

**GÖZ HAREKETLERİNE DAYALI GERÇEK
ZAMANLI BİR DENETİM SİSTEMİ
GELİŞTİRİLMESİ**

**2015
DOKTORA TEZİ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ**

Nesrin AYDIN ATASOY

**GÖZ HAREKETLERİNE DAYALI GERÇEK ZAMANLI BİR DENETİM
SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ**

Nesrin AYDIN ATASOY

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

KARABÜK

Kasım 2015

Nesrin AYDIN ATASOY tarafından hazırlanan “GÖZ HAREKETLERİNE DAYALI GERÇEK ZAMANLI BİR DENETİM SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ” başlıklı bu tezin Doktora Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Abdullah ÇAVUŞOĞLU
Tez Danışmanı, YÖK Üyesi



Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir. 27/11/2015

Unvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Prof. Dr. Abdullah ÇAVUŞOĞLU (YÖK Üyesi)

Üye : Prof. Dr. Mehmet AKBABA (KBÜ)

Üye : Doç. Dr. İlyas ÇANKAYA (YBÜ)

Üye : Prof. Dr. Fatih V. ÇELEBİ (YBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. İlker TÜRKER (KBÜ)



...../...../2015

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

Prof. Dr. Nevin AYTEMİZ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü



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

Nesrin AYDIN ATASOY

ÖZET

Doktora Tezi

GÖZ HAREKETLERİNE DAYALI GERÇEK ZAMANLI BİR DENETİM SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ

Nesrin AYDIN ATASOY

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Abdullah ÇAVUŞOĞLU

Kasım 2015, 74 sayfa

Motor nöron hastalarının çoğu ellerini ve kollarını kullanamamaktadır. Bundan dolayı ihtiyaçlarını karşılayabilmek için bir başka insana ihtiyaç duyarlar. Fakat bu hastaların genellikle zihinsel fonksiyonları yerindedir ve gözlerini kontrol edebilmektedirler. Bu tip hastalar için göz hareketi takibi ile gerçek zamanlı bir sistem gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Sistem dört serbestlik dereceli motorlu elektrikli hasta yatağını (EHY) düşük maliyetli web kamerası kullanarak, göz bakışıyla kontrol etmektedir. Temassız ve ölçümleme (kalibrasyon) gerektiren sistemler EHY kontrolü için kullanılamazlar. Geliştirilen sistem herhangi bir kamera ölçümleme işlemine gerek duymamaktadır ve temassızdır. Bu özellikler önerilen yaklaşımın en yenilikçi kısımlarıdır. Başlangıçta sistem göz bölgesini tespit eder ve iris merkezlerini hesaplar. Sonra bu merkezlerin takip edilmesiyle ekrandaki fare işaretçisi göz bakışıyla hareket eder. Fare işaretçisinin özel hareketleri pozisyon değiştirme talebi olarak değerlendirilir ve tamamlanan fare işaretçisi hareketleri EHY

pozisyonunu elektriksel olarak değiştirir. Bilgisayar ve EHY arasındaki iletişim Arduino Mega 2560 tarafından sũrũlen rũle kontrol kartıyla sağlanır. Sistem gũn/yapay ışık koşullarında gũzlũklũ veya gũzlũksũz başarılı bir şekilde çalışmaktadır. Sistem 30 gũnũllũ ile EHY ¼zerinde gũvenli bir şekilde % 90 başarı (ekik gũzlũ insanlar hariç) ile test edilmiştir.

Anahtar Sũzcũkler : Elektrikli hasta yatağı kontrolũ, gerçek zamanlı gũz hareketi takibi, gũz hareketi tabanlı fare işaretisi kontrolũ, ۆlũmlemesiz gũz takibi.

Bilim Kodu : 902.1.014

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

DEVELOPING A REAL-TIME CONTROL SYSTEM BASED ON EYE MOVEMENTS

Nesrin AYDIN ATASOY

**Karabük University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Computer Engineering**

Thesis Advisor:

Prof. Dr. Abdullah ÇAVUŞOĞLU

November 2015, 74 pages

The patients with motor neuron disease and most of the terminal patients cannot use their hands, arms and so they need another person for their all needs. However, generally mental functions and memories of such patients are functional and they can control their eyes. Using eye-gaze tracking technique we realized a real-time system for such patients. The system controls a motorized Electrical Hospital Bed (EHB) with four degrees of freedom, by eye gaze using a low cost webcam. Contactless and calibration required systems cannot be used for EHB control. The developed system does not require any camera calibration process and it is contactless. These properties are the most innovative part of the proposed approach. To start with, the system detects the eye region and computes iris centers. Then it tracks the centers and moves mouse pointer on screen with the eye gaze. The specific movements of the mouse pointer are evaluated as position changing requests and the completed movements of mouse pointer changes EHB positions electrically. The communication between

computer and the EHB is provided by relay control card driven by Arduino Mega 2560. The system works under day/artificial lights conditions successfully with or without eye glasses. The system was tested with 30 volunteers on the EHB safely and completed with 90% success (expect for slant-eyed people).

Keywords : Calibration-free eye tracking, electrical hospital bed control, eye-based mouse control, real-time eye tracking.

Science Code : 902.1.014

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren, en önemlisi bana güvenen sayın hocam Prof. Dr. Abdullah ÇAVUŞOĞLU'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bilgisayar Mühendisliği Bölüm Başkanı Prof. Dr. Mehmet AKBABA hocama verdiği destek ve yapıcı yaklaşımından dolayı yürekten teşekkür ederim.

Tez izleme jüri üyesi Doç.Dr. İlyas ÇANKAYA hocama olumlu katkılarından dolayı çok teşekkür ederim.

Bilgi İşlem Daire Başkanı Dr. Recep KILINÇ Bey'e test çalışmalarını yapabilmem için sağladığı imkanlar ve anlayışı için çok teşekkür ederim.

Hiçbir karşılık beklemeden beni destekleyen kıymetli eşim Ferhat ATASOY'a, başarılarımın devamı için dualarını üzerimden eksik etmeyen canım aileme manevi hiçbir yardımı esirgemediğim yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

Kokusuna doyamadığım gül yüzlü yavrum Elif Rana ATASOY'a.

Tezimi bitirme gücü veren Allah'a şükürler olsun.

Bu çalışma Yıldırım Beyazıt Üniversitesi tarafından Ön Bilimsel Araştırma Projesi olarak 592 proje numarasıyla desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiv
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	5
GÖZ HAREKETİ TAKİBİ.....	5
2.1. GÖZÜN YAPISI	7
2.2. GÖZ HAREKETİ TAKİBİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER	9
2.2.1. Elektro Okülografi.....	11
2.2.2. Kontak Lens	13
2.2.3. Kızılötesi Okülografi	14
2.2.4. Video Okülografi.....	16
2.2.5. Göz Hareketi Takibinde Kullanılan Tekniklerin Karşılaştırılması	21
BÖLÜM 3	23
GERÇEK ZAMANLI YÜZ VE GÖZ BÖLGESİNİN BELİRLENMESİ.....	23
3.1. YÜZ BÖLGESİNİN TESPİTİ	24
3.2. GÖZ BÖLGESİNİN TESPİTİ	26
3.3. GERÇEK ZAMANLI GÖZ HAREKETİNİN İZLENMESİ	31
3.3.1. Göz Bölgesi Özelliklerinin Çıkarılması	32

	<u>Sayfa</u>
3.3.2. Göz Hareketlerinin İzlenmesi	38
3.3.3. Fare İşaretçisinin Kontrolü	44
BÖLÜM 4	46
EHY ELEKTRONİK KONTROL SİSTEMİ.....	46
4.1. MEDİKAL YATAK ÖZELLİKLERİ.....	46
4.2. ARDUİNO MEGA 2560 İLE BİLGİSAYAR TABANLI EHY HAREKET KONTROLÜ	49
BÖLÜM 5	53
GELİŞTİRİLEN UYGULAMA.....	53
5.1. EHY'YE YAPILAN EK DONANIM.....	53
5.2. GELİŞTİRİLEN YAZILIM	54
BÖLÜM 6	62
DENEYSEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER	62
KAYNAKLAR	66
ÖZGEÇMİŞ	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Göz hareketlerinin kullanım alanları.	3
Şekil 1.2. Göz hareketlerine göre kullanıcının dikkatini çeken yerlerin sıcaklık haritasına göre kırmızı renk ile gösterilmesi.	3
Şekil 2.1. Göz hareketi takip araçları.	5
Şekil 2.2. Gözün şematik yapısı.	7
Şekil 2.3. Gözün karşıdan görünüşü.	8
Şekil 2.4. Göz takip uygulamaları hiyerarşisi.	9
Şekil 2.5. Polarizasyona göre bağlantı şeması.	12
Şekil 2.6. Elektrotların kullanıcının göz çevresine yerleştirilmesi.	12
Şekil 2.7. Manyetik arama bobin kontak lens.	13
Şekil 2.8. Sol göz üzerine yerleştirilmiş kontak lens.	13
Şekil 2.9. Aynalı kontak lensler.	14
Şekil 2.10. Kızılötesi okülografi metodu çalışma şekli.	14
Şekil 2.11. Hasta ve göz kelime işlemci düzeneği.	15
Şekil 2.12. Video okülografi tabanlı teknikler.	16
Şekil 2.13. Göz bebeği ve limbus izlemek için geliştirilen kafaya monte gözlük tasarımı.	17
Şekil 2.14. Işığın gözden yansıması sonucu oluşan birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü Purkinje resimler.	18
Şekil 2.15. Yansıyan ışığın etkisi.	18
Şekil 2.16. Parıltı yerleri.	18
Şekil 2.17. Göz bebeği ve kornea yansıması sistemi.	19
Şekil 3.1. EHY kontrol sisteminin genel yapısı.	24
Şekil 3.2. HPS’de kullanılan temel öznitelikler.	27
Şekil 3.3. HPS’de kullanılan türetilmiş öznitelikler.	27
Şekil 3.4. Örnek Haar özniteliklerinin resim üzerine yerleştirilmesi.	28
Şekil 3.5. İntegral görüntü oluşturulması.	29
Şekil 3.6. Peşpeşe sınıflayıcı yapısının çalışma diyagramı.	30

Şekil 3.7. Yüz bölgesinin bulunması.	31
Şekil 3.8. Göz bölgesinin bulunması.	31
Şekil 3.9. Ucuz maliyetli web kamera.	32
Şekil 3.10. Öznitelik çıkarma yöntemleri.	34
Şekil 3.11. HDM'nin genel akış şeması.	36
Şekil 3.12. Renkli görüntü üzerinde HDM uygulanması.	37
Şekil 3.13. KLT algoritması genel akış şeması.	42
Şekil 3.14. Kafa hareketlerinden bağımsız göz bölgesinin izlenmesi.	43
Şekil 3.15. Takip edilecek koordinat noktasına “*” işaretçisi yerleştirilmesi.	44
Şekil 4.1. EHY Sırt (A), Oturak (B) ve Bacak (C-D) Blokları.	47
Şekil 4.2. Kumanda paneli.	48
Şekil 4.3. Çalışmada EHY'nin gerçekleştirilen yatak hareketi pozisyonları.	48
Şekil 4.4. Arduino Mega 2560.	50
Şekil 4.5. Arduino yazılım geliştirme ortamı.	50
Şekil 4.6. Röle kontrol çalışma şeması.	52
Şekil 4.7. Röle kontrol kartı.	52
Şekil 5.1. Uygulamanın çalışma şeması.	53
Şekil 5.2. EHY'ye eklenen donanımın görüntüsü.	54
Şekil 5.3. EHY kontrol sistemi yazılım akış diyagramı.	55
Şekil 5.4. Uygulama açılış ekranı.	56
Şekil 5.5. Yüz görüntüsü üzerindeki bölgeler.	57
Şekil 5.6. İlgilenilen bölge üzerinde uygulanan işlemler.	57
Şekil 5.7. İris ve merkezinin belirlenmesi.	58
Şekil 5.8. Kontrol menüsü hareket tipi seçme ekranı.	59
Şekil 5.9. Kontrol menüsü hareket yönü seçme ekranı.	60
Şekil 6.1. Uzaklığa göre iris çap değişim grafiği.	63
Şekil 6.2. Sistem değerlendirme anketi sonuçları.	64

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 1.1. Göz hareketi izleme teknolojilerinin karşılaştırılması.	21
Çizelge 5.1. Göz hareketlerine göre oluşturulmuş komut seti.	61
Çizelge 6.1. Uzaklığa göre iris merkezleri çap değişim sonuçları.	63
Çizelge 6.2. Sistemin kullanılabilirlik anketi.	64

KISALTMALAR DİZİNİ

KISALTMALAR

2B	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu
A	: Amper
ABS	: Akrilonitril Bütadien Stiren
AC	: Alternating Current
ALS	: Amyotrofik Lateral Skleroz
CAMSHIFT	: Continuously Adaptive Mean Shift
CHOG	: Compressed Histogram of Gradients
CoHD	: Co-occurrence of Homogeneous Features
CoHED	: Co-occurrence of Heterogeneous Features
CoHOG	: Co-occurrence of Histogram of Gradients
DC	: Direct Current
DoG	: Difference of Gaussians
DoH	: Determinant of the Hessian
EHY	: Elektrikli Hasta Yatağı
G/Ç	: Giriş/Çıkış
GLOH	: Gradient Location-Orientation Histogram
HDM	: Hough Dönüşüm Metod
HOG	: Histogram of Oriented Gradients
HPS	: Haar Peşpeşe Sınıflayıcı
ICA	: Independent Component Analysis
ICSP	: In-Circuit Serial Programming
KLT	: Kanade–Lucas–Tomasi
KSUHD	: Karşıtlık Sınırlamalı Uyarlanırlı Histogram Denkleştirme
LDA	: Linear Discriminant Analysis
LoG	: Laplacian of the Gaussian
MSER	: Maximally Stable Extremal Regions

N	: Newton
PBP	: Progresif Bulber Palsi
PCA	: Principal Component Analysis
PLS	: Primer Lateral Skleroz
PMA	: Progresif Müsküler Atrofi
PWM	: Pulse Width Modulation
RANSAC	: Random Sample Consensus
RIFF	: Rotation-Invariant Fast Features
SIFT	: Scale-Invariant Feature Transform
SPI	: Serial Peripheral Interface
SURF	: Speeded Up Robust Features
UART	: Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
USB	: Universal Serial Bus
V	: Volt
W	: Watt

BÖLÜM 1

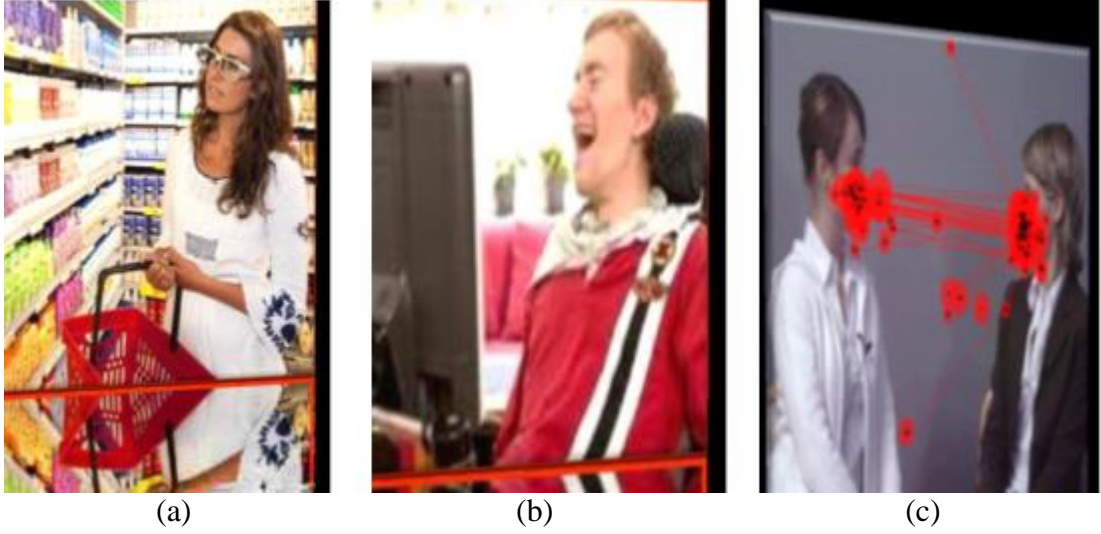
GİRİŞ

İnsan yüzünün ve gözünün belirgin özellikleri, hareketleri; insanın içinde bulunduğu duyguları anlatmakta önemli bir rol oynamaktadır [1]. Göz; insanın dış dünyaya açılan kapısı olan en önemli organlardan biri olduğu için, gözün gerçekleştirdiği görev oldukça önemlidir. Gözler, insan algılamasının yaklaşık yüzde 80'ini sağlamaktadır [2]. Bu yüzden göz takibi 1800'lü yıllardan bu yana popüler bir araştırma konusu olarak günümüze kadar gelmiştir ve son yıllarda birçok alanda kullanılmaktadır. Göz takibi, kullanıcının nereye odaklandığının ve ne kadar süre baktığının incelenmesidir.

Göz takip sistemleri, ilk zamanlarda basit metotlarla kullanıcı hareketlerini kısıtlayan taşınmaz sistemler olarak geliştirilmişlerdir. Son zamanlarda video kameraların görüntü kalitelerinin ve mikroişlemcilerin hızlarının artmasıyla, video tabanlı göz takip yöntemlerinde büyük gelişmeler olmuştur. Elektriksel sinyallerin işlenmesiyle başlayan bu süreç, kameralar yardımıyla gerçekleştirilen bir yapıya dönüşmüştür. İlk zamanlarda kullanıcıya rahatsızlık veren yöntemler, yerini kullanıcı hareketinden bağımsız, uzaktaki kameradan elde edilen görüntülerin işlenmesiyle gerçekleştirilen bilgisayar uygulamalarına bırakmıştır. Uzak sistemlerde kafanın hareketli olması, gözün tespiti ve takibi sırasında yapılması gereken işlemleri artırmıştır. Çünkü kafanın farklı pozisyonlarında yakalanan karelerde, göz içerisinde takip edilen yapılar (göz bebeği, iris vb.) her pozisyon için farklı konumlarda olmaktadır. Bunun için çalışmalarda genellikle 2 Boyutlu (2B) ve 3 Boyutlu (3B) göz modelleri kullanılmaktadır. 2B olarak yapılan çalışmalarda başın pozisyon bilgisine gerek duymadan doğrudan ekran ile göz arasında tanımlanan ilişkiye göre gözün baktığı nokta tespit edilebilmektedir. 3B olarak yapılan çalışmalarda ise başın pozisyon bilgisi kullanılarak uygulamalar gerçekleştirilmektedir [3].

Son yıllarda; el hareketi, mimikler ve ses ile geliştirilen uygulamalara ek olarak göz hareketi takip sistemleri de birçok alanda problemleri çözmek için insan bilgisayar etkileşimli uygulamalarda güncel bir konu haline gelmiştir. Göz hareketi takibi insanların günlük hayatlarını kolaylaştırmak, eğlence ve tedavi amacıyla tercih edilmektedir. Bu teknolojinin kullanım kolaylığı sebebiyle ticari olarak pazar payı genişlemesine rağmen, hala pahalı bir teknoloji olarak kullanıcılara sunulmaktadır. Bunun için birçok araştırmacı düşük maliyetli sistemler geliştirmek için çalışmaktadır.

Göz takip sistemleri; sanal gerçeklik, sürücü eğitimleri, göz hastalıkları teşhisi, oyun endüstrisi, insan davranış analizi, reklam filmlerinde etkinlik analizi, engelliler için bilgisayar kullanımı ve iletişim çözümleri gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Çünkü insan-bilgisayar etkileşimi, günümüz yaşamının ayrılmaz bir parçası olmuştur. Göz hareketi takip sistemleri kullanarak sağlıklı insanlar için uygulama geliştirilmesinin yanında engelli insanların da hayat kalitelerini artırmak, hayatın içinde tutmak için göz hareketi ile yazı yazma, bilgisayar kullanma, oyun oynama, tekerlekli sandalye kullanma gibi çeşitli uygulamalar geliştirilmektedir. Bu uygulamalar, engelli bireylerin çevreyle iletişiminde büyük önem taşımaktadır. Örneğin, bir sinir sistemi hastalığı olan Amiyotrofik Lateral Skleroz (ALS) vücuttaki kas hareketlerini kontrol eden sinir hücrelerine zarar verir ve hasta yürümek, nefes almak gibi hareketlerini yapmakta zorlanarak felç olmaya doğru gider. Ancak hastaların hafıza ve zihin fonksiyonları sağlamdır. Bu hastalar uzun süre hastanede kalamazlar ve hayatlarını devam ettirebilmek için bir başka kişiye ihtiyaç duyarlar. Bu tip hastaların yaşam koşullarını göz önünde bulundurarak hastayı bir miktar rahat ettirmek ve başka bir kişiye bağımlılığını azaltmak için bu tez çalışmasının gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Şekil 1.1.'de göz hareketi takip sistemleri kullanım alanlarına birkaç örnek görülmektedir.



Şekil 1.1. Göz hareketlerinin kullanım alanları (a) Bilimsel araştırmalar (Üniversite&Pazar Araştırmaları) (b) Engelliler için geliştirilen teknolojiler (c) Davranış analizi [4].

Örneğin Şekil 1.2.'de kullanıcıların sayfanın neresine daha sık ve uzun süre baktıkları görülmektedir. Kırmızı alanlar ilginin yoğunlaştığı alanlardır.



Şekil 1.2. Göz hareketlerine göre kullanıcının dikkatini çeken yerlerin sıcaklık haritasına göre kırmızı renk ile gösterilmesi [5].

Bu tez çalışmasında, motor hareketleri kısıtlı hastaların EHY'yi kontrol etmesi sağlanmaktadır. Hastanın göz hareketleri ucuz maliyetli bir web kamera ile gerçek zamanlı olarak alınmaktadır. Görüntü işleme teknikleri ile göz bölgesi üzerindeki

takip noktaları belirlenmekte ve küçük hareket değişimlerinin izlenmesinde başarılı olan bir takip algoritması ile bu noktalar takip edilmektedir. Tasarlanan sistem kişiye temas etmemektedir. Ayrıca EHY kontrolü için ölçümlene gerekmemektedir. Bu özellikler tez çalışmasının en yenilikçi kısımlarıdır. Hasta istediği zaman ekran üzerindeki yönergeleri takip ederek EHY hareketini başlatıp bitirebilir. EHY ile bilgisayar arasındaki iletişim Arduino Mega 2560 ile gerçekleştirilmektedir. Sistem yapay ışık veya gün ışığı ortamlarında gözlüklü veya gözlüksüz kişiler ile test edilmiş ve başarılı bir şekilde çalışmaktadır.

Bu tez çalışmasının 1. Bölümü Giriş kısmında konu hakkında genel bilgiler ve tez çalışmasının amacı verilmektedir. 2. Bölümde göz yapısı, hareketi ve göz takip yöntemleri; 3. Bölümde yüz ve göz bölgesinin belirlenmesi ve izlenmesi için kullanılan yöntemler; 4. Bölümde çalışmanın elektronik kısmı hakkında bilgi; 5. Bölümde gerçekleştirilen uygulamanın detaylı anlatımı ve son bölümde sistemin uygulanabilirlik testleri ve sonuçları bulunmaktadır.

BÖLÜM 2

GÖZ HAREKETİ TAKİBİ

Görsel bilginin ilk alındığı yer olması ve biyo-psiko-sosyal bilginin iletildiği bir organ olmasından dolayı gözün görevi ve çalışma prensibi oldukça önemlidir. Birçok karmaşık görevi yerine getiren görme sisteminin yüksek verimde çalışması bilgisayarla görme çalışmalarına esin kaynağı olmuştur [6]. Göz hareketlerinin durumu, insanın nereye ne kadar baktığı, neye dikkat ettiği ya da neyi önemsemediği hakkında bilgi verdiği için göz takip yöntemleri ile veri birincil kaynaktan elde edilir. Yüksek duyarlılık gerektiren bu işlemler, genel olarak "göz takipçisi" olarak adlandırılan cihazlarla yapılmaktadır.

