

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EOG KONTROLLÜ ÇOK YÖNLÜ TEKERLEKLİ SANDALYE

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Jamala AFANDI

BİYOMEDİKAL TEKNOLOJİLERİ ANA BİLİM DALI

MAYIS 2019



**İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EOG KONTROLLÜ ÇOK YÖNLÜ TEKERLEKLİ SANDALYE**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Jamala AFANDI**  
**(Y160205004)**

**Biyomedikal Teknolojileri Ana Bilim Dalı**

**Tez Danışmanı: YALÇIN İŞLER**

**MAYIS 2019**



İKÇÜ, Fen Bilimleri Enstitüsünün Y160205004 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Jamala Afandi, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “EOG KONTROLLÜ ÇOK YÖNLÜ TEKERLEKLİ SANDALYE” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

**Tez Danışmanı :**

**Dr. Öğr. Üyesi Yalçın İŞLER**  
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi



**Jüri Üyeleri :**

**Doç. Dr. Savaş ŞAHİN**  
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi



**Dr. Öğr. Üyesi Rukiye UZUN**  
Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi



**Teslim Tarihi : 19.04.2019**  
**Savunma Tarihi : 20.05.2019**



*Anneme ve Babama,*

*Abime,*

*Eşime,*

*Kızıma.*





## ÖNSÖZ

Tez çalışmamın her anında verdikleri katkılardan ve desteklerden ötürü akademik danışmanım Doktor Öğretim Üyesi Yalçın İŞLER'e, bana yol gösteren ve her konuda yardımcı olan Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Doktor Öğretim Üyesi Yılmaz Kemal YÜCE'ye teşekkür ederim.

Ayrıca tez çalışmasında kullanılan elektrookülogram sinyallerinin laboratuvarında kayıt edilmesi için verdikleri katkı ve desteklerinden dolayı Araştırma Görevlisi Özlem KARABİBER CURA'ya ve Araştırma Görevlisi Samet ÇIKLAÇANDIR'a da teşekkür ederim.

Son olarak, ama asla daha az değil, beni koşulsuz destekleyen, hayatım boyunca yanımda olan, sabırla eğiten ve büyüten anneme ve babama, abime, tez çalışmam boyunca beni destekleyen eşime ve yakında bize katılmasını beklediğim kızıma çok teşekkür ederim.

Mayıs 2019

Jamala AFANDI



# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER .....	vii
KISALTMALAR .....	xi
TABLO LİSTESİ .....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
ABSTRACT .....	xix
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
1.1 Tekerlekli Sandalyeler.....	1
1.1.1 Manuel tekerlekli sandalyeler .....	2
1.1.2 Elektrikle çalışan tekerlekli sandalyeler .....	3
1.1.3 Akıllı tekerlekli sandalyeler .....	5
1.2 İnsan Makine Arayüzü ve EOG Uygulamaları .....	7
1.3 Tez Çalışmasının Amacı .....	9
<b>2. YÖNTEM.....</b>	<b>11</b>
2.1 Göz Hareketleri .....	11
2.2 Veri Toplama Protokolü.....	12
2.3 EOG.....	13
2.4 Veri Toplama.....	14
2.5 Son İşlem.....	15
2.6 Algoritma Tasarımı .....	16
2.7 İstatistiksel Analiz .....	24
<b>3. SONUÇLAR .....</b>	<b>25</b>
3.1 Veri.....	25
3.2 Eşik Değer Tespiti.....	25
3.3 İstatistiksel Analiz .....	26
3.4 Başarım.....	28
<b>4. TARTIŞMA .....</b>	<b>29</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>31</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>33</b>



## **KISALTMALAR**

<b>ALS</b>	: Amyotrofik Lateral Skleroz Hastalığı
<b>EOG</b>	: Elektrokulogram
<b>HMI</b>	: İnsan Makine Arayüzü
<b>k-NN</b>	: k-Yakın Komşu Sınıflandırıcı Algoritması



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

<b>Tablo 3.1 :</b> Çalışmada EOG kaydı toplanan bireylerin demografik bilgileri.....	25
<b>Tablo 3.2 :</b> Çalışmada hesaplanan eşik EOG değerleri.....	27
<b>Tablo 3.3 :</b> Çalışmada elde edilen parametrelerin cinsiyete göre istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	28
<b>Tablo 3.4 :</b> Çalışmada kullanılan hareketlerin doğru olarak tespit edilme oranları. .	28





## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

<b>Şekil 1.1</b> : Tekerlekli bir yatak üzerinde yatan bir çocuğu gösteren M.Ö. 530 yılına ait bir antik yunan vazosu. ....	2
<b>Şekil 1.2</b> : Manuel bir tekerlekli sandalye örneği. ....	3
<b>Şekil 1.3</b> : Elektrikle çalışan bir tekerlekli sandalye örneği. ....	4
<b>Şekil 1.4</b> : Akıllı bir tekerlekli sandalye örneği: çene ile çalıştırılabilen bir joystick, 7 serbestlik dereceli robotik kol ve bir bilgisayar ile desteklenmektedir. ....	6
<b>Şekil 1.5</b> : JACO robotik kol ile desteklenmiş bir akıllı tekerlekli sandalye örneği. ..	6
<b>Şekil 1.6</b> : VAHM ile desteklenmiş bir tekerlekli sandalye örneği. ....	7
<b>Şekil 1.7</b> : Manuel bir akıllı tekerlekli sandalye için Smart Powered Assistance Module (SPAM) modülü. ....	7
<b>Şekil 2.1</b> : Gözün kas yapısı. ....	11
<b>Şekil 2.2</b> : Göz hareketleri ve onlara karşılık gelen kas grupları. ....	12
<b>Şekil 2.3</b> : EOG elektrotlarının yerleşimi. ....	14
<b>Şekil 2.4</b> : Laboratuvar ortamında iki farklı bireye ait EOG verileri kayıt edilirken. 15	
<b>Şekil 2.5</b> : Verilen görevlerin yerine getirildiği EOG kayıt örneği. ....	17
<b>Şekil 2.6</b> : Verilen görevlerin ilk denemede yerine getirildiği kayıt cihazından geldiği haliyle EOG kayıt örneği. ....	18
<b>Şekil 2.7</b> : Verilen görevlerin ilk denemede yerine getirildiği EOG kayıt örneğinin 150 ms süreyle medyan süzgeçten geçirilmiş hali. ....	19
<b>Şekil 2.8</b> : Verilen görevlerin 3-4 deneme sonrasında yerine getirildiği EOG kayıt örneğinin 150 ms'lik medyan süzgeçten geçirilmiş hali. ....	20
<b>Şekil 2.9</b> : Yatay eksen EOG kaydına göre çalışan algoritma. ....	22
<b>Şekil 2.10</b> : Düşey eksen EOG kaydına göre çalışan algoritma. ....	23



## EOG KONTROLLÜ ÇOK YÖNLÜ TEKERLEKLİ SANDALYE

### ÖZET

Bu tezde, EOG sinyalleri kullanılarak hareket yeteneği kısıtlı engelli bireyler için gerçek zamanlı çalışmalara uygulanması kolay bir tekerlekli sandalye kontrol algoritması geliştirilmiştir.

Bu çalışmada, yaşları 20-26 arasında değişen 26 bireyden EOG sinyalleri alınmıştır. EOG sinyalleri olarak yatay EOG, sağ göz düşey EOG ve sol göz düşey EOG sinyalleri kayıt edilmiştir. Daha sonra her bir EOG kanalı 150 ms'lik medyan süzgecine tabi tutulmuştur. Böylece istemsiz yapılan göz kırpmaları ve çeşitli diğer gürültüler sinyalden arındırılabilmiştir. Geliştirilen algoritmaların girişine, her denegin kendi EOG sinyallerinin maksimum ve minimum değerlerinin orta değerinin yarısı eşik değer olacak şekilde uygulanmıştır.

Bu şekilde geliştirilen algoritma karşıya bakma, sağa bakma, sola bakma, yukarıya bakma, aşağıya bakma, çift göz kapama, çift göz açma, sağ göz kırpma, sol göz kırpma ve iki gözü birden kırpma komutları için test edilmiştir. Kullanılan eşik değer ile geliştirilen algoritma üzerinde yapılan denemeler sonucunda tüm hareketlerin %100 başarılı olarak gruplandığı görülmüştür. Ayrıca bağımsız örneklem t-testi sonuçlarına göre, önerilen yöntem ile hesaplanan EOG ölçümlerinin cinsiyete göre farklılık göstermediği de görülmüştür. Böylece önerilen yöntem her iki cinsiyet için de uygulanabilir durumdadır.



## **EOG-CONTROLLED OMNI-DIRECTIONAL WHEELCHAIR**

### **ABSTRACT**

In this thesis, a wheelchair control algorithm that is easy to apply to real-time studies has been developed for restricted individuals with disabilities by using EOG signals.

In this study, EOG signals were acquired from 26 individuals with the age between 20 and 26 years. EOG signals of horizontal EOG, vertical EOG of the right eye, and vertical EOG of the left eye were recorded. Median filter with 150-ms duration was applied to all EOG channels. Hence, involuntary blinkings and various other noises were filtered from the signal. The mid-value of the maximum and minimum values of each subject's EOG signals are determined as the threshold value that was applied to the input of provided algorithms.

The algorithm developed in this thesis has been tested for experimental protocol commands of the direct look, the right gaze, the left gaze, the top gaze, the bottom gaze, double-eye closing, double-eye opening, right eye blinking, left eye blinking, and double blinking. As a result of these experiments, the algorithm developed with calculated threshold values has succeeded in grouping the eye movements with the accuracy of 100%. In addition, according to the independent sample t-test results, it was observed that the EOG measurements calculated by the proposed method did not show a statistically meaningful difference by comparing to the genders. Therefore, the proposed method is applicable to individuals from both genders.



## 1. GİRİŞ

Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS) ve felç gibi rahatsızlıklar insanların başta el ve / veya ayaklarında olmak üzere bazı temel motor becerilerini kaybetmesine sebep olmaktadır. ALS hastalığı Amerika’da 1941 yılında ölen New York Yankees beyzbol takımının efsanevi oyuncusu Lou Gehrig’in [1] ve 2018 yılında ölen dünyaca ünlü İngiliz fizikçi, evrenbilimci, astronom, teorisyen ve yazar olan Stephen Hawking’in [2] hastalığı olarak da bilinir. Motor nöron hastalığı olarak da bilinen ALS merkezi sinir sistemi, omurilik ve beyin sapı bölgesinde motor sinir hücrelerinin (nöronlar) kaybindan ileri gelen bir hastalıktır. Bu hücrelerin kaybı ile kaslarda güçsüzlük ve erime (atrofi) başlar. Öte yandan, felç ise beyni besleyen kan damarlarındaki akışın pıhtı gibi bir sebepten dolayı durmasıyla oluşan beyin hasarı ve bu beyin hasarının olduğu uzuv(lar)ın artık kontrol edilememesi ile ortaya çıkan klinik sorundur [3].

