

T.C.
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK - ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI



ALIN BÖLGESİNDEN ALINAN ELEKTROOKÜLOGRAM
(EOG) İŞARETLERİ İÇİN ÖLÇÜM DEVRESİ TASARIMI VE
SINIFLANDIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BAHADIR CÖMERT

Jüri Üyeleri : Doç. Dr. Ayhan İSTANBULLU (Tez Danışmanı)

Doç. Dr. Metin DEMİRTAŞ

Yrd. Doç. Dr. Hüseyin GÜRÜLER

BALIKESİR, HAZİRAN - 2016

KABUL VE ONAY SAYFASI

BAHADIR CÖMERT tarafından hazırlanan “ALIN BÖLGESİNDEN ALINAN ELEKTROOKÜLOGRAM (EOG) İŞARETLERİ İÇİN ÖLÇÜM DEVRESİ TASARIMI VE SINIFLANDIRILMASI” adlı tez çalışmasının savunma sınavı 03.06.2016 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği ile Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

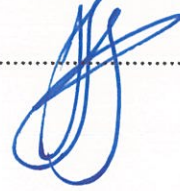
Danışman
Doç.Dr.Ayhan İSTANBULLU



Üye
Doç.Dr.Metin DEMİRTAŞ



Üye
Yrd.Doç.Dr.Hüseyin GÜRÜLER



Jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş olan bu tez Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca onanmıştır.

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Doç. Dr. Necati ÖZDEMİR

.....

Bu tez çalışması Balıkesir Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeler Birimi tarafından 2014/022 nolu proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

**ALIN BÖLGESİNDEN ALINAN ELEKTROOKÜLOGRAM (EOG)
İŞARETLERİ İÇİN ÖLÇÜM DEVRESİ TASARIMI VE
SINIFLANDIRILMASI
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BAHADIR CÖMERT
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. AYHAN İSTANBULLU)
BALIKESİR, HAZİRAN - 2016**

Gözlerini rahat bir şekilde hareket ettirebilen hastalarda, Elektrookülogram (EOG) sinyallerinin kullanılması, Elektroensefalogram (EEG) tabanlı yöntemlere göre oldukça kolay ve etkilidir. Bu çalışmada, özgün EOG tabanlı bir elektronik devre tasarımı yapılmıştır. Göz hareket sinyallerini alabilmek için alın bölgesine farklı bir elektrot dizilimi gerçekleştirilmiş, sistem tasarım stratejisi ve uygulaması açıklanmıştır. Mikrodenetleyici tabanlı gerçekleştirilen yeni sistemin CMRR oranı 91 dB, gürültü seviyesi 0,5 $\mu\text{V}(\text{t-t})$ 'dir. Her iki kanal hemen hemen aynı özelliklere sahip olmakla beraber toplam kazanç ayarlanarak sinyallerin aynı anda görüntülenmesinde optimize edilmişlerdir. Toplam kazanç düşeyde 101,5 dB ve yanarda 103,6 dB ve örnekleme hızı 5 Hz'dir. Analog filtre tasarımının yanı sıra, sayısal filtreler de ayrı ayrı uygulanmış ve çıkış olarak etkileri gözlenmiştir. Sınıflandırma için En Yakın Komşuluk İlişkisi (k-NN), Naive Bayes (NB), Destek Vektör Makinesi (SVM) ve Yapay Sinir Ağları sınıflandırma metodları kullanılmış ve birbirleri arasındaki başarımları değerlendirilmiştir. Ölçüm düzeneği, 75cm aralıklarla 5cm çapında dairesel noktaların yerleştirilmesi ile oluşturulmuştur. Göz hizaları referans alınarak, yerleştirilen 5 noktanın orta noktasına göre 1m uzaklıkta ve yerden 1m yükseklikte olacak şekilde düzenlenmiştir. Toplamda ise 2500 örnek küme toplanmıştır. Bu elektrot dizilişi ile toplanan ve göz kaslarının aktivasyonları ile değişen EOG sinyalleri incelendikten sonra işlenip gruplandırılmışlardır. Daha sonra sınıflandırma için gruplanan sinyaller 10 kümeli çapraz doğrulama metodu kullanılarak 4 algoritma ile sınıflandırılmıştır. Sınıflandırma işlemleri sonucunda en yüksek doğruluk değerlerini üreten k-NN algoritması, 150 öznitelik içeren veri kümesini 6,45sn'de %90,96 doğrulukla sınıflandırmıştır. Öznitelik seçme işlemi sonrasında belirlenen en iyi 51 öznitelik için k-NN algoritması ile 2,58sn'de %94,20 doğruluk elde edilmiştir. Sonuçlara bakılarak en iyi sınıflandırma başarımları ve kullanım kolaylığı göz önüne alındığında k-NN sınıflandırma yönteminin bu problemin çözümüne yönelik daha iyi sonuçlar verdiği değerlendirilmektedir.

ANAHTAR KELİMELER: EOG, Filtreler, Medikal Elektronik, En Yakın Komşuluk İlişkisi, Destek Vektör Makinesi, Yapay Sinir Ağları.