Şekil 2.1.'de göz hareketi takibinde kullanılan cihazlardan bazıları görülmektedir. Bu cihazlar ile göz aktivitesi incelenerek; nereye, ne kadar süre ile bakıldığı ve ne zaman göz kırıldığı ya da göz bebeğinin hangi uyarılara reaksiyon gösterdiği tespit edilmektedir.



Şekil 2.1. Göz hareketi takip araçları.

Göz takip sistemlerinin gelişimi dört dönemde incelenebilir [7]:

- 1879 – 1920 yılları arasında: Bu dönemde göz bakışının basit hareketleri bulunmuştur. Bunlar; göz bakışındaki sıçramaların gecikmesi, sıçramaların bastırılması ve algı alanı kavramlarıdır.

- 1930 – 1958 yılları arasında: Araştırmalar uygulamalı çalışmalar üzerinde gerçekleştirilmiştir. Uygulamalı psikoloji deneyleri ve göz bakışı hareketlerinin davranışsal temellerinin incelenmesi gerçekleştirilmiştir.
- 1970 – 1998 yılları arasında: Doğruluk oranı yüksek gerçek göz izleme takip ve kayıt cihazları geliştirilmiştir.
- 2000 – Günümüze: Göz takip sisteminden elde edilen veriler bilgisayarlı görme ve grafik uygulamalarında kullanılmaya başlamıştır.

Göz takibi çalışmalarının geliştirilmeye başlandığı ilk yıllarda; taşınması zor, kişiye temas eden ve bazen gözün önünde bulunan saydam tabaka (kornea) ile doğrudan temas gerektiren sistemler kullanılmıştır. Göz takip sistemlerinde büyük gelişmeler ve izleme doğruluğu elde edilmesine rağmen bu uygulamaların kullanımı yaygınlaşmamıştır. Çünkü kişiye temas eden lens takılması ve ölçümler için kafa hareketlerinin kısıtlanması sistemin rahatsızlık verici yönleridir [8]. 1970'lerden sonra göz takip sisteminden veri toplama işlemleri hemen hemen daha kolay hale gelmiştir. Göz takip teknikleri, 1970'lere kadar genellikle askeri çalışmalarda, gözün nasıl çalıştığı ve göz hareketinin bilişsel süreçle bağlantısı hakkında veri toplamak için kullanılabilirlik ve insan faktörlü çalışmalarda kullanılmıştır. Çünkü insan bilgisayar etkileşimi için çalışma yapan birkaç laboratuvarın dışında elverişli bilgisayar olmadığından 80'lerin öncesine kadar sadece bu tip çalışmalarda kullanıldılar. Daha sonra ticari göz takip uygulamalarının ve bilgisayarların yaygınlaşmasıyla, göz takip sistemleri insan bilgisayar etkileşimli çalışmalarda dikkat çekmiştir [9].

Genel bir bilgisayar arayüzü ile kullanmak için ideal bir göz takip sisteminde olması gereken kullanılabilirlik özellikleri şöyledir [10, 11]:

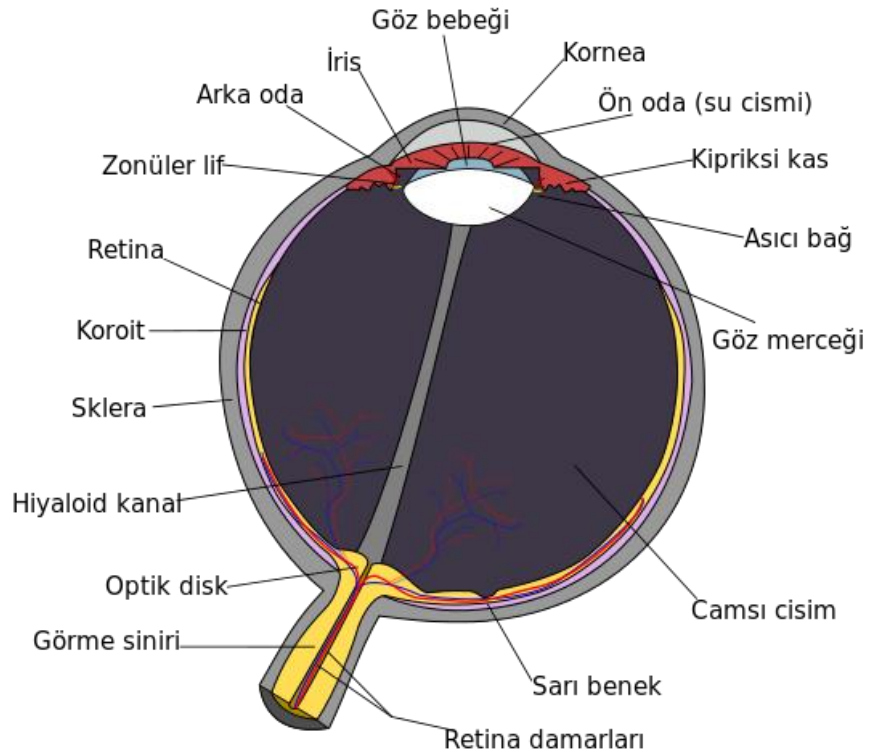
- İzleme doğruluğu,
- Güvenilirlik (kararlı çalışma),
- Farklı koşullarda etkin çalışması (iç mekânda - dış mekânda olma; gözlük - kontak lens takılma durumu),
- Kullanıcıyı rahatsız etmeyecek ya da zarar vermeyecek şekilde temassız olması,

- Kafa hareketine izin veren,
- Kalibrasyon gerektirmeyen,
- Gerçek zamanlı cevap verebilen,
- Maliyet etkinliği olması önemsenmektedir.

Yukarıdaki bu kullanılabilirlik özellikleri genel olarak göz takibinde kullanılacak uygulamalar için önemli özelliklerdir. Fakat her yöntemin olumlu ve olumsuz yönleri bulunduğu için uygulamanın amacına göre yöntemler belirlenmektedir.

2.1. GÖZÜN YAPISI

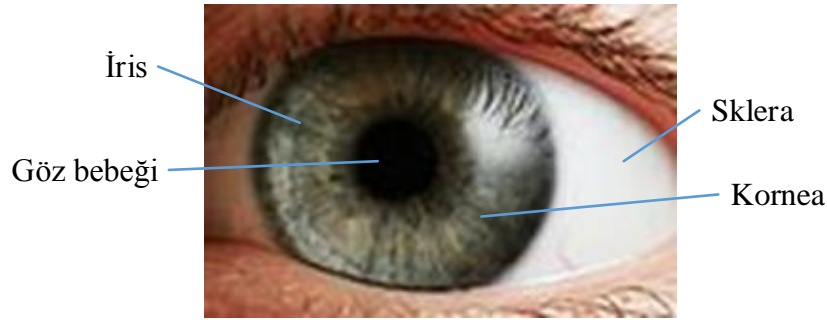
Göz; görmeyi sağlayan küresel yarıçapı yaklaşık olarak 12 mm olan bir organdır [12]. Şekil 2.2.'de göz yapısı içinde bulunan iris, göz bebeği, kornea, göz merceği, görme siniri, sklera ve retina gibi yapılar görülmektedir. Göz, kafatasında "orbita" denilen kemik bir yuvaya içerisinde. Etrafı yumuşak yağ dokusuyla kaplıdır. Göz hareketleri üzerine yapışan 6 adet kas tarafından sağlanmaktadır [2].



Şekil 2.2. Gözün şematik yapısı [13].

Şekil 2.3.'te görülen gözün karşıdan görünüşü üzerinde görüntü işleme uygulamalarında kullanılan temel yapıların görevleri şöyledir:

- Göz bebeği; göze belirli miktarda ışık girmesini sağlayan irisin merkezinde çapı değişen bir yapıdır.
- İris; göz bebeğinin etrafında yer alan renkli halkadır.
- Kornea; iris ve göz bebeğini kapsayan şeffaf yapıda gözün odaklama sisteminin bir parçasıdır.
- Sklera; beyaz renkli, üzerini soğan zarına benzeyen kaygan ve damarlı bir mukozanın kapladığı yapıdır.



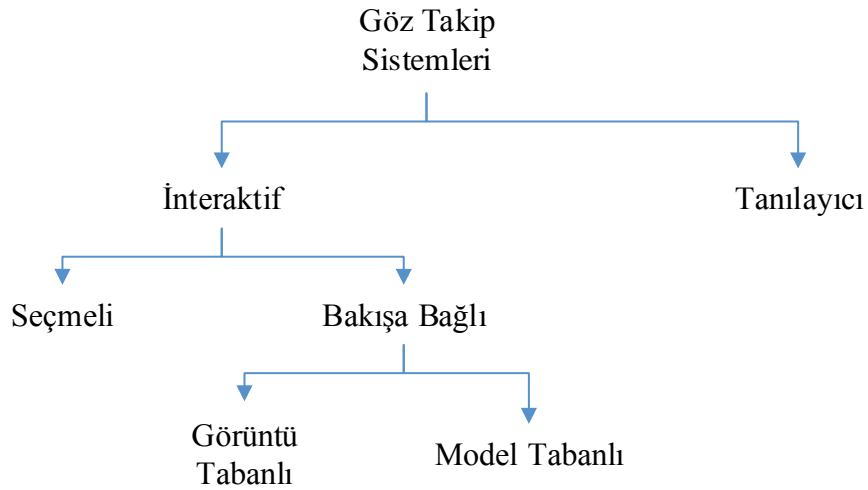
Şekil 2.3. Gözün karşıdan görünüşü.

Göz takibinin veriye dönüştürülebilmesi için elde edilen göz hareketlerinin işlenmesi gerekmektedir. Bunun için gözün bazı temel hareketlerinin incelenmesi gerekmektedir. Gözün sürekli olarak yaptığı "sıçrama (saccade)" ve "sabitleme (fixation)" iki hareketi vardır ve gözler uyurken de hareket etmektedir. Sıçrama olarak adlandırılan hareket, iki sabitleme noktası arasında yapılan çok ani kaymadır. Sıçramayı takip eden sabitleme ise, gözün 200 ile 600 ms'lik bir zaman dilimi boyunca durağan kalmasıdır. Aslında göz, bu sabitleme sırasında bile hareketlidir, ancak bu hareketlilik, sıçrama olarak adlandırılmayacak kadar küçük bir hareketliliktir. Bu küçük hareketlilikler, özellikle bakılan cisim de hareketli ise kolaylıkla gözlemlenebilir. Gözün bilgisayar etkileşiminde kullanılmayan pursuit, tremor, rotation, drift gibi başka hareketleri de vardır.

2.2. GÖZ HAREKETİ TAKİBİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER

Göz bakışı izleme sistemleri birçok farklı tekniğin birleştirilmesiyle oluşmaktadır ve göz takibi de bunun bir parçasıdır. Genel olarak göz takip sistemlerinin yapısı, algoritmaların benzerlikleri ve farklılıkları şöyledir [14].

Duchowski, göz takip uygulamalarını genel olarak Şekil 2.4.'te görüldüğü gibi “interaktif” ve “tanılayıcı” uygulamalar olarak ikiye ayırmaktadır [15]. Tanılayıcı uygulamalar, göz bakış verilerini kullanıcının görsel ve dikkat süreçlerinin nicel bilgisi olarak kullanmaktadır. İnteraktif uygulamalar ise; göz bakış verilerini, elde edilen göz hareketlerine göre kullanıcı ile etkileşim için kullanmaktadır. İnteraktif uygulamaları “seçmeli” ve “bakışa bağlı” olarak alt kategorilere ayırmaktadır. Seçmeli sistemler göz bakışını fare işaretçisi gibi bir seçme aygıtı olarak kullanırken, bakışa bağlı sistemler karmaşık ekranların (grafik ortamlar vb.) hızlı render edilmesini kolaylaştırmak için kullanıcı bakış bilgisinden faydalanır. Bakışa bağlı uygulamalar da “görüntü tabanlı” ve “model tabanlı” olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır.



Şekil 2.4. Göz takip uygulamaları hiyerarşisi.

Göz pozisyonunun ve hareketinin kaydedilmesi metodu “okülografi” olarak adlandırılır. Göz takip sistemlerinde kullanılan ışık tayfi aralığı, kamera sayısı, ölçümlene gerekliliği, kafa hareketinden bağımsız olma gibi farklılıklardan dolayı

birçok farklı teknik geliştirilmiştir. Hansen and Ji, bu tekniklerin kullanıldığı uygulamaları aşağıdaki gibi sınıflandırmaktadır [1].

- Kullanıcıya temas eden – Kullanıcıdan uzak sistemler,
- Öznitelik tabanlı – Görünüm tabanlı yaklaşım kullanan,
- 2B – 3B bakış tahmin metodu kullanan,
- Kızılötesi – Gün ışığı kullanan uygulamalar olarak incelenebilir.

1) Kullanıcıya temas eden - Kullanıcıdan uzak sistemler: Kullanıcıya temas eden teknikler, kullanıcıya fiziksel temas eden bazı donanımlar gerektirmektedir. Kontak lens, Elektro-okülografi ve Başa takılan cihazlar kullanıcıya temas eden tekniklerdir. Kullanıcıdan uzak teknikler çoğunlukla görüntü tabanlı olup göz hareketlerini, kullanıcıdan uzak bir kameradan elde etmektedirler. Kullanıcıya temas eden tekniklerin doğruluk oranı kullanıcıdan uzak çalışan tekniklere göre daha fazladır. Fakat bu tekniklerin kullanıcıya verdiği rahatsızlıktan dolayı kullanımı pek yaygınlaşmamıştır.

2) Öznitelik tabanlı – Görünüm tabanlı yaklaşımlar: Öznitelik tabanlı yaklaşımlar, göz görüntüsündeki yansımaları, göz köşesi ve dış hatları gibi yerel özellikleri kullanır. Bakış tahmini için en popüler özellik gözün kızılötesi ışık ile aydınlatılmasıyla elde edilen göz bebeği ve kornea yansımasıdır. Görünüm tabanlı yaklaşımların, öznitelik tabanlı yaklaşımlara göre gerçekleştirilmesi daha kolay ve gürebüzdür [16]. Görünüm tabanlı metotlar, görüntü içeriğini doğrudan ekran koordinatlarına eşlemeyi kullandığı için ölçümlemeye ve ekran geometrisine ihtiyaç duymazlar [1].

3) 2B eşleştirme – 3B model tabanlı bakış tahmin metodu: 2B eşleştirme tabanlı bakış tahmin metodu için göz bakışı, 3B bakış doğrultusu bilinmeden 2B göz hareketleri seti giriş olarak kullanılarak ölçümlenmiş bakış eşleştirme fonksiyonuyla tahmin edilir. Çıkarılan özellikler genellikle göz bakışıyla değiştiğinden dolayı bunların arasındaki ilişki bakış eşleştirme fonksiyonu olarak kullanılır. Maalesef ölçümlenmiş bakış eşleştirme fonksiyonu, kafa hareketlerine karşı çok hassastır. 3B model tabanlı yaklaşım metodu, 3B

bakış yönünü hesaplamak için insan gözünün fiziksel yapı özelliklerini modeller. Böylelikle ekranla kesişen bakış noktası basit bir şekilde elde edilir. 3B model tabanlı yaklaşımların çoğu metrik bilgiye dayandığı için ışık kaynağının küresel geometrik modeli, kamera ve ekranın pozisyonu, kamera ölçümlemesi ve bunların uyumunu gerektirmektedir. Fakat bunlar kafa hareketi için düşük duyarlılıktadır [17].

- 4) Kızılötesi – Gün ışığı kullanan sistemler: Gün ışığı, kızılötesi ışığa doğal bir alternatiftir. Birçok çalışmada kızılötesi ışıktan yararlanılmaktadır. Gün ışığı kullanılan çalışmalarda ışığın değişmesi, düşük karışıklı resimler gibi problemler olmasına karşın, dış ortamlarda kızılötesi ışığa göre potansiyel olarak daha iyidir [1].

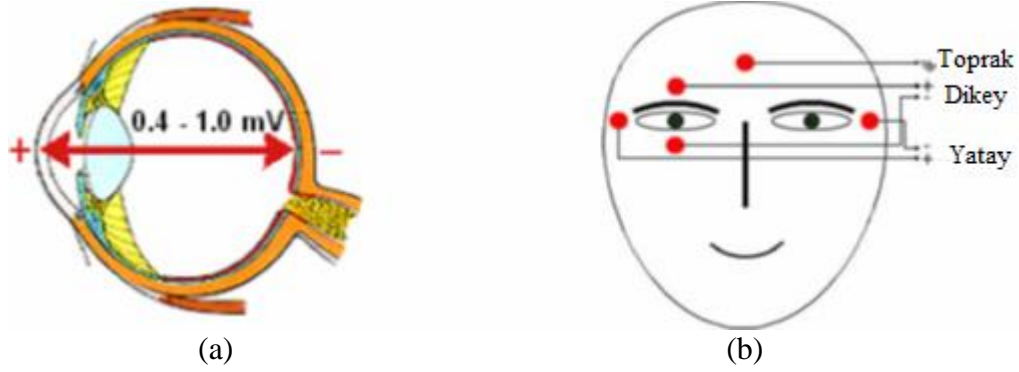
Göz hareketi takibi için kullanılan 4 ana metot aşağıdaki gibi sıralanmıştır [8, 18-20]:

1. Elektro okülografi
 2. Kontak lens
 - a. Manyetik arama bobin kontak lens (Elektromanyetik)
 - b. Aynalı kontak lens
 3. Kızılötesi okülografi
 4. Video okülografi
 - a. Göz bebeği ve kornea yansıması
 - b. Göz bebeği izlemesi
 - c. İkili purkinje resim kornea yansıması
 - d. Limbus izleme (iris - sklera sınırı izleme)
- Görüntü tabanlı yöntemler olarak kategorilere ayrılmıştır.

2.2.1. Elektro Okülografi

Yaklaşık 40 yıldır göz hareketlerini kaydetmek için kullanılan bir yöntemdir [21]. Retinanın yüksek sinir yoğunluğundan dolayı göz içi kutuplanmış yani polarize olmuş durumdadır. Bunun için göz çevresine elektrotlar yerleştirilerek kornea ve retina arasındaki elektriksel farkın ölçülmesinden yararlanılmaktadır. Kullanımı kolay, her iki gözün hareketi kaydedilebilir ve ucuz olması bakımından avantajlıdır.

Bu yöntemin en büyük avantajı gözler kapalıyken de göz hareketlerini tespit edebilmesidir [22]. Fakat gözün yatay ve dikey hareketlerinin tespiti kısıtlıdır. Ayrıca göz pozisyonu belirlenmesi noktasında doğruluğu çok iyi değildir.



Şekil 2.5. Polarizasyona göre bağlantı şeması a) Göz içi polarizasyonu [8] b) Göz çevresine elektrotların yerleştirilmesi [23].

Şekil 2.5.'te bağlantı şeması, Şekil 2.6.'da yatay ve düşey düzlemde ölçüm alınacak elektrotların kullanıcının göz çevresine yerleştirilmesi görülmektedir. Yıldız çalışmasında göz hareketleri esnasında oluşan elektro okülografi sinyallerinin yazıya çevrilmesi için; kullanılacak karakterlerin gözle çizilmesi yerine daha az sayıda göz hareketi ile kodlanmasını sağlayan bir yöntem geliştirmiştir [24]. Gözlerin sağa, sola, yukarı, aşağı, yukarı sağ çapraz ve yukarı sol çapraz hareketlerini harflerle anlamlandırıp alfabe oluşturmuştur.



Şekil 2.6. Elektrotların kullanıcının göz çevresine yerleştirilmesi [24].

Septanto et al. göz hareketleri ve istemli göz kırpmaları ile kontrol edilebilen bilgisayar faresi benzeri bir cihaz geliştirmişlerdir. Tek kanallı elektro okülografi

sinyali cihazın girişi olarak kullanılmıştır. Bir elektrot sağ göz altı ve diğerı sol göz üstüne yerleştirilerek ve zaman alanlı sinyal analizi yapılmıştır [25].

2.2.2. Kontak Lens

Tel bobini manyetik alan içinde hareket ettiği zaman, bobin içinde gerilim indüklenir. Bu bobin göze yerleştirildiği zaman göz hareket sinyali üretilecektir. İnsan göz hareketlerini ölçmek için modifiye edilmiş kontak lens içine küçük bir bobin yerleştirilir. Manyetik arama bobinli göz takip cihazları iki yumuşak kontak lens ve 13 mm çapında tel bobini ile oluşturulur [26]. Kaymaz kontak lens Şekil 2.7.'de görölmektedir. Şekil 2.7.'de görölen kaymaz kontak lens Şekil 2.8.'de göröldüğu gibi göz içine yerleştirilmektedir.

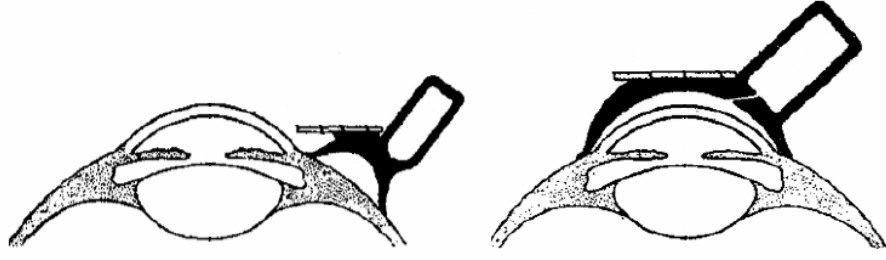


Şekil 2.7. Manyetik arama bobin kontak lens [8].



Şekil 2.8. Sol göz üzerine yerleştirilmiş kontak lens [27].

Yansıyan ışığın ölçülmesine olanak sağlayan kontak lens içine yerleştirilmiş aynalı lens Şekil 2.9.'da görölmektedir.

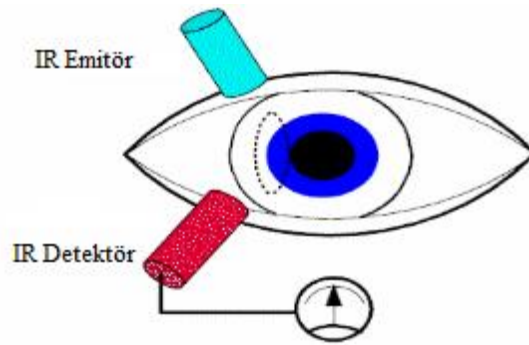


Şekil 2.9. Aynalı kontak lensler [28].

Bu yöntem göz hareketlerinin doğallığı hakkında doğru ve hızlı bilgiler vermektedir. Fakat kullanıcılar için lens rahatsız edici olabilir. Bu nedenle insan - bilgisayar etkileşim uygulamalarında yakın zamanda çok tercih edilmemektedir. Daha çok psikolojik ve medikal uygulamalarda kullanılmaktadır.

2.2.3. Kızılötesi Okülografi

Bu yöntemde göz kızılötesi ışık ile aydınlatılır. Kızılötesi okülografi göz içerisinde bulunan skleradan yansıyan ışığın yoğunluğunu ölçer. Göz yüzeyinden geri yansıyan kızılötesi ışık miktarı farkı göz pozisyonu hakkındaki değişim bilgisini verir. Burada kullanılan ışık kaynağı ve sensörler bir gözlük üzerine yerleştirilebilir. Kızılötesi okülografi, elektro okülograftan daha az gürültüye sahiptir, fakat harici ışık değişimlerine daha hassastır. Bu yöntemin temel dezavantajı yatay ekseninde ± 35 derecelik, dikey ekseninde ± 20 derecelik göz hareketini ölçebilmesidir fakat karanlıkta göz hareketlerini ölçebilmesi avantajlarından biridir. Şekil 2.10.'da temsili çalışma prensibi görülmektedir.