ALS hastalığı tüm dünyada ortalama olarak her 100.000 kişide 1 oranında görülmektedir [4]. Felçli veya ALS hastaları hayatlarını sürdürebilmek için genellikle başka bir kişinin yardımına ihtiyaç duymaktadırlar. Bu nedenle sosyal mekanlarda pek görünmemekte ve sosyallikten uzak yaşamak zorunda kalmaktadırlar. Bu tezde bu tür motor beceri sorunu yaşayan hastaların tekerlekli sandalyelerini gözleriyle kumanda edebilmeleri ve böylece kısıtlı olan motor becerilerini diğer günlük faaliyetlerinde kullanabilmelerine olanak sağlanması hedeflenmiştir.

### 1.1 Tekerlekli Sandalyeler

Tekerlek monte edilmiş ilk mobilya milattan önce 530 yıllarına ait bir yunan vazosunda tasvir edilen bir tekerlekli çocuk yatağıdır (Şekil 1.1). Hareket kısıtlılığı taşıyan insanlar tarafından tekerlekli sandalye kullanımını esas olarak 1900lü yılların ilk yıllarında başlanmıştır. O günden bu yana tekerlekli sandalyeler günümüz kullanıcı ihtiyaçlarını karşılayabilmek için birçok değişiklik geçirmiştir [5].



**Şekil 1.1 :** Tekerlekli bir yatak üzerinde yatan bir çocuğu gösteren M.Ö. 530 yılına ait bir antik yunan vazosu.

Tekerlekli sandalyeler insanların hayatlarını sürdürmelerine ve sosyal bir yaşama sahip olmalarına yardımcı olur. Birçok engelli bireyin ihtiyacını karşılamak için manuel veya elektrikle çalışan tekerlekli sandalye kullanımı yeterli olmaktadır. Öte yandan hareketliliğini bağımsız olarak sağlayamayan belli bir grup engelli birey grubu bulunmaktadır. Manuel elektrikli sandalyelerden elektrikle çalışan tekerlekli sandalyelere geçiş yapılmıştır.

Engelli bireylere yardımcı olmak amacıyla, araştırmacılar mobil robot geliştirme konusundaki edindikleri teknolojik bilgilerini gömülü cihazlar ve algılayıcılar kullanarak akıllı tekerlekli sandalye yapmak için kullanmaktadırlar. Günümüzde geleneksel yapıdaki manuel tekerlekli sandalyeler bile daha hafif, dengeli, kararlı, verimli, oranlı ve arabada kolay taşınabilir hale gelmiştir [6].

### **1.1.1 Manuel tekerlekli sandalyeler**

Manuel tekerlekli sandalyeler elle tekerleklerin döndürülmesi suretiyle ilerletilir (Şekil 1.2) [7]. Bu sandalyeler genellikle sadece vücudunun üst tarafını kullanabilen engelli bireyler tarafından tercih edilmektedir. İki alt gruba ayrılmaktadır: katı ve katlanabilir. Katı sandalyeler daha az hareketli parça içermesi ve daha hafif olması nedeniyle, hareketli bir yaşam tarzına sahip kullanıcılar tarafından tercih edilmektedirler. Katlanabilir sandalyeler saklaması daha kolay olduğu veya seyahat boyunca araç içinde daha az yer kapladıkları için tercih edilmektedirler. Genellikle



havaalanları ve hastaneler gibi ortamlarda kullanılmaktadırlar. Bu tekerlekli sandalyeler yoldaki engelleri aşacak şekilde şok emicileri ile de donatılabilirler [8]. Hafif tekerlekli sandalyelerin kullanımı zorlanma nedeniyle oluşabilecek omuz ve bilek incinmelerini azaltır, sandalyenin hareketi için gerekli toplam enerjiyi düşürür, ve taşınması daha kolay olur.



**Şekil 1.2 :** Manuel bir tekerlekli sandalye örneği.

### **1.1.2 Elektrikle çalışan tekerlekli sandalyeler**

Elektrikle çalışan bir tekerlekli sandalyede elektrik motoru, enerji sağlayan akü(ler) ve el çubuğu veya joystick bulunmaktadır (Şekil 1.3) [9]. Bu sandalyeler herhangi bir fiziksel güç harcanmadan daha uzak mesafelere gidebilmek için kullanılmaktadırlar. Bu tekerlekli sandalyeler fiziksel olarak aşırı güçsüz olan veya manuel bir sandalyeyi kullanamayacak durumda olan engelli bireyler için faydalı olmaktadır. Bu sandalyeler aynı zamanda kalp - damar rahatsızlığı olan kişiler tarafından da tercih edilmektedir.



**Şekil 1.3 :** Elektrikle çalışan bir tekerlekli sandalye örneği.

Dahası elektrikli tekerlekli sandalyeler kişisel ihtiyaçlara göre özelleştirilebilir. Örneğin, ön ve arka tekerleklere süspansiyon eklenebilir, daha hafif yapılabilir, daha düşük dönüş direnci için pnömatik lastikler kullanılabilir. Üstelik atletizm, tenis, basketbol gibi çeşitli sporların ihtiyaçlarına göre de özelleştirilebilir [10].

Elektrikli sandalyelerin bazı kısıtlamaları bulunmaktadır [11]:

- Kullanıcının vücudunun üst sağ veya üst sol duruşu düzgün olmalıdır.
- Kullanıcının güçlü bir ele sahip olması ve üst gövdesini hareket ettirilebilir olması gerekmektedir.
- Küçük ve dar alanlarda dönüşü zorlaştıracak şekilde daha uzun bir gövde yapısına sahiptirler.
- Gevşek zeminli yollarda ve zeminlerde zor hareket etmektedirler.

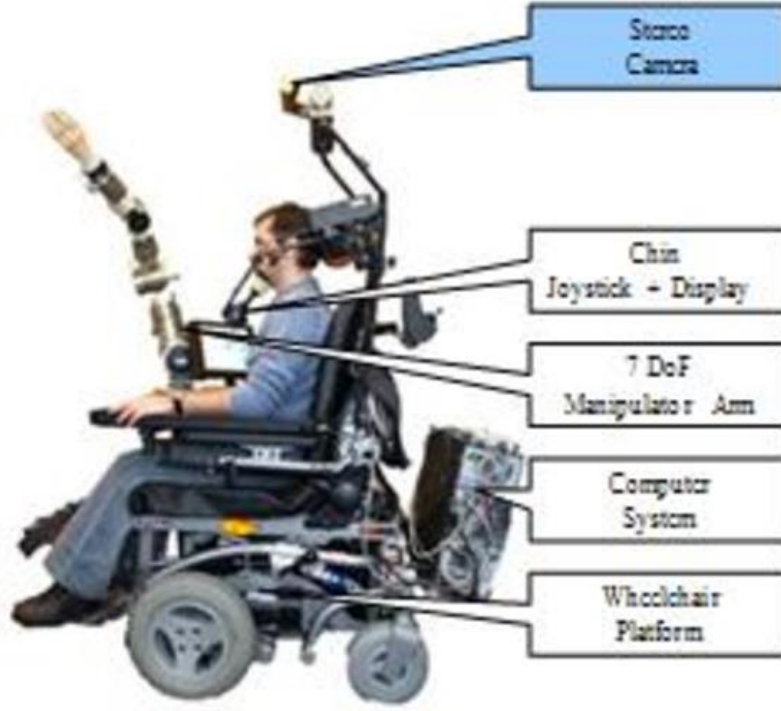
- Baş ve bacakların rahat etmesi için kısıtlı sayıda gövde desteği seçenekleri bulunmaktadır.
- Göreceli olarak daha ağırdırlar ve taşınabilirliği daha azdır.
- Düzenli olarak akülerinin şarj edilmesi gerekmektedir.

### **1.1.3 Akıllı tekerlekli sandalyeler**

Kullanıcıya yardımcı olmak için özelleştirilmiş bazı fonksiyonların eklendiği elektrikle çalışan tekerlekli sandalyelere akıllı tekerlekli sandalyeler denir (şekil 1.4 [12] ve şekil 1.5 [13]). Bu kontrol işlemi özelleştirilmiş bir bilgisayar (bir mikrodenetleyici kartı veya kısaca bir kontrol kartı) yardımıyla çalıştırılan bir yazılımdan oluşmaktadır. Bu kontrol kartına genellikle çeşitli algılayıcılar ve robotik alanında kullanılan teknolojiler eşlik etmektedir. Kullanıcı bir joystick, dokunmaya duyarlı bir ekran veya tuşlar yardımıyla sistemle haberleşmektedir. Ayrıca engelleri tespit etmek ve engellerden kaçınmak için ses sinyalleri, kızıl ötesi algılayıcılar veya lazerler ile donatılmaktadırlar. Bazı tekerlekli sandalyelere bazı gündelik ev eşyalarını kavrayabilmek için robotik eyleyiciler de eklenmektedir.

Akıllı tekerlekli sandalyeler aslında özel kullanıcı gereksinimlerine göre tasarlanmaktadır. Örneğin serebral pals rahatsızlığı bulunan engelli bir bireyden alınan biyolojik kayıtlar içinden komut içeren sinyalleri küçük kas hareketlerini içeren gürültülü sinyaller içinden tespit edebilmek için kullanılır. Yüz tanıma, yol bulma, sahte hareketlerin elenerek tekerlekli sandalyenin kontrol edilmesi gibi birçok farklı yöntem de eklenebilmektedir [10].

İlk akıllı tekerlekli sandalyeler mobil robotlara bir oturak eklenmesi şeklinde yapılan bir düzenlemeden ibaretti. VAHM tekerlekli sandalyesi bu grupta yer almaktadır (şekil 1.6) [14]. Öncül modelleri mobil robot kasası tümleşik olarak tasarlanmış bir tekerlekli sandalyeden oluşmaktadır. Üç kontrol modu bulunmaktadır: manuel, yarı otomatik, ve tam otomatik. Tam otomatik modunda, dahili haritasına göre kendiliğinden gezinme özelliği bulunmaktadır. Yarı otomatik modunda ise, duvarları takip etme ve engellerden kaçınma özelliği bulunmaktadır [14].



**Şekil 1.4 :** Akıllı bir tekerlekli sandalye örneği: çene ile çalıştırılabilen bir joystick, 7 serbestlik dereceli robotik kol ve bir bilgisayar ile desteklenmektedir.