ABSTRACT

THE INSTRUMENTATION CIRCUIT DESIGN AND CLASSIFICATION OF EOG SIGNALS GAINED FROM FRONTAL PART

MSC THESIS

BAHADIR CÖMERT

BALIKESİR UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE

ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING

(SUPERVISOR: ASSOC. PROF. DR. AYHAN İSTANBULLU)

BALIKESİR, JUNE 2016

The usage of electrooculogram signals with patients able to move their eyes easily, is more effective and easier in comparison with electroencephalogram-based methods. In this study, a specific EOG-based electronic circuit is designed. A different electrode array is implemented on the frontal region in order to gain eye movement signals and system design strategy and practice are clarified. The CMRR proportion of the new system performed microcontroller-basedly is 91 dB and noise level is $0,5\mu V_{t-t}$. Besides having almost the same features, both of the channels are optimized by adjusting the total gain in displaying signals simultaneously. Total gain in vertical is 101,5 dB and it is 103,6 dB in lateral and sampling rate is 5 Hz. In addition to analogue filter design, digital filters are implemented separately and their effects are observed as output. For classification; The Closest Nearest Neighborhood Relationship (k-NN), Naive Bayes (NB), Support Vector Machine (SVM) and Artificial Neural Networks (ANN) classification methods are used and success proportions among them are evaluated. The measurement mechanism is formed by placing 5 cm-diameter circular points with 75 cm intervals. Based on eye levels are 1 meter far from the middle point of 5 points and 1 meter high from floor. Totally 2500 sample set are collected. EOG signals, gained with this electrode array and changed with the activation of eye muscles, are handled and classified after analysis. Then, the signals grouped for classification are classified with 4 algorithm by using 10-clustered cross verification method. As a result of classification procedures the k-NN algorithm, which produced the highest accuracy values, has classified the 150-attributed data set with 90.96% accuracy in 6.45 sec.. For the best 51-attribute, determined after the attribute selection process, 94.20% accuracy has been gained with k-NN algorithm in 2.58 sec.. When the best classification success and ease of use are considered regarding the results, it is evaluated that the k-NN classification method shows better results in solving this problem.

KEYWORDS: EOG, Filters, Medical Electronic, Classification, The Closest Nearest Neighborhood Relationship, Naive Bayes, Support Vector Machine, Artificial Neural Networks.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ	vii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	viii
ÖNSÖZ.....	ix
1. GİRİŞ.....	10
1.1 Problemin Tanımı.....	11
1.2 Literatür Araştırması	12
1.3 Tezin Aşamaları	20
2. GÖZ SİNYAL BİYOPOTANSİYELLERİ ÖLÇÜM SİSTEMLERİ İLE ERG VE EOG İŞARETLERİNİN ÖLÇÜMLERİ.....	21
2.1 Gözün Anatomik Yapısı ve Elektriksel İşaret Potansiyeli	21
2.1.1 Gözün Anatomik Yapısı ve İşaret Potansiyeli	21
2.1.2 Dış Kılıf Kısmı.....	22
2.1.3 Kornea Tabakası	22
2.1.4 Orta Kısım.....	23
2.1.5 İris Tabaka	23
2.1.6 Retina	23
2.1.7 Orbita Bölgesi	24
2.1.8 Retinal Tabaka Fonksiyonu	24
2.2 Görsel Uyarılmış Potansiyel Ölçüm Yöntemi	24
2.3 EOG ve ERG Sinyal İşaretlerinin Ölçümü.....	27
2.3.1 ERG Sinyallerinin Ölçülmesi	27
2.3.2 EOG Sinyallerinin Ölçülmesi	28
2.4 EOG Komponentleri.....	31
2.4.1 EOG Sinyallerinin Ölçülmesi	32
2.4.2 Yüzey Tipi Elektrotları	32
2.4.3 Metal Plaka Tipi Elektrotlar	33
2.4.4 Kullan At Elektrotlar	33
2.4.5 Kuru Elektrot Tipleri	35
2.5 Elektrotun Devre Modeli ve Özellikleri	35
2.6 Elektrotların Biyolojik İşaretleri Algılaması	36
2.7 Elektrot Özelliklerinin Ölçümsel Etkileri.....	38
2.7.1 Örnek Yükleme.....	39
2.7.2 Çıkış Empedans Durumu	39
2.7.3 Sönümlenme	39
2.7.4 Frekans Cevabı	40
2.7.5 Doğrusallık Etkisi	40
2.7.6 Gürültü	40
2.8 Biyopotansiyel Sinyallerin Oluşumu ve Özellikleri.....	41
3. TASARLANAN SİSTEM	45
3.1 Tasarım Stratejisi.....	46
3.2 Elektronik Devre	54

3.3	Tasarımda Kullanılan filtre Çeşitleri	58
3.3.1	Hanning Filtreleme	59
3.3.2	Butterworth Filtre Yöntemi	60
3.3.3	Chebyshev Filtre	65
4.	MATERYAL VE METOD	66
4.1	Kullanılan Sınıflandırıcılar	66
4.1.1	Uzaklık Ölçüm Temelli k-NN Sınıflandırma Yöntemi	66
4.1.2	Naive Bayes Sınıflandırıcı Yöntemi	68
4.1.3	SVM (Support Vector Machine) Sınıflandırma Yöntemi.....	70
4.1.4	YSA (Yapay Sinir Ağları) Sınıflandırma Yöntemi	73
4.2	Öznitelik Seçimi	75
4.3	Yapılan İstatistiksel Tanımlamalar.....	75
4.3.1	Kesinlik ve Doğruluk (Accuracy).....	75
4.3.2	İstatistiksel Kappa Değeri.....	76
4.3.3	F-Ölçütü	77
4.3.4	ROC Eğrisi.....	78
5.	BULGULAR VE EDİNİLEN SONUÇLAR.....	79
5.1	Karşılaştırmalı Sınıflandırma Sonuçları	79
5.2	Sonuçlar.....	85
6.	KAYNAKLAR.....	87