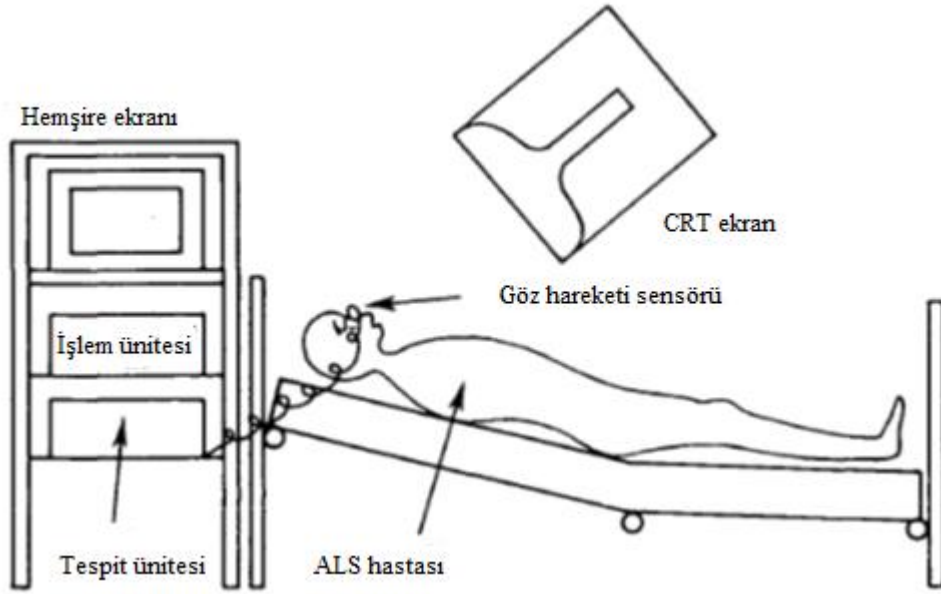


Şekil 2.10. Kızılötesi okülografi metodu çalışma şekli [20].

Kızılötesi okülografi, görüntü işleme uygulamalarının kullanıldığı kornea yansıması, Purkinje resim ve göz bebeği izlenmesi teknikleri kullananan birçok ticari uygulamada tercih edilmektedir [19].

Reulen et al. çalışmalarında limbus izleme tekniğinin bir çeşidi olan kızılötesi okülografiye kullanmışlardır. Gözün üstüne ve altına sırasıyla kızılötesi ışık yayan diyotlar ve kızılötesine duyarlı foto-transistörler yerleştirmişlerdir. Foto-transistör yansıyan kızılötesi ışığı gerilime dönüştürür. Alttı ve üstte bulunan foto transistörlerin gerilim farkı gözün açısıl sapmasıyla orantılıdır [29].

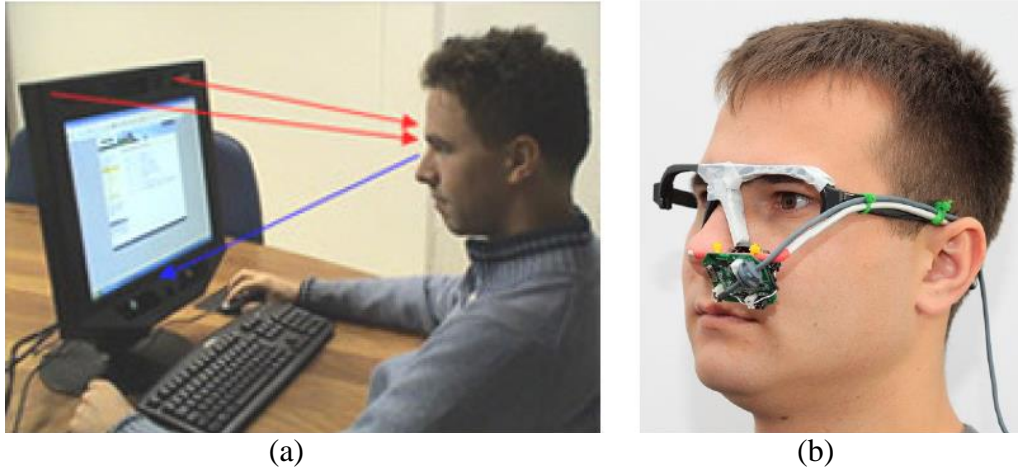
Yamada and Fukuda, hastaların göz hareketleriyle kontrol edebilecekleri “göz kelime işlemci” çalışmasını gerçekleştirmişlerdir. Göz hareketlerini tespit edebilmek için gözün karşısına foto-transistör ve kızılötesi led yerleştirmişlerdir. Çalışmada tek gözün yatay hareketlerini incelemişlerdir. Dakikada sekiz kelime girişine ve hemşire çağırma fonksiyonuna sahip olan sistemin kurulumu beş dakika almaktadır ve hemşirelerce kullanım kolaylığı onaylanmıştır [30]. Sistemin genel yapısı Şekil 2.11.’de görülmektedir.



Şekil 2.11. Hasta ve göz kelime işlemci düzeneği [30].

2.2.4. Video Okülografi

Video okülografi, ticari yazılımlar tarafından son zamanlarda göz hareketi takibi için en çok tercih edilen yöntemdir. Ayrıca teknolojinin gelişmesiyle birlikte pahalı ve karmaşık uygulamalar, yerini daha kullanıcı dostu ve uygun fiyatlı uygulamalara bırakmaktadır. Göz görüntüleri bir veya daha fazla kamera ile elde edilebilir. Bu sistemlerde genellikle basit ya da karmaşık düzeyde ölçümler bir ya da birden fazla kamera ile yapılabilir. Video okülografi tabanlı teknikler Şekil 2.12.'de görüldüğü gibi kullanıcıya temas eden, etmeyen ya da kafaya monte edilebilen sistemler olabilir. Gün ışığı ya da kızılötesi ışık çalışmanın durumuna göre tercih edilmektedir [31]. Temassız yöntemler, insan bilgisayar etkileşimli uygulamalarda daha çok tercih edilmektedir [32].



Şekil 2.12. Video okülografi tabanlı teknikler (a) Uzak göz takip cihazı (b) Kafaya monte göz takip cihazı konumu [8].

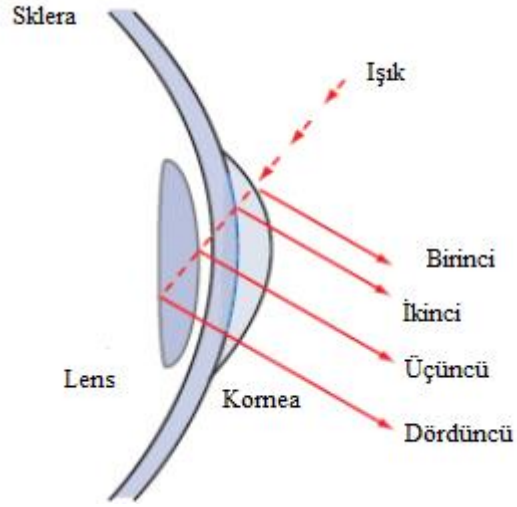
- a. Limbus izleme (iris-sklera sınırı izleme): Limbus, beyaz renkli sklera ile koyu iris çizgisi arasında kalan sınırdır. Bu bölgeler arasında oluşan karşıtlık farkından dolayı aradaki sınır, ışık altında kolayca tespit edilir ve izlenir. Bu teknik limbusun pozisyonu ve şekline bağlı olduğu için kafanın sabit olması veya aparatların kafaya takılması gerekmektedir. Genelde kızılötesi ışık kullanılmaktadır. Göz kapaklarının limbusu alttan ve üstten çevrelemesinden dolayı limbus izleme sadece yatay izleme için uygundur [33]. Şekil 2.13.'te

görülen aparat göz bebeği ve limbus izlemek için uygun fiyatlı olarak yaklaşık 700\$ maliyet ile geliştirilmiştir.



Şekil 2.13. Göz bebeği ve limbus izlemek için geliştirilen kafaya monte gözlük tasarımı [34].

- b. Göz bebeği izlemesi: Göz bakışı doğrultusunu izlemek için kullanılan bu teknik limbus izleme tekniğine benzemektedir ve kafanın hareketinden bu teknikte etkilenmektedir. Farklı olarak izleme için burada göz bebeği ile iris arasındaki daha küçük olan sınır kullanılmaktadır. Göz bebeği tespiti ve izlemesi iris ile olan karşıtlık farkının küçük olmasından dolayı daha zordur. Birçok çalışmada bu olumsuzluğu aşmak için kızılötesi ışık kullanılmaktadır [10]. Limbus izleme tekniğinden avantajlı olan yönlerinden biri; limbusa göre göz kapakları tarafından daha az çevrelendiği için dikey hareketlerin izlemesinde gerçekleştirilebilmektedir. Diğerleri ise; göz izleme doğruluk oranı daha iyidir.
- c. Göz bebeği ve kornea yansıması: Bu yöntemle yapılan çalışmalarda, sistemin karşısında oturan kullanıcının gözüne bir veya birden fazla kızılötesi ışık gönderilerek göz üzerine düşmesi sağlanır. Tek bir ışık kaynağı göz üzerindeki farklı katmanlarda birden fazla yansıma oluşturmaktadır. Şekil 2.14.'te görülen göz üzerine düşen ışığın kornea ve lens arasındaki sınırda oluşan yansımalarına Purkinje resim denilmektedir [35]. Şekil 2.14.'te görülen ilk Purkinje resim ya da kornea yansıması “parıltı” olarak adlandırılır [1].

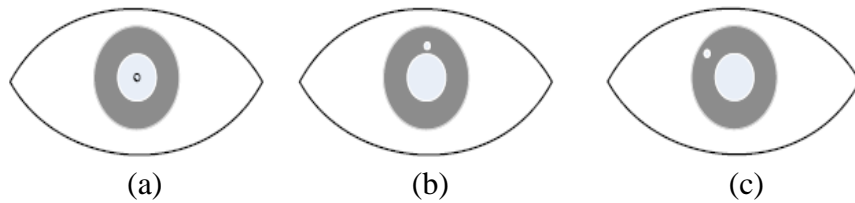


Şekil 2.14. Işığın gözden yansımaları sonucu oluşan birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü Purkinje resimleri.

Göz üzerinden yansıyan ışık Şekil 2.15.'te görüldüğü gibi bir parlaklık oluştururken aynı zamanda göz bebeğinin koyu bir disk şeklinde görünmesini sağlar [36]. Şekil 2.16.'da gözün farklı bakış durumlarında parlaklıkların yerleri görülmektedir.



Şekil 2.15. Yansıyan ışığın etkisi (a) Işık kaynağının göz üzerinde oluşturduğu parlaklık (b) Kornea yansımaları.



Şekil 2.16. Parlaklık yerleri (a) Göz ışık kaynağına doğru bakarken (b) Göz ışık kaynağının alt kısmına bakarken (c) Göz ışık kaynağının sol alt kısmına bakarken.

Bu yöntem kullanılarak parıltı ve göz bebeği arasındaki vektörel ilişkiyle gözün nereye baktığını tespit eden birçok çalışma literatürde yer almaktadır [10, 37, 38]. Bu çalışmalar, genellikle kafanın sabit kalmasını sağlayacak bir donanıma ihtiyaç duymaktadır. Göz bebeği ve parıltı arasındaki vektör ile ekran koordinatları arasında eşleştirme yapabilecek farklı dereceden tanımlanan fonksiyonların parametreleri o andaki kafa pozisyonuna göre hesaplanmaktadır. Farklı baş pozisyonları için tekrar ölçümlene yapılması ve kafanın sabit tutulması zorunluluğunun kullanıcıları rahatsız etmesi, serbest kafa pozisyonunda göz bakış doğrultusunun kestirimini yapabilen sistemlerin gereğini ortaya çıkarmıştır. Sabit kafa pozisyonu probleminde kornea yüzeyini düz kabul ederek çözüm üreten çalışmalar da literatürde yer almaktadır [39]. Kafa pozisyonunu tahmin etmek için 2 tane kızılötesi ışık kaynağı kullanılan bu sistemlerde, eğitim aşamasında çeşitli kafa pozisyonlarında bakılan düzlem ile düz kabul edilen kornea düzlemindeki göz bebeğinin parıltıya göre konumu arasında ilişki kurulmuştur. Fakat gözün kenarlara doğru gitmesi durumunda, kornea yüzeyinin düzlemsel kabul edilmesi varsayımının geçerliliğinin azalması bu sistemlerin en önemli dezavantajıdır. Göz bakış doğrultusunu, yapay sinir ağları yöntemiyle belli bir açı aralığına kadar kafanın oynamasına izin verecek şekilde çözen çalışmalar da vardır [40, 41].



Şekil 2.17. Göz bebeği ve kornea yansıması sistemi [18].

Şekil 2.17.'de temassız, 2 tane kızılötesi ışık kaynağı kullanılan bir göz bebeği ve kornea yansıma sistemi görülmektedir.

- d. İkili Purkinje resim kornea yansıması: Göz yuvarlağının kendi etrafında dönmesine karşın, Purkinje resim nispeten daha sabittir. Birinci ve dördüncü Purkinje yansımalarının ölçülmesiyle, gözün ötelenme ve dönme hareketi göz takipçisi tarafından ayrılır. Her iki yansıma göz ötelenmesi boyunca aynı şekilde hareket eder. Fakat görüntüler dönme boyunca farklı miktarda hareket eder. Maalesef ikili Purkinje resim kornea yansıması kullanan göz takip ediciler oldukça hassas olmalarına rağmen, kafanın sabit olmasını gerektirebilirler. Bu tekniğin doğruluğu genellikle yüksektir, fakat dördüncü Purkinje görüntüsü zayıf olduğundan ışıklandırma koşullarının ciddi şekilde kontrol edilmesini gerektirmektedir.
- e. Görüntü tabanlı yöntemler: Bu yöntemlerde ilk olarak bir veya birden fazla kamera ile görüntü üzerinden göz resmi elde edilir. Yapay ışık ve kızılötesi ışık kullanılarak göz bölgesi, kafa pozisyonuna göre öznitelik ve görünüm tabanlı metotlarla göz bakış tahmini gerçekleştirilir [19]. Öznitelik tabanlı yaklaşımlar; bakış tahmini için kullanılan limbus ve göz bebeği hatlarını, göz köşeleri ve kornea yansıması gibi gözün ayırıcı özelliklerini tanımlayarak gözün karakteristiğini ortaya çıkarır. Bu yaklaşımın amacı; gözün bilgi verici yerel özelliklerini tanımlamaktır. Bu özellikler genel olarak ışık değişimi ve bakış açısı değişimlerine daha az duyarlıdır [42]. Fakat bu sistemlerin dış ortamda ve güçlü ışık altında performans problemleri vardır. Ayrıca iris ve göz bebeği özellikleri doğru tespit edilemediği zaman bakış tahmin doğruluğu düşer. Öznitelik tabanlı yaklaşımların model ve interpolasyon tabanlı olmak üzere iki tipi vardır [1]. Model tabanlı yaklaşımlar, 3B bakış yönü vektörünü tahmin etmek için gözün geometrik modelini kullanır. Sinir ağlarındaki gibi polinomal veya parametrik olmayan formda belirli bir parametrik forma sahip olan bu yöntemler görüntü özelliklerinden bakış koordinatlarını (2B veya 3B) eşleştirme varsayımına göre çalışır. İnterpolasyon tabanlı yöntemler açıkça insan gözün geometrisini ve fizyolojisi modellemekten kaçınırken, bunun yerine bakılan noktayı görüntü özelliğinin genel bir fonksiyonu olarak tanımlar [19]. Görüntü tabanlı metotlar; gözü direkt fotometrik görünüşüne göre tespit eder ve izler. Bu yöntem öznitelik tabanlı yaklaşıma göre daha

gürbüz olmasına rağmen kafa hareketlerinden etkilenmesi yaklaşımın olumsuz yönünü oluşturmaktadır [17].

2.2.5. Göz Hareketi Takibinde Kullanılan Tekniklerin Karşılaştırılması

Çizelge 1'de geleneksel göz takip cihazlarının karakteristik özelliklerinin karşılaştırılması görülmektedir. Bu çizelge ile yöntemlerin biririne göre uygulanabilirlik durumları kolayca tespit edilebilir [10, 18].

Çizelge 1.1. Göz hareketi izleme teknolojilerinin karşılaştırılması.

Kullanılan Teknoloji	İzleme Tekniği	İzleme Doğruluğu	Örnekleme oranı	Yorum
Kontak lens	Göz içine yerleştirilmiş kontak lensten yansıyan ışığın izlenmesi	$< 0.1^\circ$	>100 Hz	Çok zorlayıcı fakat hızlı ve doğru
Elektro okülografi	Göz çevresindeki elektropotansiyelin ölçülmesi ile	$0.1^\circ-0.5^\circ$	>100 Hz	Zorlayıcı fakat basit ve düşük maliyetli
İkili Purkinje resim kornea yansıması	Kornea ve lens sınırından ışık yansımalarının video izlemesi	$0.1^\circ-0.5^\circ$	>100 Hz	Zorlayıcı değil, kafanın durumu önemli
Limbus izleme	İris-sklera sınırının video izlemesi	$>0.5^\circ$	>100 Hz	Kamera tabanlı, düşük dikey doğruluk
Göz bebeği izleme	Koyu renkli göz bebeğinin video izlemesi	$0.1^\circ-0.5^\circ$	$>50/60$ - 100 Hz	Kamera tabanlı, göz bebeği tespiti zor
Göz bebeği	Kornea ve koyu		$>50/60$ -	Kamera tabanlı,

ve kornea yansıması	renkli göz bebeğinden yansıyan ışığın video izlemesi	< 0.1°	100 Hz	bazı kafa hareketleri tolere edilebilir
Manyetik arama bobin kontak lens	Göz içindeki bobinin elektromanyetik izlemesi	< 0.1°	>100 Hz	Çok zorlayıcı, hızlı ve doğru bilgi verir
Kızılötesi okülografi		2°		Kafaya monte, limbus izleme
Görüntü tabanlı	Bilgi tabanlı, değişmez öznitelik tabanlı ve şablon eşleştirme tabanlı yöntemlerle izleme	0.5°-2°		Kamera tabanlı, ölçümleme gerekli

BÖLÜM 3

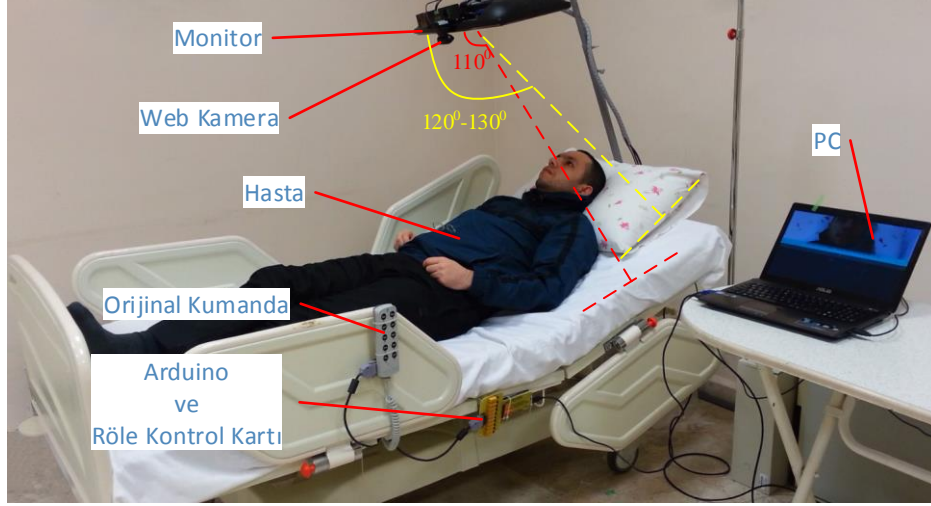
GERÇEK ZAMANLI YÜZ VE GÖZ BÖLGESİNİN BELİRLENMESİ

İnsanların vücudundaki motor sistemin bozulmasıyla ALS, Progresif Müsküler Atrofi (PMA), Progresif Bulber Palsi (PBP) ve Primer Lateral Skleroz (PLS) gibi motor nöron hastalıkları ortaya çıkmaktadır [43]. Bu hasta grubunun kasları zayıflamaya ve incelmeye başlamaktadır fakat zihinsel fonksiyonları sağlamdır. Kas gücü zayıflayan ve yatağa bağımlı kalan bu hasta grubu günlük yaşam faaliyetleri için bir başkasına ihtiyaç duymaktadır. Böylelikle hastanın yaşam kalitesi düşmektedir.

Sağlıklı insanların günlük ortalama 7-8 saate ulaşan istirahat sürelerinde ortalama her 13 dakikada bir kez beden pozisyonunda değişiklik olmaktadır. Çünkü duyu ve motor işlevleri sağlam olan insanlarda basının dokuda oluşturduğu kanlanma azalması belli bir düzeye ulaştığında bilinçaltı düzeyde kalan bir refleks ile beden pozisyonu değiştirilir ve vücutta yara oluşumu engellenir. Motor kaslarını kontrol edemeyen hastaların en az 2 saate bir yataktaki pozisyonu değiştirmelidirler [44].

Bu tez çalışmasında hastanın kendi başına göz hareketleri ile kullanabileceği bir EHY sistemi gerçekleştirilmiştir. Sistemin birçok kişiye hitap edebilmesi için kolay kullanıma sahip olması ve web kamera kullanarak düşük maliyetli olarak tasarlanması hedeflenmiştir. Kullanıcıya temas etmeyen bu uygulama ölçümlere gerektirmemektedir. Böylece EHY, hastanın yaşam kalitesi düşürülmeden kontrol edilebilir. Hasta kontrol ve ölçümlere için başkasına ihtiyaç duymaz. Bu tez çalışması için önerilen yaklaşım bu yönleriyle eşsizdir.

Gerçek zamanlı olarak çalışan sistemin genel yapısı Şekil 3.1.'de görülmektedir.



Şekil 3.1. EHY kontrol sisteminin genel yapısı.

Göz hareketiyle EHY kontrol edilmek istendiğinde, ölçümleme gerektiren uzak sistemler başarılı olamazlar. Çünkü EHY'nin sırt kısmı pozisyon değiştirdiğinde gözler ve kamera arasındaki açının bir miktar da olsa değişme ihtimalinden dolayı ölçümleme kaybolur. Her yeni hareket için ölçümleme yapılması kullanıcıyı olumsuz etkileyecek ve sistemin kullanılabilirlik düzeyini düşürecektir. Bundan dolayı, ölçümleme gerektiren sistemlerden yalnızca kafaya monte edilenler EHY kontrolü için kullanılabilir. Fakat kafaya monte edilen sistemlerin hastaya rahatsızlık vereceği unutulmamalıdır.