**Şekil 1.5 :** JACO robotik kol ile desteklenmiş bir akıllı tekerlekli sandalye örneği.



**Şekil 1.6 :** VAHM ile desteklenmiş bir tekerlekli sandalye örneği.

Diğer bir alternatif ise eklenti birimi olarak sunulmaktadır. Bu birimler herhangi bir ticari tekerlekli sandalyeye kolayca takılabilirler. Özellikle çocuklar için çok değerli eklentiler kabul edilmektedir. Çocuklar sürekli büyüdükleri için, tekerlekli sandalyelerinin de ihtiyaçlarına göre her seferinde yeniden uyarlanabilmesi gerekmektedir [6]. Şekil 1.7’de Smart Powered Assistance Module (SPAM) modülü takılmış manuel bir tekerlekli sandalye görülmektedir [15].



**Şekil 1.7 :** Manuel bir akıllı tekerlekli sandalye için Smart Powered Assistance Module (SPAM) modülü.

## 1.2 İnsan Makine Arayüzü ve EOG Uygulamaları

Elektrookülografi (EOG), insan gözünün önü ile arkası arasında bulunan kornea - retinal durma potansiyelini ölçmek için kullanılan bir tekniktir. Son yıllarda insan makine arayüzlerini (HMI) tasarlamak için göz hareketlerinden kaynaklanan EOG

sinyalleri de kullanılmaktadır. Felçli veya ALS hastaları hareket kabiliyetlerini kaybederler ve genellikle en son aşamada göz hareketi yeteneklerini kaybederler. Bu nedenle, EOG sinyalleri tarafından kontrol edilen HMI'lar bu hastalar için bir umut kaynağı olarak ortaya çıkmaktadır.

Literatürde EOG ve HMI'ya dayanan birçok çalışma bulunmaktadır. Bir çalışmada yazarlar, göz hareketlerini mümkün kılan bir klavyeyi kontrol etmeye çalışmışlardır [16;17]. Bu çalışmada, EOG sinyalleri ölçülerek k-NN tekniği uygulanarak sınıflandırılmıştır.

Başka bir çalışmada, yine göz hareketleriyle bir bilgisayar ekranındaki farenin imlecini kontrol etmek amaçlanmıştır. Giyilebilir gözlüklerle çevrimdışı olarak alınan sinyaller, imleci kontrol etmek için kullanılmıştır. Bu çalışmanın yanıp sönme, yatay ve dikey sakkatlar (gözün sekmeli hareketleri) için doğruluğu sırasıyla %100, %97 ve %93'olarak belirlenmiştir [18].

Bir diğer çalışmada, EOG sinyallerini tespit edilebilir ve kullanılabilir kılan elektronik bir kart tasarımı açıklanmaktadır [19]. Bu tasarımla elde edilen EOG verileri bilgisayar ortamında gösterilir ve kaydedilir.

Başka bir çalışmada, göz hareketlerinin yolunu sınıflandırmak için bir makine öğrenme algoritmasında dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen sinyal işleme modülü gösterilmiştir [20].

Benzer şekilde, göz sinyallerini kullanarak elle kontrol edilebilen bir HMI tasarlanmıştır [21]. Bu uygulama ile %96 hassasiyet elde edilebilmiştir.

Bir diğer çalışmada, yazarlar tarafından biyo-amplifikatörlerin ve mikrodenetleyici tahrikli bir servo motorun kullanıldığı EOG tabanlı düşük maliyetli gerçek zamanlı tekerlekli sandalye navigasyon sistemi önerilmiştir [22]. Servo motor yatay EOG sinyalinin işlenmesi sonucu hesaplanan göz yönü ile senkronize edilmektedir.

Başka bir çalışmada, yazarlar bir prototip tekerlekli sandalye modeli sürmeye çalışmışlardır. Elde edilen EOG sinyali, sinyallerin genliğine ve süresine bağlı olarak kontrol sinyali üretmek için işlenir. Bu sistemde kontrol sinyalleri kablosuz ortamda iletilir [23].

### **1.3 Tez Çalışmasının Amacı**

Literatürde yapılan birçok uygulamaya rağmen, engelli bireyin bilinçli bir şekilde göz kırpması ile farklı komutları verebileceği, gerçek zamanlı çalışmaya uygun basitlikte algoritmalar ile desteklenmiş, gözle kontrol edilebilen ve böylece engellinin ellerini diğer günlük faaliyetlerinde kullanabilmesine olanak sağlayan geçerli bir sistem henüz ortaya konulamamıştır. Bu çalışmaların birçoğu kişiye özgü olarak kalmaktadır. Bu tez çalışmasında göz kırpması ile üç farklı komutun verilebileceği, ayrıca gözün baktığı yöne doğru yönlendirilebilecek ve bir tekerlekli sandalyeye rahatlıkla adapte edilebilecek bir yöntem önerilmesi amaçlanmıştır.



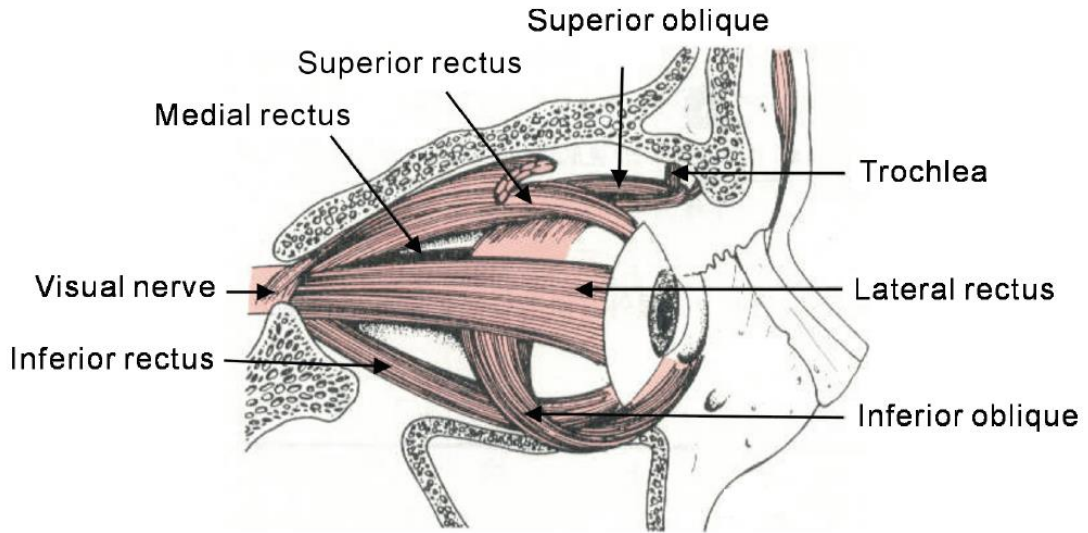


## 2. YÖNTEM

Bu bölümde tezde kullanılan yöntem ve materyaller açıklanmıştır. Öncelikle göz hareketlerini neler olduğu, veri toplama protokolü ve EOG kayıt yöntemi sırasıyla verilmiştir.

### 2.1 Göz Hareketleri

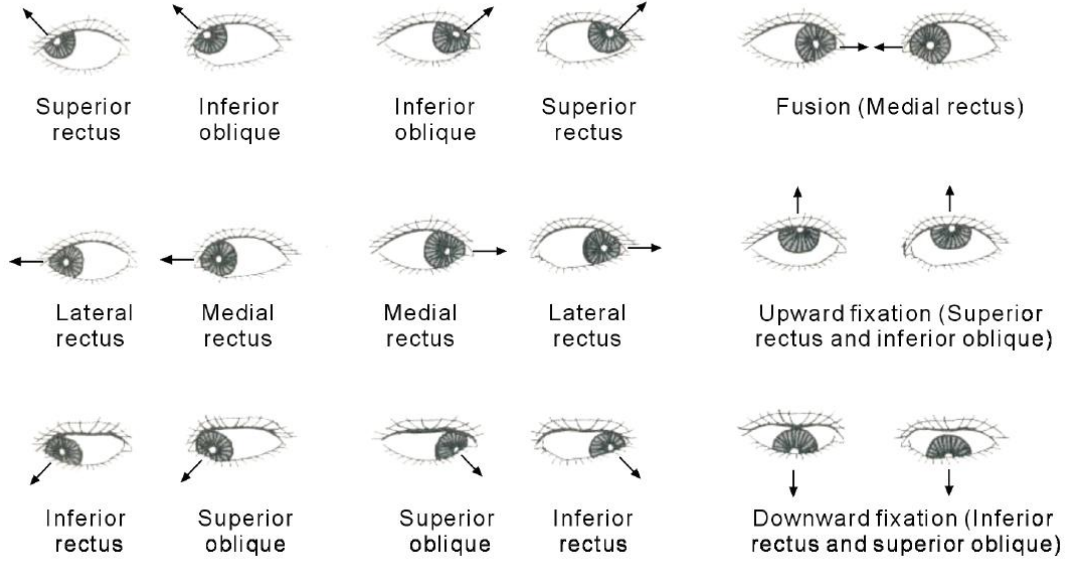
Göz hareketleri medial ve lateral rekti kasları, superior ve inferior rekti kasları, superior ve inferior oblique kasları olmak üzere üç ayrı kas çifti tarafından sağlanır (Şekil 2.1). Medial rectus ve lateral rectus kasılarak göz küresini sağa veya sola doğru hareket ettirirler. Benzer şekilde, superior rectus ve inferior rectus kasları karşılıklı kasılarak göz küresini aşağı veya yukarı doğru hareket ettirirler. Öte yandan, superior oblique ve inferior oblique kasları ise görüş alanını dik tutabilmek için karşılıklı kasılarak göz küresini döndürürler.



Şekil 2.1 : Gözün kas yapısı.

Her iki gözde de göz küresini kontrol etmek için bu kasların dağılımı simetrik olarak yer almaktadır. Şekil 2.2’de gözlerin dört yöne olan hareketleri ve bu hareketlere

karşılık gelen kas aktiviteleri görülmektedir. Bu gözlerin hareketleri ile gözler görüş alanının soyut bölümüne sabitlenmektedir.