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1:	Yatay ve düşeyde 5 ⁰ lik göz hareket değişimi.	13
Şekil 1.2:	Robot kontrolü.....	13
Şekil 1.3:	Göz hareketleri ile kontrol.....	14
Şekil 1.4:	EOG ve EMG ile robot kontrolü.	14
Şekil 1.5:	15 derecelik açılarla yapılmış test düzeneği.....	15
Şekil 1.6:	Local SSA yöntemi.	15
Şekil 1.7:	Kernel PSA yöntemi.....	15
Şekil 1.8:	C# program arayüzü.....	16
Şekil 1.9:	Sanal klavye arayüzü.....	16
Şekil 1.10:	T9 klavye arayüzü.	18
Şekil 1.11:	Basit robot kontrolü.....	18
Şekil 1.12:	Labview ile basit bir robotun kontrolü.	19
Şekil 1.13:	8 noktalı İBA arayüzü.	19
Şekil 1.14:	SVM ve YSA sınıflandırma metodu.	20
Şekil 2.1:	Gözün anatomik yapısı.....	21
Şekil 2.2:	Işıklı stimülasyon sonrası örnek bir dalga retinal formu.....	25
Şekil 2.3:	Dalgacık uyarısının retinaya düşürülmesini gösteren eksenler.	26
Şekil 2.4:	ERG ölçüm.....	27
Şekil 2.5:	Retina tabakasında üretilen aksiyon potansiyelinin kaydı.	27
Şekil 2.6:	İnsan gözünün düşey kesiti.	28
Şekil 2.7:	EOG sinyalinin gözün yanal hareketleriyle değişimi.....	29
Şekil 2.8:	3 çift ekstraoküler kasların pozisyonu.....	30
Şekil 2.9:	4 yöndeki göz hareketleri ve onlara karşılık gelen göz kasları.	30
Şekil 2.10:	Yatay tipi elektrotlar.....	33
Şekil 2.11:	Metal plaka tipi elektrotlar.	33
Şekil 2.12:	Tek kullanımlık elektrotların yapısı.	34
Şekil 2.13:	Tamamen atılabilir elektrot yapısı.....	34
Şekil 2.14:	Tamamıyla atılabilir farklı EKG ve EMG elektrotları.	34
Şekil 2.15:	Kuru elektrot tipleri ve derinin yapısı.	35
Şekil 2.16:	Elektrotun devre modeli.	35
Şekil 2.17:	Elektrot-Elektrolit ve yükselteçten oluşan sistemin 36	
Şekil 2.18:	Elektriksel kökenli monofazik, bifazik ve trifazik işaretler.	36
Şekil 2.19:	Monofazik işaret.....	37
Şekil 2.20:	Bifazik işaret.	37
Şekil 2.21:	Trifazik işaret.	38
Şekil 2.22:	EOG genel elektrot bağlantı şekli ve ölçüm sistemi.	41
Şekil 3.1:	Elektrot bağlantısı ve sistemin blok gösterimi.	46
Şekil 3.2:	(a) Örnek verileri toplama sistemi.....	48
Şekil 3.3:	(b) Basit bir top oyunu arayüzü.....	48
Şekil 3.4:	Tasarımı yapılan sistemin genel blok şeması.	49
Şekil 3.5:	Yatay kanadan elde edilen göz hareket sinyali 50	
Şekil 3.6:	Dikey kanadan elde edilen göz hareket sinyali 51	
Şekil 3.7:	Dikey kanaldan alınan yukarı göz hareketi ve dikey kanala bağlı yatay kanalın değişimi..... 52	