3.1. YÜZ BÖLGESİNİN TESPİTİ

Görüntü işleme tekniklerinin kullanıldığı yüz bölgesinin bulunması ile ilgili çalışmalarda “yüz bölgesinin tespiti kavramı” herhangi bir resimdeki yüzlerin bulunup bulunmadığına bakılarak bulunan yüzlerin yerlerini resimde belirlemek için kullanılır. Kişinin resimdeki karşıdan, yandan pozunu, yüz ifadesindeki değişimler, ışık kaynağının yeri ve şiddetindeki değişimler, ölçek sorunu ve yaşlanmayla oluşan değişimler yüz tespiti işleminde zorluklar oluşturmaktadır [45]. Literatürde yüz bölgesi tespiti için birçok yaklaşım bulunmaktadır. Bu yaklaşımlar 4 başlık altında sınıflandırılabilir [45-47]:

- Bilgi Tabanlı Metotlar: İnsan yüz bilgisini kodlayarak oluşturan kural tabanlı metotlardır. Genellikle kurallar insan yüzündeki özellik ilişkilerine göre oluşturulur. Bu metotlar resim üzerindeki tek bir yüz resminin belirlenmesinde kullanılırlar.
- Değişmez Öznitelik Tabanlı Metotlar: Bu yaklaşım; yüzün bakış açısı, değişen ışık koşullarındaki görüntüsü gibi durumlara rağmen yüzdeki değişmez özellikleri bulmayı amaçlar. Bu metotlar yalnızca yüz resminin bulunduğu görüntüde yüz lokalizasyonu gerçekleştirebilmek için tasarlanmıştır.
- Şablon Eşleştirmeye Dayalı Yaklaşımlar: Bu algoritmalar, giriş görüntülerinin standart örüntülerle karşılaştırılması esasına dayanır. Birçok standart örüntü yüzü bir bütün olarak ya da ayrı özellikleriyle tanımlamak için kullanılır. Uygulanması kolaydır fakat yüz tespiti için farklı poz, şekil ve ışık koşullarında yeterli değildir. Bunun için deforme edilmiş örüntüler kullanılabilir.
- Görünüm Tabanlı Metotlar: Literatürde kullanılan yüz tanıma yöntemlerinin genellikle görünüm tabanlı olduğu bilinmektedir [48, 49]. Bu yöntemler her insan için, farklı çevre koşullarını içerecek şekilde eğitim verisine ihtiyaç duymaktadır. Fakat gerçek uygulamalarda sınırlı sayıda eğitim verisine sahip olduğu için insan yüzüne ait tüm değişimleri bu sistemler yakalayamamaktadır [50]. Temel bileşen Analizi, Destek Vektör Makinesi, Hidden Markov Model, Adaboost Öğrenme Metodu bu yaklaşıma dayanır. Bu modeller yüzlerin değişken temsillerinin yakalanmasıyla oluşturulmuş bir eğitim setinden öğrenmeyi gerçekleştirirler.

Yukarıda anlatılan yüz tespitinde kullanılan algoritmaların her birinin zayıf ve güçlü yönleri bulunmaktadır. Fakat hepsinin ortak problemi hesaplama maliyetidir. Çünkü görüntüdeki piksellerin ölçeklendirilmesi, tahmin edilmesi farklı yüz şekilleri için zordur ve zaman gerektirmektedir [51-53]. 2001 yılında Paul Viola ve Michael Jones tarafından geliştirilen “Viola - Jones Algoritması” ile peş peşe zayıf sınıflandırıcıları

eğitmek için AdaBoost yöntemi kullanılmaktadır. Böylece insan yüzü aday bölgelerinin tespiti hızlı bir şekilde gerçekleştirilmektedir [54].

3.2. GÖZ BÖLGESİNİN TESPİTİ

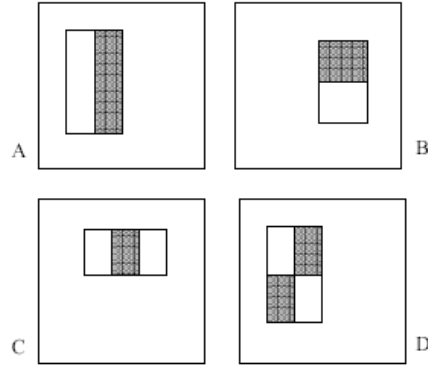
Video kamera ve mikrobilgisayarların hızlı teknolojik ilerlemesiyle dijital video analizine dayalı göz hareketi izleme teknolojileri gelişmektedir. Gerçek zamanlı göz hareketi izleme sistemlerinin izleme hızında, tespit edilen hareketin doğruluğunda ve gürbüzlüğünde büyük gelişmeler olmuştur. En önemli hedef, kullanıcı hareketindeki kısıtları ortadan kaldırmaktadır [55].

Tez çalışmasında analitik yaklaşım tercih edilmiştir. Gerçek zamanlı akan video görüntüsü üzerinde nesne tespiti yapabilmek için “Viola - Jones Algoritması” kullanılmıştır. Yüz ve ağız, burun, göz gibi uzuvları bulmak için çok kullanılan, öğrenmesi yavaş ama nesne tespiti hızlı olan bir algoritmadır. Viola - Jones Algoritması, gerçek zamanlı akan video görüntüsü üzerinde nesne tespitinde boyut/yönelim değişimlerine karşı gürbüz bir yöntemdir [50]. Farklı çalışmalarda çokça tercih edilmektedir [57-59].

Viola - Jones Algoritması nesne tespit işlemini temel olarak 3 adımda gerçekleştirir. Bunlar:

- Hızlı öznitelik tespiti için integral resim oluşturma,
- AdaBoost algoritması,
- Birçok özelliği etkili bir şekilde birleştirmek için “Haar peşpeşe sınıflayıcı (HPS)” kullanılır.

Viola - Jones Algoritması görüntüleri basit öznitelikleriyle sınıflandırır. Çünkü öznitelik tabanlı sistemler piksel tabanlı sistemlere göre daha hızlı çalışırlar [54]. Haar öznitelikleri piksel değerlerinin farklarına göre hesaplanır ve bu fark öğrenme sırasında belirlenen eşik değerinin üzerindeyse aranan öznitelik bulunmaktadır. Genel olarak Şekil 3.2.’de görülen “İkili dikdörtgen özniteliği”, “Üçlü dikdörtgen özniteliği” ve “Dörtlü dikdörtgen özniteliği” öznitelikleri kullanılmaktadır.



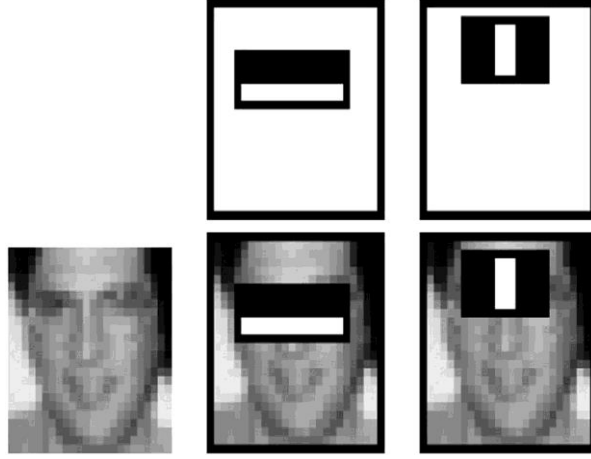
Şekil 3.2. HPS’de kullanılan temel öznelikler [60].

Şekil 3.2.’de A ve B bölgesinde görülen ikili dikdörtgen özneliklerin değeri, görüntü üzerinde yatay ve dikey dikdörtgen bölge üzerinde koyu ve açık piksellerin farklarıdır. Şekil 3.2.’de C’deki üçlü dikdörtgen özneliklerinin değeri ise ortadaki dikdörtgenin piksel toplam değerinden kenardakiler çıkartılmasıyla hesaplanır. Son olarak dörtlü dikdörtgen özelliği köşegen çiftleri arasındaki farkların hesaplanmasıyla elde edilir. Şekil 3.3.’te türetilmiş Haar öznelikleri görülmektedir.

Haar ayırt öznelikleri	
Haar çizgi öznelikleri	
Haar merkez öznelikleri	

Şekil 3.3. HPS’de kullanılan türetilmiş öznelikler [50].

Örneğin Şekil 3.4.’te göz bölgesi tespiti için kullanılan Haar öznelikleri görülmektedir. Adaboost algoritması tarafından seçilen ikili ve üçlü dikdörtgen öznelikleri öncelikle göz ve yanaklar arasındaki parlaklık farkından yararlanarak göz bölgesi tespit edilmiştir. Genellikle göz bölgesi yanaklardan daha koyu renktedir. Daha sonra bu bilgiye göre ikinci özellik göz bölgesi ile burun arasındaki piksel parlaklık farkından yararlanılmıştır.



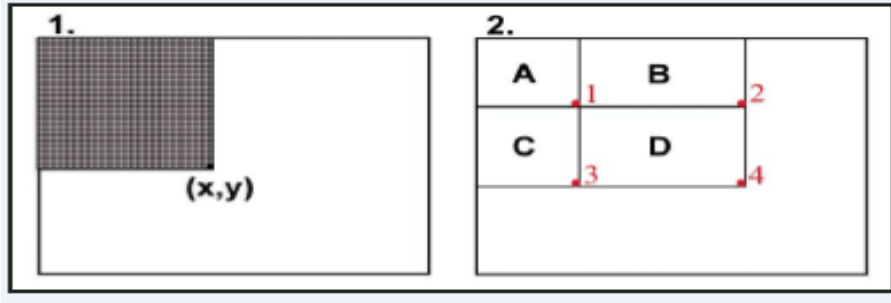
Şekil 3.4. Örnek Haar özneliklerinin resim üzerine yerleştirilmesi [54].

Dikdörtgen özneliklerini hızlı bir şekilde hesaplayabilmek küçük parçaların bir arada olması mantığı ile “integral resim” kullanılır. Bu parçalar piksel değerleridir. Eşitlik 3.1’de görüldüğü gibi her bir x, y koordinat değerindeki integral değeri kendi üzerindeki ve solundaki değerlerin hesaplanmasıyla bulunur [61].

$$AI(x, y) = \sum_{x' \leq x, y' \leq y} A(x', y') \quad (3.1)$$

Eşitlik 3.1’de AI integral resim, A kaynak görüntüyü, x ve y her bir pikselin koordinat değerini ifade etmektedir. Resim üzerinde integral değeri hesaplaması en üst sol köşeden başlayıp sağa ve aşağıya doğru devam eder. Şekil 3.5.’te görülen 1, 2, 3 ve 4 değeri şöyle hesaplanır.

- $A+B+C+D$ değeri, 4’ü
- $A+B$ değeri 2’yi,
- $A+C$ değeri 3’ü,
- A değeri 1’i ifade eder.



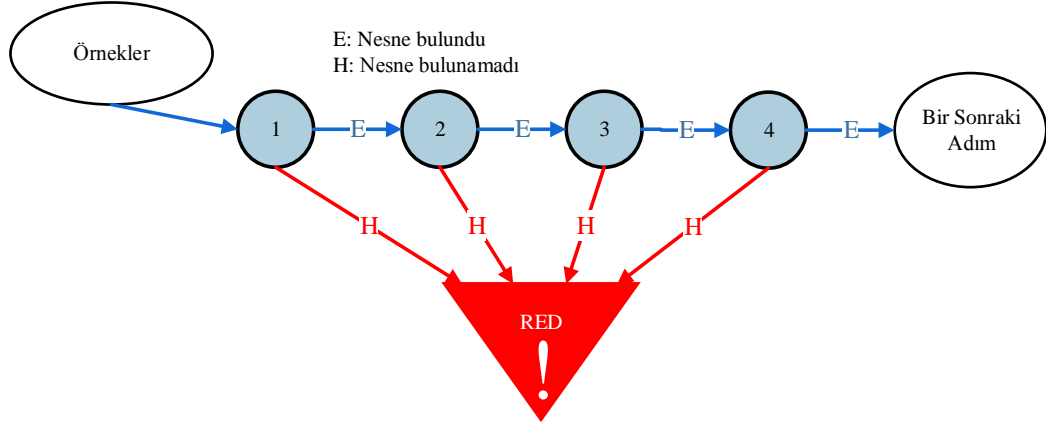
Şekil 3.5. İntegral görüntü oluşturulması.

Orijinal resimdeki her bir dikdörtgen için piksel değerlerinin toplamı aşağıdaki formül ile bulunur:

$$(x_4, y_4) - (x_2, y_2) - (x_3, y_3) + (x_1, y_1) \quad (3.2)$$

Viola - Jones Algoritması, Haar özniteliklerini ve eşik değerini belirlemek için AdaBoost Makine Öğrenmesi metodunu kullanmaktadır. AdaBoost algoritmasında, öznitelik sayısının fazla olduğu büyük veri kümesinden küçük özellikler seçerek etkileyici sınıflayıcılar üretilmektedir. Hızlı, basit ve kolay düzenlenebilen bir algoritma olduğundan farklı alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır [62].

Freund and Schapire'nin önerdiği yönteme göre kuvvetli sınıflandırıcı, örnek uzayını temsil eden her bir öznitelik üzerinde bir zayıf sınıflandırıcıyı eğitip, ardından seçtiği anlamlı sınıflandırıcıların doğrusal birleşiminden oluşur [63]. Her bir öznitelik için bir zayıf sınıflandırıcı eğitildikten sonra örnek uzayındaki yanlış sınıflandırılan örneklerin ağırlıkları artırılırken doğru sınıflanan örneklerin ağırlıkları da azaltılmaktadır. Böylelikle her bir zayıf sınıflandırıcı eğitildikten sonra bu ağırlıklar kullanılarak genel bir hata hesaplaması yapılmakta ve bir sonraki öznitelik için yeni bir zayıf sınıflandırıcı bu hata dikkate alınarak eğitilmektedir. Şekil 3.6.'da peşpeşe sınıflayıcının çalışma diyagramı görülmektedir.

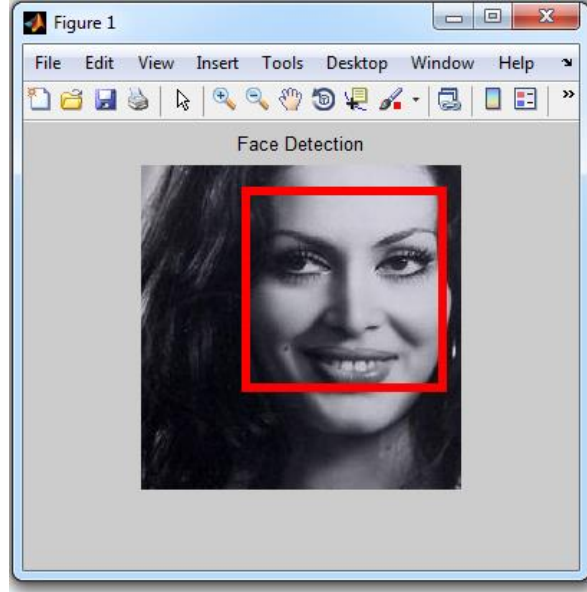


Şekil 3.6. Peşpeşe sınıflayıcı yapısının çalışma diyagramı.

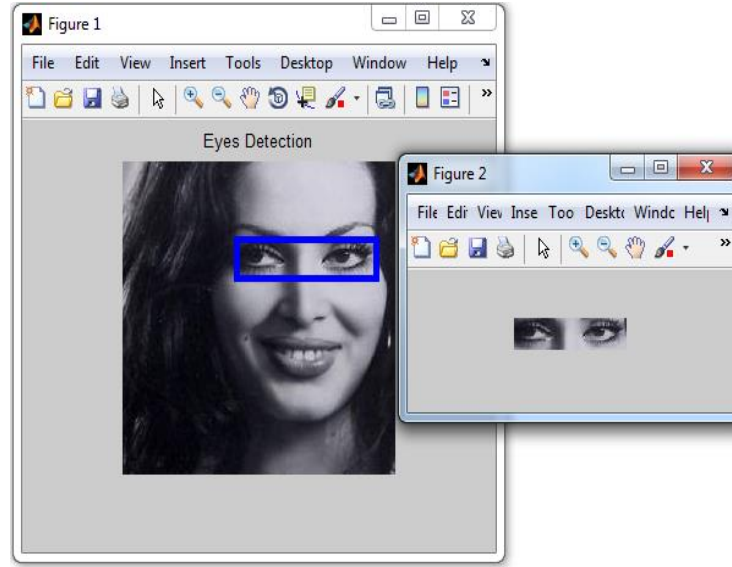
Basit yapılı bu sınıflandırıcılar, giriş resmi her bir sınıflandırıcı katmanından geçtikçe sırayla uygulanır. Sınıflandırıcı yapısındaki her bir katman öznelik uzayında farklı bir bölgeyi taramaktadır. Burada kullanılan basit sınıflandırıcılar en az iki yapraklı karar ağaçlarıdır. Bu sınıflandırıcılara giriş olarak Haar öznelikleri verilir.

Sınıflandırıcının eğitimi, insan yüzüne ait bölgelerden alınmış aynı ölçekteki görüntülerle (pozitif örnekler) ve insan yüzü içermeyen diğer bölgelerden alınmış aynı ölçekteki (örneğin 20x20, 24x24) görüntülerle (negatif örnekler) yapılır. Eğitilmiş sınıflandırıcıya insan yüzü içeren bir görüntü giriş olarak verildiğinde insan yüzünün bulunduğu bölge için sınıflandırıcı “1” çıkışı diğer bölgeler için “0” çıkışı üretmektedir.

Matlab R2014b ortamı Viola - Jones Algoritması kullanılarak elde edilen yüz ve göz bölgesi görüntüleri Şekil 3.7. ve Şekil 3.8.’de görülmektedir.



Şekil 3.7. Yüz bölgesinin bulunması.



Şekil 3.8. Göz bölgesinin bulunması.

3.3. GERÇEK ZAMANLI GÖZ HAREKETİNİN İZLENMESİ

Göz bölgesinin özelliklerini oluşturmak ve göz hareketlerini sınıflandırmak, gerçek zamanlı olarak göz bölgesinin izlenmesi için bir ön işlemdir. Tez çalışmasında göz hareketlerini izleyebilmek için iris ve iris merkezi koordinatları kullanılmıştır. Tez çalışmasında kullanılan düşük maliyetli web kamera Şekil 3.9.'da görülmektedir.



Şekil 3.9. Ucuz maliyetli web kamera.

Gün ışığı kullanılarak elde edilen görüntülerde göz bebeği çapı aydınlanma şartlarındaki değişimlerden etkilenmektedir. Kızılötesi ışık kaynağı kullanarak göz bebeği çapının ışığa bağımlı değişimi engellenebilir [64]. Kızılötesi ışık birçok çalışmada göz bebeği ile iris arasındaki zıtlığı artırmak için kullanılır. Çünkü gün ışığında göz bebeği ile iris arasındaki düşük çözünürlük takibi zorlaştırmaktadır. Bundan dolayı göz bebeği takibi çalışmalarında kızılötesi ışık kaynağı kullanılmaktadır. Fakat kızılötesi ışık gözlük üzerinde yansıma yapmaktadır ve gün ışığının değişmesi durumunda kontrolsüz yansımalar ile düşük çözünürlüklü görüntüler ortaya çıkarmaktadır [17]. Bu nedenle tez çalışmasında, ışığa bağlı çap değişimi yaşanmaması için iris merkezi takibi gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.10.'da görülen kamera ile gün ışığı ve yapay ışık altında görüntüler elde edilebilmektedir. Böylelikle kullanıcının gözüne karşı bir ışık kaynağı aparatı koymadan, kişinin doğal ortamında göz hareketi ile gerçekleştirebileceği düşük maliyetli bir sistem gerçekleştirilmiştir.

3.3.1. Göz Bölgesi Özelliklerinin Çıkarılması

Gerçek zamanlı elde edilen görüntüler üzerinde Viola - Jones Algoritması ile göz bölgesi tespit edilmiştir. Göz bölgesini tespit etmek için yüz bölgesinin bulunması durumu bir ön şarttır.

Yüz üzerinde ilgilenilen göz bölgesi kırıldıktan sonra iris sınırlarının doğru tespit edilebilmesi için göz resmi üzerinde iyileştirme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Öncelikle kırılan renkli göz bölgesi “gri seviyeli resme” dönüştürülmüştür. Daha

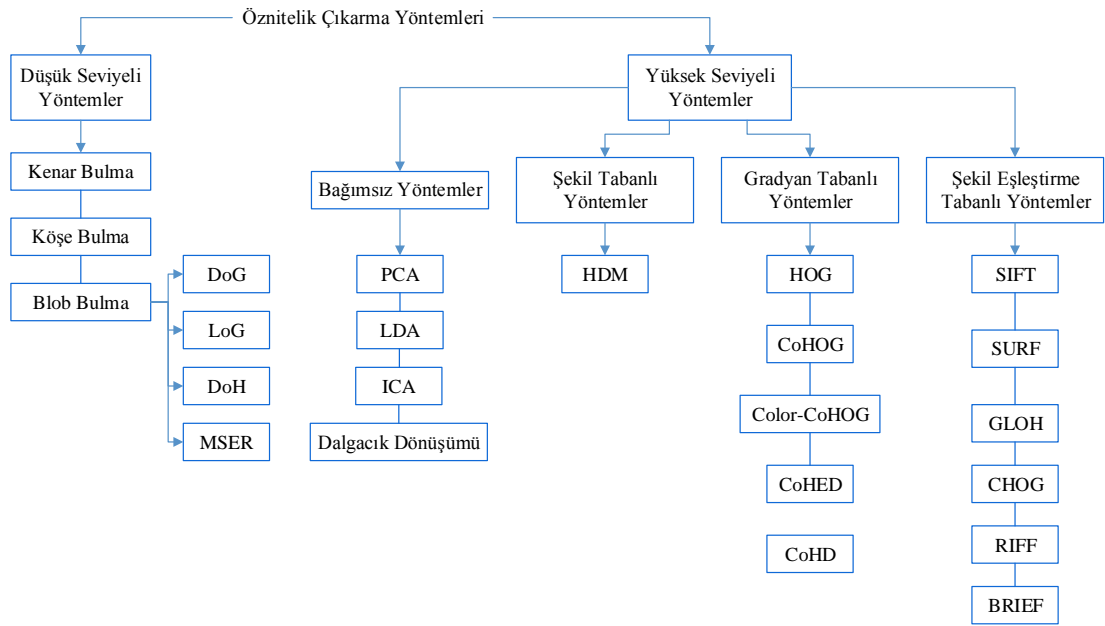
sonra Karşıtlık Sınırlamalı Uyarlanı Histogram Denkleştirme (KSUHD) görüntü işleme tekniği uygulanmıştır.

Kameralar yardımıyla dijital ortama aktarılan görüntüler üzerinde matematiksel işlemler yapabilmek için konum ve renk değeri olan pikseller ile işlemler gerçekleştirilir. Çalışmada RGB renk uzayı kullanıldığı için renkli resimlerdeki piksel değerleri R, G, B üçlü değeriyle ifade edilmektedir. Görüntü işleme uygulamalarında görüntü renk aralığını azaltmak ve işlem yoğunluğunu düşürmek için gri seviyeli resimler kullanılmaktadır. Tez çalışmasında Eşitlik 3.3 kullanılarak gerçek zamanlı elde edilen kamera görüntüleri gri seviyeli görüntüye dönüştürülmüştür. Çünkü KSUHD uygulayabilmek için görüntünün gri seviyeli olması gerekmektedir.

$$[Gri Resim] = [0.2989 \quad 0.5870 \quad 0.1140] \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Bir görüntüdeki ortalama değer, gri değerlerin dağılımını ifade etmesi gibi görüntü histogramı da görüntüde piksellerin gri değerlerine ilişkin bağıl sıklık ölçütünü belirtir. Histogram denkleştirme, iyi bilinen görüntü iyileştirme tekniklerinden biridir. Görüntüyü bir bütün olarak işler [65]. Histogram denkleştirmede görüntünün yoğunluk dağılımı normalize edilerek, düzgün yoğunluk dağılımlı sonuç görüntüsü elde edilir. Kalabalık yoğunluk dağılımına sahip küçük bir bölgedeki görüntülerde ise birçok gürültü pikselinin oluşmasına neden olabilir. Bu durumu ortadan kaldırmak için yerel histogram denkleştirme yöntemleri geliştirilmiştir. Uyarlanı histogram denkleştirme, değiştirilmiş bir histogram denkleştirme işlemidir ve yerel veri üzerinde iyileştirme yapar. Görüntü dikdörtgen bölgelere ayrılır ve her bir bölgeye standart histogram denkleştirme işlemi uygulanır. En iyi bölge boyutları ve sayısı görüntüye göre değişkenlik göstermektedir. Görüntü alt bölgelere ayrıldıktan sonra her bölgeye histogram denkleştirme işlemi uygulanır ve sonrasında alt bölgeler doğrusal ara değer hesabı yöntemi ile birleştirilerek iyileştirilmiş bütün bir görüntü elde edilir. Ancak uyarlanı histogram denkleştirmede ise gürültü problemi ortaya çıkmıştır. Bunu engellemek için homojen bölgelerde karşıtlık iyileştirmenin sınırlandırılması gerekmektedir, bu amaçla KSUHD yöntemi geliştirilmiştir [66].

