimum histogram değerlerine bağlı olarak, deneysel olarak göz bebeği eşik değeri (T) elle 120 olarak belirlenmiş ve eşitlik (2.2) kullanılarak maskelenmiş görüntü ikili bir görüntüye dönüştürülmüştür. Eşikleme işlemi sonrası, bağlı bileşen etiketleme, arka plan görüntüsünden çıkarılmış parçalara uygulanmıştır.

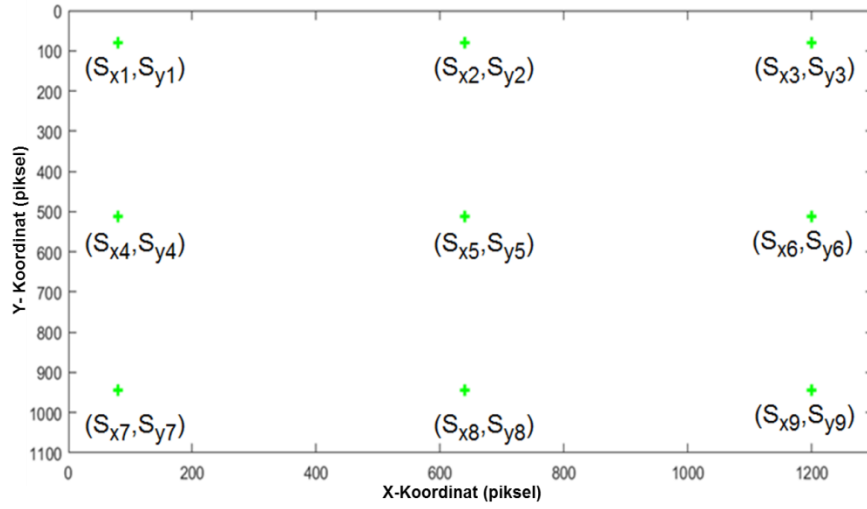
Morfolojik işlemlerin temel öğelerinden olan aşındırma işlemi ile deneysel olarak belirlenmiş olan 250 piksel boyutundan daha küçük nesnelere temizlenmiştir. Aşındırılacak nesnelere küçük boyutlu olması nedeniyle aşındırma işlemi için 3x3

boyutlu yapısal eleman kullanılmıştır. Göz bebeği merkez koordinatlarını bulmak için eşitlik (3.29) ile verilen kütle ağırlık merkezi tespit yöntemi uygulanmıştır.

3.10.2 Kalibrasyon ve bakış yeri tahmini-Uygulama 4

Göz takip sistemleri, göz görüntüsü koordinatlarını kullanıcı ekran koordinatlarına dönüştürürken doğrusal veya doğrusal olmayan yöntemler kullanır. Bu çalışmada, kullanıcı ekranı bakış yerini tahmin etmek için eşitlik (3.4) ile verilen ikinci derece polinom denklemi uygulanmıştır.

Göz bebeğinin ekran üzerindeki tahmini yerinin x-y koordinat pozisyonu (S_x, S_y) için eşitlik (3.4) kullanılarak elde edilen eşitlik (3.6) ve eşitlik (3.7) ile A matrislerine ulaşılmıştır. 'A' matrisi değerleri bilinmeyen sabitlerdir, 'B' matrisi değerleri kullanıcı ekranındaki kalibrasyon noktalarının koordinatlarıdır ve 'X' matris değerleri, yakalanan görüntülerde göz bebeği merkezi xy koordinatlarıdır. Çalışmamızda, kalibrasyon işlemi şekil 3.63'de gösterildiği gibi ekranda dokuz nokta kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu dokuz kalibrasyon noktasının 1'den 9'a kadar x ve y koordinatları (pikselleri) (80, 80), (620,80), (80, 512), (640, 512), (1200, 512), (80, 944), (640, 944) ve (1200, 944)'tır. 'X' matris değerleri, glint (g_x, g_y) ve göz bebeği (p_x, p_y) merkez koordinatlarının fark vektörü olarak alınmıştır. Kalibrasyon sürecinden sonra, test görüntüsündeki göz bebeği merkezi koordinatlarını kullanıcı ekranı pozisyonlarına piksel olarak eşleştirmek için 'A' matrisi eşitlik (3.30) ve eşitlik (3.31)'da kullanılarak bakılan yerin koordinatları bulunmuştur.



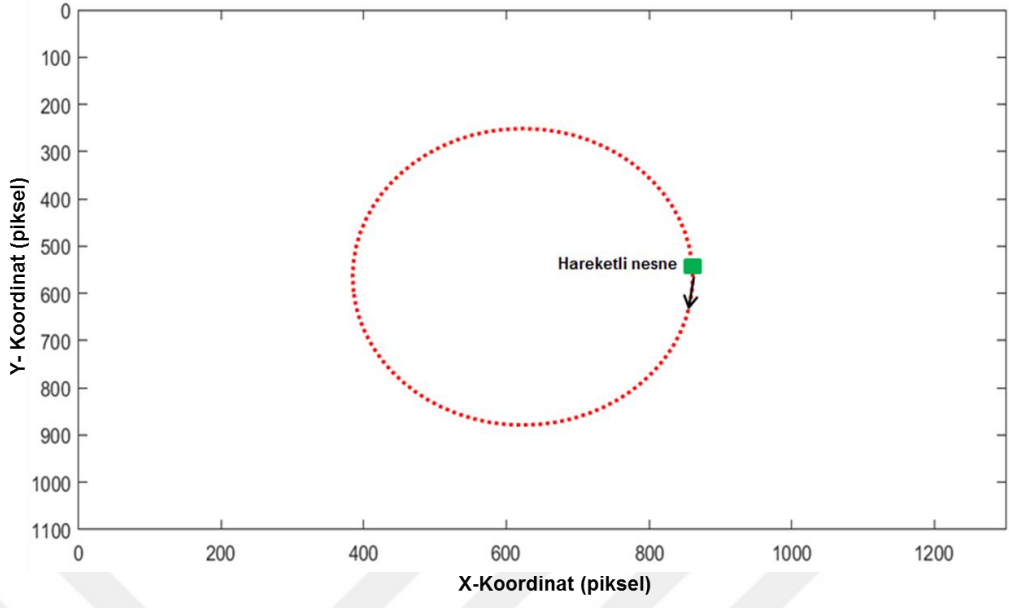
Şekil 3.63 Ekran kalibrasyon noktaları (uygulama)

$$\begin{bmatrix} 1 & dx_t & dy_t & dx_t dy_t & dx_t^2 & dy_t^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 & b_0 \\ a_1 & b_1 \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ a_5 & b_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{tx} & S_{ty} \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

$$S_t = X_t A \quad (3.31)$$

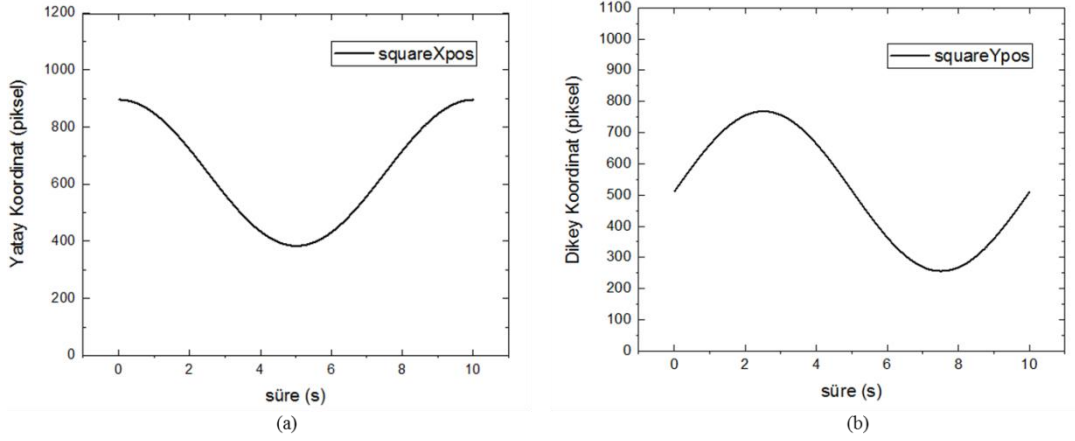
3.10.3 Stimulus uygulaması-Uygulama 4

Stimulus sinyalleri, göz takip uygulamalarında önemli yer tutar. Bu uyarı ile sistem performansı test edilir ve niceliksel değerlerde kullanıcının gözlerinin davranışları ölçülebilir. Ölçülen reaksiyonlar insanların birçok tıbbi, zihinsel, psikolojik ve eğitim problemlerini çözümünde kullanılır. Bu çalışmada, Psychophysics Toolbox eklentilerini (Brainard 1997, Pelli 1997, Kleiner vd. 2007) kullanarak Matlab'da şekil 3.64'teki gibi görsel bir uyarıcı oluşturulmuştur. Şekil 3.64'te kullanıcı uyarı sinyali, monitörün merkez x-y koordinatı (640, 480) etrafında dolaşan (kırmızı noktalı daire) 5 x 5 piksel büyüklüğünde yeşil bir karedir (hareket eden nesne).



Şekil 3.64 Kullanıcı stimulus sinyali

Şekil 3.65.a hareketli nesnenin tam bir döngü üzerindeki x eksen koordinatlarını ve şekil 3.65.b hareketli nesnenin tam bir döngü üzerindeki y eksen koordinatlarını gösterir.



Şekil 3.65 Bir döngü üzerindeki nesne

a. Hareketli nesnenin x eksen koordinatları, b. Hareketli nesnenin y eksen koordinatları

Monitör spesifikasyonlarımıza göre, hareketli nesnenin monitör üzerindeki pozisyonunun hesaplanması için bilinen başlangıç değerleri çizelge 3.2'de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Hareketli nesne konum başlangıç değerleri

Başlangıç parametreleri	Değer	Birim
Stimulus merkez x-koordinat(xCenter)	640	piksel
Stimulus merkez y-koordinat (yCenter)	512	piksel
Stimulus yarıçap (A)	256	piksel
Açısal frekans (w)	$2\pi \times 0.1$	rad/s
İlerleme başlangıcı (t_0)	0	s
Monitör frekansı (rt)	16.6	ms
Faz (θ)	0	rad

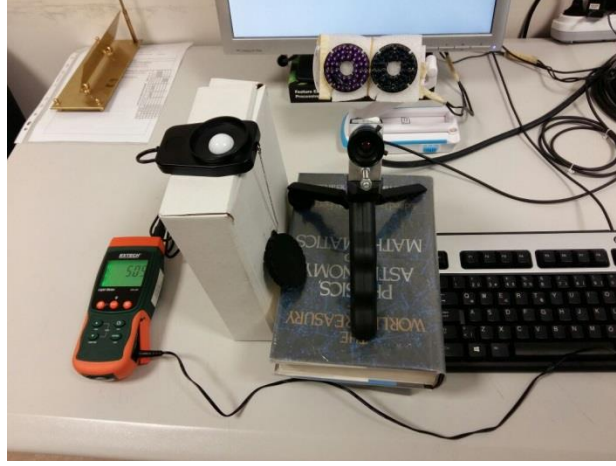
Stimulus (hareketli nesne) x ve y eksen pozisyonları sırasıyla eşitlik (3.32) eşitlik (3.33) ile ilerleme zaman (t) aralıklarında elde edilebilir. Burada, squareXpos ve squareYpos, hareketli hedefin x ve y piksel koordinatlarına karşılık gelir. xCenter, monitör merkez koordinatlarının x piksel değeri (640) ve yCenter, monitör merkez koordinatlarının y piksel değerine (512) karşılık gelir. 'A', monitör merkezi koordinatı ile hareketli nesne arasındaki maksimum uzaklık (genlik-yarıçap) değeridir.