**Şekil 2.2 :** Göz hareketleri ve onlara karşılık gelen kas grupları.

## 2.2 Veri Toplama Protokolü

Tüm gönüllülere aşağıda belirtilen görevleri sırayla yerine getirmeleri istenmiştir:

- Karşıya bak,
- Sağa bak,
- Karşıya bak,
- Sola bak,
- Karşıya bak,
- Yukarıya bak,
- Karşıya bak,
- Aşağıya bak,
- İki gözü kapat,

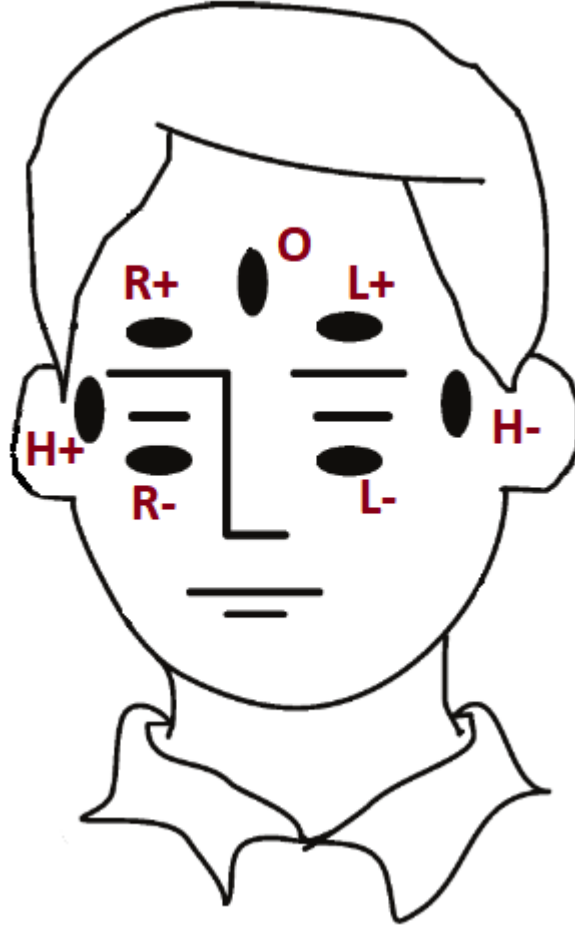
- İki gözü aç,
- Sağ gözü kırp,
- Sol gözü kırp ve
- Çift göz kırp.

Burada yer alan karşıya bak komutu ile diğer komutların EOG kayıtlarının birbirlerini etkilemelerinin önüne geçilmesi ve EOG sinyalinin taban seviyesinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

### 2.3 EOG

EOG, göz hareketlerini incelemek için göz küresini hareket ettiren kasların aktivitelerini ölçmeye yarayan bir yöntemdir. Gözler dinlenme halinde iken elektrotlar arası potansiyel farkı oluşmaz. Göz hareketinde elektrotlar arasında göz hareketinin yönünde yer alan elektrot daha pozitif olacak şekilde bir potansiyel farkı oluşturur. Gözün sağa veya sola doğru olan hareketinde yatay elektrotlar (H+ ve H-), aşağı veya yukarı hareketinde ise dikey elektrotlar (sol göz için L+ ve L-, sağ göz için R+ ve R-) arasında potansiyel fark oluşur (Şekil 2.3). Geleneksel olan EOG uygulamalarında sadece tek gözün dikey hareketleri kayıt edilirken, bu çalışmada göz kırpma hareketlerinin de ayrı ayrı tespit edilmesi hedeflendiğinden her iki göz için de dikey elektrotlar yerleştirilmiştir [24].

Elektrot olarak piyasada kolayca bulunabilen AG/AgCl kullan-at elektrotları kullanılmıştır. Böylece elektrotların iletkenliğini artırmak için ayrıca jel kullanımına gerek kalmamıştır.

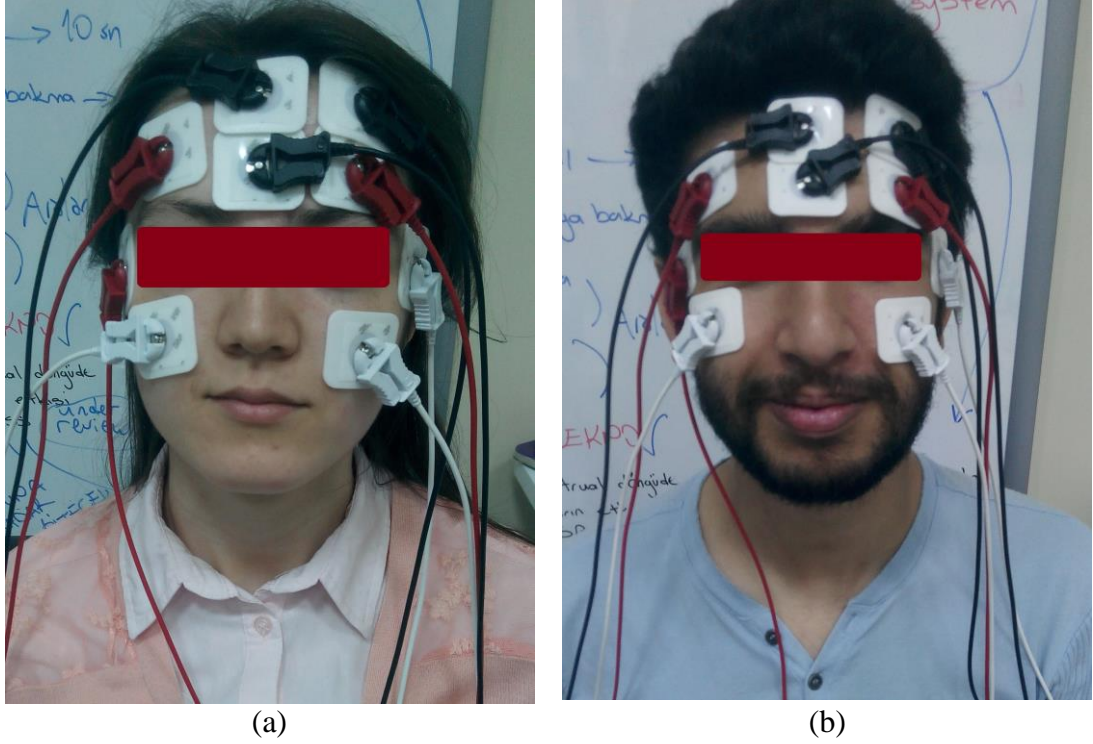


Şekil 2.3 : EOG elektrotlarının yerleşimi.

## 2.4 Veri Toplama

Bu çalışmada kullanılan verilerin kayıt edilmesinde, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü bünyesindeki Temel Biyomedikal Laboratuvarı'nda bulunan elektrofizyolojik veri toplama sistemi olan BIOPAC MP36 sistemi kullanılmıştır. Elektrofizyolojik veri toplama cihazı, kişinin içinde bulunduğu anda yaşadığı fizyolojik değişimleri ölçmeye yarayan bir cihazdır. Cihazın USB portu aracılığıyla bağlandığı bilgisayara ölçüm verileri Acqknowledge 4.1 programına aktarılmıştır. Çalışmada üç kanal EOG verisi toplanmıştır: sol göz düşey, sağ göz düşey ve iki göz yatay.

Bu çalışmada kullanılan veriler için bilinen herhangi bir rahatsızlığı bulunmayan 26 gönüllü öğrenciden kayıt edilmiştir. Verilerin kayıt edilmesinde laboratuvarında bulunan BIOPAC MP36 sistemi kullanılmıştır (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4 :** Laboratuvar ortamında iki farklı bireye ait EOG verileri kayıtl edilirken.

Elektrot çiftlerinin elektrofizyoloji kayıt cihazına bağlanması sonrasında, sinyal kaydı için bant geçiren filtre ayarları yapılır. Bant genişliği 0,05 Hz ile 35 Hz arasında ve kuvvetlendirme katsayısı 50 olarak ayarlanır [25]. EOG kayıtları elde edilirken 500 Hz örnekleme hızı seçilmiştir (Şekil 2.5). Bu şekilde üç kanal için EOG kayıtları görülmektedir. Üstte iki şakağa yerleştirilen ve yatay yöndeki göz hareketlerini algılayan yatay eksen EOG sinyali görülmektedir. Daha sonra her iki gözün farklı göz kırpması hareketlerini de algılayabilmesi için ayrı ayrı düşey eksen EOG kayıtları görülmektedir. Ortada sağ göze ait düşey eksen EOG kaydı ve altta ise sol göze ait düşey eksen EOG kaydı yer almaktadır. Şeklin üstündeki ters duran üçgen sembolleri ise deneğe verilen komutun zamanlamasını göstermektedir

BIOPAC ile kayıt edilen EOG sinyalleri daha rahat işlenebilmek için MATLAB programına aktarılmıştır (Şekil 2.6). Bu şekilde istenmeyen göz kırpması hareketlerinden bir kaç örnek olarak işaretlenmiştir.

## 2.5 Son İşlem

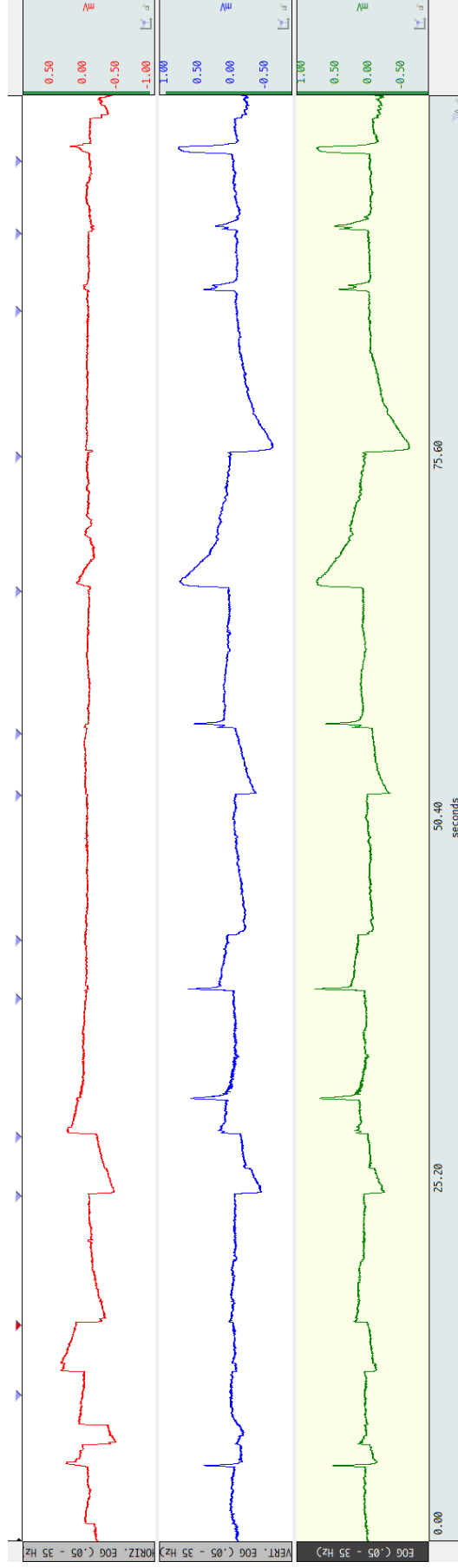
Kayıt edilen EOG sinyallerinde refleks sonucu oluşan ve istenmeyen göz kırpması hareketleri bulunmaktadır. Ayrıca bant geçiren süzgeç bulunmasına rağmen, diğer tüm fizyolojik sinyallerin kaydında karşılaşılan ve istenmeyen gürültüler de yer

almaktadır. Bu nedenle EOG sinyaline 150 ms'lik bir medyan süzgeç uygulanmaktadır [25]. Bu işlem için gelen EOG sinyalinin her bir kanalı 150 ms süresince biriktirilir. Daha sonra her kanaldaki EOG verisi küçükten büyüğe sıralanarak orta sırada yer alan veri o noktadaki veri olarak alınır. Böylece aşırı hızlı değişen ani göz kırpması gibi sinyal verileri kaybolarak daha yumuşak geçişli bir EOG sinyali elde edilmiş olur. Refleks sonucu oluşan göz kırpmaları istemli olarak yapılan göz kırpmalarından daha kısa süreli ve daha keskin geçişli olduğundan, bu yöntemle istemli yapılan göz kırpmaları kalırken istemsiz göz kırpmaları yok edilmektedir (Şekil 2.7).