Şekil 3.8:	Dikey kanaldan alınan aşağı göz hareketi ve dikey kanala bağlı yatay kanalın değişimi.....	52
Şekil 3.9:	Dikey kanaldan alınan kırpma göz hareketi ve dikey kanala bağlı yatay kanalın değişimi.....	52
Şekil 3.10:	Yatay kanaldan alınan sağa bakma göz hareketi ve yatay kanala bağlı dikey kanalın değişimi.	53
Şekil 3.11:	Yatay kanaldan alınan sola bakma göz hareketi ve yatay kanala bağlı dikey kanalın değişimi.	53
Şekil 3.12:	Tasarımı yapılan elektronik devrenin üstten görünümü.....	53
Şekil 3.13:	Tasarımı yapılan elektronik devrenin önden görünümü.	54
Şekil 3.14:	Tasarımı yapılan elektronik devrenin arkadan görünümü.....	54
Şekil 3.15:	Giriş yükseltici.....	55
Şekil 3.16:	DC seviyenin yok edilmesi.	55
Şekil 3.17:	Yükseltme katı.....	56
Şekil 3.18:	DC ofsetten kaynaklı dc seviye yok etme ve yükseltme.	56
Şekil 3.19:	DC ofsetten kaynaklı gürültü yok etme.....	57
Şekil 3.20:	Tampon devre.....	57
Şekil 3.21:	Analog sinyalin sayısallaştırılması.....	58
Şekil 3.22:	Besleme katı.	58
Şekil 3.23:	Hanning filtreleme algoritması.....	59
Şekil 3.24:	Hanning filtresi uygulanmış kırpma sinyali.	60
Şekil 3.25:	Hanning filtresi uygulanmış kırpma sinyali osilaskop.....	60
Şekil 3.26:	Butterworth filtrenin faz değişimi ve frekans cevabı.	61
Şekil 3.27:	Butterworth alçak geçiren filtrenin kazanç değişimi (1 - 5 arası derece), kesim frekansı $\omega_0=1$	62
Şekil 3.28:	Butterworth filtrenin başka lineer filtreler ile karşılaştırılması.	63
Şekil 3.29:	Butterworth filtresi uygulanmış kırpma sinyali.	64
Şekil 3.30:	Butterworth filtresi uygulanmış kırpma sinyali	64
Şekil 3.31:	Chebyshev filtresi uygulanmış kırpma sinyali.....	65
Şekil 4.1:	Uzaklık ölçümüne dayalı sınıflandırma.	67
Şekil 4.2:	k-NN sınıflandırıcısı.....	68
Şekil 4.3:	Ayrırcı hiper düzlemler.	71
Şekil 4.4:	SVM optimum hiper düzlemi.....	71
Şekil 4.5:	Matematik işlem birimi transfer fonksiyonu [23].	73
Şekil 4.6:	Yapay sinir ağları mimari yapısı: 150:81:5.....	74
Şekil 4.7:	Kesinlik ve doğruluk.	76
Şekil 5.1:	1000 örnek kümeli göz hareketleri dağılım grafiği.....	81
Şekil 5.2:	200'er örnek kümeli 150 öznitelikli ve en iyi 41 öznitelikli. 4 farklı sınıflandırma başarımları grafiği.....	82
Şekil 5.3:	2500 örnek kümeli göz hareketleri dağılım grafiği.....	83
Şekil 5.4:	500'er örnek kümeli 150 öznitelikli ve en iyi 51 öznitelikli 4 farklı sınıflandırma başarımları grafiği.....	84

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1: Hücre içi-dışı iyon denge potansiyelleri ve konsantreleri.....	43
Tablo 2.2: Kliniklerde sıkça kullanılan biyopotansiyellerin genlikleri,	44
Tablo 4.1: Koch ve Landis kappa istatistik değerler tablosu.....	77
Tablo 4.2: İki Sınıflı tahmin doğruluk tablosu.	77
Tablo 5.1: k-NN sınıflandırıcı.	79
Tablo 5.2: Naive bayes sınıflandırıcı.....	79
Tablo 5.3: SVM sınıflandırıcı.	79
Tablo 5.4: 1000 örnek kümeli k-NN sınıflandırıcı sonuçları.	80
Tablo 5.5: 1000 örnek kümeli Naive bayes sınıflandırıcı sonuçları.....	80
Tablo 5.6: 1000 örnek kümeli SVM sınıflandırıcı sonuçları.....	81
Tablo 5.7: 1000 örnek kümeli YSA sınıflandırıcı sonuçları.	81
Tablo 5.8: 2500 örnek kümeli k-NN sınıflandırıcı sonuçları.	83
Tablo 5.9: 2500 örnek kümeli Naive bayes sınıflandırıcı sonuçları.....	83
Tablo 5.10: 2500 örnek kümeli SVM sınıflandırıcı sonuçları.	83
Tablo 5.11: 2500 örnek kümeli YSA sınıflandırıcı sonuçları.	83

KISALTMALAR LİSTESİ

EOG	:	Elektrokülogram
ERG	:	Elektroretinogram
EEG	:	Elektroenfeselogram
EMG	:	Elektromiyogram
EKG	:	Elektrokardiyogram
ALS	:	Amyotrofik Lateral Skleroz
İBA	:	İnsan-Bilgisayar Arabirimi
BBA	:	Beyin-Bilgisayar Arabirimi
CMRR	:	Common-Mode Rejection Ratio
k-NN	:	k-Nearest Neighbors
NB	:	Naive Bayes
NBM	:	Naive Bayes Multinomial
SVM	:	Support Vector Machine
YSA	:	Yapay Sinir Ağları
MLP	:	Multilayer Perceptron
ADC	:	Analog Digital Convertor
ROC	:	Receiver Operating Characteristic

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimi boyunca bilgi ve birikimini benden esirgemeyen, ilgi ve alakasını eksik etmeyen değerli hocam Doç. Dr. Ayhan İSTANBULLU'ya,

Tez çalışması boyunca kullanılan gerçek verilerin elde edilmesinde yadsınamaz emeği olan Serkan GÜRKAN'a ve verilerin analizinde emeği geçen Uğur TURHAL'a,

Beni yetiştiren anneme ve babama, hiçbir zaman maddi ve manevi desteğini esirgemeyen abim Harun CÖMERT'e,

Hayatımı beraber paylaştığım, acı tatlı anlarda ve desteğiyle her daim yanımda olan sevgili eşim Ayşe'ye,

Saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Bahadır CÖMERT

Haziran 2016

1. GİRİŞ

Birçok hastaya fizyolojik ölçümler sonucunda bazı tanılar konmaktadır. Hastaların ameliyattan sonra iyileşip sağlıklı bir hayata devam etmesine kadar geçen her süreçte hastanın devamlı yanında olan tıbbi cihazlar insan hayatında önemli bir yere sahiptir. Bu cihazların kan basıncı, akış hızı, debisi ve daha birçok fizyolojik olay mühendislik teknikleri sayesinde ölçülüp gerekli hesaplamalar yapılmaktadır.