$$\text{squareXpos} = \text{xCenter} + A \cos(\omega t + \theta) \quad (3.32)$$

$$\text{squareYpos} = \text{yCenter} + A \sin(\omega t + \theta) \quad (3.33)$$

$$t = t_0 + r t \quad (3.34)$$

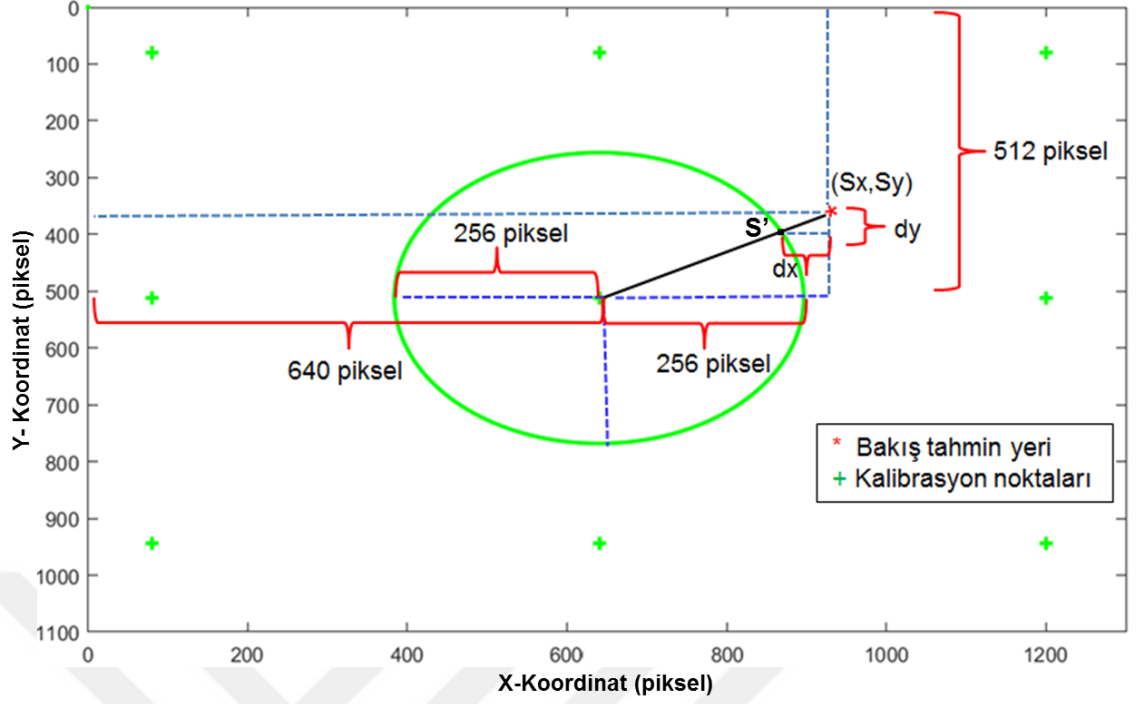
Şekil 3.66 Deneysel ortamın aydınlığının ölçümünü göstermektedir. Katılımcıların deney için kullandıkları odanın aydınlığı Extech LT300 ışıkölçer ile 505 lux olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.66 Deneysel çevrenin parlaklık ölçümü

Deneysel çalışmalar, 3.4 GHz Intel® core™ i7-3770K CPU ve 16 GB RAM içeren bir masaüstü bilgisayarla yapılmıştır. Monitör çözünürlüğü 1280x1024'tür. Monitör ve kullanıcı arasındaki mesafe (L) kabaca 700 mm olarak ayarlanmıştır. Yaşları 25 ile 40 arasında değişen katılımcılar ile bakış izleme sistemimiz test edildi. Deneysel katılımcı başına en az 400 resim ile gerçekleştirilmiştir. Deneysel sonuçlar, sistemin 2046x1086 piksel görüntüleri 40 fps'de işleyebildiğini göstermiştir. Sistemin performansı 640x480 piksel göz takip sistemleri ile karşılaştırıldığında, yaklaşık 280 fps'de çalışmaktadır.

Gözün bakış noktalarını tahmin etmek için ilk olarak kullanıcılardan kalibrasyon noktalarına bakmaları istenmiştir. Dokuz nokta kalibrasyon işlemi sona erdikten sonra, kullanıcılar monitördeki hareketli nesneyi en az bir tur izlemiştir. Şekil 3.67 uyarımızının bakış noktası tahmin geometrisini göstermektedir.



Şekil 3.67 Monitör üzeri bakış yeri tahmin geometrisi

Literatürde genel olarak, tahmin edilen (S_x, S_y) ve gerçek (S') bakış koordinatları arasındaki fark, eşitlik (3.35)'te verilen göz takip sisteminin hata miktarı ile ifade edilir. Burada, θ hata miktarına karşılık gelir. L kullanıcı ile monitör arası mesafe, $E(S_{x,y})$, tahmini bakış noktası ile gerçek kullanıcı ekranı koordinatları arasındaki piksel olarak öklid mesafesidir. Eşitlik (3.36), stimulus merkez koordinatlarından tahmini bakış pozisyonunun (S_x, S_y) mutlak uzaklığını (D) göstermektedir. Eşitlik (3.37) ve eşitlik (3.38) sırasıyla, bakılan noktadan (S') tahmin edilen bakış yeri noktasının (S_x, S_y) x eksen sapması (E_{dx}) ve y eksen sapması (E_{dy})'dır. Eşitlik (3.39) ise, tahmin edilen bakış yeri ve bakılan ekran koordinatları arasındaki öklid hata ($E(S_{x,y})$) ifadesini verir.

$$\theta = \arctan\left(\frac{E(S_{x,y})}{L}\right) \quad (3.35)$$

$$D(S_{x,y}) = \sqrt{|S_x - 640|^2 + |S_y - 512|^2} \quad (3.36)$$

$$E_{dx} = \frac{|S_x * 256 - S_x * D|}{D} \quad (3.37)$$

$$E_{dy} = \frac{|S_y * 256 - S_y * D|}{D} \quad (3.38)$$

$$E(S_{x,y}) = \sqrt{E_{dx}^2 + E_{dy}^2} \quad (3.39)$$

Tasarlanan sistemin doğruluk miktarını derece cinsinden hesaplamak için piksel cinsinden hata miktarının milimetre birimine dönüştürülmesi gerekir. Bu dönüşüm için, monitörümüzün piksel boyutu (0,29 mm) E_{dx} ve E_{dy} hata miktarları ile çarpılmıştır. Derece cinsinden x eksenini, y eksenini ve öklid uzaklığı hatası eşitlik (3.40), (3.41) ve (3.42) ile hesaplanmıştır.

$$E^\circ(S_{x,y}) = \arctan\left(\frac{E(S_{x,y}) \text{ (mm)}}{700}\right) \quad (3.40)$$

$$E^\circ_{dy} = \arctan\left(\frac{E_{dy} \text{ (mm)}}{700}\right) \quad (3.41)$$

$$E^\circ_{dx} = \arctan\left(\frac{E_{dx} \text{ (mm)}}{700}\right) \quad (3.42)$$

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Tez çalışması kapsamında farklı deneysel çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda farklı donanım yapılarıyla göz hareketleri takibinin hızı ve doğruluğu ölçülmüştür. Göz bebeği ve kornea yansıması tespiti için eşikleme, histogram, morfolojik aşındırma, dairesel Hough dönüşümü, ağırlık merkezi tespiti gibi görüntü işleme yöntemleri kullanılmıştır. Ekran üzerinde bakılan yerin koordinatlarının tahmini için ikinci derece polinom fonksiyonları ile doğrusal olmayan Radyal Temelli Fonksiyonlar denenmiştir.

4.1 Deneysel Çalışma-1 Bulguları

Çalışmada 370x278 çözünürlükteki ve yaklaşık 10 cm mesafeden alınmış RGB formatındaki göz bölgesi görüntüsü üzerinde dairesel hough dönüşümü ile 2 pikselden daha büyük göz bebeği-kornea yansıması tespiti yapılabilmektedir. Bu çalışma i3 işlemcili ve 4GB RAM belleği bulunan bir masaüstü bilgisayarında yapılmıştır. Toplam tespit süresi yaklaşık olarak çerçeve başına 1.03 sn sürmektedir.

Dairesel hough dönüşümünün işlem yükünün fazla olması nedeni ile göz bebeği ve kornea yansıması merkezinin tespit süresinin uzun olması hızlı ve gerçek zamanlı çalışma için elverişli değildir. Morfolojik görüntü işleme tekniklerinin süre, hız ve uygulanabilirlik açısından daha avantajlı olacağı öngörülmüştür. Göz ile kamera arası mesafeyle orantılı olarak kornea yansıması görüntüsünün çok küçülmesi nedeniyle, dairesel Hough dönüşümü ile kornea yansıması bazı durumlarda tespit edilememektedir.

Ekranında bakılan yerin koordinatlarının hesaplanması amacıyla kullanılan Radyal Temelli Fonksiyonlar interpolasyon ve fonksiyon tahmini maksadıyla kullanıldığında, 2'nci dereceden polinoma göre daha başarılı sonuçlar vermiştir. Gauss Radyal Temelli Fonksiyonunun performansını etkileyen önemli parametrelerden birisi de varyans (σ^2) değeridir. Bununla birlikte her uygulama için varyans etkisinin farklı oranlarda etki ettiği, ancak genelleme yapılacak olursa belirli bir varyans değeri (varyans=10) civarında performansın en üst düzeye çıktığı, bu değerlerin altına inildikçe tahmin performansının giderek azaldığı gözlemlenmiştir.

4.2 Deneysel Çalışma-2 Bulguları

Farklı üç uygulama yapılmıştır. Uygulama 1’de göz bebeği-kornea yansıması vektörü izlenmiştir. Testler i3 işlemci’si ve 4GB RAM belleği olan bir bilgisayarda yapılmıştır. Küçük kafa hareketleri serbest iken göz bebeği ve kornea yansıması 33 ms’de belirlenmiştir. Görüntü çekim hızı 30 fps olarak ayarlanmıştır. Kullanıcı ile monitör mesafesi 50-60 cm, kafa sağa ve sola 10 cm civarında ve ± 45 derece sınırları içerisinde hareket edebilmiştir. 2 erkek 1 kadın ile yapılan denemelerde göz bebeği-kornea yansıması başarılı şekilde belirlenebilmiştir. Bilgisayar üzerinde algoritmanın çalışma hızı 30 Hz olarak hesaplanmıştır. Yapılan çalışmada eşikleme değeri göz bebeği tespiti için 0.98, kornea yansıması için 0.25 (255 ile normalize edilmiş görüntü için) alınmıştır.

Uygulama 2’de göz bebeği-kornea yansıması yaklaşık 24 ms sürede kafa serbest iken belirlenmiştir. Kamera 50 Hz hıza ayarlanmıştır. Kullanıcı ile monitör mesafesi 50-60 cm ve küçük kafa hareketleri serbest olarak denemeler yapılmıştır. Yapılan tüm ölçümlerde göz bebeği-kornea yansıması başarı ile tespit edilebilmiştir. Tasarlanan sistemin çalışma hızı yaklaşık olarak 40 çerçeve/saniye bulunmuştur.

Uygulama 3’te labview vision development module ve NI PCIe-1473R kartının desteğiyle yüksek hızlarda göz bebeği-kornea yansıması belirlenmiştir. Okunan görüntülerde göz bebeği ve kornea yansıması yaklaşık 11 ms sürede küçük baş hareketleri altında tespit edilebilmiştir. Kamera hızı 50 fps ile sınırlandırılmıştır. Monitör ile kullanıcı arası mesafe 50-60 cm arasında, kafa konumu her iki yöne 10 cm ve ± 45 derece hareket edebilecek şekilde serbest bırakılmıştır. Testlerde göz bebeği-kornea yansıması başarı ile tespit edilebilmiştir. Bu tasarımda monokuler olarak göz bebeği ve kornea yansıması 50 Hz hızında tespit edilmiştir.