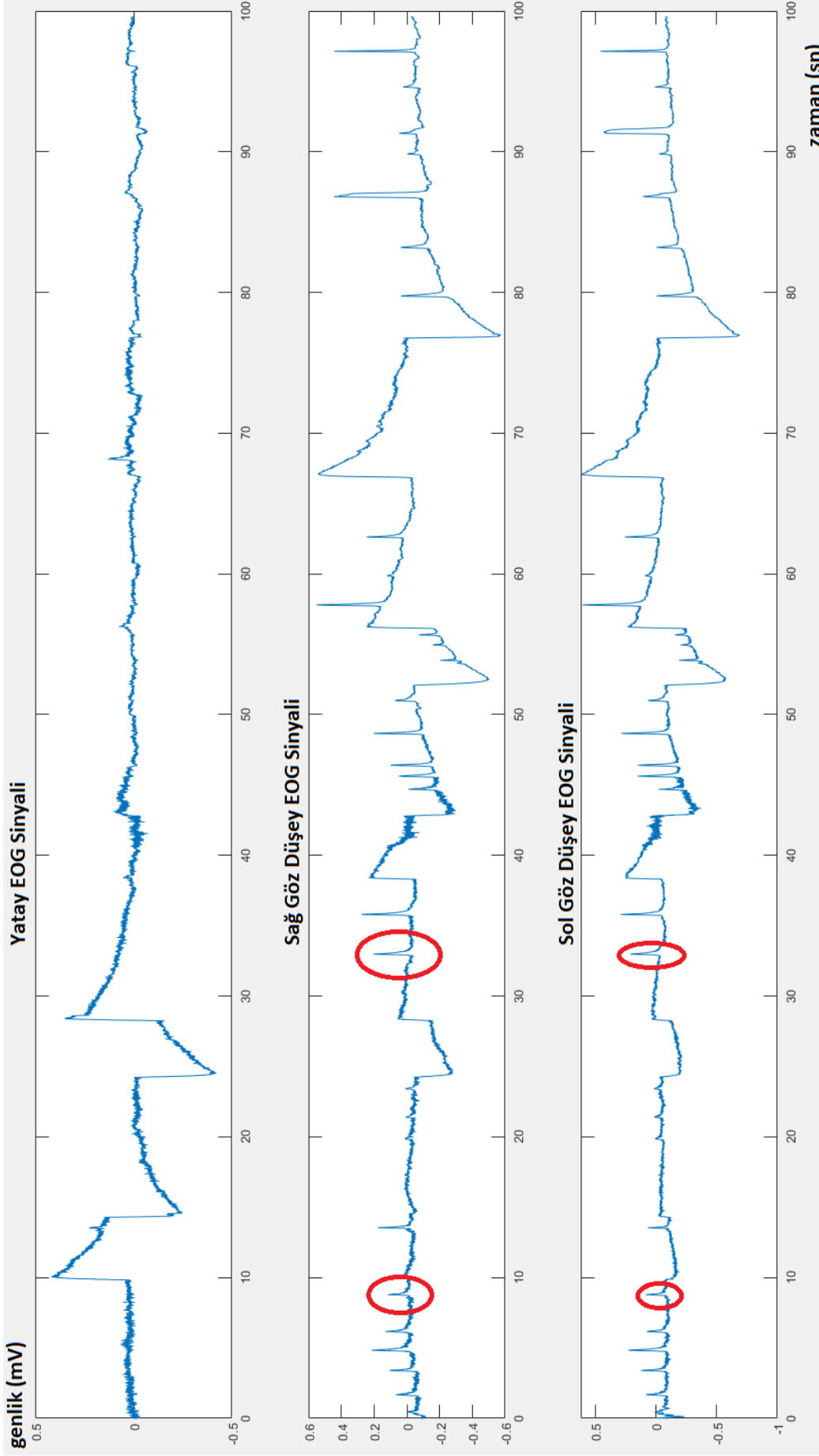
Deneklerin biçoğunda aşağı-yukarı bakma komutları sırasında sağa veya sola doğru ve benzer şekilde sağa-sola bakma komutları sırasında yukarıya veya aşağıya EOG sinyallerinin de görüldüğü tespit edilmiştir (Şekil 2.7). Bunun için deneklere aynı uygulamayı 3-4 kez tecrübe etmeleri istenmiştir. Bu denemeler sonucunda istenmeyen bu tür yön komutlarının önüne geçilmesi sağlanmıştır (Şekil 2.8).

## **2.6 Algoritma Tasarımı**

Bir sorunu çözmek veya belirlenmiş bir amaca ulaşmak için tasarlanan yola, takip edilen işlem basamaklarına algoritma denir. Algoritmalar açıkça belirtilmiş bir başlangıcı ve sonu olan işlemler kümesidir. Amaca ulaşmak için işlenecek çözüm yolları ve sıralamaları belirlenir ve algoritma bu sırayı takip ederek en mantıklı çözüme ulaştırır [26]. Göz hareketlerine göre yapılacak eyleme karar verebilmek için sinyalin özellikleri incelenerek algoritma geliştirilmesi gerekmektedir. Eş zamanlı çalışmak üzere yatay eksen EOG kaydı için bir algoritma ve düşey eksen EOG kayıtları için bir algoritma olmak üzere iki farklı algoritma tasarlanmıştır. Düşey eksen için tasarlanan algoritma hem sağ göz hem de sol göz için olmak üzere eş zamanlı iki farklı yordam olarak çalıştırılacaktır (Şekil 2.9 ve 2.10).

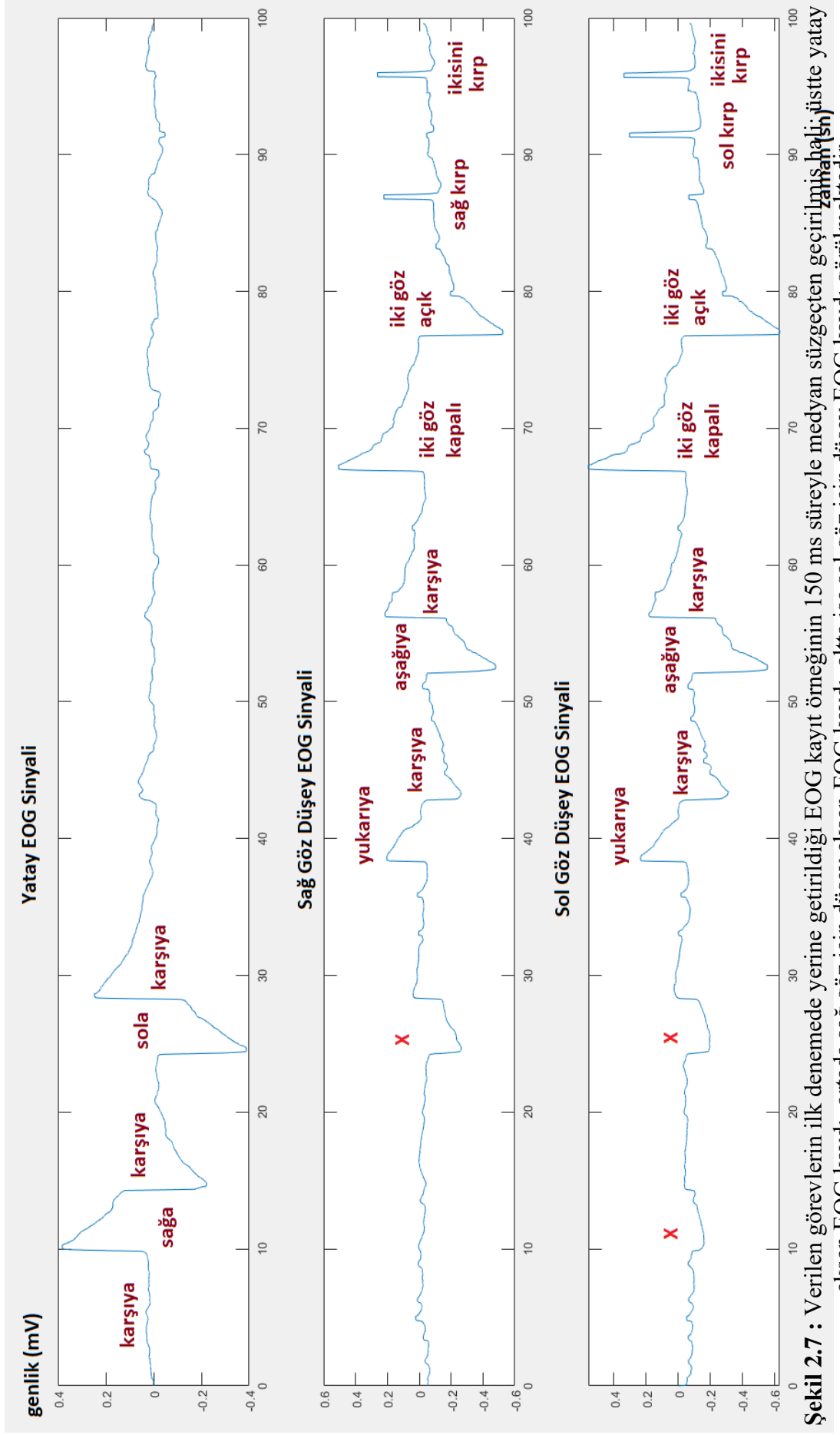


**Şekil 2.5 :** Verilen görevlerin yerine getirildiği EOG kayıt örneği: üstte yatay eksen EOG kaydı (kırmızı), ortada sağ göz için düşey eksen EOG kaydı (mavi), altta ise sol göz için düşey EOG kaydı (yeşil) görülmektedir.