Teknoloji, bilimsel çalışmalara ışık tutan ve diğer sistemli çalışılmış bilgilerin pratik ve sistematik bir şekilde uygulanma biçimidir. Ayrıca; İnsan hayatında kolaylık sağlayan araç-gereçlerdir. Teknolojik araştırmalar ve bilimsel açıklamalar pratik olarak, uygulayıcıların vasıtası ile ortaya çıkan sorunlar arasında bir köprü görevi kurabilmektedir [1].

Bilinen bir gerçek vardır ki; çağın ilerlemesi ile teknolojinin hayatımızdaki yeri artıyor ve bizlerle olan birlikteliği genişliyor. Bu durum da hem hayatımızı kolaylaştırıyor hem de bizleri bu teknolojik aletlerin yardımıyla pratik zekaya sahip bireyler yapıyor. Fizyolojik sinyaller ile elde edilen çalışmaların artması ile elde edilen bu sinyaller işlenerek özellikle de engelli insanların hayatlarını kolaylaştıracak sistemler geliştirilmektedir. Fizyolojik sinyallerin kaynağı genel olarak vücutta bulunan çeşitli elektriksel potansiyele sahip kaynaklardır. Elektriksel kaynağa sahip olan fizyolojik sinyaller Elektrookülogram (EOG) sinyallerinin kaynağı olan kornea ve retina arasında oluşan durağansal potansiyeldir. Bu potansiyelin değişimi ile göz merkezi çevresindeki göz küresinin hareketleri ile bu oluşan değişiklikten EOG sinyali oluşmaktadır [2].

EOG sistemler kornea-retina potansiyelinin yavaş değişim durumlarını kayıt altına almak için AC yükselteçler kullanılmasına imkân sağlayan yöntem çeşididir [3]. EOG sinyalleri AgCl yüzey elektrotları ile algılanabilmesi mümkün olmaktadır. Belli bir diziliş ile göz çevresine yerleştirilen elektrotlar ile EOG kayıtları yapılabilmektedir. Non-invaziv elektrotlar ile elde edilen bu potansiyel değerleri göz hareketlerine bağlı olarak değişebilmektedir. Bu elektriksel değişim izlenerek göz

hareketlerinin tespiti kolayca yapılabilmektedir [3]. Elektriksel değişimler, gözün belirli bölgelerine yerleştirilen non-invaziv elektrotlar ile kaydı alınan kişiye bir risk oluşturmamaktadır. Bu elektrotların en büyük sorunları gürültüye (manyetik gürültü, çevresel gürültü, şebeke gürültüsü vb.) karşı dirençsiz olmalarıdır. Ayrıca sinyal frekans bandının dar olması ve düşük frekanslı bir sinyal olması, sinyalin elde edilmesini zorlaştıran etkenlerdendir [4]. Bu gibi etkenlerin giderilmesi içinde çeşitli analog veya sayısal filtreleme modelleri uygulanabilmektedir.

1.1 Problemin Tanımı

Amyotrofik lateral sklerosis (ALS) bir motor nöron rahatsızlığıdır. Amyotrofik (amiotrophic) aslında, Yunanca dan gelme bir kelime anlamıdır. 'A' harfi olmayan anlamına gelip 'MYO' ise kas ile ilgili bir anlam olarak kullanılan ve bu sesler ile de beslemek anlamı taşıyan 'trophic' kelimesi ile birleşerek amyotrofik anlamını meydana getirmiştir. 'Lateral' kelimesinin anlamı da omurilik içinde bulunan ve kas hareketlerinin kontrolünü oluşturan hücrelerin olduğu alanı açıklamaktadır. Bu bölgelerin zarar görmesi sonucunda ise skleroz kaslarının gerginleşmesi ve sertlik halinin alması gibi vakaların oluşması gözlenmektedir [5].

El kol gibi kas gruplarını kullanmadan göz hareketi vasıtası ile bilgisayar ekranına harf veya kelimeler yazarak veya robot kol, elektrikli tekerlekli sandalye gibi cihazları kontrol ederek, insanların temel ihtiyaçlarını ifade eden işaretler vasıtası ile birçok çalışma yapılmıştır [6].

İnsan-makine arabirimi (İBA) olarak adlandırılan cihazlar insanların etraflarındaki aletleri kontrol etmelerini sağlayan araçlardır. Son teknolojik gelişmeler ile sinyal iletişim kanalları artık mikro bilgisayar teknolojisi yapıldığından, aynı anlamı taşıyan olan insan-makine arabirimi yerine insan-bilgisayar arabirimleri (İBA) kullanılmaktadır. Beynin elektriksel aktivitesini ölçerek, beyin-bilgisayar arabirimi (BBA) sistemleri vasıtası ile, fiziksel sinir sistemleri ile dış ortam ilişkilerini kuramayan insanlara kolaylıklar sunmayı hedefleyen sistemlere EEG sistemleri denmektedir. Elektrokülogram yöntemi (EOG), EEG tabanlı yöntemlere göre ölçüm sistemi çok daha kolaydır. Çünkü EOG

sinyal genliği EEG sinyal genliğine göre daha yüksektir. Bunun yanı sıra EOG'de iki adet kanal yeterlidir fakat EEG' de çok daha fazla kanala ihtiyaç vardır. Gz küresinin düşey, yanal ve kırpma hareketlerinin zaman eksenindeki durumu kolayca ayırt edilebilen fizyolojik EOG sinyallerinin oluşmasına olanak sağlamaktadır. Böylelikle bu sinyallerin sınıflandırılması için gereken zaman, karmaşık kenar-tespit ya da çoğunluklu sınıflandırma algoritmalarına ihtiyaç yoktur.