KSUHD, resim üzerindeki küçük bölgelerin karşılığını artırmak için kullanılır. KSUHD, yerel bölgeler üzerinde iyileştirme gerçekleştirdiği için yerel detayların daha iyi belirginleşmesini sağlar. Bunun için ilgilenilen bölge dikdörtgen parçalara ayrılır ve her bir bölgeye KSUHD uygulanır [67]. KSUHD uygulanması sonrasında iris ile sklera arasındaki karşılık farkı daha da belirginleşmiştir. Bu işlemden sonra iris sınırlarının tespiti gerçekleştirilmiştir. Bunun için Hough Dönüşüm Metod (HDM) kullanılmıştır. Şekil 3.10.'da görüldüğü gibi HDM şekil tabanlı bir yöntemdir. HDM, Paul Hough tarafından geliştirilmiş ve resimlerdeki geometrik şekilleri belirleyebilmek için IBM tarafından patenti alınmıştır. HDM, geometrik şekilleri belirlemede standart olarak kullanılan yöntemlerden biridir ve çizgi, çember ve elipsleri kolayca tespit edebildiği için yaygın olarak kullanılmaktadır [68, 69].



Şekil 3.10. Öznitelik çıkarma yöntemleri [70].

Schwarz et al. göz bebeği ve irisin büyüklüğünü belirlemek için geliştirdikleri uygulamada; irisi HDM; göz bebeğini Açgözlü yılan algoritması kullanarak tespit etmişlerdir. Ayrıca OpenCV kullanarak gri tonlamalı resimler üzerinde normalizasyon yaparak görüntüyü iyileştirmişlerdir [69]. İris bölümlenmesi yapmak için geliştirilen başka bir çalışmada göz kapağı belirlemek için yeni bir yaklaşım olarak HDM, sınır işlemleri ve göz bebeği tespiti için kullanıcı etkileşimini azaltıp otomatik eşik değeri belirleyen video tabanlı iris tanıma sistemini

gerçekleştirmişlerdir [71]. Göz ile kontrol edilebilen tekerlekli sandalye sistemini kontrol etmek için gerçekleştirilen başka bir çalışmada kamerayı kullanıcının taktığı gözlük üzerine yerleştirmişlerdir. OpenCV kullanarak göz bebeğini Kalman filtresi ve HDM kullanarak bulmuşlardır [72].

Literatürdeki [69, 71, 72] çalışmalarda görüldüğü gibi HDM farklı metotlarla birlikte yaygın olarak kullanılmaktadır. İncelenen bu çalışmalarda genellikle göz yeri tespit etmek ve diğer işlemler için ışık faktörü önemsenmiştir, fakat kullanılan kameranın gözün bakışını en iyi yakaladığı mesafe ile ilgili bilgiler çok net belirtilmemiştir.

HDM ile çember tespiti yapmak için Eşitlik 3.4'te verilen formül kullanılır.

$$r^2 = (x - a)^2 + (y - b)^2 \quad (3.4)$$

Çember HDM parametre uzayında a , b , r için oylamaya ihtiyaç duyar. Eşitlik 3.4'te a ve b merkez koordinatlarını, r ise dairenin yarıçapını temsil eder. Daire denkleminin parametrik gösterimi Eşitlik 3.5'te gösterilmektedir.

$$\begin{aligned} x &= a + r(\sin \theta) \\ y &= b + r(\cos \theta) \end{aligned} \quad (3.5)$$

Eğer θ açısı tam 360° aralığı tarama yaparsa, (x, y) noktaları çemberin uzunluğunu izler [73]. Hough uzayının maksimum değerleriyle (a, b, r) konumu en güçlü çember sınır parametleri olarak seçilir [74].

Şekil 3.11.'de çember HDM'nin genel akış şeması verilmiştir.

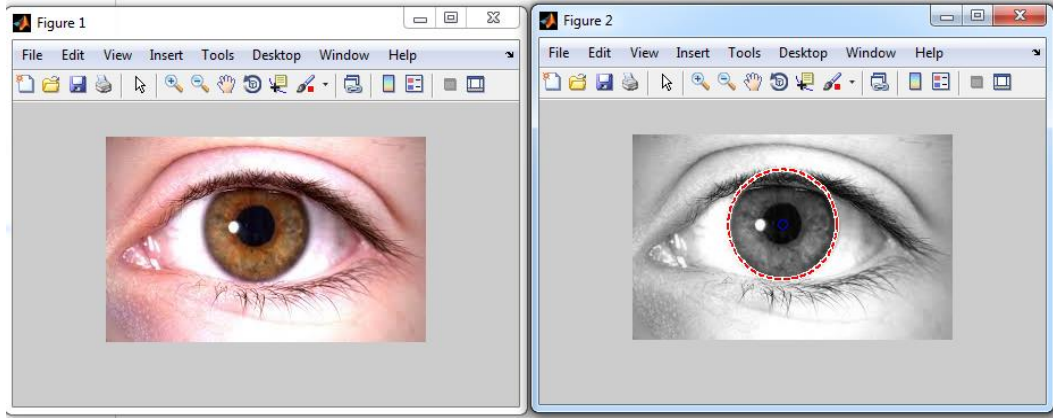


Şekil 3.11. HDM'nin genel akış şeması.

Şekil 3.12.'de renkli görüntüde çember HDM ile iris ve iris merkezi tespiti sonuçları görülmektedir. Bu işlem için uygulanan adımlar şöyledir:

- Öncelikle hedef görüntü okunur ve gri seviyeli resme dönüştürülür,
- Minimum ve maksimum yarıçap değerine göre HDM ile çember belirlenir.
 - Siyah-beyaz formatta olan kaynak resim üzerindeki nesnelere kenarları belirlenir,
 - Çalışmada dairesel şekil arandığı için çember denklemi kullanılır.
 - $r^2 = (x - a)^2 + (y - b)^2$
 - Hough dönüşümü temelinde kenarların olası geometrik şekil oylaması mantığı ile çalıştığı için her kenar pikseli için çemberin merkezi ve yarıçapı (a, b, r) için 3 boyutlu bir akümülatör matrisi oluşturulur.
- Belirlenen aralıktaki yarıçap değerleri için,
 - $x = a + r(\sin \theta)$
 - $y = b + r(\cos \theta)$ Denklemleri açı değeri $0 - 2\pi$ Aralığında değiştirilerek bir noktanın, belirlenen aralıktaki yarıçap değerleri için çember merkezi bulunur ve çember üzerinde yer alıp almadığı tespit edilir.

- Her kenar pikseli için noktanın üzerinde olabileceği olası geometrik şekillerin polar koordinattaki değerleri kullanılan bir akümülatör matrisi üzerinde birer artırılarak her kenar pikselin olası şekilleri oylaması sağlanmış olur.
- Akümülatör değeri en yüksek olan şekiller en çok oy alan şekiller olduklarından görüntü üzerinde bulunma veya belirgin olma olasılıkları en yüksek olmaktadır.
- Görüntü üzerinde tespit edilen yarıçap değerine göre çember çizilir.
- Görüntü ekrana basılır.



Şekil 3.12. Renkli görüntü üzerinde HDM uygulanması.

HDM'nin etkili bir şekilde çalışması için göz kapaklarının açık olması gerekmektedir. KSUHD uygulanması ile çember HDM sonuçları farklı göz rengi ve ışık koşullarında da başarılı sonuçlar vermektedir.

Göz bölgesinin tespiti, göz bölgesinin kırılması, gri seviyeli resme dönüştürülmesi, KSUHD uygulanmış görüntü üzerine çember HDM uygulanması kameradan alınan her bir görüntü için bu işlemlerin adım adım gerçekleştirilmesi çalışmanın işleyişi bakımından büyük zorluklar içermektedir. Çünkü uygulanan işlemlerin gerçekleştirilmesi çalışma zamanını etkilemekte ve hesapsal maliyet gerektirmektedir. Bunun için uygulama çalışmaya başladığında ilk olarak göz bölgesinin bulunmasıyla başlayan işlem adımları tek seferde gerçekleştirilip takip edilecek takip edilecek iris merkez noktaları belirlenmektedir. Seçilen izleme algoritması ile bu noktaların yer değiştirmesi her bir görüntü üzerinde takip

edilmektedir. Böylece takip noktalarının hareketine göre ekranda fare imleci hareket ettirilerek istenilen yatak hareketi etkili bir şekilde gerçekleştirilmektedir.

3.3.2. Göz Hareketlerinin İzlenmesi

Ticari ve ticari olmayan göz takip sistemleri incelendiğinde her bir birey için ölçümleme işlemi büyük önem taşımaktadır. Çünkü göz takibi yapabilmek için kafa pozisyonunu ve bireylerin anatomik farklılıklarını göz önünde bulundurmak gereklidir.

Genellikle göz bebeği merkezi, iris merkezi ve kornea yansımasına dayalı olarak çalışan sistemlerde ölçümleme yapılmaktadır. Gözün anatomik özelliklerine bağlı olarak yansıyan ışımının yeri ile iris ya da göz bebeği merkezi arasındaki göreceli konumun ölçülmesine göre göz hareketi belirlenir. Ölçümleme ekranına 3, 5, 9 veya 13 nokta yerleştirilir. Genel olarak 9 nokta yerleştirilir. Bu noktalar arasındaki göz hareketinin izlenmesiyle ölçümlemenin doğruluğu ve kişiye özelliği tespit edilir [17, 64, 75-79].

Şekil 3.1.'de görüldüğü gibi kamera ve ekran yatağın baş kısmına sabitlenmiş olduğundan yatak ile birlikte hareket etmektedir. Kullanıcı, kamera görüş alanı dışına çıkmadığı sürece göz bölgesi takip edilebilmektedir. Kullanıcının kamera ile arasındaki açı yatağın hareketi sırasındaki değişimlerden etkilenmemektedir. Böylece, güçlü özelliklerin takip edilmesiyle bireysel farklılıklardan dolayı gerçekleştirilen ölçümleme işlemine gerek duyulmamaktadır. Kullanıcıya herhangi bir aparat takılmadığı için ve kafasını sabit bir pozisyonda tutması istenmediği için kullanıcı kısıtı olmayan temassız bir uygulama gerçekleştirilmiştir.

Her birey için yüz tespiti, göz hareketi takip işleminin temelini oluşturmaktadır. Göz bölgesi üzerinde takip edilecek noktalar belirlendikten sonra kafa hareketinden bağımsız olarak göz takibi gerçekleştirmek için KLT (Kanade–Lucas–Tomasi) izleme algoritması kullanılmıştır.

Video görüntülerinden belirgin özellik noktalarının çıkarılması, karşılaştırılması, nesne bulma, tanıma ve izleme gibi işlemler bilgisayarlı görme uygulamalarında çok önemlidir [80]. Araştırmacılar tarafından video üzerinde özellik izleme uygulamalarında kullanmak için KLT, Scale-Invariant Feature Transform (SIFT), Speeded Up Robust Features (SURF), Continuously Adaptive Mean Shift (CAMSHIFT) gibi birçok özellik izleme tekniği geliştirilmiştir [81].

SIFT, nesnenin farklı görüntülerinin karşılaştırılmasıyla resimden değişmez ve ayırıcı özelliklerin çıkarılması için kullanılır. Bu özellikler resim izlenirken, ölçeklendirilse ya da döndürülse bile değişmezler [82].

SURF, SIFT algoritması gibi resim resimden değişmez ve ayırt edici özelliklerin çıkarılmasında kullanılır fakat SIFT algoritmasından daha hızlıdır. Özellik çıkarmada SIFT algoritmasında kullanılan Gauss farkı yerine Hessian matrisi kullanır [83].

CAMSHIFT algoritması ile nesnelerin renklerine göre nesne takibi gerçekleştirilir. Yüz takibinde ten rengi kullanılmaktadır. İstenilen renk değerini yakalayabilmek için renk modellerinden (HSV-YbCr vb.) yararlanılır [20].

İzleme algoritmaları 3 sınıfta kategorize edilebilir. Özellik tabanlı metotlar, her bir çerçevedeki şablon özellikleri arasındaki farkları kullanır. Örneğin yüz bulmada kullanılan ten rengi bu özelliklerdendir. Döndürme, çevirme ve ölçeklendirmeden az etkilendiği için çok kullanılmaktadır. Düşüm tabanlı teknikler, görüntü sayısındaki resimlerin akışını uzaysal ve zamana bağlı türev kullanarak belirler. Son olarak Bayes tabanlı izleyicilerin hedefi; nesnenin verilen tüm gözlem değerleri olan z değerlerine göre durum x değerlerini olasılık yoğunluk fonksiyonu kullanarak bulmaktır. Burada hedeflerin değerleri bir eğrideki tutarlılık gibi zaman içerisinde yumuşak olarak değişmektedir [84, 85].

KLT, ilk olarak 1981 yılında resim çakıştırma yöntemi olarak yayınlanmış bir algoritmadır [86]. Düşüm tabanlı KLT algoritması insan vücudunu izlemede yaygın olarak kullanılan popüler metotlardandır [84]. KLT algoritması, resim parlaklığının çok fazla değişmediği ve resim hareketinin küçük olduğu birbiri ardına gelen video

çerçeveleri üzerindeki ilgilenilen noktaların ya da özelliklerin yer değiştirmelerini hesaplar [87]. KLT algoritması, izleme problemine en iyi çözümleri bulmak için her bir parçanın durumunu aday resim özelliği olarak kullanır [84].

Viola - Jones Algoritmasında kullanılan yüz bulucu ve diğer tüm bulucular kafanın döndürülmesi, eğilmesi gibi hareketlere karşı hassastır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında belirlenen bölgenin takibini kaybetmemek için KLT algoritması Viola – Jones yüz bulucu ile birlikte kullanılmaktadır. Bir kez yüz ve göz bölgesi tespit edildikten sonra KLT algoritmasına göre oluşturulan özellik değerlerine göre gerçek zamanlı akan video üzerinden izleme gerçekleştirilmektedir. Belirlenen özellikler artarda gelen video çerçevesinde varlığı ve yokluğu kontrol edilerek izlenmiştir. İzlenen bölgenin küçük olması, boyutunun değişmemesi gibi özelliklerinden dolayı KLT algoritması bu tez çalışması için uygundur. KLT algoritmasının literatürde kullanıldığı bazı yayınlar şöyledir:

Sethi and Aggarwal, gerçek zamanlı olarak yüz bulma ve izleme uygulaması gerçekleştirmişlerdir. Çalışmayı yüz tespiti ve izlemesi olarak iki modüle ayırmışlardır. Resim üzerinden yüz tespitini Haar tabanlı algoritma ile yüz özelliklerinin çıkarılmasını Shi ve Thomasi algoritması ve belirlenen özelliklerin izlemesini KLT algoritmasıyla 2011 yılında gerçekleştirmişlerdir. Geçek zamanlı olan uygulamanın yüzü bularak, izleme işleminini gerçekleştirdiklerini belirtmişlerdir [88].

Burghardt and Calic, vahşi yaşamdaki hayvanları video görüntülerinden yüzlerini tespit edip izleyerek lokomotif davranışlarını belirlemek için 2006 yılında bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada aslan yüzünü kullanmışlardır. İnsan yüz tespitinde kullanılan Haar özellikleri ve AdaBoost algoritması ile KLT algoritması birleştirilmiştir. Tutarlı bir şekilde hayvan yüzleri bulunmuştur ve izlenmiştir. Elde edilen sonuçlar hayvanların yürüyor, ayakta duruyor, hızlıca yürüyor gibi davranışlarını belirlemede kullanılmıştır [89].

Alefs and Schreiber 2007 yılında yol güvenlik kameralarının araç hızını ölçmede yetersiz olduğunu düşünerek, araç tespiti ve izlemesini gerçekleştiren bir uygulama

hazırlamışlardır. Çalışmada çift yönlü trafikteki istatistiksel veriler ve araçların hız durumları incelenmiştir. Araçların tespiti AdaBoost algoritması ile, geliştirilmiş Lucas Kanade algoritması ile de araçların izlenmesi gerçekleştirilmiştir. Araçların tespitinde 20x20 piksel resim, izlenmesinde 10x10 piksel resim kullanılmıştır. Gündüz ve gece araçların hız tespit doğruluğu %2.3; tespiti ise %95'tir [90].

Hu et al. 2008 yılında video tabanlı navigasyon sistemlerinin gelişmesi için binaların tespiti ve izlenmesi konusunda yeni bir yaklaşım önermişlerdir. Bu navigasyon sistemleri sanal gerçeklik uygulamalarını desteklemektedir. Haar benzeri özellikler ve AdaBoost algoritması ile binaları tespit etmektedir. Lukas-Kanade algoritması ile izlenen bölgenin düzenli olarak doğrulaması yapılmaktadır. Deneyler, önerilen yaklaşımın sağlam ve güvenilir sonuçlar verdiğini ve geleneksel yaklaşımlara göre üstün olduğunu göstermektedir [91].

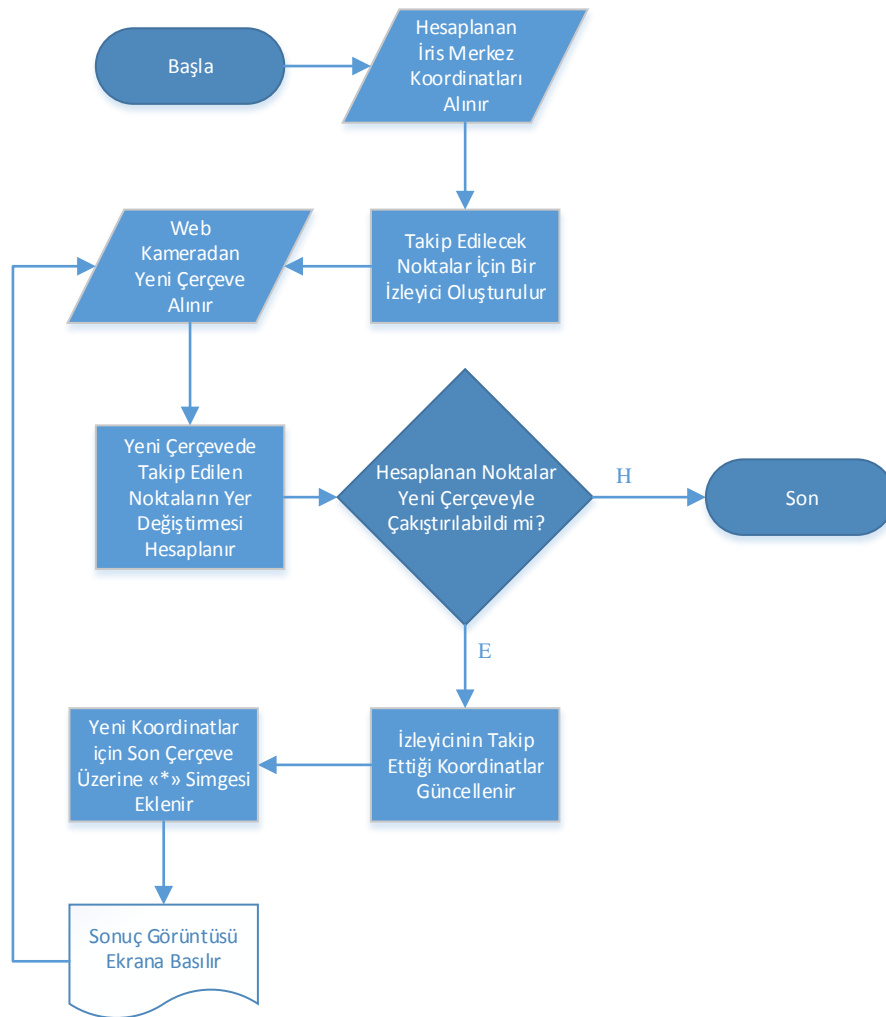
Modern hayatta araçların sayısının artmasıyla sokak güvenliği ve trafik problemleri hızla artmaktadır. Bu nedenle video kayıtlarından hareketli araçların görsel olarak takibi büyük önem taşımaktadır. Ortamın değişmesi, platformdaki hareketlilikler, ışığın değişmesi gibi faktörlerden dolayı araçları havadan izleme durumu sürekli değişmektedir. Cao ve arkadaşları, 2014'te yaptıkları çalışmada bu problemlere yeni bir yaklaşım olarak KLT algoritması ve Particle filtresi (video görüntülerinde renk ve doku kullanan nesne izleme algoritması) kullanmayı önermişlerdir. Video istenen özelliklerin izlenmesi KLT algoritması ile gerçekleştirilmiştir. Video arka planından özelliklerin çıkarılması için video başlangıcında Random Sample Consensus (RANSAC) kullanılmıştır. Arka plan özelliklerinin gruplandırılması izleme ve Particle filtresinin kullanımına yardımcı olmaktadır. Deneysel sonuçlar, önerilen metodun diğer izleme metodlarından üstün olduğunu belirtmişlerdir [92].

Resim ve art arda video görüntülerinin analizine dayalı insan izleme sistemleri tüm vücudun takibini yapabildiği için güvenlik sistemlerinde kullanılmaktadır. Bagherpour et al. 2012 yılında yaptıkları çalışmada iç mekamlardaki değişiklikleri göz önünde bulundurarak KLT algoritması ve Kalman filtresi kullanarak insan vücudunun üst kısmını izleyen bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. KLT algoritmasını özellik belirlemek için, Kalman filtresini hareket takibinde kullanmışlardır.

Çalışmalarının farklı veri setleri üzerindeki uygulamalarında başarılı olduğunu ve başka nesnelere üzerinde çalışılabileceğini belirtmişlerdir [84].

Literatürdeki çalışmalarda, AdaBoost algoritması ile KLT algoritmasının çeşitli alanlarda kullanmak için başarılı bir şekilde birleştirildiği görülmektedir. Özellik belirlemenin ve izlemenin KLT algoritması ile yapıldığı uygulamalarda, hareket takibi, renk gibi faktörlerden yararlanıldığında Kalman filtresi, Renk modelleri, RANSAC gibi algoritmalarla yararlanılmıştır. KLT algoritmasının kendi başına ya da başka algoritmalarla kullanıldığı çalışmalarda algoritmanın hızı konusu dikkate alınmıştır.

Şekil 3.13.'de KLT takip algoritmasının genel akış şeması verilmiştir.



Şekil 3.13. KLT algoritması genel akış şeması.