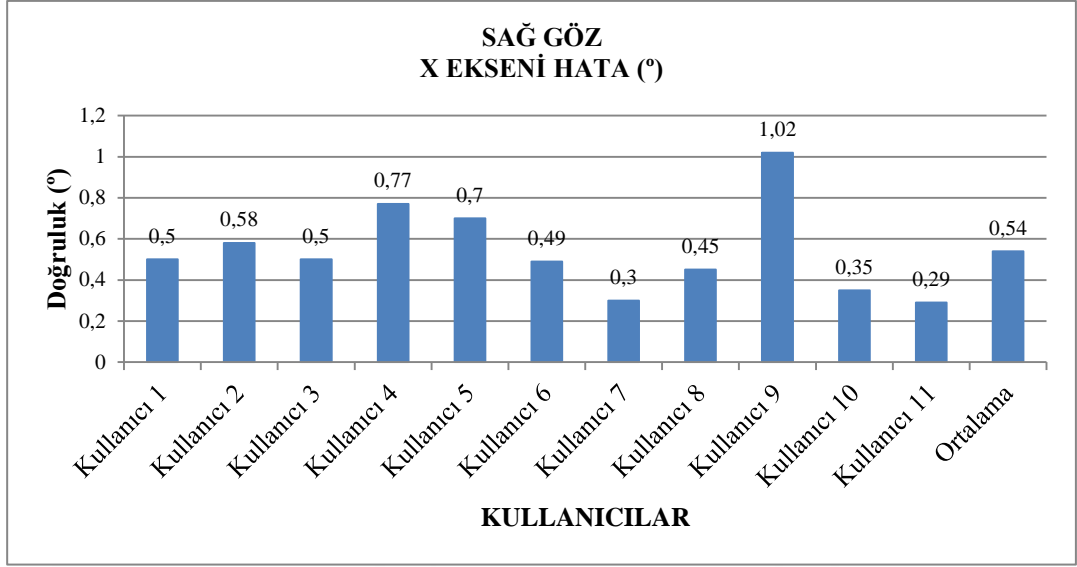
4.3 Deneysel Çalışma-3 Bulguları

Bu çalışma da tasarlanan sistem 11 katılımcı ile test edilmiştir. Sistemin hesaplanan doğruluğu derece cinsinden çizelge 4.1 ve şekil 4.1-4.7’de, sistemin mesafe (mm)

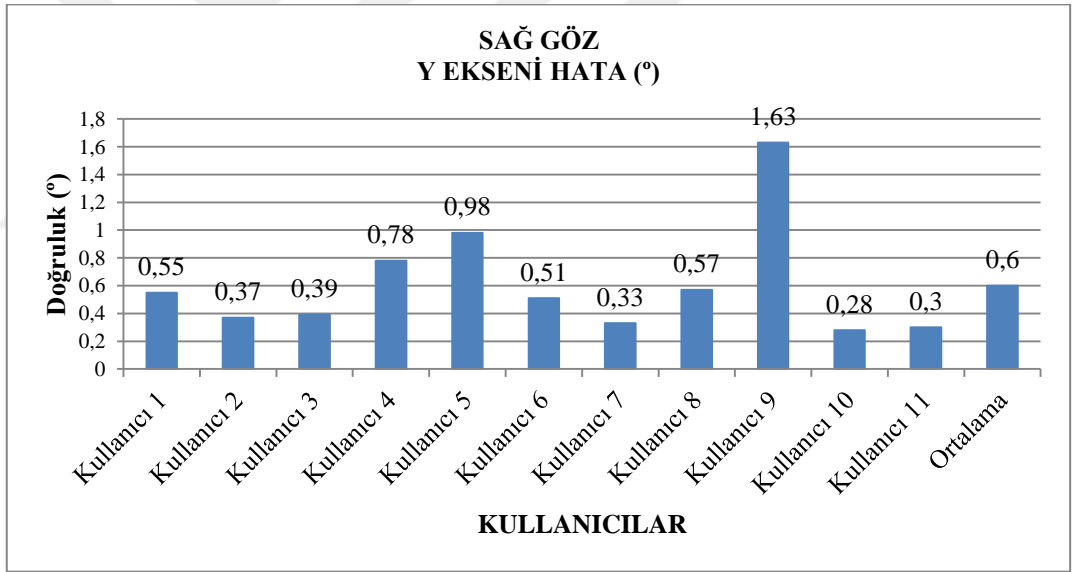
olarak hata değerleri ise çizelge 4.2’de ve şekil 4.8-4.14’te verilmiştir. Sonuçlar, her iki göz için ortalama doğruluk oranının, göz takip çalışmaları arasında oldukça iyi kabul edilen 1°’den daha küçük olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.1 Göz takip doğruluğu sonuçları (Derece)

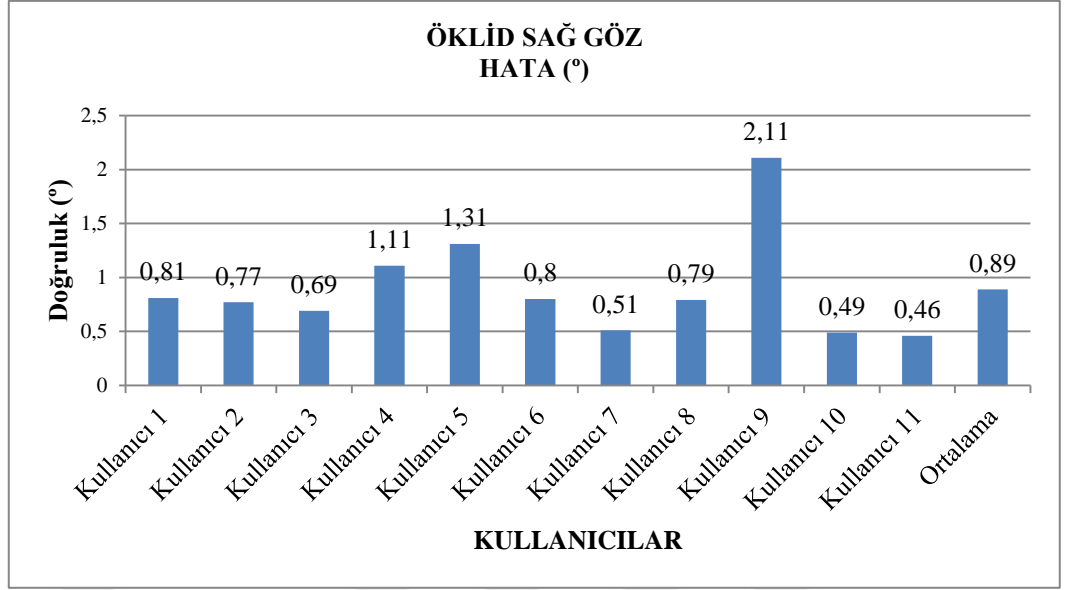
Katılımcı	Sağ göz X eksen hata(°)	Sağ göz Y eksen hata(°)	Öklid sağ göz hata(°)	Sol göz X eksen hata(°)	Sol göz Y eksen hata(°)	Öklid sol göz hata(°)	İki göz ortalama hata(°)
Katılımcı 1	0.50	0.55	0.81	0.31	0.31	0.49	0.65
Katılımcı 2	0.58	0.37	0.77	0.35	0.22	0.46	0.61
Katılımcı 3	0.50	0.39	0.69	0.99	0.81	1.43	1.06
Katılımcı 4	0.77	0.78	1.11	0.47	0.38	0.65	0.88
Katılımcı 5	0.70	0.98	1.31	0.68	0.35	0.84	1.08
Katılımcı 6	0.49	0.51	0.80	0.59	0.64	0.97	0.88
Katılımcı 7	0.30	0.33	0.51	0.35	0.41	0.60	0.55
Katılımcı 8	0.45	0.57	0.79	0.47	0.57	0.80	0.80
Katılımcı 9	1.02	1.63	2.11	0.45	0.83	1.03	1.57
Katılımcı 10	0.35	0.28	0.49	0.39	0.29	0.55	0.52
Katılımcı 11	0.29	0.30	0.46	0.38	0.39	0.59	0.53
Ortalama	0.54	0.60	0.89	0.49	0.47	0.76	0.83



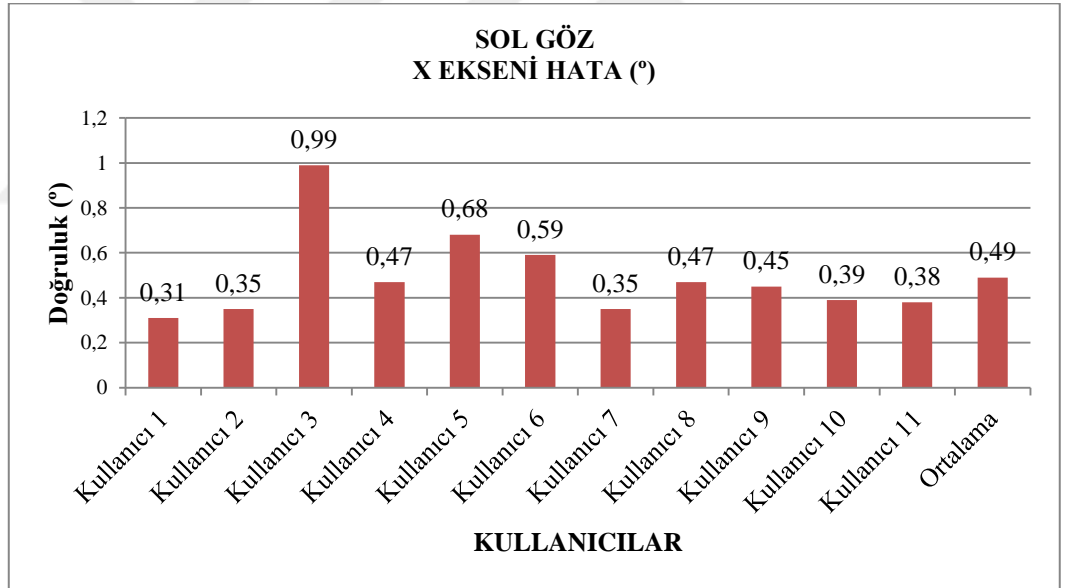
Şekil 4.1 Sağ göz x eksenli hata derecesi grafiği



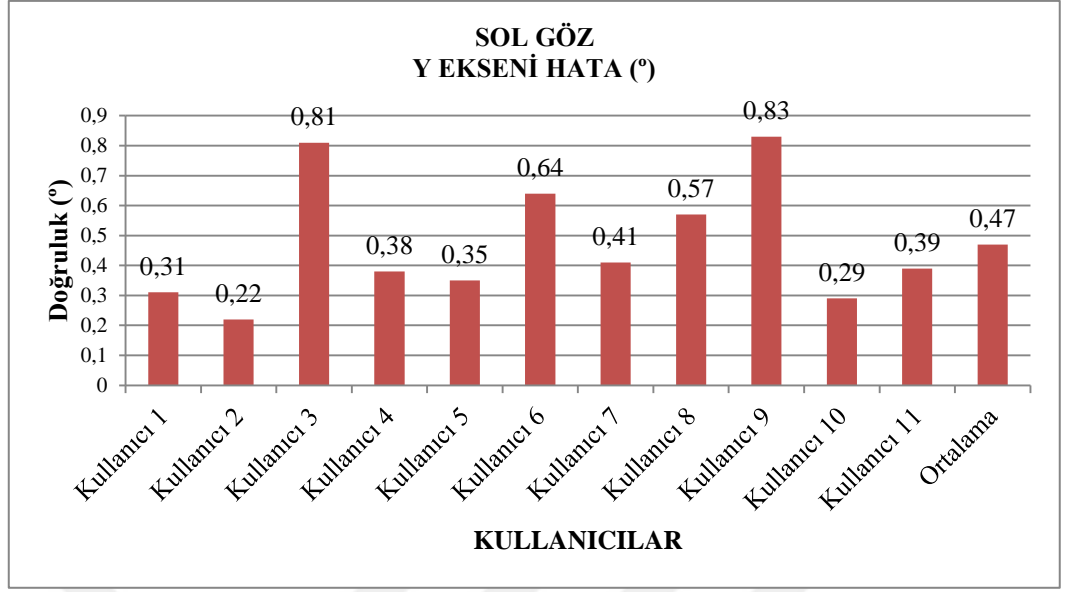
Şekil 4.2 Sağ göz y eksenli hata derecesi grafiği