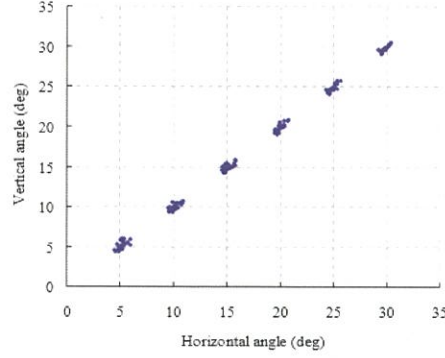
Gz küresindeki kasların hareket etmesi ile gözde bulunan kornea-retina arası potansiyel fark değişimi oluşmaktadır. Bu potansiyel değişimler, kornea-retina potansiyel değişimi olarak adlandırılmaktadır ve EOG sistemlerinin temelini oluştururlar. EOG'nin oluşum yöntemi kornea bölgesinin retina bölgesine göre daha pozitif olduğu bir dipolleme ile model oluşturulmaktadır [7]. Bu dipolleme modeli ile göz küresinin hareketlerinden elde edilen sinyaller işlenip sınıflandırılarak, insan-bilgisayar arayüzü vasıtası ile birçok çalışma yapılmış ve göz hareketleri kullanılarak kontrol uygulamaları gerçekleştirilmiştir.

nceki çalışmalarda göz sinyallerinin alınması göz çevresine yerleştirilen elektrotlar vasıtası ile dir. Gz çevresine yerleştirilen elektrotların kullanıcıya daha az rahatsızlık vermesi amacıyla ve kullanım kolaylığı açısından yeni bir elektrot yerleşimi denenmiş ve EOG'de kullanılan 5 adet elektrotun tamamı alın bölgesine yerleştirilmiştir. Frontal bölgeden sinyaller toplanmış, işlenmiş ve sınıflandırma işlemine tabi tutulmuş ve basit bir oyun tasarlanarak bir topun göz hareketlerinin sınıflandırılması sonucunda, sanal ortamda yönsel hareketi gerçekleştirilmiştir.

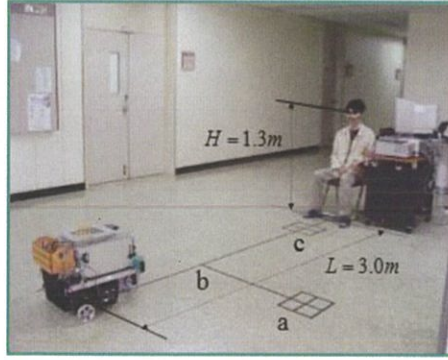
1.2 Literatür Araştırması

Literatürde yapılan ve farklı amaçlar için gerçekleştirilmiş EOG tabanlı birçok çalışma yapılmıştır. Youngmin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada göz hareketleri ile gerçekleştirilen ideal hız algoritması kullanılarak nokta sabitlemesi ile, yerden 1,3 m yükseklikte, robottan 3m uzaklıkta sabit bir yere oturan kullanıcı vasıtasıyla bir robotun kontrolü gerçekleştirilmiştir. Gz küresinin hareketleri ile gerçekleştirilen dikey ve yataydaki göz hareket değişimleri Şekil 1.1'de, iki, üç defalık göz kırpma hareketi ve sağ veya sol göz küresinin potansiyel değişiminden

kaynaklanan sinyal değişimi ile sınıflandırma işlemi gerçekleştirilerek hareketli bir robot kontrolü Şekil 1.2’de grlmektedir [8].



Şekil 1.1: Yatay ve düşeyde 5° lik göz hareket değişimi.



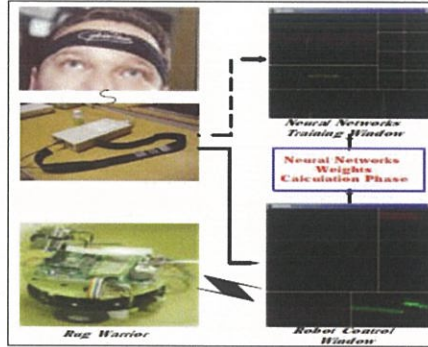
Şekil 1.2: Robot kontrolü.

EOG sinyalleri her kişi için değişiklik gösterdiğinden dolayı her ölüm durumu için uyum oluşturulabilen dinamik eşik yaklaşımı geliştirilmiştir. Bu yaklaşımda başlangıç eşik değeri dinamik aralık değişimi ile karşılaştırılarak her fark değişimi sonrasında eşik değerinin yenilenmesi ile sinyal değişikliğine göre 0 ve 1 yapılan durum verisi işlenmiştir [9].

Kyoung ve Sasaki'nin yaptığı çalışmada EEG, EOG ve EMG sinyalleri gerçek zamanlı alınarak yapay sinir ağları yöntemi yöntemi ile eğitilerek sınıflandırıldıktan sonra Şekil 1.3’de bulanık ayırım metodu yaklaşımı ile göz sinyalleri beyin sinyallerinden kolayca ayrılması sağlanmış hem EEG, hem EOG hemde EMG'nin etkisi ile bir robotun kontrolü Şekil 1.4’te gerçekleştirilmiştir [10].