Şekil 3.14.'de Viola - Jones algoritması ve KLT algoritması ile göz bölgesinin kafa hareketlerine karşı duyarlı olarak izlenmesi aşağıdaki adımlar uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

- Takip edilecek noktaların $M \times 2$ boyutlu (x, y) koordinatları belirlenir,
- Takip edilen noktaların kaybolma ihtimalinden dolayı $M \times 1$ boyutlu noktaların durumunu bildiren bir matris tanımlanır,
- $M \times 2$ boyutlu gri ölçekli ilk video çerçevesi üzerinde takip noktaları tanımlanır,
- Önceki ve sonraki video çerçevesi arasında aranan piksel değerinin komşuları ile aralarındaki uzaklıkların karelerinin toplamını minimize etmek için Newton metodunu kullanarak belirlenen özelliğin yer değiştirmesi takip edilir.
- Sonraki video çerçevesinde bulunan noktalar bir sonraki çerçeve için yeni istenilen özellikler olacaktır.
- Algoritma, izleme sırasında bazı noktaların belirlenen bölgenin dışına çıkması gibi sebeplerden dolayı aranan noktayı kaybettiği olabilir. $M \times 1$ boyutlu durum matrisi 1-0 değerleri ile pikselin bulunma durumunu belirtir.
- Bu nedenle izlenen noktaların sayısı belirli nokta sayısı altına düştüğünde ya da belirlenen hata değeri altına düştüğünde noktalar ilk belirlenen noktalarla yenilenmelidir.
- Böylece KLT algoritmasının olumsuz yönü ortadan kaldırılır.
- KLT algoritması, resmi çözünürlük seviyelerine göre ayırarak çalıştığı için her katman için bu işlemler yapılır. Amaç orijinal resme en yakın özellik noktasını bulmaktır.



Şekil 3.14. Kafa hareketlerinden bağımsız göz bölgesinin izlenmesi.

Şekil 3.15.'te KLT algoritması kullanılarak takip edilen iris merkez noktaları ve noktaların video görüntü üzerindeki eşleştirilmesi gösterilmektedir. Hesaplanan iris merkezlerinin koordinatları referans koordinatlar olarak atanır ve ekrandaki fare işaretçisi gözlerin bakış yönüne göre hareket eder. Yön, merkezlerin güncel koordinatları ile referans koordinatlar arasındaki farka göre hesaplanarak belirlenir. Referans koordinatlar her bir tespit etme işleminden sonra güncellenir.



Şekil 3.15. Takip edilecek koordinat noktasına “*” işaretçisi yerleştirilmesi.

3.3.3. Fare İşaretçisinin Kontrolü

Bu tezin hedef kitesindeki hastalar, kaslarını kontrol edemediği için yastık üzerindeki kafa konumları genelde değişmemektedir. Bundan dolayı göz merkezleri koordinatlarını tespit ederken burun, göz kenarları bağlı değerlendirmelere ihtiyaç duyulmamıştır.

Göz merkezlerinin tespit edilmesi, fare işaretçisinin ekranın tam orta noktasına konumlandırılmasıyla başlar ve hasta ekranın ortasındaki fare işaretçisine bakar. Gözlerin durumu bu pozisyondayken iris merkezleri tespit edilir ve merkez noktaları kayboluncaya kadar takip edilir. Tespit edilen iris merkez noktalarına ait koordinatlar referans koordinatlar olarak belirlenir. Referans noktaların geçerliliği takip edilen merkez noktalar kayboluncaya kadar devam eder.

Fare işaretçisini kontrol etmek için geliştirilen yazılıma ait sözde kod aşağıdaki şekildedir:

```

MOUSEMOVE( DOP, SD, S )
FOR i = 1 to n
    xm = xm + DOP(i).x
    ym = ym + DOP(i).y
END FOR
xm = xm / n
ym = ym / n
mp = get_current_mouse_position
IF |xm| > S
    xm = mp.x + xm × k
ELSE
    xm = mp.x
END IF
IF |ym| > (S / 2)
    ym = SD.height - mp.y + ym × (k × 2)
ELSE
    ym = SD.height - mp.y
END IF

```

Fare işaretçisi hareketleri, takip edilen noktaların son konumları ve referans koordinatları arasındaki farka göre hesaplanmaktadır. Sözde kod içindeki DOP referans koordinatlar ve güncel koordinat noktaları arasındaki farkı, SD ekran çözünürlük ölçülerini, S hassasiyeti, n takip edilen nokta sayısını, mp.x ve mp.y fare işaretçisinin güncel koordinatlarını, xm ve ym fare işaretçisinin yeni koordinatlarını ve k hareket sabitini göstermektedir. Takip edilen noktalar ve o noktalara ait referans koordinatlar arasındaki farkların ortalaması bulunur. Eğer ortalama değer mutlak büyüklüğü hassasiyet değerinden büyükse, fare işaretçisi göz bakışının olduğu yöne doğru hareket eder. Düşey yöndeki hassasiyet değeri, yatay yöndekinin yarısı kadardır, çünkü gözün düşey yöndeki hareket kabiliyeti, yatay yöndeki hareket kabiliyetinden küçüktür.

BÖLÜM 4

EHY ELEKTRONİK KONTROL SİSTEMİ

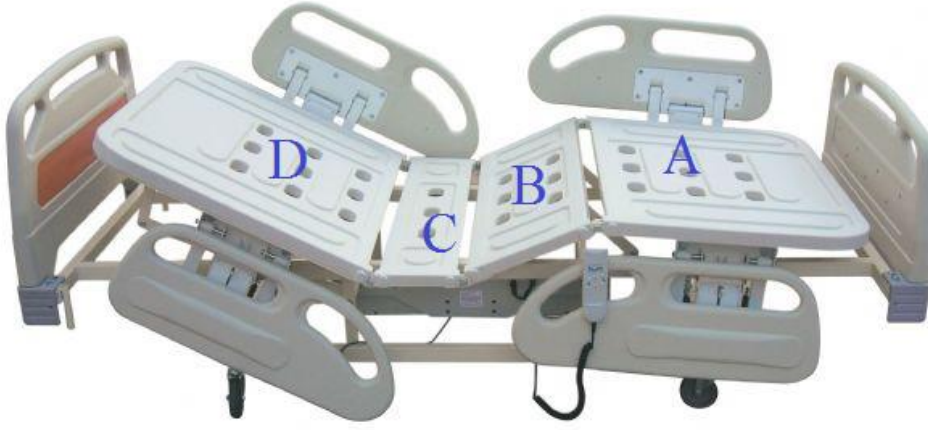
Motor kaslarını kullanmakta problem yaşayan hastaların yataklarını kendi başlarına hareket ettirmeleri büyük bir problemdir. Bunun için hasta bakıcı, hemşire ya da bir yakınlarının yardımlarına ihtiyaçları vardır. Hastane ortamı düşünüldüğünde hastane personelinin bu işlemleri yapması zor olabilir ya da hasta için moral bozucu olabilir. Bu nedenle bu zorlukları aşmak ve hasta konforunu iyileştirmek için EHY geliştirilmiştir.

4.1. MEDİKAL YATAK ÖZELLİKLERİ

Medikal hasta yatakları; Elektrikli, Hidrolik, Amortisörlü, Manuel Çocuk ve Bebek Karyoları şeklinde sınıflandırılmaktadır. Genellikle;

- 2 - 3 - 4 motorlu olabilir,
- Hem sırt hem ayak kısımları istenilen pozisyona getirilebilmektedir.
- Yükseklik ayarı yapılabilir.
- Trendelenburg ve Ters Trendelenburg pozisyonları, Kardiyak ve Vaskuler pozisyon ayarları yapılabilir.

EHY pozisyon değiştirirken oldukça kullanışlı ve yumuşak geçişlidir. Hasta istediği zaman başka birine ihtiyaç duymadan bu işlemi bir kumanda aracılığıyla başarılı bir şekilde gerçekleştirebilir [93]. Şekil 4.1.'de EHY'nin; sırt, oturak ve ayak bölümleri görülmektedir.



Şekil 4.1. EHY Sırt (A), Oturak (B) ve Bacak (C-D) Blokları.

Tez çalışmasında kullanılan EHY'nin genel teknik özellikleri şöyledir.

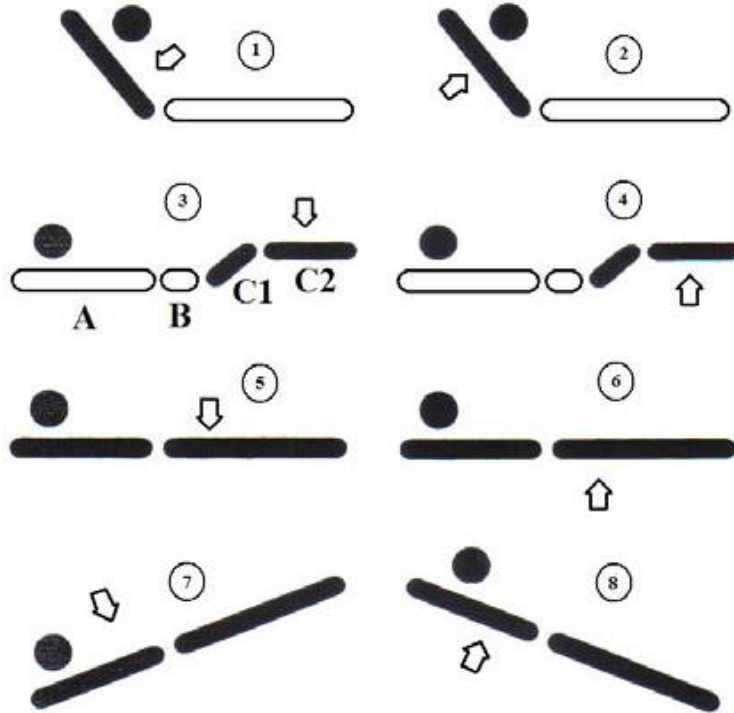
- Baş ve ayakucu hareketleri doğrusal motor yardımı ile yükseklik, trendelenburg / ters trendelenburg hareketleri sütun motor yardımı ile yapılır.
- Oturur, vasküler, kardiyak, ayakucu ters V pozisyonları alabilmektedir.
- Ergonomik el kumandası.
- Ayakucuna entegre gizlenebilir hemşire kontrol paneli.
- Hemşire kumandası pozisyon kilitleme özelliği.
- Sırt kısmı otomatik kayma özelliği.
- 24 V şarj edilebilir batarya ile kesintisiz çalışabilme özelliği.
- ABS (Akrilonitril Bütadien Stiren) plastik, kolay sökölüp takılabilen başlıklar.
- ABS plastik kaplı, katlanabilen, aşağı ve yukarıda kilitleme özelliğine sahip birbirinden bağımsız hareketli yan bariyerlar.
- 4 parçalı ABS plastik yatak yüzeyi.
- ABS plastik kaplı alt şase.
- Yüksekliği ayarlanabilir serum askısı.
- Merkezi ve doğrusal yön ayarlı, 3 kademeli kilitleme sistemi olan ithal tekerler.
- Karyolanın 4 köşesinde pvc kaplı çarpma tekeri.
- Elektrostatik toz boyalı metal aksam.

Şekil 4.2.'de görülen kumanda paneli ile yatak kontrol edilmektedir. Bu kumanda paneli 4 motorlu bir elektrikli hasta yatağında bulunmaktadır. Motor sayısına bağlı olarak yatak pozisyon çeşidi değişmektedir.



Şekil 4.2. Kumanda paneli.

Çalışmada belirlenen hareket çeşidinin fazla olması sebebiyle 4 motorlu bir EHY kullanılmaktadır. Bu tez çalışması ile Şekil 4.3.'te görülen hareketler Şekil 4.2.'deki kumanda paneli yerine göz hareketi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.3. Çalışmada EHY'nin gerçekleştirilen yatak hareketi pozisyonları.

Çalışmada kullanılan EHY'de dewert firması tarafından üretilmiş MCL II kontrol ünitesi ile bulunmaktadır. Kontrol ünitesine en fazla 4 motor bağlanabilmektedir ve

bütünleşmiş anahtarlama güç kaynağına sahiptir. 100-240 V AC giriş gerilimi ve sabit 29 V DC çıkış gerilimi vardır. Bekleme modunda güç tüketimi 0.5 W'tan daha azdır. Yatak hareketleri MEGAMAT MCZ ile gerçekleştirilir. MEGAMAT MCZ sürücüsü elektriksel olarak sürülen bir motordur. Bu sürücü doğrusal yönde hareket sağlar ve çalışmada kullanılan EHY'de 4 tane vardır. Sürücülerden herbiri 24 V DC giriş gerilimine ihtiyaç duyar ve çalışma anında azami 4.50 A'lık akıma ihtiyaç duyar. Azami itme ve çekme gücü sırasıyla 6000N ve 3000N'dur. MEGAMAT MCZ sürücüsü kontrol ünitesi tarafından kontrol edilir ve kontrol ünitesine bağlı kumandanın gelen yön bilgisine göre hareket eder.

4.2. ARDUİNO MEGA 2560 İLE BİLGİSAYAR TABANLI EHY HAREKET KONTROLÜ

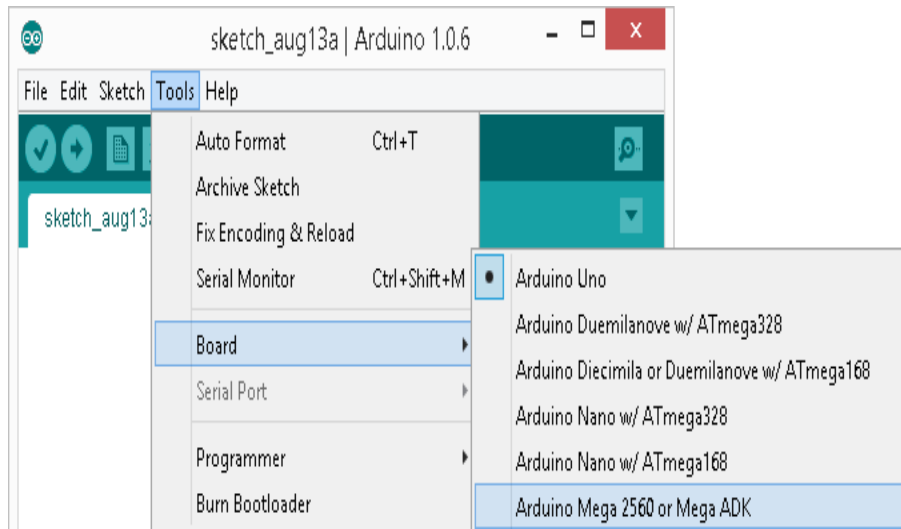
Arduino yazılım dünyasındaki açık kaynak kodlu proje felsefesinden esinlenilerek ortaya çıkmış bir açık kaynak donanım ve yazılım geliştirme platformudur. Bu platform fiziksel bir kart ve bu kartın programlanmasını sağlayan yazılım geliştirme ortamından oluşmaktadır. Ayrıca uyumlu çevresel donanımlar ve geniş kütüphane desteği bu platformun hızla yaygın kullanılmasını sağlamıştır.

Tez çalışmasında EHY'nin hareketleri bilgisayar tarafından Şekil 4.4.'te görülen Arduino Mega 2560 kullanılarak kontrol edilmiştir. Arduino bir Giriş/Çıkış (G/Ç) kartı ve Processing/Wiring dilinin bir uygulamasını içeren geliştirme ortamından oluşan bir fiziksel programlama platformudur. ATmega2560 mikrodenetleyici içeren bir Arduino kartıdır. 54 dijital G/Ç pini vardır. Bunların 14 tanesi Pulse Width Modulation (PWM) çıkışı olarak kullanılabilir. 16 analog girişi, 4 Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART - seri port), 16 MHz kristal osilatörü, Universal Serial Bus (USB) bağlantısı, adaptör girişi, In-Circuit Serial Programming (ICSP) çıkışı ve bir reset butonu vardır [94].



Şekil 4.4. Arduinio Mega 2560.

Farklı ihtiyaçlara farklı yapılar da geliştirilen arduino kartlar için birçok farklı uygulama geliştirme ortamında kod yazılabilir. Ücretsiz olarak sunulan “Arduino Software” gerçekleştirilecek karmaşık olmayan projeler için yeterlidir. Bu ortamda kod tamamlama gibi gelişmiş geliştirme ortamı özellikleri henüz bulunmamaktadır. Ancak örnek komut seti kullanımları ve kaynaklar yeterli miktarda internet ortamında bulunmaktadır. Arduino geliştirme ortamı yasal internet sitesinden [95] indirilebilir. Şekil 4.5.’te geliştirme ortamı görülmektedir. Geliştirme dili olarak basitleştirilmiş C++ kullanılmaktadır.



Şekil 4.5. Arduinio yazılım geliştirme ortamı.

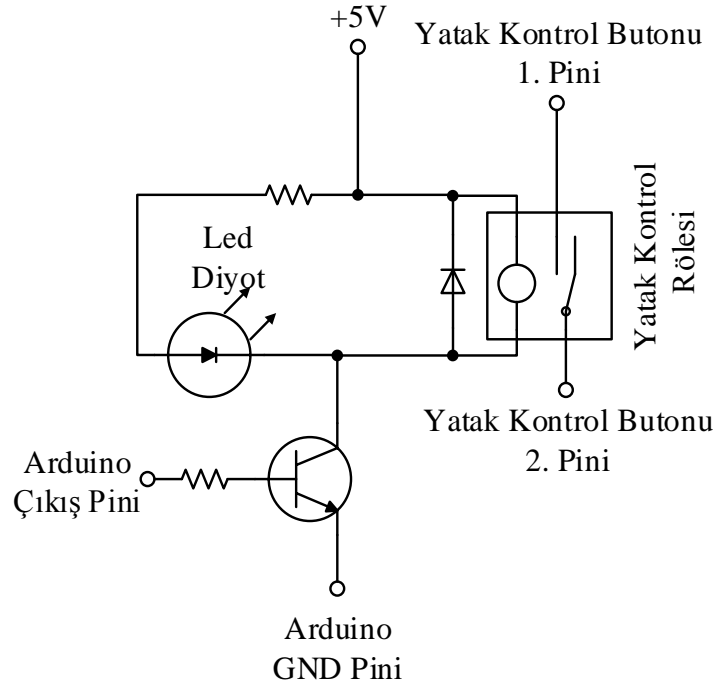
Arduino yazılımı geliştirmek için öncelikle kullanılacak kart modeli “Tools → Board” menüsü altından seçilir. Bundan sonra arduino yazılımı temel olarak iki fonksiyon bloğundan oluşur. Bunlardan ilki “void setup()” fonksiyonudur. Bu fonksiyon bloğunda genellikle kullanılacak pinlerin g/ç modları, seri iletişim hızı vb.

gibi yapılandırma parametreleri belirlenir ve ilk elektrik verildiğinde 1 kez çalışır. İkinci fonksiyon bloğu “void loop()” fonksiyonudur. Bu fonksiyon arduino programının sürekli işleteceği fonksiyondur. Burada arduino çalıştığı sürece sırasıyla çalışması istenilen komutlar bulunur.

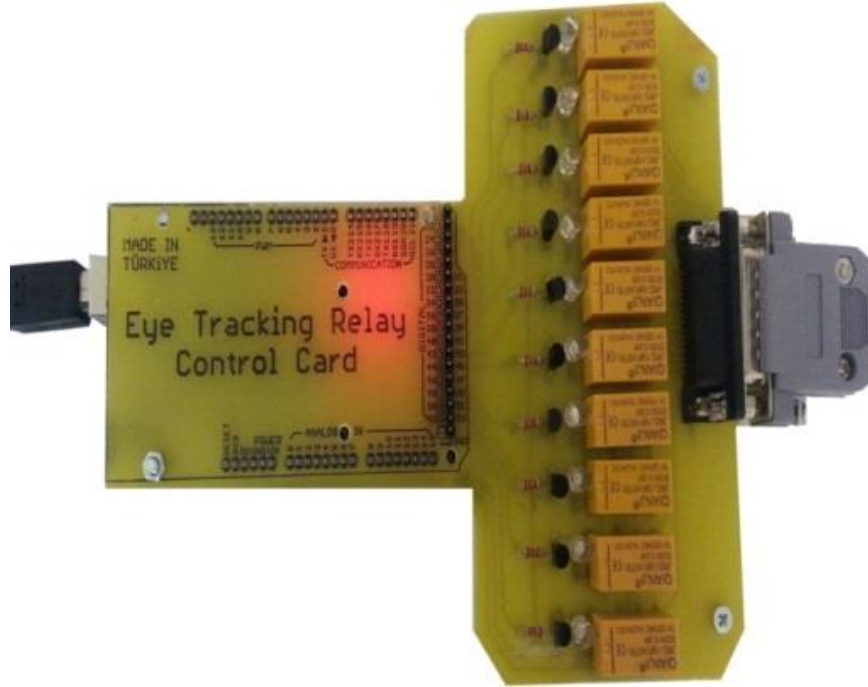
Bunlara ek olarak kullanılacak harici bir donanım varsa, ilgili donanımın ihtiyaç duyduğu kütüphanelere ait başlık dosyaları programın başında “#include” deyimiyle birlikte eklenilir. Ayrıca kullanılacak global değişkenler tüm fonksiyonlardan önce, “#include” ifadelerinden sonra tanımlanır. Bundan sonra parametre alan/almayan ve değer döndüren/döndürmeyen fonksiyonlar yazılabilir.

EHY'nin kontrolü geliştirilen yazılımdan gelen komutlara göre yapılmaktadır. Geliştirilen yazılım genel amaçlı bir bilgisayar üzerinde çalışmaktadır ve harici bir donanımı kontrol etmek için iletişim portları kullanmaktadır. Bunun için günümüz bilgisayarlarının hepsinde ve arduino üzerinde bulunan USB seri iletişim portu kullanılmaktadır. Arduino hem senkron (SPI - Serial Peripheral Interface) hem de asenkron (UART) seri iletişimi desteklemektedir. Ancak seri iletişim asenkron iletişime göre daha maliyetli olduğundan ve iletişimin yoğun olarak kullanılmadığı durumlarda asenkron iletişim yöntemi sıklıkla tercih edilmektedir. Tez çalışmasında da UART arabirimi üzerinden asenkron iletişim kullanılmıştır.

EHY'nin kontrolü geliştirilen yazılımdan gelen komutlara göre Arduino Mega 2560 tarafından sürülen bir röle kontrol kartıyla gerçekleştirilmektedir. Röle kontrol kontrol yapısı ve röle kontrol kartı Şekil 4.6. ve 4.7.'de görülmektedir. Eğer Arduino çıkış pini mantıksal 1'e giderse, transistör doyuma gidecektir ve röle Arduino çıkışı mantıksal 0'a gelene kadar çalışacaktır. Arduino çıkış pini mantıksal 0'a geldiğinde transistör kesime gidecek ve röle kontakları açık devre olacaktır. Ters diyot rölenin deşarjı için kullanılmaktadır.



Şekil 4.6. Röle kontrol çalışma şeması.

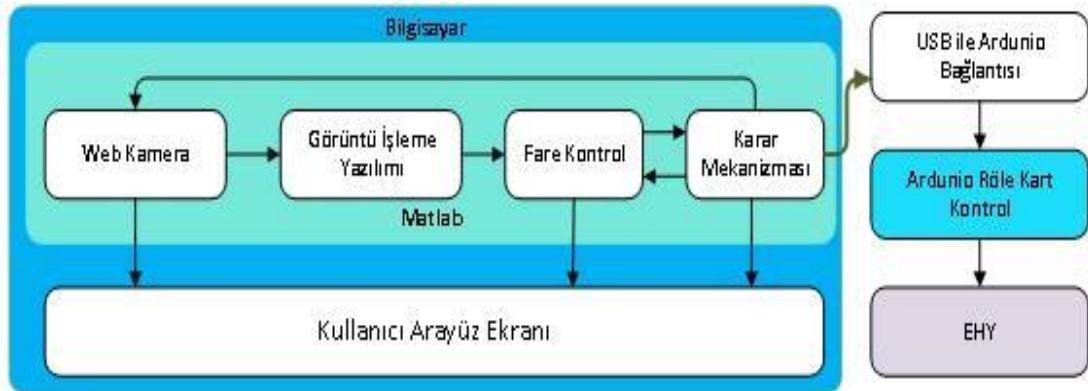


Şekil 4.7. Röle kontrol kartı.