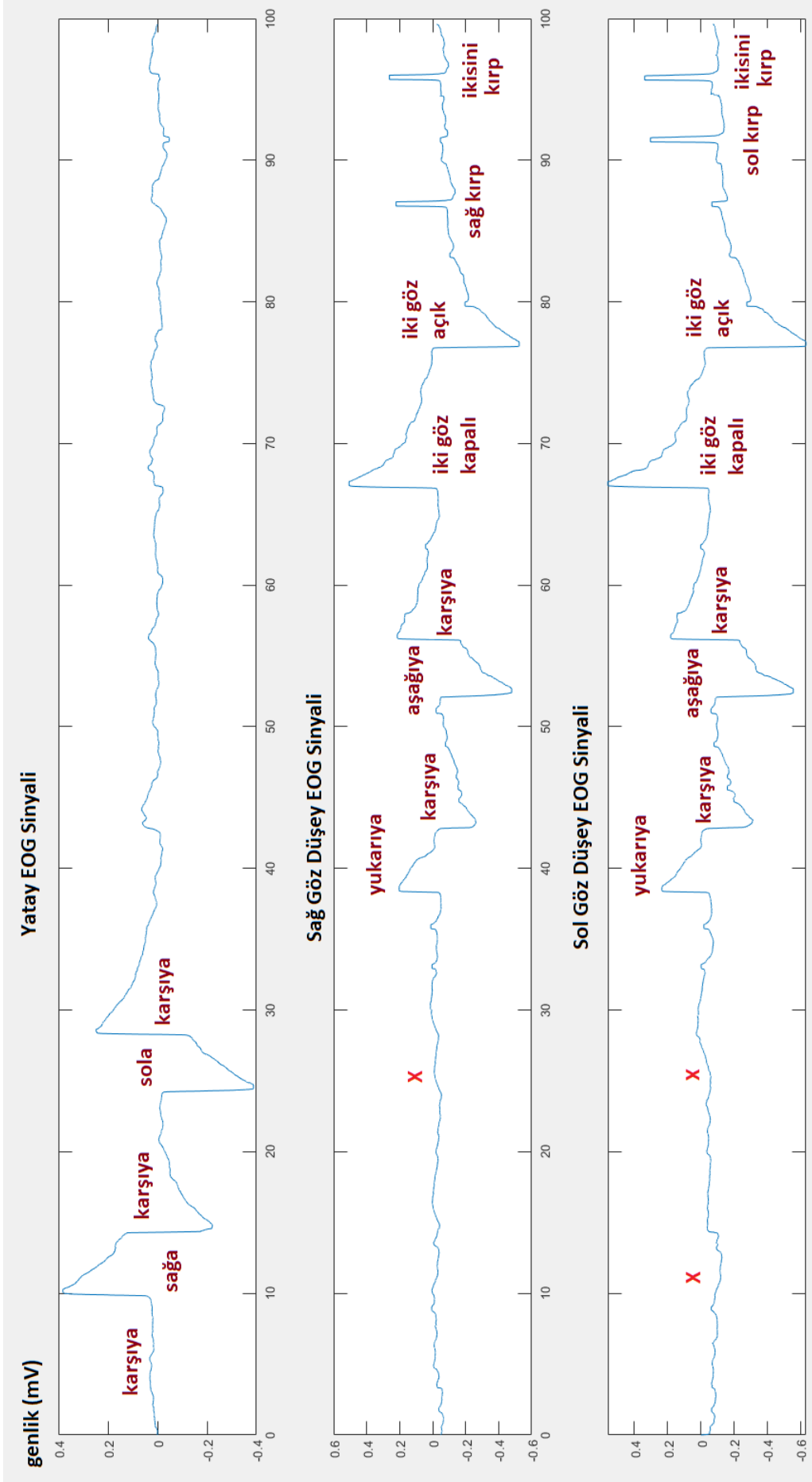


**Şekil 2.6 :** Verilen görevlerin ilk denemede yerine getirildiği kayıt cihazından geldiği haliyle EOG kayıt örneği: üstte yatay eksen EOG kaydı, ortada sağ göz için düşey eksen EOG kaydı, altta ise sol göz için düşey EOG kaydı görülmektedir.





**Şekil 2.7 :** Verilen görevlerin ilk denemede yerine getirildiği EOG kayıt örneğinin 150 ms süreyle medyan süzgeçten geçirilmiş halini; üstte yatay eksen EOG kaydı, ortada sağ göz için düşey eksen EOG kaydı, altta ise sol göz için düşey EOG kaydı görülmektedir.



**Şekil 2.8 :** Verilen görevlerin 3-4 deneme sonrasında yerine getirildiği EOG kayıt örneğinin 150 ms'lik medyan süzgeçten geçirilmiş hali: üstte yatay eksen EOG kaydı, ortada sağ göz için düşey eksen EOG kaydı, altta ise sol göz için düşey EOG kaydı görülmektedir.

Algoritmaların gösteriminde değer atama işlemi için  $\leq$  operatörü kullanılmış ve karşılaştırma işleminin olumsuz olan kolu için turuncu renkli gösterim tercih edilmiştir.

Algoritmalar geliştirilirken, sinyaller dikkatli bir şekilde incelenmiş ve yn komutlarından sonra karşıya bakarken ters yönde bir sinyalin kayıt edildiği görülmüştür. Öte yandan, göz kırpma hareketlerinden sonra ise böyle bir kaydın oluşmadığı gözlenmiştir.

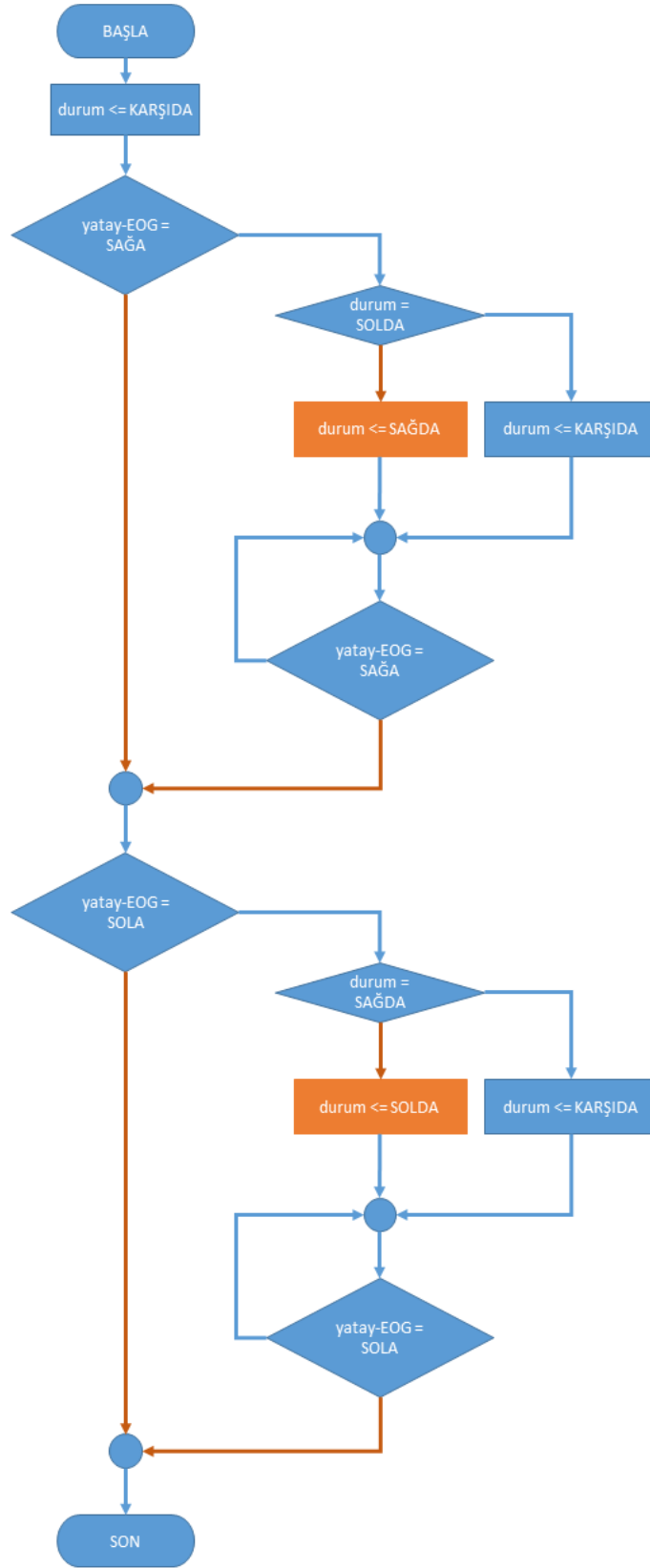
Bu nedenle sağa bakış algılandığında, mevcut durumda göz karşıda veya sağda ise sağa bakmaya başlanıldığı veya devam edildiği fakat göz solda ise gözün karşıya bakmak üzere hareket ettirildiği anlaşılmaktadır.

Benzer şekilde, sola bakış algılandığında, mevcut durumda göz karşıda veya solda ise sola bakmaya başlanıldığı veya devam edildiği fakat göz sağda ise gözün karşıya bakmak üzere hareket ettirildiği anlaşılmaktadır (şekil 2.9).

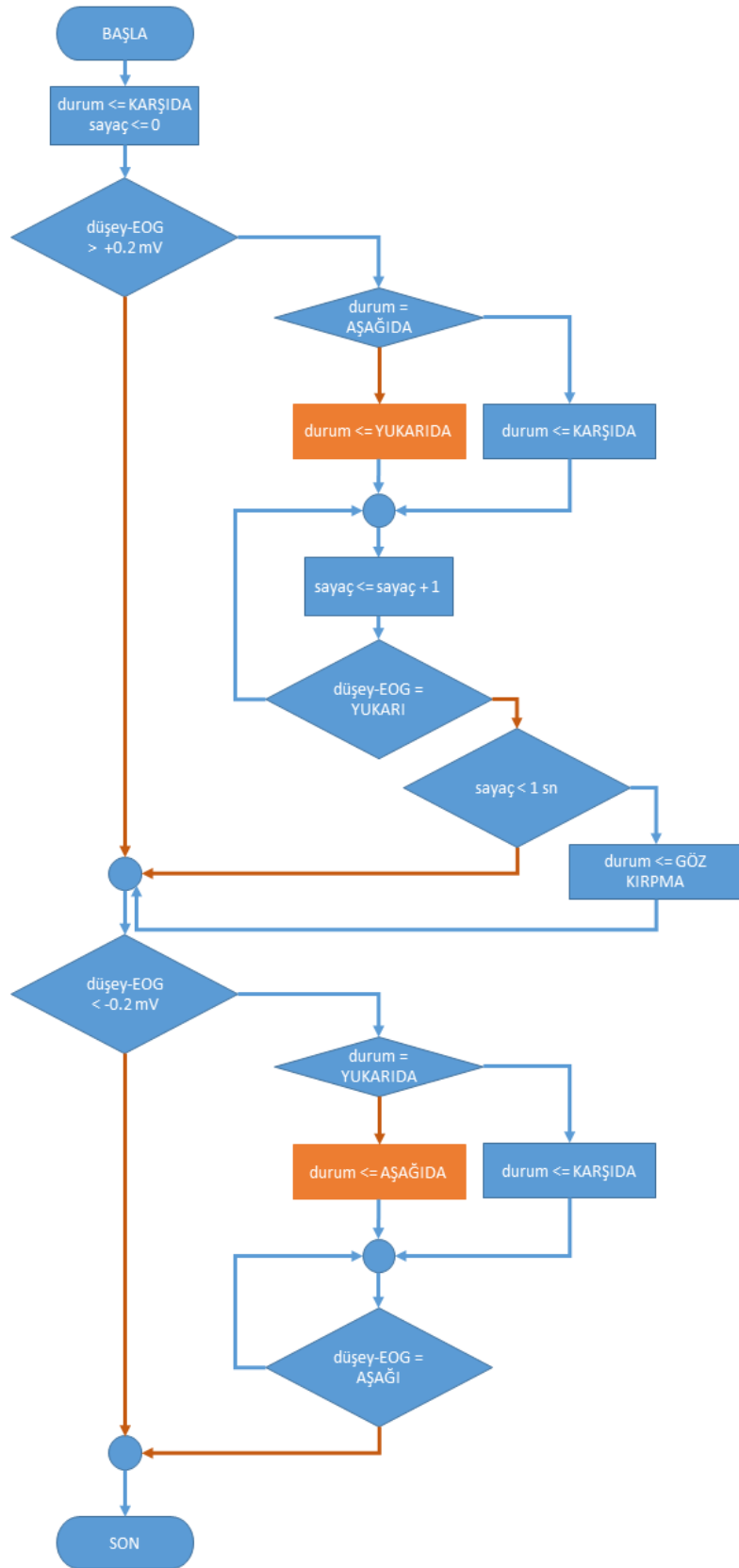
Eğer yukarı bakış algılanmış ise, mevcut durumda göz karşıda veya yukarıda ise yukarı bakmaya başlanıldığı veya devam edildiği fakat göz aşağıda ise gözün karşıya bakmak üzere hareket ettirildiği anlaşılmaktadır. Bununla birlikte eğer yukarı bakış komutu en fazla 100 ms kadar verilmiş ise, o zaman göz kırpma hareketinin yapıldığı anlaşılmaktadır.