Physiological Input	Robot Command
Left gaze	Robot turns left direction
Right gaze	Robot turns Right direction
Eyebrow clicks one time	Robot goes forward
Eyebrow clicks two times	Robot stops movement

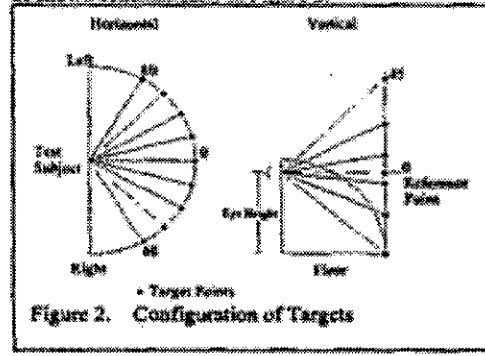
Şekil 1.3: Göz hareketleri ile kontrol.



Şekil 1.4: EOG ve EMG ile robot kontrolü.

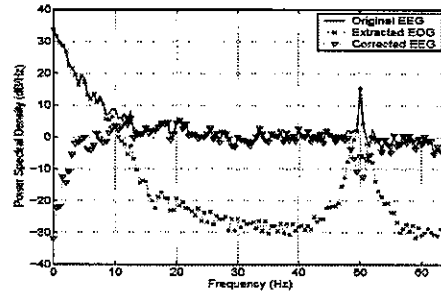
Newman'ın yapmış olduğu çalışmada yaşlılar veya engelli insanlar için tasarlanan tekerlekli sandalyenin göz hareketleri vasıtası ile kontrolünün gerçekleştirildiği çalışmada, göz hareketlerinden ve algılayıcılar alınan sinyaller ortak bir şekilde kullanılarak sandalyenin hızlanması ve hareket yönü kontrol edilmiştir [11].

Kumar ve Poole'nin yaptığı çalışmada 5 denek üzerinde bir çalışma gerçekleştirilmiş yapılan çalışmada yarım daire şeklinde bir alana Şekil 1.5'te gösterildiği gibi 15'er derecelik açılar ile konulan noktalara bakılması istenmiş ve alınan sinyaller matlab yazılım programında simüle edildikten sonra istenilen açılardaki sinyaller regresyon analizine tabii tutularak başarı oranı ölçülmüştür [12].



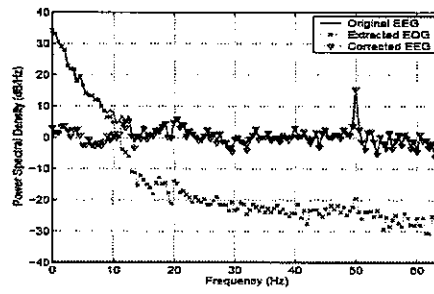
Şekil 1.5: 15 derecelik açılarla yapılmış test düzeneği.

Teixera ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, istenmeyen EOG sinyallerinin EEG sinyallerinden ayırt edilmesi üzerinde çalışılan bir çalışma yapılmıştır. Şekil 1.6'da gösterildiği gibi gömme yöntemi adı verilen tek boyutlu zaman serilerini dönüştüren bir haritalama metodu ile Local SSA (örnek uzayda adım kümeleme) Şekil 1.7'deki gibi Kernel PCA yöntemi kullanılarak sinyaller ayrıştırılmıştır [13].



(a) local SSA

Şekil 1.6: Local SSA yöntemi.



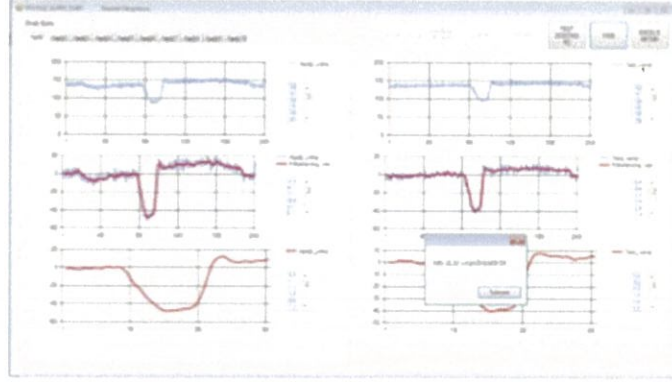
(b) Kernel-PCA

Şekil 1.7: Kernel PSA yöntemi.

Labview simülasyon ortamında gerçekleştirilen bir ara yüz programı ile Labview programında FFTs işlemi ile bileşenlerin ayırımı sayısal sinyal işleme

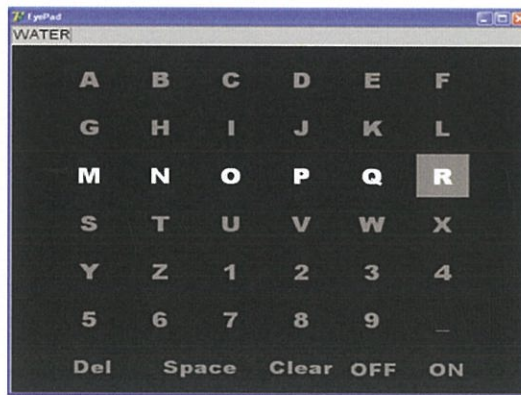
teknikleri kullanılarak kolay bir şekilde gerçekleştirilip ekrandaki kırmızı işaretli fare imlecinin kontrolü gerçekleştirilmektedir [14].