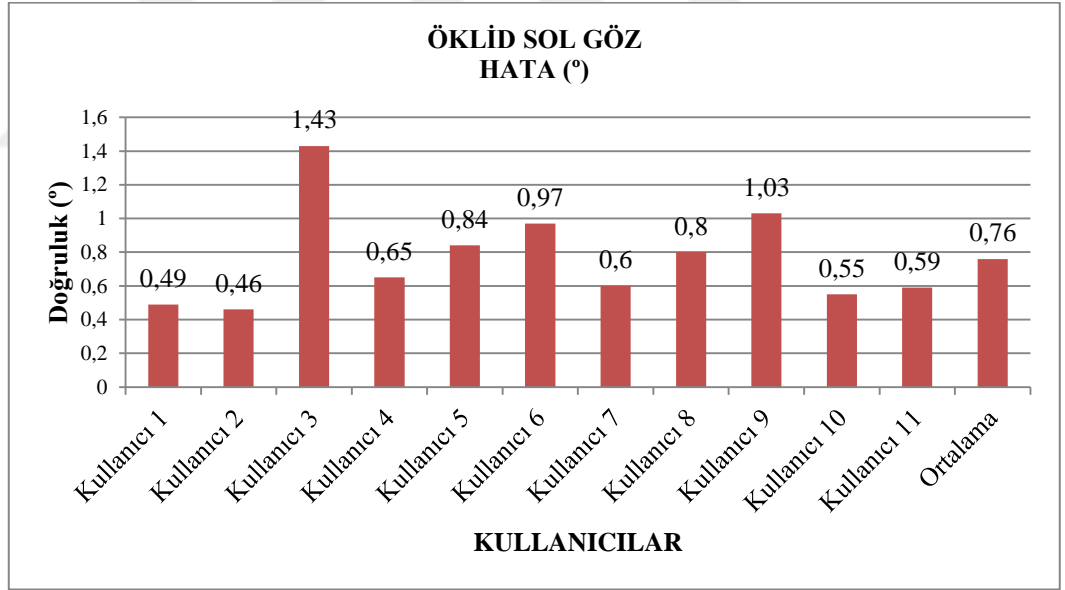
Şekil 4.3 Sağ göz öklid uzaklığı hata derecesi grafiği



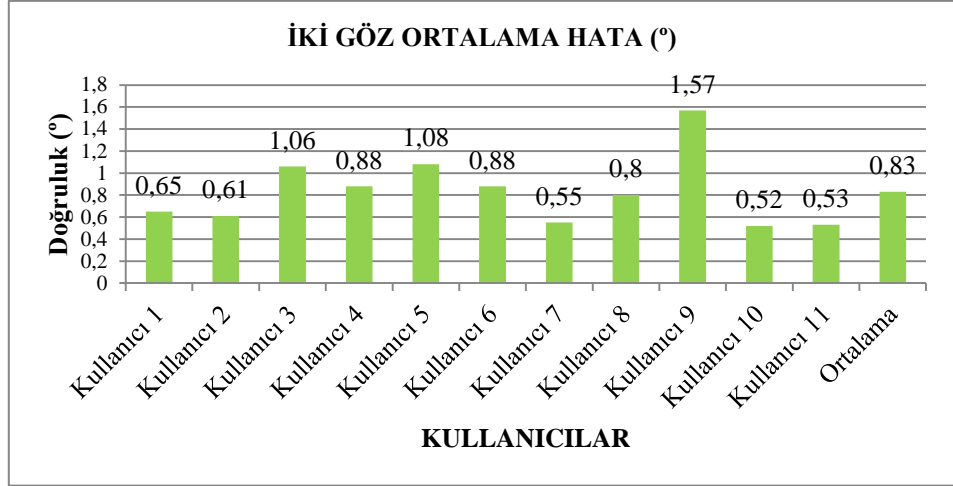
Şekil 4.4 Sol göz x eksenli hata derecesi grafiği



Şekil 4.5 Sol göz y eksenli hata derecesi grafiği



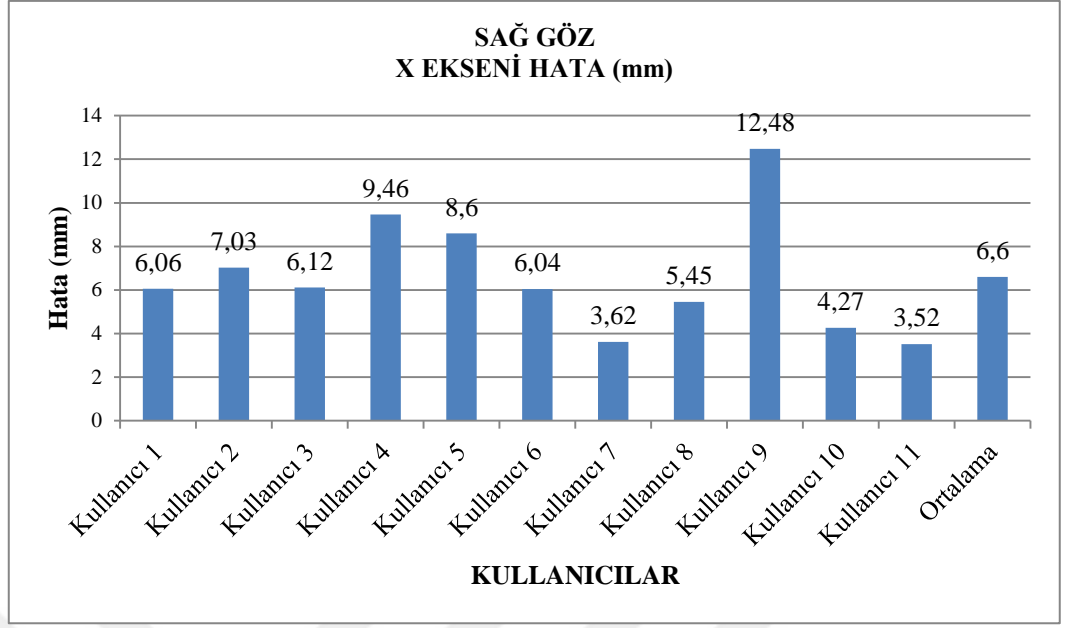
Şekil 4.6 Sol göz öklid uzaklığı hata derecesi grafiği



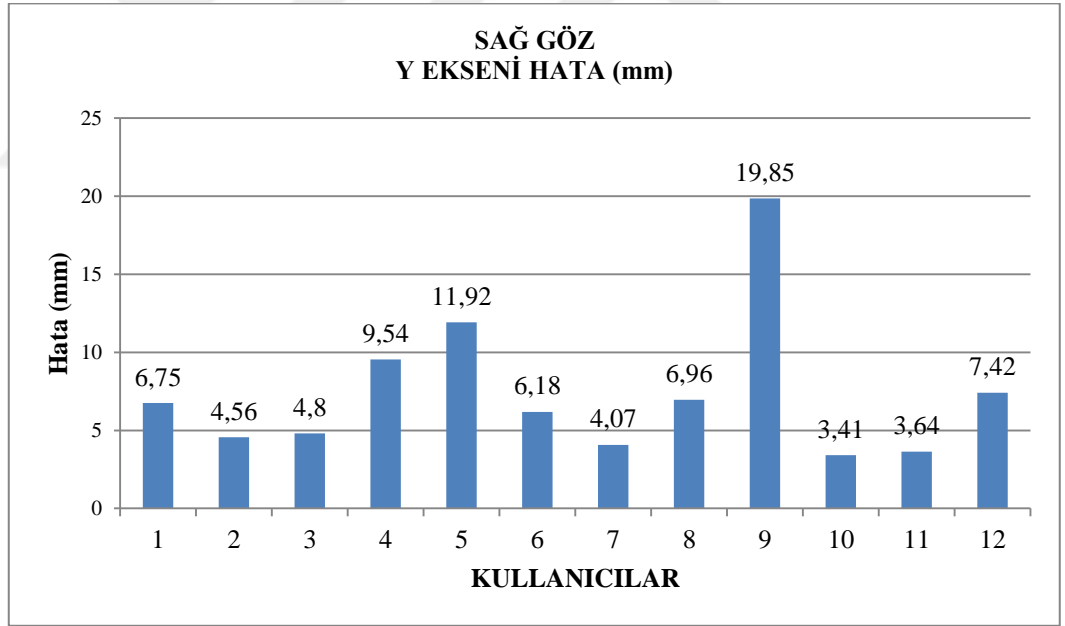
Şekil 4.7 İki göz öklid uzaklığı ortalama hata derecesi grafiği

Çizelge 4.2 Göz takip doğruluğu sonuçları (Milimetre)

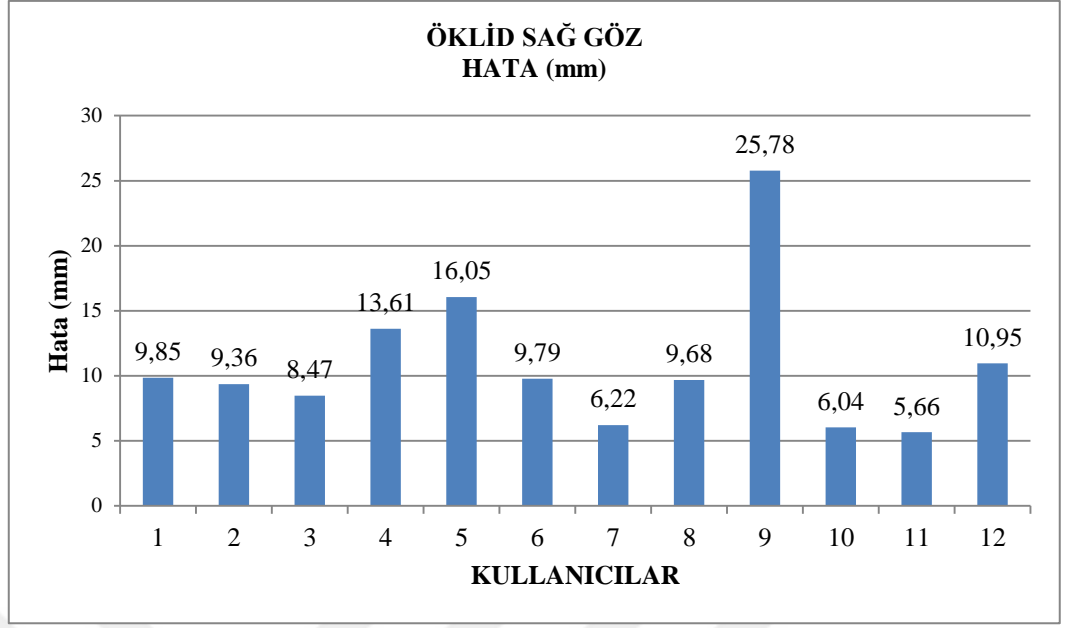
Katılımcı	Sağ göz X ekseni hata (mm)	Sağ göz Y eksen hata (mm)	Öklid sağ göz hata (mm)	Sol göz X eksen hata (mm)	Sol göz Y eksen hata (mm)	Öklid sol göz hata (mm)	İki göz ortalama hata (mm)
Katılımcı 1	6.06	6.75	9.85	3.76	3.77	5.95	7.90
Katılımcı 2	7.03	4.56	9.36	4.27	2.64	5.56	7.46
Katılımcı 3	6.12	4.80	8.47	12.10	9.85	17.42	12.94
Katılımcı 4	9.46	9.54	13.61	5.73	4.58	7.99	10.80
Katılımcı 5	8.60	11.92	16.05	8.32	4.30	10.23	13.14
Katılımcı 6	6.04	6.18	9.79	7.19	7.77	11.80	10.79
Katılımcı 7	3.62	4.07	6.22	4.31	5.05	7.33	6.77
Katılımcı 8	5.45	6.96	9.68	5.73	6.99	9.76	9.72
Katılımcı 9	12.48	19.85	25.78	5.54	10.09	12.57	19.17
Katılımcı 10	4.27	3.41	6.04	4.76	3.56	6.67	6.36
Katılımcı 11	3.52	3.64	5.66	4.64	4.71	7.24	6.45
Ortalama	6.60	7.42	10.95	6.03	5.75	9.32	10.13