BÖLÜM 5

GELİŞTİRİLEN UYGULAMA

Uygulama yazılımı Intel(R) Core(TM) i7-2670HQ CPU, 2.20 GHz, 8 GB Ram, 64 Bit işletim sistemi olan bir kişisel bilgisayarda geliştirilmiştir. Uygulama programı için Matlab R2014b ve arayüzler için Visual Studio 2013 geliştirme ortamında C# dili kullanılmıştır. Video görüntü kaynağı Logitech C310 720p HD web kameradır. Arduino Mega 2560 kodları Arduino Compiler Version 1.6 ile derlenmiştir. Şekil 5.1.'de uygulamanın çalışma şeması görülmektedir.



Şekil 5.1. Uygulamanın çalışma şeması.

5.1. EHY'YE YAPILAN EK DONANIM

Hastanın, yatak konumu değiştirirken hangi menüde olduğunu, gözlerine ait merkez noktaların tespit edilip edilmediğini kontrol edebileceği bir bilgi ekranına ihtiyacı vardır. Bu bir gereklilik olmamasına rağmen, yapılacak işi muazzam şekilde kolaylaştıracaktır.

Yatağın sırt kısmındaki pozisyon değişikliklerinde, kafanın yastık üzerindeki düşey konumu bir miktar değişmektedir. Bu değişim gözlerle web kamera arasındaki açığı

değiştirmektedir. Bu, ölçümleme yapılmadan bu sistemin kullanılması gerekliliğini ortaya koymaktadır. Bu durumlar göz önüne alınarak EHY'nin yapısında bazı değişiklikler yapılmıştır. Ekran ve web kameranın konumu EHY'nin sırt hareketleriyle birlikte değişirse web kamera ve göz arasındaki açının değişmemesi mümkün olduğunca sağlanabilir. Bunun için yataktaki hareketli sırt mekanizmasına ekranı ve web kamerayı sabitleyecek bir ayak monte edilmiştir. Böylelikle tüm parçalar birlikte hareket etmektedir. Şekil 5.2.'de ekran ve web kamerayı tutan ayak mekanizması görülmektedir. Ekran ile yatağın sırt kısmına dik olan doğrultunun açısı Şekil 3.1.'de görüldüğü üzere 110° 'dir. Yastık sebebiyle değişen kullanıcının bakış açısı ise $120^\circ - 130^\circ$ aralığındadır.



Şekil 5.2. EHY'ye eklenen donanımın görüntüsü.

Kamera ve ekranın hastaya olan uzaklığı yaklaşık olarak sırasıyla 45 cm ve 50 cm'dir. Ekran yalnızca yatak veya sisteme eklenecek farklı donanımları kullanmak için kullanılmalıdır. Aksi halde sıradan bakışların hatalı algılanmasına sebep olabilir.

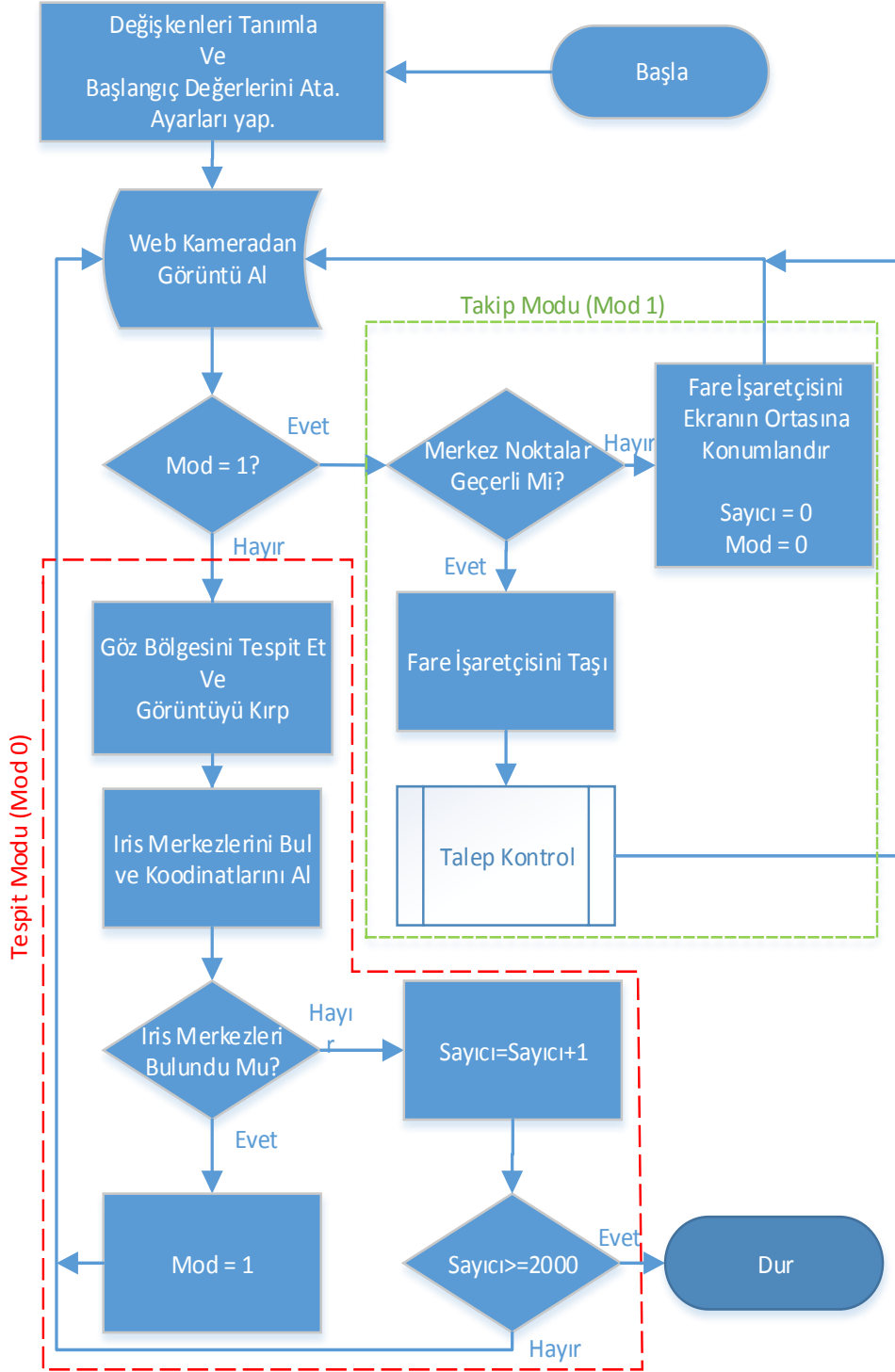
5.2. GELİŞTİRİLEN YAZILIM

Geliştirilen yazılım birbirine bütünleşmiş arayüz, arka planda çalışan göz tespiti-takibi yapan bir uygulama ve bilgisayardan aldığı komutlarla yatağı hareket ettiren arduino yazılımından oluşmaktadır.

Arayüz programı sadece hastanın komutları yapmasını kolaylaştırmak için tasarlanmıştır. Bu tez çalışmasında kontrol edilecek tek donanım yatak olduğu için,

arayüz buna uygun olarak tasarlanmıştır. Farklı cihazların sisteme eklenmesi durumunda arayüzde değişikliklere gidilmesi gerekmektedir.

Geliştirilen bütünleşmiş yazılıma ait akış şeması Şekil 5.3.'te verilmiştir.

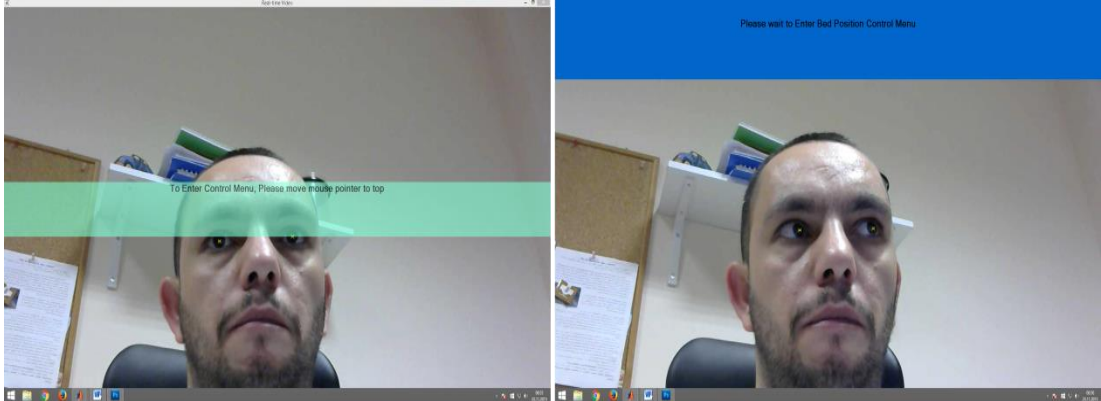


Şekil 5.3. EHY kontrol sistemi yazılım akış diyagramı.

Şekil 5.3.’teki akış şeması sistemin kullanıcı için uygun olup olmadığını tespit etmek için kullanılmaktadır. İlk kullanımda 2000 denemede gözler tespit edilememişse, sistemin bu kullanıcı için uygun olmadığına karar verilmektedir. Sistem kullanıcı için uygunsa; “İris Merkezleri Bulundu Mu?” kontrol ifadesinde “Hayır” cevabı için doğrudan “Web Kameradan Görüntü Al” kısmına doğru devam eder.

Geliştirilen uygulama yazılımının iki çalışma modu vardır. Bunlardan Mod 0 tespit modu, Mod 1 ise takip modudur.

Sistem çalışmaya başladığı zaman ilk olarak kamera açılır ve hastanın görüntüsü ekran üzerine gelir. Bu aşamada uygulama yazılımı Mod 0’da çalışmaktadır. Daha sonra yazılım fare işaretçisini ekranın orta noktasına konumlandırır ve yönlendirme mesajı yarı saydam olarak ekranın ortasında belirir. Şekil 5.4.’te uygulamanın ilk çalıştırıldığında ortaya çıkan ekran görüntüsü verilmiştir.



Şekil 5.4. Uygulama açılış ekranı.

Bundan sonra hasta yatak pozisyonunu değiştirmek istediğinde ekranın ortasındaki fare işaretçisine bakar. Bu esnada gerçek zamanlı olarak kameradan alınan görüntüler üzerinden Viola-Jones Algoritmasıyla göz bölgesi tespit edilir ve ilgililenen bölge kırpılır. Şekil 5.5. (a)’da tespit edilen göz bölgesi ve Şekil 5.5. (b)’de üzerinde çalışılacak kırpılmış göz bölgesi görülmektedir.



Şekil 5.5. Yüz görüntüsü üzerindeki bölgeler (a) Göz bölgesi (b) İlgilenilen bölge.

Şekil 5.5. (b)'de görülen göz bölgesi resmi gri seviyeli resme dönüştürülmüş ve Şekil 5.6. (a)'da görülen resim elde edilmiştir. Bu dönüştürülmüş resim üzerine KSUHD uygulanması Şekil 5.6. (b)'de görülmektedir.



Şekil 5.6. İlgilenilen bölge üzerinde uygulanan işlemler (a) Gri seviyeye dönüştürme (b) KSUHD uygulanması.

Göz bölgesinin kırılması üzerinde çalışılacak görüntünün küçülmesini, dolayısıyla işlenecek verinin azalmasını sağlar. Çünkü gerçek zamanlı çalışan bu uygulamada ilgilenilen bölgenin büyük olması işlem maliyetini büyük oranda artıracaktır. Benzer şekilde griye çevirme işlemi, KSUHD işlemi 2 boyut üzerinde çalışmayı gerektirdiği için ve toplam iş yükünü azalttığı için yapılmaktadır.

Griye çevrilen resim üzerinde KSUHD işlemi gerçekleştirilerek gözün beyaz kısmı olan sklera ile renkli kısmı iris arasındaki karşıtlık farkı artmıştır ve Şekil 5.6. (b)'deki son görüntü elde edilmiştir. Bu görüntü üzerine çember HDM uygulanarak iris ve merkezleri belirlenir. Son olarak hesaplanan merkezlerin koordinatları gerçek zamanlı video görüntüsü üzerinde “*” simgesiyle işaretlenir. Şekil 5.7.'de iris merkezleri tespit edilen hastaya ait görüntü gösterilmektedir. Böylece hastaya komut vermeye başlayabileceği bilgisi görsel olarak verilmiş olur. İris merkezlerinin tespit edilmesiyle uygulama yazılımı tespit modundan çıkar ve takip modu aktif hale gelir.



Şekil 5.7. İris ve merkezinin belirlenmesi.

Hesaplanan dairesel bölgelerin piksel cinsinden yarıçap aralığı, kullanılan çözünürlük değeri ve kameranın hastaya olan uzaklığına göre deneysel olarak tespit edilmiştir. Bu aralık çember HDM fonksiyonuna bir parametre olarak verilmektedir.

Göz bebeklerinin üzerinde sarı renkte “*” işareti gören hasta arayüzdeki yönlendirme mesajlarını takip ederek istediği hareketi yapabilir ya da belli bir süre tercih yapmadan ana menüye dönebilir.

Arayüz tasarımı sağlıklı insanlardan esinlenilerek tasarlanmıştır. Ellerini ve kollarını kullanabilen hastalar yatak pozisyonunu değiştirmek için kumandayı ellerine alırlar ve istedikleri hareket için ilgili butona basarlar. Kumandayı alma ve butona basma işlemleri yatağın pozisyonunu değiştirmek için yapılan özel işlemlerdir. Buradan hareketle; nasıl ki ellerini ve kollarını sıradan işler için kullanan hastalar yatak pozisyonunu değiştirmek için bir dizi özel işlem yapıyorsa, yalnız gözlerini kullanabilen hastaların da gözleriyle yapacakları bir dizi özel işlem yatağın pozisyonunu değiştirmeli ve sıradan bakışların hatalı değerlendirilmesinin önüne geçilmelidir.

İnsanlar günlük hayatta ayakta ve yatakta genel olarak gözlerinin karşı hizasına ya da daha aşağısına bakarlar. Bu bakışlar sıradan bakışlardır ve gözü yormazlar. Göz yapısı gereği yukarı bakabilecek yetenektedir. Ancak sürekli yukarı bakıldığında göz kapaklarının tamamen açık olmasından dolayı hem göz kapakları yorulur, hem de göz yüzeyinin daha büyük kısmı hava ile temas ettiğinden göz de kuruma hızlanır. İnsan kafası sabit olmak üzere, bakabileceği en yukarı bölgeye bakmaya çalışıldığında rahatsız olur. Gözleri yoran ve sık kullanılmayan bu yetenek EHY’ nin kontrol edilmesi için yapılacak bir dizi işleme başlamak için özel bir hareket olarak değerlendirilmiştir.

Uygulama yazılımında iki tane zamanlayıcı vardır. Bunlardan birincisi yapılan tercihin doğrulanması için, ikincisi ise tercih yapılmaması durumunda ana ekrana dönüş için kullanılmıştır.

Hasta takip modundayken yukarı doğru bakarak, fare işaretçisini ekranın tepesindeki ekran çözünürlüğünün 1/5' lik kısmına getirmesi durumunda "Kontrol Menü Geçiş Ekranı" görüntülenir. "Kontrol Menü Geçiş Ekranı" da ekranın 1/5'lik kısmında görünür. Burada zamanlayıcı 1 başlar ve fare işaretçisi tanımlanan süre kadar "Kontrol Menü Geçiş Ekranı" üzerinde durduğunda, onaylanmış olarak değerlendirilerek "Hareket Seçme Ekranı" Şekil 5.8.'de olduğu gibi görüntülenir.



Şekil 5.8. Kontrol menüsü hareket tipi seçme ekranı.

"Hareket Seçme Ekranı"'nın görüntülenmesiyle birlikte zamanlayıcı 2 devreye girer. Daha sonra fare işaretçisi hastanın takip edebileceği bir hızda ekranın orta noktasına konumlandırılır. "Hareket Seçme Ekranı" menüsü sol üst köşesinde ayak, sağ üst köşesinde sırt, sol alt köşesinde yatak ve sağ alt köşesinde trendelenburg hareketi seçim butonlarından oluşmaktadır. Hasta ekranın orta noktasındaki fare işaretçisini ekranın köşelerinde bulunan hareket butonlarından istediğinin üzerine doğru hareket ettirir. Daha sonra fare işaretçisi butonlardan birinin üzerine geldiğinde zamanlayıcı 1 tekrar saymaya başlar ve fare işaretçisi zamanlayıcı 1 için tanımlanan süre kadar butonun üzerinde kaldığında ilgili butondaki hareketin seçilmesi işlemi onaylanmış olur ve zamanlayıcı 2'nin süresi tekrardan başlatılır. Ardından seçilen hareketin

yönünün seçilmesi için Şekil 5.9.'da görülen“Yön Seçme Ekranı” gösterilir ve yine fare işaretçisi hastanın takip edebileceği hızda kaydırılarak ekranın orta noktasına konumlandırılır.



Şekil 5.9. Kontrol menüsü hareket yönü seçme ekranı.

“Yön Seçme Ekranı” üç bölümden oluşur: “Hareket Seçme Ekranı”nda seçilen hareketi yukarı doğru yapmak için ekranın sol kısmındaki 1/3'lük alan, aşağı doğru yapmak için sağ kısmındaki 1/3'lük alan ve son olarak seçim yönünü birbirinden net bir şekilde ayıran orta bölümden oluşur. Hasta “Yön Seçme Ekranı” üzerinde fare işaretçisini istediği yöne getirdiğinde EHY hareket etmeye başlar ve gözler kapatılıncaya kadar hareket devam eder. EHY hareketlerinin hangisinin hangi göz hareketleriyle yapılacağı Çizelge 5.1.'de verilmiştir.

Çizelge 5.1. Göz hareketlerine göre oluşturulmuş komut seti.

Yatak Hareketi	Yön	Fare İşaretçisinin Hareketiyle Komut Adımları
Sırt kısmı kaldırma	Yukarı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sol Yukarı, Sol Yukarıda Bekle, Sol
	Aşağı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sol Yukarı, Sol Yukarıda Bekle, Sağ
Bacak kısmı kaldırma	Yukarı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sağ Yukarı, Sağ Yukarıda Bekle, Sol
	Aşağı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sağ Yukarı, Sağ Yukarıda Bekle, Sağ
Yükseklik ayarlama	Yukarı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sol Aşağı, Sol Aşağıda Bekle, Sol
	Aşağı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sol Aşağı, Sol Aşağıda Bekle, Sol, Sağ
Trendelenburg	Yukarı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sağ Aşağı, Sağ Aşağıda Bekle, Sol
Ters-trendelenburg	Aşağı	Yukarı, Yukarıda Bekle, Sağ Aşağı, Sağ Aşağıda Bekle, Sağ

Hasta ekranlar arasında geçiş yaparken gözlerini kapatmak zorunda kalırsa, uygulama yazılımı tekrar tespit moduna döner ve fare işaretçisi ekranın orta noktasına konumlandırılır. Zamanlayıcı 2 için tanımlanan süre dolmadan iris merkezleri tekrar tespit edilirse, hasta fare işaretçisini hareket ettirerek isteğini tamamlayabilir. Eğer tespit modundayken zamanlayıcı 2 için tanımlanan süre dolarsa, her iki zamanlayıcı sıfırlanır ve ana ekrana dönlür.

Zamanlayıcı 2'nin bir diğer kullanım amacı ise, hastanın yanlışlıkla girdiği menüde tercih yapmadan beklemesi ya da gözlerini kapatması durumunda ana menüye hızlı bir şekilde dönmesini sağlamaktır.

BÖLÜM 6

DENEYSEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Tezde kullanıcı grafik arayüzü için eklenen monitörle, dört motorlu EHY'nin sekiz yönde kontrolü gerçekleştirilmiştir. Ayrıca gerçekleştirilen sistem bir görüntü işleme yazılımı, röle kontrol kartı ve hasta etkileşim arayüzünden oluşmaktadır.

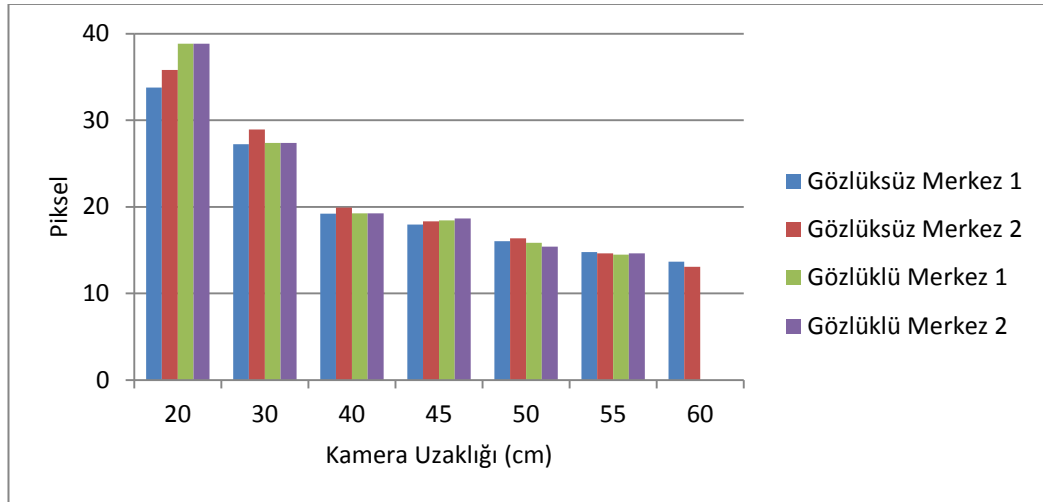
Gerçekleştirilen sistem sağlıklı 30 gönüllü ile test edilmiştir. Gönüllülerin yaş aralığı 18-70' dir. Sistem gün ışığı ve yapay ışık koşulları altında gayet başarılı çalışmaktadır. Göz tespit etme performansı gönüllü-kamera arası mesafe 45 cm uzaklıktayken %90' dır. Çekik gözlü insanlar hariç; cinsiyet, göz rengi ve uyruk iris tespit etme başarısını etkilememektedir. Çekik gözlü gönüllüler toplam gönüllü sayısının %10'luk kısmına tekabül etmektedir. Sistemin kullanımı için gereken süre yaş ilerledikçe ve eğitim seviyesi düştükçe uzamaktadır. Yatağın hareketi tamamlama süresi ise EHY motor hızı ve gönüllülerin taleplerine göre farklılık göstermektedir.

İris yarıçapı değişimi, uzaklığa bağlı olarak iris tespit edebilmek için önemli bir parametredir. Çünkü çember HDM algoritması yarıçap aralığını parametre olarak almaktadır. Çizelge 6.1., 1280×720 piksel çözünürlükte farklı kamera uzaklıklarında, aynı gönüllünün iris çaplarını göstermektedir.

Çizelge 6.1. Uzaklığa göre iris merkezleri yarıçap değişim sonuçları.

Uzaklık (cm)	Merkez Yarıçapları (piksel)				Durum
	Gözlüksüz		Gözlüklü		
	Merkez 1	Merkez 2	Merkez 1	Merkez 2	
20	33.79	35.81	38.82	38.82	Başarılı
30	27.23	28.94	27.36	27.36	Başarılı
40	19.22	19.92	19.25	19.25	Başarılı
45	17.96	18.31	18.42	18.67	Başarılı
50	16.04	16.35	15.85	15.41	Başarılı, Gözlükle zor
55	14.76	14.62	14.47	14.64	Başarılı, Gözlükle zor
60	13.67	13.07	-	-	Gözlüksüz zor, Gözlükle başarısız

Şekil 6.1.'de uzaklığa göre iris çapı değişimleri grafiksel olarak sunulmuştur. Uzaklık 50 cm'den fazla olduğunda çember HDM istikrarsız hale gelmektedir.