Benzer şekilde aşağı bakış algılanmış ise, mevcut durumda göz karşıda veya aşağıda ise aşağı bakmaya başlanıldığı veya devam edildiği fakat göz yukarıda ise gözün karşıya bakmak üzere hareket ettirildiği anlaşılmaktadır. Göz kırpma hareketinde aşağı bakış komutu gelmediği için göz kırpma hareketinin olup olmadığı bu aşamada kontrol edilmemiştir (şekil 2.10).

Her iki algoritmadaki durum değişkenleri yatay göz durumu ve sağ (veya sol) göz düşey durumunu göstermektedir.



Şekil 2.9 : Yatay eksen EOG kaydına göre çalışan algoritma.



**Şekil 2.10:** Düşey eksen EOG kaydına göre çalışan algoritma. Her iki göz için de bu algoritma ayrı ayrı çalıştırılmaktadır.

## 2.7 İstatistiksel Analiz

Bu tez çalışmasında deneklerin herbir komuta verdikleri tepkilere bağılı olarak kayıt edilen EOG sinyallerinden hesaplanan eşik değerlerinin cinsiyete bağılı olarak değişip değişmediğinin incelenmesi de amaçlanmıştır. Bağımlı değişken olarak cinsiyet ve bağımsız değişkenler olarak EOG komutlarından hesaplanan eşik değerleri olacak şekilde SPSS sürüm 24.0 yazılımı kullanılarak istatistiksel analiz yapılmıştır. Burada cinsiyete göre (iki durum) denekler ve gruplar arası etkileşimin olmadığı (bağımsız örneklem) karşılaştırma yapıldığı için bağımsız örneklem t testi kullanılmıştır [27].

SPSS yazılımındaki standart komutlar kullanılırken öncelikle istatistiksel olarak anlamlılık düzeyi seçilir (0,05 gibi). Bu değer, çalışma 100 defa tekrarlırsa bunlardan 5 tanesinde hatalı sonuç üretilmesinin kabul edildiği anlamına gelir. Test sonucunda bağımsız değişken için hesaplanan istatistiksel anlamlılık düzeyi olan p değeri 0,05'den küçük olursa iki grup arasında fark vardır, değilse anlamlı bir fark bulunamamıştır sonucuna ulaşılır.

### 3. SONUÇLAR

Deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen bulgular bu bölümde sunulmuştur. Öncelikle toplanan verilerin ait olduğu bireylerin yaş ve cinsiyet bilgileri verilmiştir. Daha sonra her bir harekete karşılık gelen ölçüm sonuçları verilerek belirlenen eşik değerleri sunulmuştur.

#### 3.1 Veri

Bu çalışmada kullanılan veriler, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü bünyesindeki Temel Biyomedikal Laboratuvarı'nda bilinen herhangi bir rahatsızlığı bulunmayan 26 gönüllü öğrenciden kayıt edilmiştir. Verileri toplanan öğrencilerin cinsiyetlerine göre sayıları ile ortalama ve standart sapma olarak yaş bilgileri aşağıdaki gibi özetlenmiştir (Tablo 3.1).

**Tablo 3.1 :** Çalışmada EOG kaydı toplanan bireylerin demografik bilgileri. Burada yaş bilgisi ortalama  $\pm$  standart sapma olarak verilmiştir.

CİNSİYET	SAYI	YAŞ
Erkek	11	21,91 $\pm$ 1,51
Kadın	15	21,87 $\pm$ 1,25
Hepsi	26	21,88 $\pm$ 1,34

Tüm gönüllülere önceden belirlenen veri toplama protokolü uygulanmıştır. Burada yer alan karşıya bak komutu ile diğer komutların EOG kayıtlarının birbirlerini etkilemelerinin önüne geçilmesi hedeflenmiştir. Bu görevlerin tamamlanması her bir denek için 99,20 - 106,68 saniye arasında sürmüştür.

#### 3.2 Eşik Değer Tespiti

Tüm bireylerin deney protokolünde belirtilen komutlara verdikleri tepkilere göre EOG kayıtları incelenmiştir. Veri toplanırken uygulanan yüksek geçiren süzgeç nedeniyle, denek karşıya bakma dışındaki herhangi bir yöne bakmaya devam etse bile EOG sinyalindeki voltaj değişimi düz olarak kalmamakta ve zamanla sıfıra

doğru giden bir grafik vermektedir. Bu şekilde her bir hareket için kendi içinde minimum ve maksimum değerlerine bağlı kalınarak bir eşik değer tespit edilmesi yoluna gidilmesine karar verilmiştir.

Deneysel yaklaşım sonucunda her birey için yatay EOG, sađ göz EOG ve sol göz EOG için tüm komutlardaki en yüksek ve en dūřuk sinyal seviyeleri kayıt edilmiştir. Bu iki değerin ortalamasının yarısı eřik değer olarak tespit edilmiştir. Bu eřik değer her denek ve her kanal için ayrı belirlenmiştir. Tüm deneklerden elde edilen tüm EOG kanalları için tespit edilen gercek eřik değerleri aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.2). Bu tabloda yatay EOG için verilen pozitif değerler sađa bakma için eřik değerleri ve negatif değerler ise sola bakma için eřik değerleri göstermektedir. Benzer şekilde dūřey EOG için verilen pozitif değerler yukarı bakma için eřik değerleri ve negatif değerler ise aşağı bakma için eřik değerleri göstermektedir. Tablonun son satırında tüm deneklere ait ortalama değer ve standart sapma değerleri de verilmiştir.

şekil 2.9 ve 2.10 ile verilen algoritmalarda gösterimi sadeleştirme amaçlı olarak 0.2 mV gibi sembolik bir değer gösterilmiştir. Algoritmadaki bu değerlerin yerine Tablo 3.2'de karşılık gelen eşik değerler yazılacaktır.

### **3.3 İstatistiksel Analiz**

Tespit edilen eşik değerler ve kayıt edilen yaş bilgisinin cinsiyetler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğinin tespiti için Bağımsız Örneklem T-Testi kullanılmıştır. SPSS sürüm 24 yazılımı kullanılarak elde edilen p (istatistiksel olarak anlamlılık düzeyi) değerleri tablo halinde düzenlenmiştir (Tablo 3.3). Bu tabloda elde edilen değerlerin hiç birisi seçilen anlamlılık düzeyi olan 0,05 değerinden küçük olmadığı görülmektedir [27]. Buna göre seçilen eşik değerlerin tespiti yönteminin cinsiyete göre farklılık göstermediği sonucuna ulaşılmaktadır.



**Tablo 3.2 : Çalışmada hesaplanan eşik EOG değerleri.**

<b>KAYIT</b>	<b>YATAY EOG (mV)</b>	<b>SAĞ GÖZ DÜŞEY EOG (mV)</b>	<b>SOL GÖZ DÜŞEY EOG (mV)</b>
Denek 1	-0,3878 / +0,3812	-0,5240 / +0,5059	-0,6329 / +0,5591
Denek 2	-0,4432 / +0,3085	-0,5930 / +0,7471	-0,6018 / +0,7730
Denek 3	-0,4985 / +0,4630	-0,4356 / +0,6138	-0,5731 / +0,8426
Denek 4	-0,5899 / +0,7299	-0,4829 / +0,7129	-0,5301 / +0,7693
Denek 5	-0,4688 / +0,1512	-0,3860 / +0,3593	-0,3299 / +0,5402
Denek 6	-1,0000 / +0,7143	-1,0000 / +0,1197	-0,5600 / +1,6040
Denek 7	-0,5585 / +0,5103	-0,3419 / +0,6332	-0,4675 / +0,6259
Denek 8	-0,5543 / +0,9576	-0,3148 / +0,6696	-0,5020 / +0,6909
Denek 9	-0,9247 / +0,7050	-0,5185 / +0,7744	-0,8951 / +1,0593
Denek 10	-0,8287 / +0,7953	-0,7596 / +0,7159	-0,7642 / +0,7904
Denek 11	-0,4700 / +0,3132	-0,3763 / +0,6504	-0,4312 / +2,3508
Denek 12	-0,7001 / +0,6336	-0,6136 / +0,6364	-0,5157 / +0,4794
Denek 13	-0,8233 / +0,7025	-0,7133 / +0,8443	-0,8252 / +1,1588
Denek 14	-0,5954 / +0,7475	-0,5788 / +0,9371	-0,7419 / +1,0941
Denek 15	-0,5193 / +0,4857	-0,5430 / +0,7435	-0,6479 / +0,9125
Denek 16	-1,0000 / +0,9652	-1,0000 / +0,9999	-0,9268 / +1,2589
Denek 17	-0,7236 / +0,7394	-0,7089 / +0,6004	-1,0413 / +0,6412
Denek 18	-0,3634 / +0,8713	-0,3820 / +0,5638	-0,4514 / +0,6577
Denek 19	-0,5200 / +0,4272	-0,4728 / +0,6798	-0,4208 / +0,7205
Denek 20	-0,4355 / +0,5110	-0,3599 / +0,6425	-0,6879 / +0,6387
Denek 21	-0,4317 / +0,3083	-1,0000 / +0,9999	-1,0519 / +1,0416
Denek 22	-0,5874 / +0,2628	-0,4140 / +0,9999	-0,4318 / +0,7678
Denek 23	-0,6212 / +0,6717	-0,6386 / +0,7726	-0,6119 / +0,5817
Denek 24	-0,6027 / +0,4604	-0,4696 / +0,8467	-0,5304 / +1,1502
Denek 25	-0,9994 / +0,8722	-0,7299 / +0,9999	-0,7004 / +1,3165
Denek 26	-0,4899 / +0,4483	-0,5700 / +0,5311	-0,5869 / +0,5719
<b>ORTALAMA</b>	-0,6207 / +0,5822	-0,5741 / +0,7038	-0,6331 / +0,9076

**Tablo 3.3 :** Çalışmada elde edilen parametrelerin cinsiyete göre istatistiksel olarak karşılaştırılması. Burada p değeri istatistiksel anlamlılık düzeyini gösterir ve seçilen 0,05 değerinden daha düşük olan değerler istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren parametreleri verir.