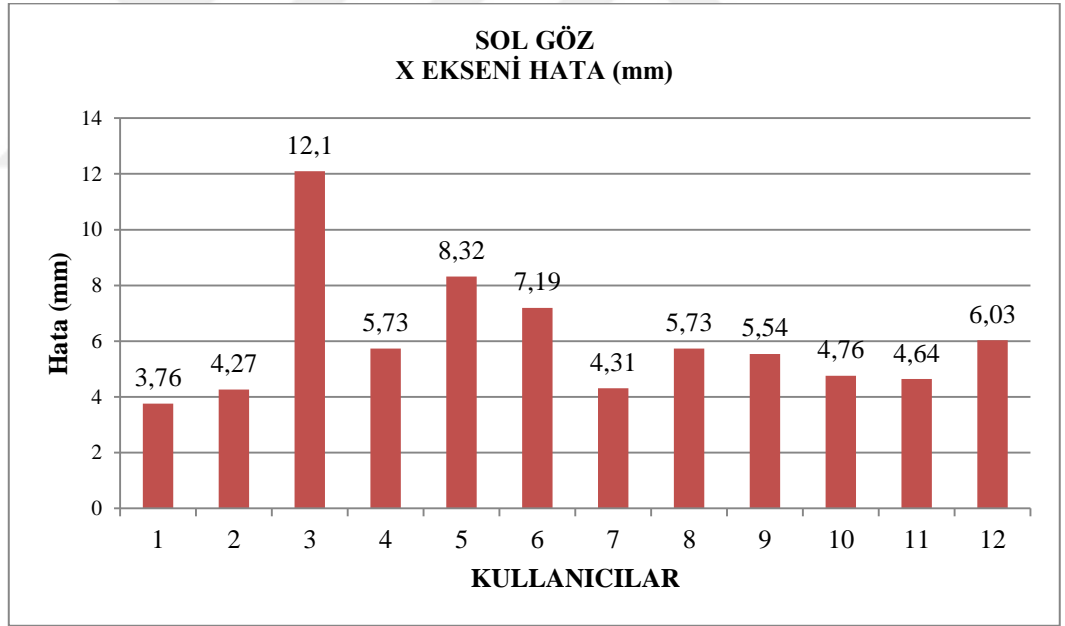
Şekil 4.8 Sağ göz x eksenli hata mesafesi grafiği



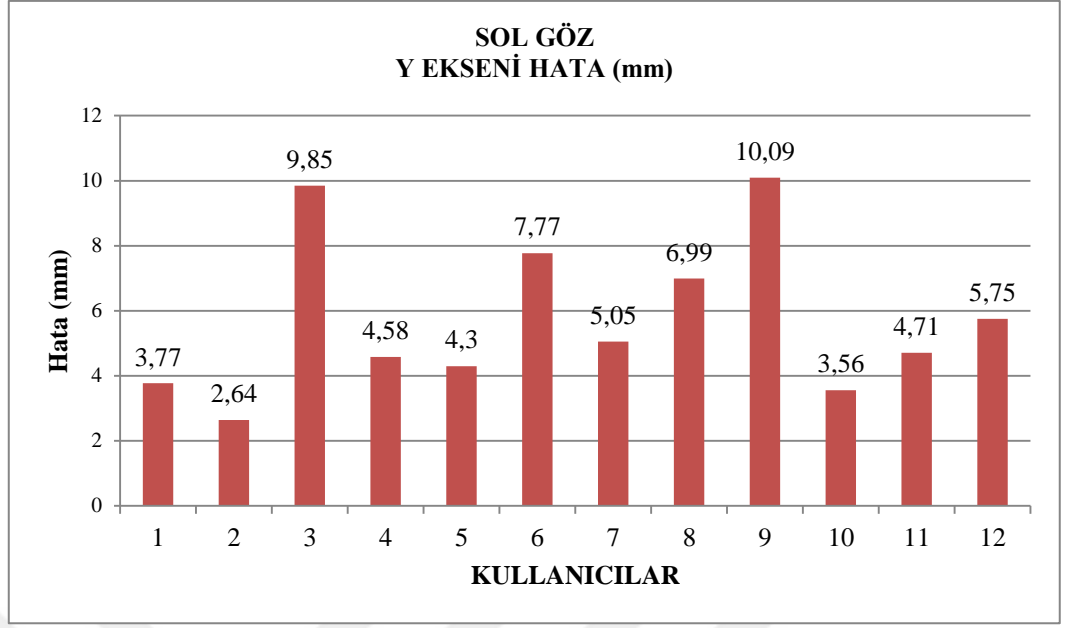
Şekil 4.9 Sağ göz y eksenli hata mesafesi grafiği



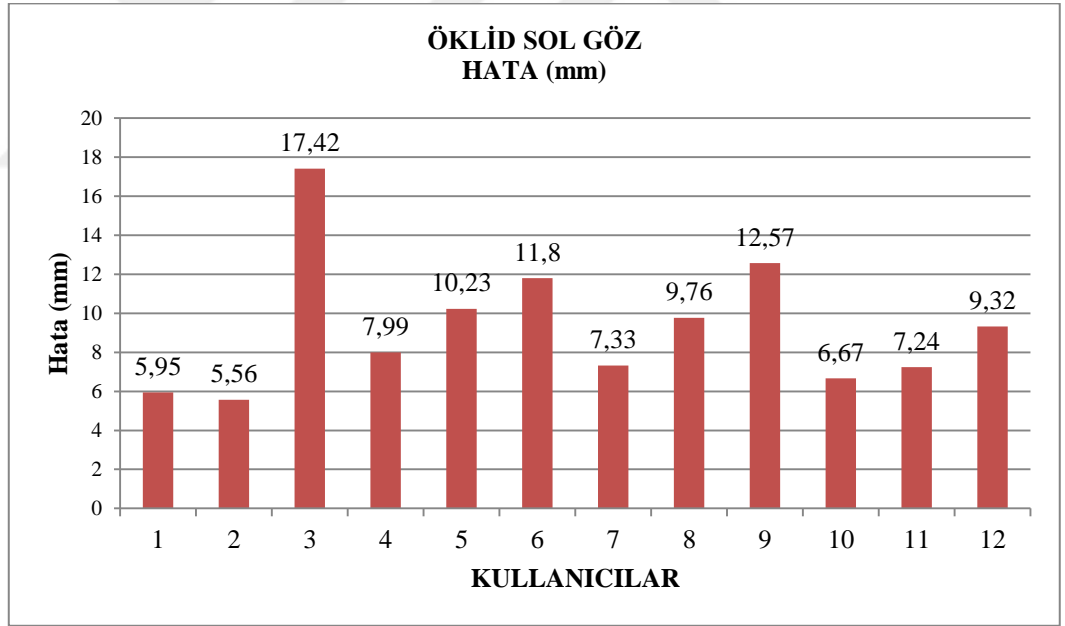
Şekil 4.10 Sağ göz öklid uzaklığı hata mesafesi grafiği



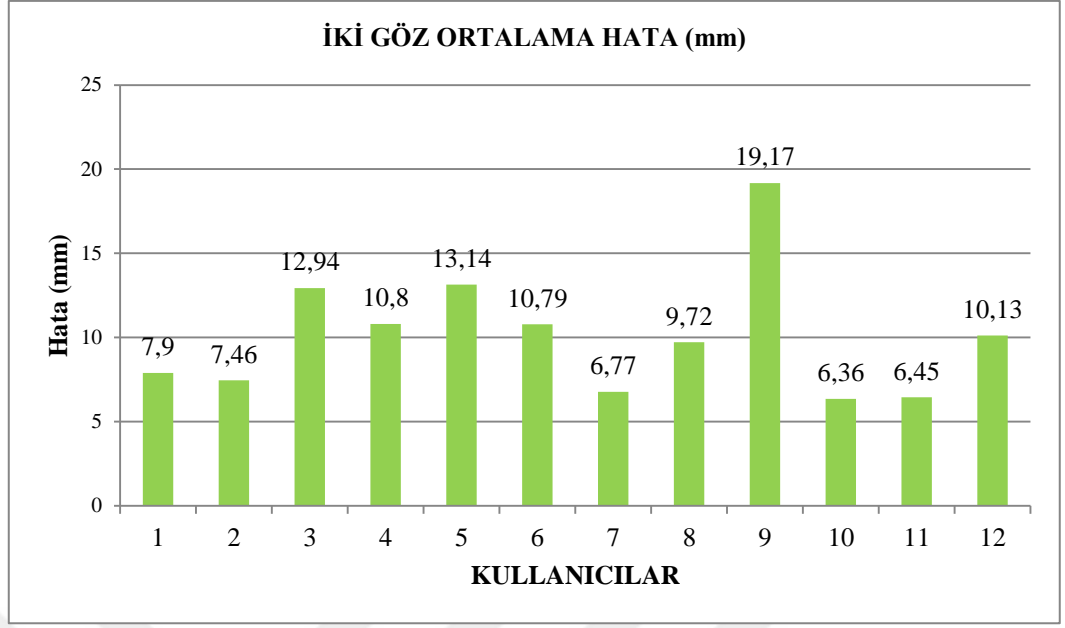
Şekil 4.11 Sol göz x eksenini hata mesafesi grafiği