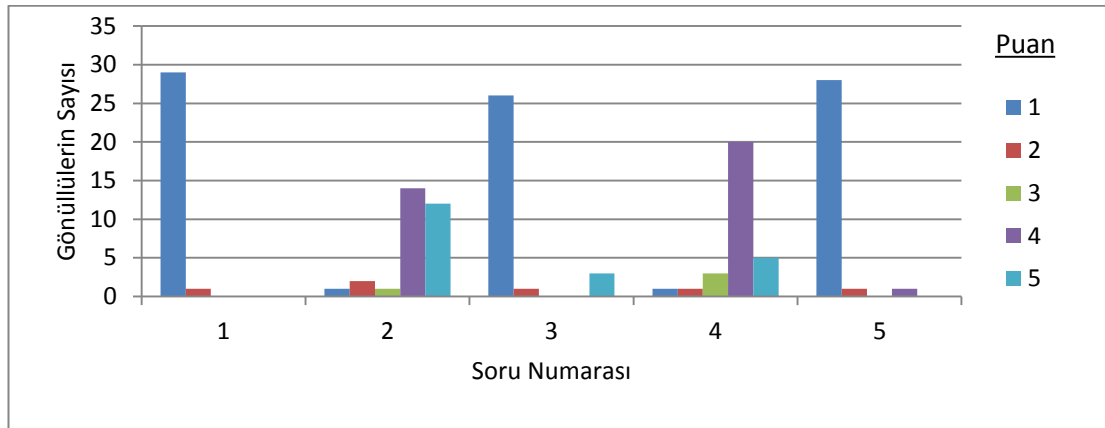
Şekil 6.1. Uzaklığa göre iris çapı değişim grafiği.

Gönüllülerden sistemi test ettikten sonra Brooke'un [96] yaptığı çalışmadan uyarlanmış Çizelge 6.2.'de görülen anketle sistemin kullanılabilirliğini değerlendirmeleri istenmiştir. Puanlama sistemine göre "Kesinlikle Katılmıyorum" için 1 ve "Kesinlikle Katılıyorum" için 5 puan arasında seçim yapmaları istenmiştir.

Çizelge 6.2. Sistemin kullanılabilirlik anketi.

Anket (1-> Kesinlikle Katılmıyorum'dan 5-> Kesinlikle Katılıyorum'a)	1	2	3	4	5
1. Sistem çok karmaşık					
2. Sistemin kullanımı kolaydı					
3. Sistemin çalışması kararsızdı					
4. Bence birçok insan sistemi kullanmayı kolayca öğrenebilir					
5. Rahatsız hissettim, çünkü kamera ve ekran bana çok yakındı					

Şekil 6.2.'de gönüllülerin değerlendirme sonuçları grafik üzerinde görülmektedir. Beklendiği gibi gönüllüler sistemi karmaşık olmayan, kullanımı kolay, istikrarlı ve gerçekleştirilebilir bulmuşlardır. Ekran ve gönüllü arasındaki mesafe de uygun bulunmuştur.



Şekil 6.2. Sistem değerlendirme anketi sonuçları.

Sistemin kararlı çalışmasını etkileyen fiziksel parametreler ekranın ve kameranın konumudur. Ekran sistemi kullanacak hastanın tam karşısında olmalıdır. Bu ekran sadece komutlar için kullanılacağı için izleme kolaylığı olması düşüncesiyle kafa hizasının daha aşağısına yerleştirilmemelidir, daha aşağı yerleştirilecek ekran ve kamera sıradan bakışların hatalı olarak anlamlandırılmasına sebep olabilir. Kamera konumu ise, yukarı ve aşağı bakışları tam olarak göreceğ şekilde olmalıdır.

Ekran ve kameranın sabitlendiği yatağa monte edilen metal ayak mekanizması mümkün olduğunca az salınım yapan bir malzemededen yapılması tercih edilmelidir veya salınıma karşı gerekli mekanik tedbirlerin alınması gerekmektedir. Bu fare kontrolündeki hassasiyeti ve doğruluğu arttıran önemli bir unsurdur.

Alınan görüntünün znrlğu arttıka sistemin hassasiyeti de artmaktadır. Ancak bu durumda işlenecek veri miktarı arttığı için, daha yüksek kapasiteli donanım ihtiyaı ortaya çıkmaktadır.

Sistemin karanlıkta da çalışabilmesi için, karanlıkta devreye giren kızılötesi kaynak kullanılabilir. Bu durumda kullanılacak kameranın kızılötesi ışıkları filtreleme özelliğinin iptal edilmesi gerekmektedir.

Arayüz ekranı ile bütünleşmiş yazılımda yapılacak değişiklikler ve ek donanımlarla, sistemi kullanan hastanın hemşire çağırması, farklı bir cihazı daha kontrol etmesi ve acıkma, susama gibi ihtiyaçlarını bildirmesi sağlanabilir.

KAYNAKLAR

1. Hansen, D. W. and Ji, Q., “ In the eye of the beholder: A survey of models for eyes and gaze ”, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 32(3): 478-500 (2010).
2. Yıldız, F.ve Baykan, N. A., “ Çapraz ilişki metoduyla iris tanıma”, *Journal of Technical-Online Selçuk Üniversitesi*, 10(1): 19-37 (2011).
3. Karahan, Ş., “ İşaretili gözlük sayesinde 3b göz bakış doğrultusunun kestirimi”, Yüksek Lisans Tezi, *T.C.Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik Ve Fen Bilimleri Enstitüsü*, Gebze, 2013.
4. Hür, Ş. ve Kumbasar, S. “ Göz hareketlerine dayalı Araştırma Çözümleri Eye Tracking Teknolojisi”, *Araştırmada Yenilikler Konferansı*, İstanbul, (2011).
5. Tonbuloğlu, İ. ve Bayram, S., “ Göz izleme yöntemiyle öğretim yazılımlarındaki açılır pencere yapılarında kullanılabilirlik değerlendirilmesi”, *Eğitim Ve Öğretim Araştırmaları Dergisi*, 1(3): 324-332 (2012).
6. Vural, U., “ Göz-bakışı tabanlı 3 boyutlu bilgisayarlı görme uygulamaları”, Doktora Tezi, *T.C.Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik Ve Fen Bilimleri Enstitüsü*, Gebze, (2012).
7. Selçuk, İ. G., Tenekeci, M. E., Alpsülün, M., ve Baytak, A. “ Webcam ile kullanıcıların sayfa odaklanma noktalarının tespiti”, *Akademik Bilişim*, Eskişehir, (2015).
8. Lupu, R. G. and Ungureanu, F., “ A survey of eye tracking methods and applications”, *The Polytechnic Institute of Science Bulletin*, (3): 71-86 (2013).
9. Alkan, S., “ Using eye tracking data to analyze a computer game learning experiences”, Master Thesis, *Middle East Technical University*, Ankara, 28-29 (2006).
10. Morimoto, C. H. and Mimica, M. R. M., “ Eye gaze tracking techniques for interactive application”, *Computer Vision and Image Understanding* 98, 4-24 (2005).
11. Torricelli, D., Conforto, S., and Schmid, M., “ A neural-based remote eye gaze tracker under natural head motion”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 9(2): 66-78 (2008).

12. Wyszecki, G. and Stiles, W. , “ Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae" , *John Wiley & Sons*, New York, (1982).
13. İnternet: Wikipedia,“Göz”, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Göz> (2015).
14. Wild, D. J., “ Gaze tracking using a regular web camera”, Bachelor of Science, *Rhodes University*, Grahamstown, (2012).
15. Duchowski, A. T., “ A breadth-first survey of eye tracking applications”, *Behav. Res. Methods Instrum. Comput.*, 34: 1-16 (2002).
16. Tan, K. H., Kriegman, D. J., and Ahuja, N., “ Appearance-based eye gaze estimation”, *Applications of Computer Vision (WACV 2002).Proceedings*, (2002).
17. Sigut, J. and Sidha, S. A., “ Iris center corneal reflection method for gaze tracking using visible light”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 58(2): 411-419 (2011).
18. COGAIN, “ D2.1 Survey of de-facto standards in eye tracking”, *Network of Excellence Information Society Technologies*,(2005).
19. Chennamma, H. R. and Yuan, X., “ A survey on eye-gaze tracking techniques”, *Indian Journal of Computer Science and Engineering (IJCSE)*, 4(5): 388-393 (2013).
20. Savaş, Z., “ Real-time detection and tracking of human eyes in video sequences”, Doktora Tezi, *Ortadoğu Teknik Üniversitesi*, Ankara, (2005).
21. Duchowski, A. T. , “ Eye tracking methodology: theory and practice second edition”, *Spriger*, Clemson, (2006).
22. Mazo, L., Barea, M., Boquete , R., and Lopez, E., “ System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography”, *IEEE Trans.on Neural Sys. and Rehab. Eng.*, 10(4): 209-218 (2002).
23. Lupu, R. G., Bozomitu, R. G., Cehan , V., and Cehan, A., “ A new computer-based technology for communicating with people with major neuro-locomotor disability using ocular electromyogram”, *34th International Spring Seminar on Electronics Technology*, High Tatras, (2011).
24. Yıldız, M., “ A new coding technique for EOG based writing systems”, *19th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, Antalya, (2011).
25. Septanto, H., Prihatmanto, A. S. , and Indrayanto, A., “ A computer cursor controlled by eye movements and voluntary eye winks using a single channel EOG”, *International Conference on Electrical Engineering and Informatics*,

Bangi Selangor, (2009).

26. Kenyon, V. R., “ A soft contact lens search coil for measuring eye movements”, *Vision Research*, 25(11): 1629-1633 (1985).
27. Imai,T.,Sekine,K.,Hattori, K.,Takeda, N.,Koizuka, I.,Nakamae, K.,Miura, K.,Fujioka,H. and Kuboa,T., “ Comparing the accuracy of video-oculography and the scleral search coil system in human eye movement analysis”, *Auris Nasus Larynx*,32(1): 3-9 (2005).
28. Yarbus, A. L., “ Eye movements and vision” , *Plenium Press*, New York, (1967).
29. Reulen, J.,Marcus, J. T.,Koops,D. ,de Vries, F. R.,Tiesinga, G.,Boshuizen,K. and Bos,J.E., “ Precise recording of eye movement: the iris technique”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 26(1): 20-26 (1988).
30. Yamada, M. and Fukuda, T., “ Eye word processor (EWP) and peripheral controller for the ALS patient”, *Physical Science, Measurement and Instrumentation-Reviews IEEE Proceedings A*, 134: 328-330 (1987).
31. Hansen, D. and Pece, A., “ Eye tracking in the wild”, *Computer Vision and Image Understanding* 98, 1: 155-181 (2005).
32. Huchuan, L., Shipeng, L. and Gang, Y. , “ Robust eye tracking in video sequence”, *Journal of Circuits, Systems, and Computers*, 21(1): (2012).
33. Scott, D. and Findlay, J. M., “ Visual search, eye movements and display units”, *Human factors report*,. South Road, (1993).
34. Ryan, W., “ Limbu-track: stable eye-tracking in imperfect light conditions” , Master Thesis, *Clemson University*, Clemson, (2007).
35. Duchowski, A., “ Eye tracking methodology: theory and practice”, *Springer-Verlag*, New York, (2003).
36. Zhu, Z. and Ji , Q., “ Novel eye gaze tracking techniques under natural head movement”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(12): 2246-2260 (2007).
37. Jacob, R. J. K., “ Eye-movement-based human-computer interaction techniques: towards non-command interfaces”, *Advances in Human-Computer Interaction*, 4: 151-190 (1993).
38. Morimoto, C. H., Koons , D., Amir, A., and Flickner, M., “ Pupil detection and tracking using multiple light sources”, *Image and Vision Computing*, 18(4): 331–335 (2000).

39. Preston, W. K., Jr., Hutchinson , T. E., and Carley , J. M., “ Spatially dynamic calibration of an eye-tracking system”, *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics*, 23(4): 1162–1168 (1993).
40. Zhu, Z. and Ji, Q., “ Eye and gaze tracking for interactive graphic display”, *Machine Vision and Applications*, 15(3): 139-148 (2002).
41. Baluja, S. and Pomerleau, D., “ Non-intrusive gaze tracking using artificial neural networks”, Technical Report, *Carnegie Mellon University*, Pittsburgh PA, (1994).
42. Iannizzotto, L. and La Rosa, F., “ Competitive combination of multiple eye detection and tracking techniques”, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 58(8): 3151-3159 (2011).
43. Ross, M. A., “ Acquired motor neuron disorders”, *Neurol Clin*, 15, 481-500 (1997).
44. Özdiñçler, A. R., İnal, S., Zengin, A. ve Tekeođlu, A., “ Bası yaraları ve önleme yolları”, *Özürlüler Vakfı*, (2009).
45. Yang, M. H. , Kriegman ,D. J. and Ahuja, N., “ Detecting faces in images: a survey”, *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*, 24(1): (2002).
46. Marques, I., “ Face recognition algorithms”, *Universidad del Pais Vasco*, (2010).
47. Ghimire, D. and Lee, J. , “ A robust face detection method Based on skin color and edges”, *J Inf Process Syst*, 9(1): (2013).
48. Turk, M. A. and Pentland, A. P., “ Face recognition using eigenfaces”, *IEEE Computer Society Conference Computer Vision and Pattern Recognition*, 586-591 (1991).
49. Belhumeur, P. N., Hespanha, J. P., and Kriegman, D. J., “ Eigenfaces vs. fisherfaces: recognition using class specific linear projection”, *IEEE Trans. PAMI 19*, 711-720 (1997).
50. Gökmen, M., Kurt, B., Kahraman, F., and Çapar, A., “ Çok amaçlı gürbüz yüz tanıma”, Tübitak Proje Raporu, *İstanbul Teknik Üniversitesi*, İstanbul, (2007).
51. Wilson, P. I. and Fernandez, J. “ Facial feature detection using haar classifiers”, *JCSC*, 127-133 (2006).
52. Bradski, G., “ Computer vision face tracking for use in a perceptual user interface”, *Intel Technology Journal*, 2: (1998).

53. Hayırlı, S., “ Uykulu sürücü belirleme sistemi”, Yüksek Lisans Tezi, **Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, Ankara, (2005).
54. Viola, P. and Jones, M. J. “ Rapid object detection using a boosted cascade of simple features”, **IEEE Computer Vision and Pattern Recognition**, 1:511-518 (2001).
55. Boulay, G. , “ Eye pose tracking & gaze estimation ”, Master Thesis, **Chinese Academy of Sciences**, Beijing, (2008).
56. Jensen, O. H., “ Implementing the viola-jones face detection algorithm ”, **Technical University of Denmark**, Kongens Lyngby, (2008).
57. Vioal, P., Jones, M. J., and Snow, D., “ Detecting pedestrians using patterns of motion and appearance”, **International Journal of Computer Vision**, 63(2): 153-161, (2005).
58. Yun, L. and Peng, Z. “ An automatic hand gesture recognition system based on viola-jones method and SVMs”, **Computer Science and Engineering, 2009 WCSE '09. Second International Workshop**, Qingdao, 72-76 (2009).
59. Hefenbrock, D., Oberg, J., Nguyen, N. T. , Kastner R. and Baden S. B., “ Accelerating viola-jones face detection to FPGA-level using GPUs”, North Carolina, (2010).
60. Viola, P. and Jones, M., “ Robust real time face detection”, **International Journal of Computer Vision**, 57(2): 137-154 (2004).
61. Derpanis, K. G., “ Integral image-based representations”, Lecturer Notes, **York University**, (2007).
62. Okur, B. Ç., “ İngiliz alfabesi kullanılarak yazılmış Türkçe metinlerin Türk alfabesine göre yeniden oluşturulması”, Yüksek Lisans Tezi, **T.C. Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik Ve Fen Bilimleri Enstitüsü**, Gebze, (2013).
63. Freund, Y. and Schapire, R. E., “ Experiments with a new boosting algorithm”, **Machine Learning: Proceedings of the Thirteenth International Conference**, Bari, (1996).
64. Arı, F. and Telatar , Z., “ Göz bebeği merkezi ve kornea yansımalarına dayalı olarak gözün baktığı hedef noktasının tesbiti”, **SIU 2011 IEEE 19. Sinyal ve İletişim Uygulamaları Kurultayı**, Antalya, (2011).
65. Sasi, N. M. and Jayasree, V. K., “ Contrast Limited Adaptive histogram equalization for qualitative enhancement of myocardial perfusion images”, **Scientific Research Engineering**, 5: 326-331 (2013).

66. Kurt, B. and Nabiyev, V. V., “ Dijital mamografi görüntülerinin kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme ile iyileştirilmesi”, *TURKMIA’10 Proceedings VII. Ulusal Tıp Bilişimi Kongresi Bildirileri*.
67. Cezairlioğlu, K., Çakmak, M., and Ertürk, S., “ Bir bit dönüşümü tabanlı el damarı biyometri sistemi”, *IEEE 22nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU 2014)*, Trabzon, (2014).
68. Chen, X., Lu , L., and Gao , Y. “ A new concentric circle detection method based on hough transform”, *The 7th International Conference on Computer Science & Education*, Melbourne, (2012).
69. Schwarz, L., Gamba, H. R., Pacheco, F. C., Ramos, R. B., and Sovierzoski, M. A. “ Pupil and iris detection in dynamic pupillometry using the OpenCV library”, *2012 5th International Congress on Image and Signal Processing*, Chongqing, (2012).
70. Alpaslan, N., “ Gradyan tabanlı heterojen öznelik çıkarma yöntemlerime yeni yaklaşımlar”, Yüksek Lisans Tezi, *İnönü Üniversitesi*, Malatya, (2013).
71. Lee, Y., Micheals, R. J. and Phillips, P. J. “ Improvements in video-based automated system for iris recognition (VASIR) ”, *Motion and Video Computing*, Snowbird, (2009).
72. Arai, K. and Mardiyanto, R., “ Eyes based eletric wheel chair control system ”, *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, 2(12): (2011).
73. Nkole, I. U. and Sulong , G. B., “ An enhanced iris segmentation algorithm using circle hough transform”, *4th International Conference on Informatics and Technology*, (2011).
74. Hilal, A., Daya, B., and Beuseroy, P., “ Hough transform and active contour for enhanced iris segmentation”, *International Journal of Computer Science Issues*, 9:1-10 (2012).
75. Ohno, T., Mukawa, N., and Yoshikawa, A., “ FreeGaze: a gaze tracking system for everyday gaze interaction”, *ETRA '02 Proceedings of the 2002 symposium on Eye tracking research & applications*, New York, (2002).
76. Ohno, T. and Mukawa, N., “ A free-head, simple calibration, gaze tracking system that enables gaze-based interaction”, *ETRA '04 Proceedings of the 2004 symposium on Eye tracking research & applications*, New York, (2004).
77. Mantiuk, R., Kowalik , M., Nowosielski , A., and Bazyluk , B., “ Do-,it-yourself eye tracker: low-cost pupil-based eye tracker for computer graphics applications”, *In proceeding of: Advances in Multimedia Modeling 18th*

International Conference, Klagenfurt, (2012).

78. İnternet: Tobii, “ Eye tracking”, <http://www.tobii.com> (2014).
79. İnternet: Mirametrix, “ Eye tracking”, <http://mirametrix.com> (2014).
80. Sinha, S. N., Frahm, J. M., Pollefeys, M., and Genc, Y., “ GPU-based video feature tracking and matching”, *EDGE 2006, workshop on Edge Computing Using New Commodity Architectures*, Chapel Hill, (2006).
81. Prabhakar, C. J. and Praveen, K. P. U., “ Feature tracking of objects in underwater video sequences ”, *ACEEE Int. J. on Information Technology*, 2(1), (2012).
82. Lowe, D. G., “ Distinctive image features from scale-invariant keypoints”, *International Journal of Computer Vision*, (2004).
83. Bay, H., Tuytelaars, T., and Gool , V. L., “ SURF: Speeded up robust features”, *ECCV 2006*, (2006).
84. Bagherpour, P., Cheraghi, S. A., and Mokji, M. B. M., “ Upper body tracking using KLT and kalman filter”, *Procedia Computer Science*, 13: 185-191, (2012).
85. Kim, K. S., Jang, D. S. and Choi, H. I., “ Real time face tracking with pyramidal lucas-kanade feature tracker”, *Computational Science and Its Applications – ICCSA*, Lecture Notes in Computer Science, 4705: (2007).
86. Cakır, S., Aytaç, T., Yıldırım, A., Beheshti, S., Gerek, Ö. N., and Çetin, A. E., “ Hedef izleme için önemli noktalar üzerinden hesaplanan bölgesel ortak değişinti betimleyicileri”, *Proceedings of the 20th IEEE Conference on Signal Processing, Communications and Applications*, Fethiye, (2012).
87. Tomasi, C. and Kanade, T., “ Detection and tracking of point features”, Technical Report CMU-CS-91-132, (1991).
88. Sethi, N. and Aggarwal, A., “ Robust face detection and tracking using pyramidal lucas kanade tracker algorithm”, *International Journal of Computer Technology and Applications*, (2011).
89. Burghardt, T. and Calic, J., “ Analysing animal behaviour in wildlife videos using face detection and tracking”, *IEE Proc.-Vis. Image Signal Process*, 153(3): (2006).
90. Alefs, B. and Schreiber, D., “ Accurate speed measurement from vehicle trajectories using adaBoost detection and robust template tracking”, *Intelligent Transportation Systems Conference*, (2007).

91. Hu, Y., Jang, D. S., Park, J. H., Cho, S. I. and Lee, C. W., “ Real-time apartment building detection and tracking with adaboost procedure and motion-adjusted tracker”, *ETRI Journal*, 30(2): (2008).
92. Cao, X., Gao, C., Lan, J., Yuan, Y. and Yan, P., “ Ego motion guided particle filter for vehicle tracking in airborne videos”, *Neurocomputing*, 124: 168–177 (2014).
93. Babacan, D., Turan, A. ve Danışman, Ö. K., “ Hemşire Çağrı Özellikli Elektrikli Hasta Karyolası”, *Elektrik-Elektronik-Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği 13. Ulusal Kongresi*, Kayseri, (2009).
94. İnternet: Arduinio, “Arduinio nedir ?”, <http://arduinoturkiye.com/arduino-mega-2560-nedir/> (2015).
95. İnternet: Arduinio, “Arduinio software”, <https://www.arduino.cc/en/Main/Software> (2015).
96. Brooke, J., “ SUS: a 'quick and dirty' usability scale”. Jordan, P. W., Thomas, B., McClelland, I.L., Weerdmeester, B., *Taylor & Francis Inc.*, Bristol, 189-194 (1996).

ÖZGEÇMİŞ

Nesrin AYDIN ATASOY 1984 yılında Ankara’da doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı. 2004 yılında Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Bölümü Bilgisayar Sistemleri Öğretmenliği’nde öğrenime başlayıp 2008 yılında mezun oldu. 2008 yılında Milli Eğitim Bakanlığı’nda 2 ay görev yaptıktan sonra Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı. 2008 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı’nda başlamış olduğu yüksek lisans programını 2010 yılı Şubat ayında, Doktora programını 2015 yılı Kasım ayında tamamladı. 2008 yılının Kasım ayında başladığı çalışma hayatına halen aynı üniversitede devam etmektedir. Evli ve bir kızı olan annedir.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Demir Çelik Kampüsü Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Bilgisayar Mühendisliği Bölümü Oda No:120 Balıklarkayası Mevkii
Merkez / KARABÜK

Tel : 0 370 433 2430- 3882

E-posta : nesrinaydin@karabuk.edu.tr

Web sayfası : <http://muh.karabuk.edu.tr/bilgisayar/index.php?page=detail&no=12>