PARAMETRE	p
Yaş	0,675
Yatay EOG Minimum	0,498
Yatay EOG Maksimum	0,404
Sol Göz Düşey EOG Minimum	0,942
Sol Göz Düşey EOG Maksimum	0,283
Sağ Göz Düşey EOG Minimum	0,195
Sağ Göz Düşey EOG Maksimum	0,068

### 3.4 Başarım

Tez kapsamında geliştirilen algoritmalar daha önce geliştirilen mikrodenetleyici kartı [28] kullanılarak çalıştırılmıştır. Tespit edilen eşik değerler kullanılarak herbir birey için kayıtedilen EOG sinyalleri uygulanarak mikrodenetleyici kartı test edilmiştir. Bireylerin tamamı için hareketlerin doğru olarak algılanıp algılanmadığı kayıt edilmiştir. Yapılan bu denemeler neticesinde tüm göz hareketlerinin doğru olarak sınıflandırılabilirdiği görülmüştür (Tablo 3.4).

**Tablo 3.4 :** Çalışmada kullanılan hareketlerin doğru olarak tespit edilme oranları.

KAYIT	BAŞARIM (%)
Karşıya bak	100
Sağa bak	100
Sola bak	100
Gözler kapalı	100
Gözler açık	100
Sağ göz kırp	100
Sol göz kırp	100
Çift göz kırp	100

#### 4. TARTIŞMA

Bu tezde, EOG sinyalleri kullanılarak hareket yeteneği kısıtlı engelli bireyler için gerçek zamanlı çalışmalara uygulanması kolay bir tekerlekli sandalye kontrol algoritması geliştirilmiştir. Bu sistemin tasarımında, engelli bireylerin her birine ait EOG sinyallerinin kendi maksimum ve minimum değerlerinin orta değerin yarısı eşik değeri olarak kullanılmıştır.

Bu çalışmada, yaşları 20-26 arasında değışen 26 bireyden EOG sinyalleri alınmıştır. Kullanılan eşik değeri ile geliştirilen algoritma üzerinde yapılan denemeler sonucunda tüm hareketlerin %100 başarılı olarak gruplandırıldığı görülmüştür.

Yapay zeka ve akıllı sistem kullanımı ile birçok karmaşık problem çözülebilmesine karşın, gerçek zamanlı çalışması gereken tekerlekli sandalye gibi sistemlerin kontrolünde mümkün olduğunca basit bir algoritma tercih edilmektedir. Çünkü bu tür cihazların çalıştırılması için karmaşık bilgisayar sistemleri değil, basit yapıdaki mikrodenetleyici sistemleri kullanılmaktadır.

Bu çalışmanın devamında bir mikrodenetleyici kartı tasarlanması ve tekerlekli sandalyenin kontrol edilebildiği gerçek zamanlı bir sistem tasarımı hedeflenmektedir.

Ayrıca, tespit edilen eşik değerlerinin ve yaş bilgisinin cinsiyete göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark içerip içermediği de incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre EOG ölçümlerine ait hesaplanan eşik değerlerinde anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Buna göre önerilen yöntemin cinsiyete göre farklılık göstermediği ve her iki cinsiyetteki bireyler için de kullanılabilceği sonucuna ulaşılmıştır.

Ayrıca çalışmaya yapay zeka bileşenlerinin eklenmesiyle, şaşılık derecesinin tespit edilmesi, istemsiz göz kırpmalarının önüne geçilmesi gibi çalışmalar da yapılabilir. Bu tez çalışmasıyla bu tür çalışmaların İzmir Katip Çelebi Üniveristesi Biyomedikal Mühendisliği laboratuvarlarında yürütülebilmesi için bir temel oluşturulmuştur.



## KAYNAKLAR

- [1] Özoğuz, A., Pirkevi, C., Güzel, M., Hocoğlu, F. S., Gencer, P., Özkan, A. K., & Başak, A. N. (2008). *Sevdiğiniz ile ALS'yi yaşamak*. Boğaziçi Üniversitesi Nörodejenerasyon Araştırma Laboratuvarı Yayınları.
- [2] Wikipedia. Stephen Hawking. [https://tr.wikipedia.org/wiki/Stephen\\_Hawking](https://tr.wikipedia.org/wiki/Stephen_Hawking)
- [3] Arasıl, T. (2012). *İnme iyileşmesi ve rehabilitasyonu*. Pelikan Yayınları.
- [4] Sahar, S., Kristen, K., Joachim, B., Metin S., Donato, G., Paolo, Z., & Ajay Vikram, S. (2018). Redox metals homeostasis in multiple sclerosis and amyotrophic lateral sclerosis: a review. *Cell Death & Disease*, 9(3), 348.
- [5] Kamenetz, H. L. (1969). *A brief history the wheelchair*.
- [6] Simpson, R. C. (2005). Smart wheelchairs: a literature review. *Journal of Rehabilitation Research and Development (JRRD)*, 42(4), 423-438.
- [7] Manuel tekerlekli sandalye. <https://www.dischem.co.za/wheelchair-heavy-duty-comfort>
- [8] Bromley, I. (2006). *Tetraplegia and paraplegia: a guide for physiotherapists*.
- [9] Elektrikle çalışan tekerlekli sandalye. <https://www.karmanhealthcare.com/product/tranzit-go/>
- [10] Kadam, P. (2010). *Powered wheelchair controller using hybrid bio-signals*. MSc Thesis, School of Computer Science and Electronic Engineering, University of Essex.
- [11] Kadam, P. (2014). *Human machine interaction using hybrid biological signals: next step of powered wheelchair controller*. Hamburg, Anchor Academic Publishing.
- [12] Student, V. S., & Prasad, S. V. S. (2014). Smart wheelchairs: finite state machine for wheelchair navigation. *International Journal Of Global Innovations*, 1 (2), 199-206.
- [13] JACO robotik kol destekli akıllı tekerlekli sandalye. <http://www.kinovarehab.com/>
- [14] Niniss, H., & Nadif, A. (2000). Simulation of the behaviour of a powered wheelchair using virtual reality. *Proceedings 3rd International Conference of Disability, Virtual Reality and Associative Technology*, Alghero, Italy.
- [15] Simpson, R., LoPresti, E., Hayashi, S., Guo, S., Ding, D., Ammer, W., Sharma, V., & Copper, R. (2005). A prototype power assist wheelchair that provides for obstacle detection and avoidance for those with visual impairments. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 30.
- [24] Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *The Electric Signals Originating in the Eye*. Oxford University Press.
- [25] Erkaymaz, H. (2014). *Elektrookulogram (EOG) Sinyalinin İncelenmesi ve Yapay Zeka Teknikleri ile Modellenmesi*. Doktora Tezi, Bülent Ecevit Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.

- [16] Usakli, A. B., & Gurkan, S. (2010). Design of a novel efficient human computer interface: an electrooculagram based virtual keyboard. *Instrum. Meas. IEEE Trans.*, 59(8), 2099–2108.
- [17] Hossain, M. S., Huda, K., & Ahmad, M. (2014). Command the computer with your eye - an electrooculography based approach. *The 8th International Conference on Software, Knowledge, Information Management and Applications (SKIMA 2014)*, Dhaka, 1-6.
- [18] Esas, M. Y., & Latifo, F. (2015). Bilgisayar tabanlı iki kanallı elektrooküloğrafi cihazı tasarımı ve göz Hareketlerinin takibi. *2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*, Bodrum, 1-4.
- [19] Lopez, A., Ferrero, F. J., Valledor, M., & Postolache, O. (2016). EOG signal processing module for medical assistive systems. *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Benevento, 1-5.
- [20] Ubeda, A., Ianez, E., & Azorin, J. M. (2013). An integrated electrooculography and desktop input bimodal interface to support robotic arm control. *IEEE Trans. Human-Machine Syst.*, 43(3), 338–342.
- [21] Marjaninejad, A., & Daneshvar, S. (2014). A low-cost real-time wheelchair navigation system using electrooculography. *22nd Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)*, Tehran, 1961-1965.
- [22] Champaty, B., Jose, J., Pal, K., & Thirugnanam, A. (2014). Development of EOG based human machine interface control system for motorized wheelchair. *Annual International Conference on Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives (AICERA/iCMMD)*, Kottayam, 1-7.
- [23] Barea, R., Boquete, L., Mazo, M., & Lopez, E. (2002). Wheelchair guidance strategies using EOG. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 34, 279-299.
- [26] Semiz, T. Y. (2017). *Algoritma Nedir? Niçin Kullanılır? Algoritma Örnekleri*. <https://maker.robotistan.com/algoritma/>
- [27] Akgül, A. (2003). *Tıbbi Araştırmalarda İstatiksel Analiz Teknikleri: SPSS Uygulamaları*. 2. baskı.
- [28] Uzun, R., Isler, Y., & Unlu, B. (2017). Design of a new electronic board to control wheelchair motors using EOG signals. *International Conference of Applied Sciences, Engineering and Mathematics (IBU-ICASEM 2017)*, May 5-7, Struga-Ohrid/Macedonia, Book of Abstracts (ISBN: 978-608-65137-5-7), 90.

## ÖZGEÇMİŞ



**Adı Soyadı** : Jamala AFANDI  
**Doğum Yeri ve Tarihi** : Bakü – Azarbaycan, 8 Ağustos 1995  
**Adres** : Binegedi rayonu, Bakü - Azerbaycan  
**E-posta Adresi** : camala.afandiyeva@gmail.com

**Eğitim Durumu** :

- **Lisans:** Azerbaycan Devlet Petrol ve Sanayi Üniversitesi  
Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, 2012

**Yayımları** :

- **Ulusal Dergi:** J. Afandi, Y. İşler, “EOG Kontrollü Çok Yönlü Tekerlekli Sandalye Tasarımı”, Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, Hakem İncelemesinde, 2019.