Şekil 4.12 Sol göz y eksenli hata mesafesi grafiği

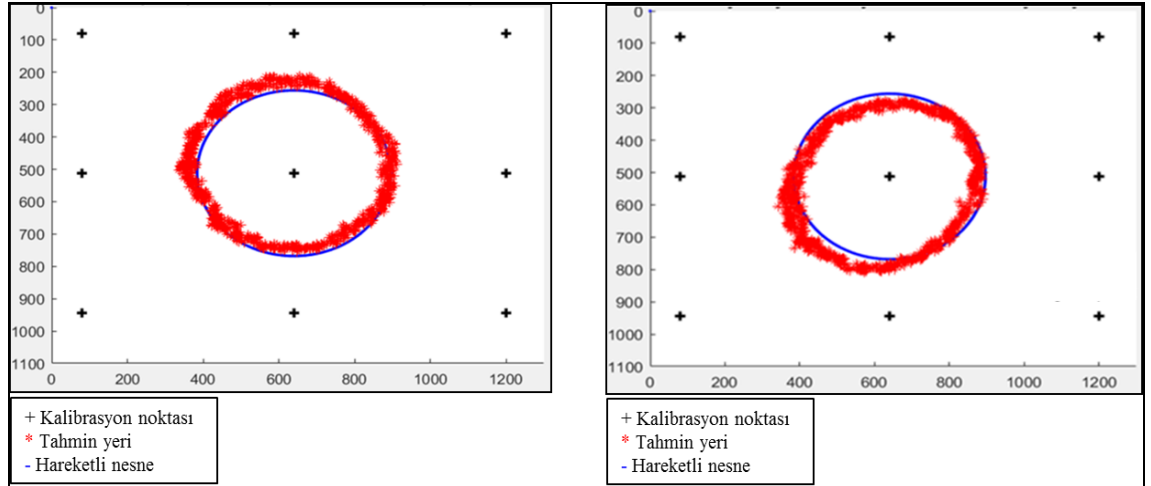


Şekil 4.13 Sol göz öklid uzaklığı hata derecesi grafiği



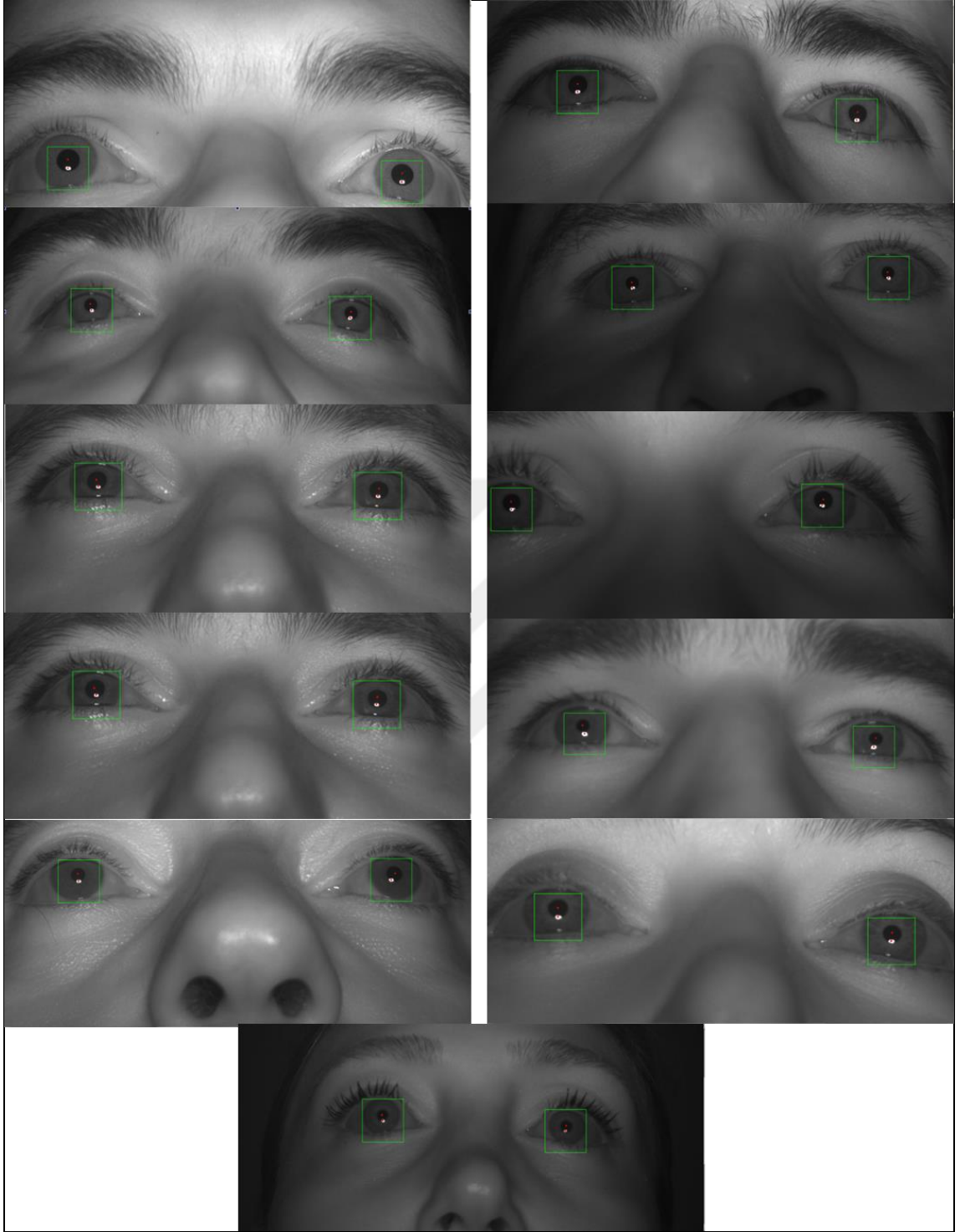
Şekil 4.14 İki göz öklid uzaklığı ortalama hata mesafesi grafiği

Kullanıcı 1'in stimulus sinyalini izleyen sağ ve sol göz tahmini takip noktalarına ait grafikler şekil 4.15'te kullanıcıların yüz görüntüleri üzerinde belirlenmiş göz bebeği ve glint şekil 4.16'da verilmiştir.



Şekil 4.15 Kullanıcı 1'e ait bakış yeri tahmini

a. Sağ göz tahmini bakış yerleri, b. Sol göz tahmini bakış yerleri



Şekil 4.16 Kullanıcıların yüz görüntülerinde göz bebeği ve glint merkezi

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yürütülen tez çalışması kapsamında, full HD çözünürlüklü, binoküler, küçük kafa hareketleri altında göz takibi gerçekleştirebilen bir sistem tasarımı yapılmış ve bu tasarımda göz bebeği kornea yansıması tespiti için metodlar geliştirilmiştir.

Tasarım aşamalarında hızlı ve güvenilir görüntü işleme algoritmaları seçilmiştir. Bu kapsamda kamera, kızılötesi aydınlatma düzeneği, kullanıcı stimulus bilgisayarı ve program bilgisayarından oluşan bir düzenek hazırlanmıştır. Kızılötesi aydınlatma kornea üzerinde parlaklık oluşturacak ve göz bebeği karanlık gözükecek şekilde kamera etrafına yerleştirilmiştir.

Başlangıçta çalışmalar monocular (tek göz) olarak yapılmıştır. Matlab programı kullanılarak alınan görüntülerde eşikleme, bölütleme, bağlı bileşen çıkarma ve Hough dönüşümü yöntemleri ile göz bebeği ve kornea yansıması koordinatları çıkarılmıştır. Dairesel Hough dönüşümü yöntemi gürültülerden az etkilenmesi ve dairesel nesnelere yüksek doğrulukta tespit etmesine karşın işlem süresinin uzun olması yüksek hızlı gerçek zamanlı uygulamalar için uygun bulunmamıştır. Göz bebeği ve kornea yansıması morfolojik yöntemler ile daha kısa sürede tespit edilmiştir. Bu kapsamda göz bebeği parçacık analizine yönelik yeni bir uygulama geliştirilmiştir.

Kızılötesi aydınlatmanın göz kornea tabakası üzerinde oluşturduğu birinci purkinje yansıması, yüz imgesindeki göz bölgesinin ilgi bölgesi (ROI) olarak seçimi için referans noktası olarak alınmıştır. Göz bebeği etrafındaki istenmeyen gürültü nesnelere temizlenmesi için eşikleme ve aşındırma gibi morfolojik işlemler uygulanmıştır. Göz bebeği merkezi tespiti için kütle ağırlık merkezi tekniği kullanılmıştır. Bu yöntemler için paralel işlem yapabilme yeteneği ile geliştirilen yöntemin hızlı çalışmasını sağlayan Labview yazılımı üzerinde algoritma geliştirilmiştir.

Göz bakış yerini monitör üzerinde hesaplayabilmek için Gauss radyal temelli fonksiyonu, birinci ve ikinci derece polinom fonksiyonları denenmiştir. Gauss

fonksiyonu varyans değerine bağlı olarak farklı sonuçlar vermiştir. Varyans değerinin adaptif belirlenme ihtiyacı ve fonksiyonun işleme süresi uzunluğu nedeniyle nihai tasarımda tercih edilmemiştir. Bakış yeri hesaplamalarında ikinci derece polinom ile eşleme yapılmıştır. Deneysel sonuçlarda, 11 katılımcının ortalama bakış yeri hatası sol göz için 0.76° , sağ göz için 0.89° ve iki göz ortalaması 0.83° olarak bulunmuştur. Bulunan bu sonuçlar literatürde oldukça iyi kabul edilecek değerlerdir.

Yüksek hızlarda takip için bir çok tasarımcı çene dayamalı veya başa monteli kamera sistemleri ile göz takibini gerçekleştirmektedir. Bu sistemler kullanıcı için rahatsız edici olabilmektedir. Tez çalışması kapsamındaki tasarım, kullanıcı ile uyarıcı sinyal monitörü arası 50-70 aralığında ve kızılötesi çekim gerçekleştiren kamera göz hizasından 20-30 cm uzakta olacak şekilde yapılmıştır. Tasarlanan sistem ile literatürdeki benzer çalışmalardan farklı olarak, göz bebeği büyüklüğü ve koordinatları saniyede 40 görüntü çerçevesi ile 2046×1086 çözünürlükte bulunmuştur. Aynı zamanda bu hız 640×480 piksel görüntüler için saniyede yaklaşık 280 görüntü çerçevesi işleme hızına eşdeğerdir.

Göz hareketleri takibine yönelik olarak farklı firmalara ait ticari ürünler görmek mümkündür. Ancak akademik olarak bu cihazlarda kullanılan takip yöntemlerine ve sistemlerin başarımlarına dair veriler literatürde bulunmamaktadır. Bu çalışma ile göz hareketleri takip metodolojisi, donanım ve yazılım olarak bir bütün şeklinde izah edilmiştir. Benzer tasarım çalışması yapacaklar için tüm aşamalar izah edilmiştir.

Bu tasarım sonucunda göz bebeği büyüklüğü ve değişimi yüksek hızlarda algılanarak birçok sağlık ve göz hastalıkları alanındaki akademik çalışmaya veri sağlanabilecektir. Ayrıca cihaz kontrolü ve felçli hastalara yönelik uygulamalarda kullanılmasında olasıdır. Gelecekte yapılacak çalışmalar ile bu tasarımdaki görüntü işleme algoritmalarının FPGA üzerine aktarılarak bilgisayardan bağımsız bir ürün olması hedeflenmiştir.

KAYNAKLAR

- Anonymous. 2003. NI IMAQ Vision for LabVIEW User Manual June 2003 Edition.
- Anonymous. 2012. Basler Cameras Installation and Setup Guide for Cameras used with Basler's PylonAPI.
- Anonymous. 2013a. Web Sitesi: <http://www.kontrolmatik.com/urunlerimiz/pxi-188.html>, Erişim Tarihi: 20.11.2013.
- Anonymous. 2013b. Basler, User's Manual for Camera Link Cameras.Version:04.
- Anonymous. 2014a. Web Sitesi: <http://ileriseviye.org/arasayfa.php?inode=eye-tracking.html>, Erişim Tarihi: 22.07.2014.
- Anonymous. 2014b. Web Sitesi: <http://parvathyk.blogspot.com.tr/p/embedded-systems.html>, Erişim Tarihi: 22.07.2014.
- Anonymous. 2015a. Web Sitesi: <http://www.ni.com/pxi/whatis/#tab4>, Erişim Tarihi: 14.06.2015.
- Anonymous. 2015b. Web Sitesi: <http://www.baslerweb.com/en/products/cameras/area-scan-cameras/ace/aca2000-340kc>, Erişim Tarihi: 14.06.2015.
- Anonymous. 2015c. Web Sitesi: <http://computar.com/product/1401/V1614-MP>, Erişim Tarihi: 15.06.2015.
- Anonymous. 2016a. Web Sitesi: <http://www.tobiipro.com/product-listing>, Erişim Tarihi: 15.02.2016).
- Anonymous. 2016b. Web Sitesi: <http://www.tobiipro.com/about/new-to-eye-tracking>, Erişim Tarihi: 15.12.2016.
- Anonymous. 2017a. Web Sitesi: <https://www.smivision.com/products>, Erişim Tarihi: 15.02.2017.
- Anonymous. 2017b. Web Sitesi: <http://tr.wikipedia.org/GoZ>, Erişim Tarihi: 15.03.2017.
- Anonymous. 2017c. Web Sitesi: <http://www.bem.fi/book/28/28.htm>, Erişim Tarihi: 28.03.2017.
- Anonymous. 2017d. Web Sitesi: http://en.wikipedia.org/wiki/Eye_Tracking, Erişim Tarihi: 28.03.2017.
- Anonymous. 2017e. Web Sitesi: <http://www.ni.com/en-tr/support/model.pcie-1473.html>, Erişim Tarihi: 15.02.2017.
- Anonymous. 2017f. Web Sitesi: <http://www.chronos-vision.de/en/medical-engineering-products.html>, Erişim Tarihi: 22.03.2017.
- Bamg, J.W., Lee, E.C. and Park, K.R. 2011. New computer interface combining gaze tracking and brainwave measurements. *IEEE Trans. Consum. Electron*, 57; 1646–1651.
- Beymer, D. and Flickner, M. 2003. Eye gaze tracking using an active stereo head. *Proceedings of the Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, Volume 2; 451–458.

- Blignaut, P. 2014. Mapping the pupil-glint vector to gaze coordinates in a simple video-based eye tracker. *J. Eye Mov. Res.*, 7; 1–11.
- Brainard, D. H. 1997. The Psychophysics Toolbox. *Spatial Vision*, 10; 433-436.
- Chapman, P. R. and Underwood, G. 1998. Visual search of dynamic scenes: Event types and the role of experience in viewing driving situations. In G. Underwood (Ed.), *Eye guidance in reading and scene perception* (pp. 369-394). Amsterdam: Elsevier
- Cho, C.W., Lee, J.W., Lee, E.C. and Park, K.R. 2009. Robust gaze-tracking method by using frontal-viewing and eye-tracking cameras. *Opt. Eng.*, 48, doi: 10.1117/1.3275453.
- Dodge, R. and Cline, T.S. 1901. The angle velocity of eye movements. *Psychological Review*, 8; 145–157.
- Drewes, H. 2010. Eye gaze tracking for human computer interaction. Dissertation, munich: Ludwig-Maximilians; 15-35.
- Duchowski, T. D. 2002. *Eye tracking methodology: Theory and practice*. London: Springer-Verlag.
- Duchowski, A.T. 2002. A breadth-first survey of eye tracking applications. *Behavior Research Methods, Instruments, and Computers*, 34(4); 455–470
- Duda, R. and Hart P. 1971. Use of the Hough Transformation to Detect Lines and Curves in Pictures. *Communications of the ACM*, 15(1); 11-15.
- Durna, Y. ve Arı, F. 2015. Pilotların göz bebeği takibi ve bakış yeri tespiti için labview tabanlı sistem çalışması. III. Ulusal Havacılık Teknolojisi ve Uygulamaları Kongresi, 23-24 Ekim, İzmir; 476-485.
- Flavio, L.C. and Morimoto, H. 2012. Improving head movement tolerance of cross-ratio based eye trackers. *International Journal of Computer Vision*.
- Frauscher, B., Egg, R., Brandauer, E., Ulmer, H., Berger, T., Poewe, W. and Hogl, B. 2005. Daytime sleepiness is not increased in mild to moderate multiple sclerosis: a pupillographic study. *Sleep Med*, 6(6); 543–547.
- Green, R. 1989. *The persuasive properties of color*, Marketing Communications.
- Gonzalez R.C. and Woods R.E. 2008. *Digital Image Processing*, 3rd edn, Pearson/Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ, USA.
- Gonzalez, R.C., Woods, R.E. and Eddins, S.L. 2009. *Digital image processing using matlab*. Gatesmark Publishing, 827, USA.
- Guestrin, E.D. and Eizenman, M. 2006. General theory of remote gaze estimation using the pupil center and corneal reflections. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 53; 1124–1133.
- Gwon, S.Y., Cho, C.W., Lee, H.C., Lee, W.O. and Park, K.R. 2014. Gaze tracking system for user wearing glasses. *Sensors*, 14; 2110-2134.
- Gwon, S.Y., Jung, D., Pan, W. and Park, K.R. 2016. Estimation of gaze detection accuracy using the calibration information-based fuzzy system. *Sensors*, 16; 60.

- Haibo, W., Chengqi, X. and Qing, L. 2010. The eye movement experiment and usability evaluation of the fighter cockpit digital interface. 2nd International Conference on Information Engineering and Computer Science, 25-26 December, Wuhan; 1-4.
- Hansen, D. and Q, Ji. 2010. In the eye of the beholder: A survey of models for eyes and gaze. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 32(3);478–500.
- Hansen, D.W., Agustin, J.S. and Villanueva, A. 2010. Homography normalization for robust gaze estimation in uncalibrated setups. *Proc. of the Symposium on Eye Tracking Research and Applications*; 13-20.
- Hennessey, C.A. and Lawrence, P.D. 2009. Improving the accuracy and reliability of remote system-calibration-free eye-gaze tracking. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 56; 1891–1900.
- Heo, H., Lee, J.M., Jung, D., Lee, J.W. and Park, K.R. 2014. Nonwearable gaze tracking system for controlling home appliance. *Sci. World J*, 2014; 1–20.
- Holcomb, P. and Grainger, J. 2006. On the time course of visual word recognition, *Journal of Cognitive Neuroscience*, Vol 18.
- Hough, P. 1962. Method and means for recognizing complex patterns. US Patent, 3069654.
- Hung, R.M. and Yin, L. 2010. Pointing with the eyes: Gaze estimation using a static/active camera system and 3D iris disk model. *IEEE Intl. Conf. on Multimedia and Expo*; 280-285.
- Hyoki, K., Shigeta, M., Tsuno, N., Kawamuro Y. and Kinoshita, T. 1998. Quantitative electro-oculography and electroencephalography as indices of alertness. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 106; 213–219.
- Iannizzotto, L. and La, R.F. 2011. Competitive combination of multiple eye detection and tracking techniques. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 58(8); 3151-3159.
- Nast, J. 2006. *Idea mapping: How to access your hidden brain power, learn faster, remember more, and achieve success in business*, 1st Edition, Wiley.
- Javal, É. 1878. *Essai sur la physiologie de la lecture*. *Annales d’Oculistique* 80; 61–73.
- Javier, F., Roca, X. and Gonzalez, J. 2009. Real time gaze tracking with appearance based models. *Machine Vision and Applications*, 20(6); 353-364.
- Kleiner, M., Brainard, D. and Pelli, D. 2007. What’s new in Psychtoolbox-3, *Perception*, 36(14); 1-16.
- Lee, J.W., Heo, H., Park, K.R. 2013. A Novel gaze tracking method based on the generation of virtual calibration points. *Sensors*, 13; 10802–10822.
- Lee, J.W., Heo, H. and Park, K.R. 2013. A Novel gaze tracking method based on the generation of virtual calibration points. *Sensors*, 13; 10802-10822.

- Lee, J.M., Lee, H.C., Gwon, S.Y., Jung, D., Pan, W., Cho, C.W., Park, K.R., Kim, H-C. and Cha, J. 2015. A New Gaze Estimation Method Considering External Light. *Sensors*, 15; 5935-5981.
- Lu, F., Sugano, Y., Takahiro, O. and Sato, Y. 2011. A head pose-free approach for appearance-based gaze estimation. 22nd British Machine Vision Conf.
- Majaranta, P. 2009. Text entry by eye gaze. Dissertation, Faculty of Information Sciences of the University of Tampere, Tampere; 13-25.
- Merchant, J., Morrisette, R. and Porterfield, J. L. 1974. Remote measurement of eye direction allowing subject motion over one cubic foot of space. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 21(4); 309-317.
- Merieb, E.N. and Hoehn, K. 2007. Human anatomy & physiology, 7th Edition, Pearson International Edition.
- Morimoto, C. H., Amir, A. and Flickner, M. 2002. Detecting eye position and gaze from a single camera and 2 light sources, 16th International Conference on the International Conference on Pattern Recognition, Proceedings.
- Morimoto, C.H. and Mimica, M.R.M. 2005. Eye gaze tracking techniques for interactive applications. *Comp. Vis. Image Underst*, 98; 4–24.
- Mylius, V., Braune, H.J. and Schepelmann, K. 2003. Dysfunction of the pupillary light reflex following migraine headache. *Clinical Autonomic Research*, 13; 16-21.
- Nagamatsu, T., Sugano, R., Iwamoto, Y., Kamahara, J. and Tanaka, N. 2010. User-calibration-free gaze tracking with estimation of the horizontal angles between the visual and the optical axes of both eyes. In Proc. of the symposium on eye-tracking research & applns; 251–254. NY.
- Pelli, D. G. 1997. The VideoToolbox software for visual psychophysics: Transforming numbers into movies, *Spatial Vision*, 10; 437-442.
- Pozzessere, G., Rossi, P., Valle, E., Froio, C.P., Petrucci, A.F. and Morocutti, C. 1997. Autonomic involvement in multiple sclerosis: a pupillometric study. *Clinical Autonomic Research*, 7; 315–319.
- Robinson, D.A. 1963. A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field. *IEEE Transactions on Bio-medical Electronics*, 10(4); 137-145.
- Savas, Z. 2005. Real-time dedection and tracking of human eyes in video sequences, MSc.Dissertation, The graduate School of Natural and Applied Scienc of Middle East Technical University, Ankara; 24-30.
- Sesma-Sanchez, L., Villanueva, A. and Cabeza, R. 2012. Gaze estimation interpolation methods based on binocular data. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 59; 2235–2243.
- Siegle, G.J., Steinhauer, S.R. and Thase, M.E. 2004. Pupillary assessment and computational modeling of the Stroop task in depression. *International Journal of Psychophysiology*, 52(1); 63–76.
- Sigut, J. and Sidha, S.A. 2011. Iris center corneal reflection method for gaze tracking using visible light. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 58; 411–419.

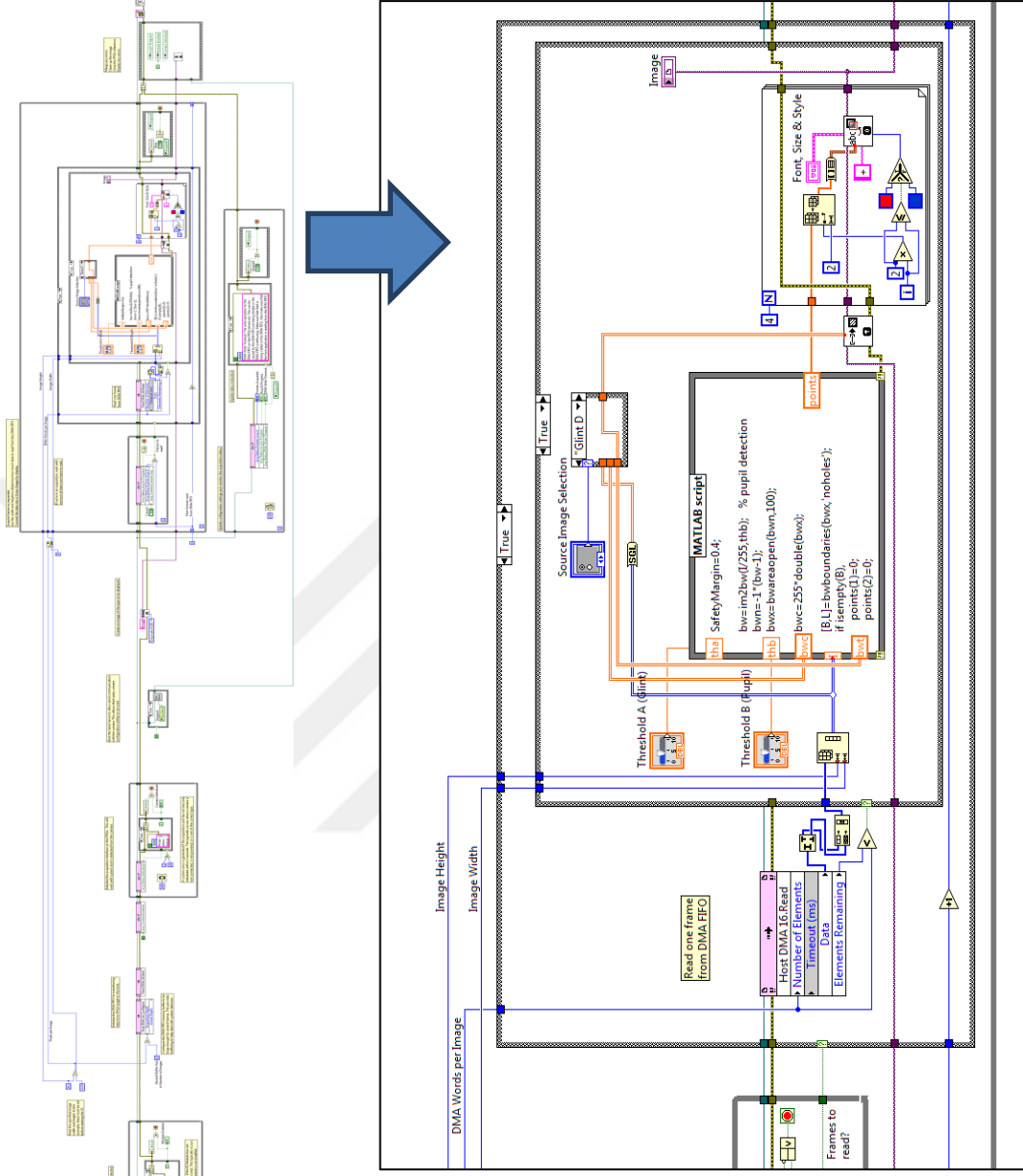
- Sigut, J. and Sidha, S. 2011. Iris center corneal reflection method for gaze tracking using visible light, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 58(2); 411-419.
- Shih, S.W. and Liu, J. 2004. A novel approach to 3-D gaze tracking using stereo cameras. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern*, 34; 234–245.
- Souza, J.K.S., Pinto, M.A., Vieira, P.G., Baron, J. and Tierra-Criollo, C.J. 2013. An open-source, firewire camera-based, labview-controlled image acquisition system for automated, dynamic pupillometry and blink detection. *Computer Methods Programs Biomed*, 112; 607-623.
- Sugano, Y., Matsushita, Y., Sato, Y. and Koike, H. 2008. An incremental learning method for unconstrained gaze estimation. *ECCV*; 656-667.
- Taba, I. 2012. Improving eye-gaze tracking accuracy through personalized calibration of a user's aspherical corneal model. MS Thesis, University of British Columbia.
- Thorpe, S., Fize, D. and Marlot, C. 1996. Speed of processing in the human visual system, *Nature*, Vol 381.
- Tomono, A., Iida, M. and Kobayashi, Y. 1989. A TB camera system which extracts feature points for non-contact eye movement detection. *Proc. SPIE Optics, Illumination, and Image Sensing for Machine Vision*; 2-12.
- Vitabile, S., De Paola, A. and Sorbello, F. 2011. A real-time non-intrusive FPGA-based drowsiness detection system. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*, 2(4); 251-262.
- Wang, J., Zhang, G. and Shi, J. 2015. Pupil and glint detection using wearable camera sensor and near-infrared led array. *Sensors*, 15; 30126–30141.
- Wang, J., Zhang, G. and Shi, J. 2016. 2D Gaze stimation based on pupil-glint vector using an artificial neural network. *Applied Sciences*, 6(6); 174.
- Wilhelm. and H., Wilhelm, B. 2003. Clinical applications of pupillography. *J. Neuroophthalmol*, 23; 42–49.
- Yang, X., Sun, J., Liu, J., Chu, J., Liu, W. and Gao, Y. 2010. A gaze tracking scheme for eye-based intelligent control. 8th World Congress on Intelligent Control and Automation, Proceedings, Jinan, China.
- Yamazoe, H., Utsum, A., Yonezawa, T. and Abe, S. 2008. Remote gaze estimation with a single camera based on facial-feature tracking without special calibration actions. *Proceedings of the Eye Tracking Research & Application Symposium ETRA*, Savannah, Georgia.
- Yang, X.H, Sun, J.D, Liu, J., Li, X.C, Yang, C.X. and Liu W. 2012. A remote gaze tracking system using gray-distribution-based video. *Journal of Biomedical Engg: Applns, Basis & Communications*, 24(3); 217_227.
- Yarbus, A.L. 1967. *Eye Movements and Vision*; Plenum Press: New York, NY, USA
- Zacks, J., Levy, E., Tversky, B. and Schinao, D. 2002. *Graphs in Print, Diagrammatic Representation and Reasoning*, London: Springer-Verlag.

Zhu, Z. And Ji, Q. 2004. Eye and gaze tracking for interactive graphic display. *Mach. Vis. Appl*, 15; 139–148.

Zhu, Z., Ji, Q. and Bennett, K.P. 2006. Nonlinear eye gaze mapping function estimation via support vector regression. In: *Proceedings of the 18th International Conference on Pattern Recognition (ICPR 2006)*. Vol. 1; 1132–1135.

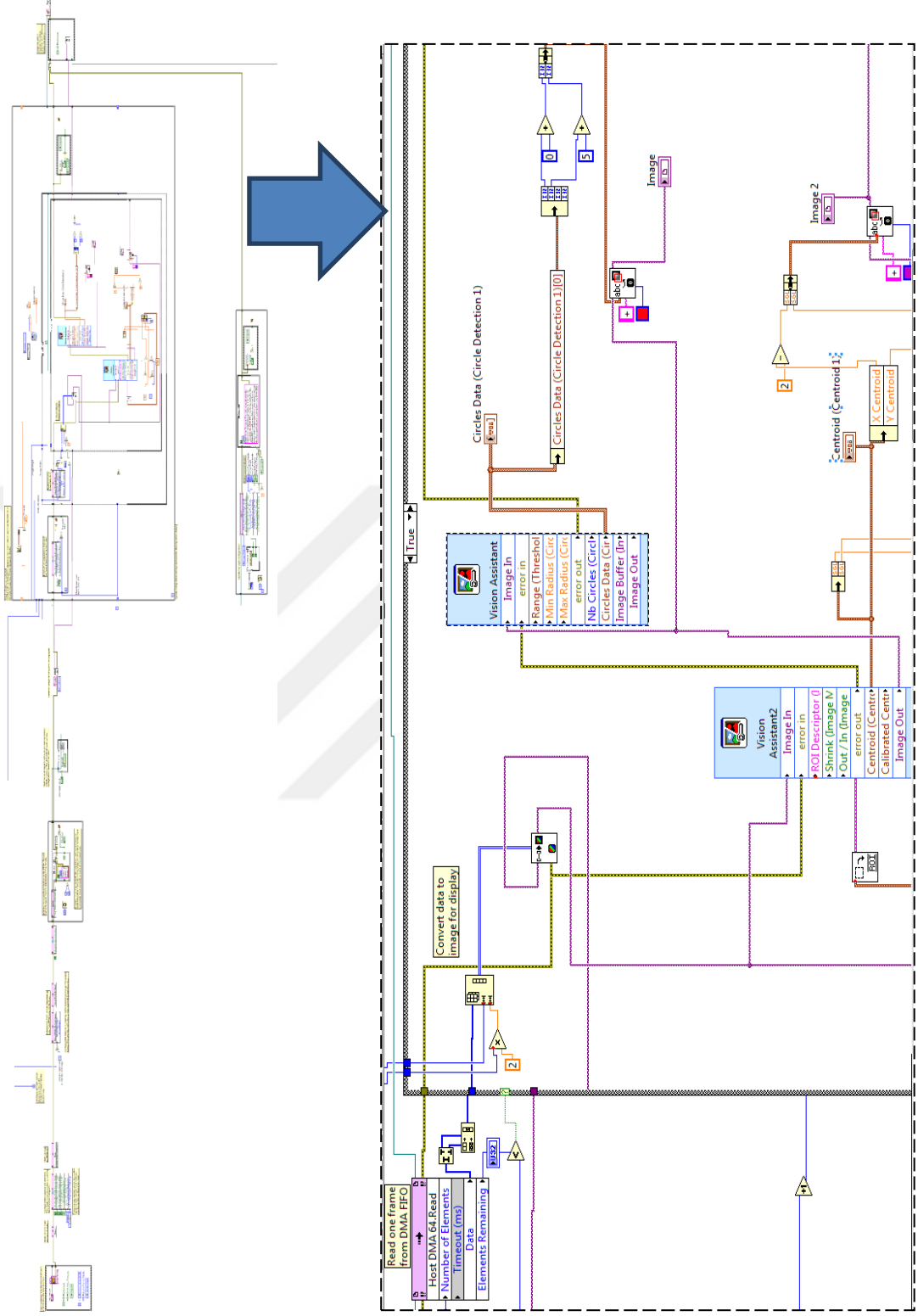


EK 1 Tasarım Kaynak Kodları



Şekil 1 Uygulama-1 blok diyagramı

EK 1 Tasarım Kaynak Kodları (devamı)



Şekil 2 Uygulama-2 blok diyagramı

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Yılmaz DURNA

Doğum Yeri : Sivas

Doğum Tarihi : 01.02.1977

Medeni Hali : Evli

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Halkalı Ziraat Meslek Lisesi (1995)

Lisans : Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü (2000)

Yüksek Lisans : Niğde Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı (2007)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

4'üncü Ana Bakım Merkezi K.1ığı (2002-2010)

Milli Savunma Üniversitesi Kara Harp Okulu (2010-)

SCI Expanded

Akcelik, H., **Durna, Y.**, Saraydemir S. and Kocer, H. 2017. Measurement of a metamaterial antenna angular power reception performance utilizing software defined radio. AEU - International Journal of Electronics and Communications, 75, 91-97.

Durna, Y. and Arı, F. 2017. Design of binocular pupil and gaze point detection system utilizing high definition images. Applied Sciences, 7, 498.

Hakemli Dergiler

Durna, Y. ve Arı, F. 2016. Polinom fonksiyonları ile göz bakış yeri tespiti geliştirilmesi ve uygulaması. Savunma Bilimleri Dergisi, 15(2), 25-45.

Taskıran, E., **Durna, Y.** and Kocer, H. Wi Fi control of mobile robot motion types based on differential drive kinematics modelling approach. International Journal of Applied Mathematics, Electronics and Computers (IJAMEC). Special issue-1, 170-173.

Uluslararası Kongre Sunum

Akcelik, H., Ozden, K., OZER, A., **Durna, Y.** and Kocer, H. 2016. Modeling and measurement of metamaterial antenna reception performance based on software defined radio. 2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), 10-15 April 2016, Davos, doi: 10.1109/EuCAP.2016.7481114.

Akcelik, H., Tuna, Ç., Saraydemir S., **Durna, Y.** and Kocer, H. 2017. An experimental study of anti jamming sdr based electromagnetic fence application. International Conference on Artificial Intelligence and Data Processing (IDAP), 17-18 Eylül, Malatya, 78-81.

Ulusal Kongre Sunum

Durna, Y. ve Arı, F. 2015. Labview ile Gerçek zamanlı göz bebeği-kornea yansıması takibi. 23. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, 16-19 Mayıs, Malatya, 2182-2185.

Durna, Y. ve Arı, F. 2015. Pilotların göz bebeği takibi ve bakış yeri tespiti için labview tabanlı sistem çalışması. III. Ulusal Havacılık Teknolojisi ve Uygulamaları Kongresi, 23-24 Ekim, İzmir, 476-485.

Genç E., Akcelik, H., **Durna, Y.**, Kocer, H and Saraydemir S. 2016. Wireless communication application of metamaterial antenna with software defined radio. 24th Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), 16-19 Mayıs, Zonguldak, 413-416.