Öner ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; elektronik bir donanım ile kaydedilen elektrookülogram sinyalleri sayısal sinyal işleme teknikleri ile işlenmiş ve Şekil 1.8’de gösterildiği gibi C sharp’ta bir arayüz tasarlanmış en yakın komşuluk yöntemi (KNN) sınıflandırma yöntemi ile sınıflandırılmıştır [15].



Şekil 1.8: C# program arayüzü.

Gürkan ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, kırpma hareketi göz sinyalinin düzgün, devamlı ve rahatlıkla alınabilmesi için elektrotlar ile tasarlanmış bir gözlük ile EOG sinyalleri, mobil sistem ünitesinde bulunan karşılaştırıcı, yükselteç ve radyo frekans verici vasıtasıyla Şekil 1.9’daki gibi sanal klavyeli bilgisayarın alıcısına kablosuz bir şekilde gönderilerek bir sistem tasarımı gerçekleştirilmiş, gerçekleştirilen sanal klavye tasarımı ile beş harfli bir kelimenin on beş saniyede yazımı gerçekleştirilmektedir [16].

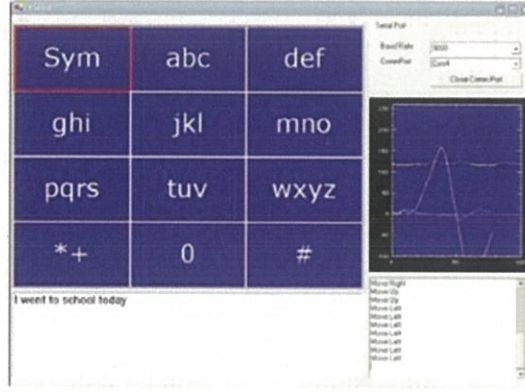


Şekil 1.9: Sanal klavye arayüzü.

Noor Nurul Muthmainnah ve Ahmad'in yapmış oldukları çalışmada matlab simülink programı vasıtası ile farklı EOG sinyallerinin mukavemet türlerinin analizi gerçekleştirilmiştir yani yatay ve dikey düzlemde farklı aralıklar ile yukarı, aşağı sağa ve sola olarak alınan her bir göz sinyalinin maksimum ve minimum tepe noktalarını belirleyen bir çalışma yapılmıştır [17].

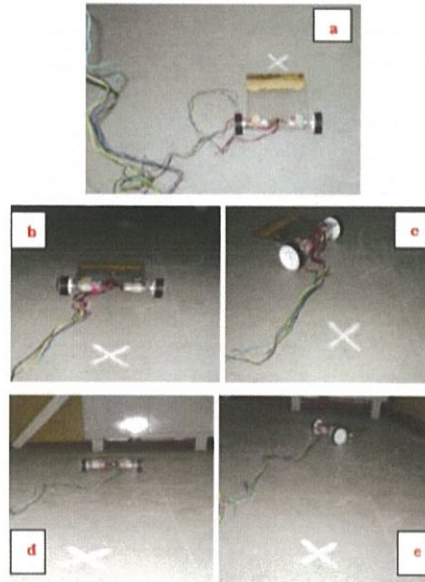
Natasha Steinhausen ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 3 adet elektropotansiyel sensör elektrot ile sağ ve sol göz hareket sinyallerinin alınması ile bilindik iletken jel ile kullanılan elektrotlar ile jelle ihtiyaç duyulmadan, hazırlık aşaması çok kısa olan elektropotansiyel sensör elektrotların karşılaştırılması yapılmış (Şekil), dc seviyesinin olmaması, yüksek empedanslı elektrotlar gibi olmaması gibi avantajlarından bahsedilmiştir ve bu elektrotlar vasıtası ile alınan sinyallerin diğerlerine göre ne kadar gürültüsüz , düzgün bir şekilde alındığını gösteren bir çalışma gerçekleştirilmiştir [18].

Akan ve Arguşah'in yapmış oldukları çalışmada ise geliştirilen uygulamada cep telefonlarında kısa mesaj yazmak için kullanılan ve halk tarafından akıllı klavye olarak bilinen T9 klavye sistemi kullanılmıştır. Yazılım ile bilgisayar ekranı üzerinde cep telefonunun tuş takımı şeklinde Şekil 1.10'da görüldüğü gibi bir şablon hazırlanmıştır. Bu şablon üzerinde seçilmesi istenilen üçlü harf grubuna göz hareketleri ile erişilerek seçilmesi karar verilen grup gözlerin hızlı bir şekilde iki kere kırılması ile belirlenmektedir. Seçilen üçlü gruplar ekranın başka bir köşesinde grup içerisindeki harflerin oluşturabileceği olası kelimeler olarak listelenmiştir. Bu listeleme işlemi listeleme için kullanılmış olunan kelime dizisinin İngilizce olmasından dolayı sistem şu anki haliyle İngilizce sözcüklerin yazımı için kullanılmaktadır. Göz kaslarının aktivasyonu ile değişen EOG sinyalleri incelenerek gruplandırılmış ve daha sonra gruplanan sinyaller ile yeni gelen sinyallerin arasındaki etkileşimlere bakılarak paralel korelasyon yöntemi ile sınıflandırma işlemine tabi tutulmuştur [19].



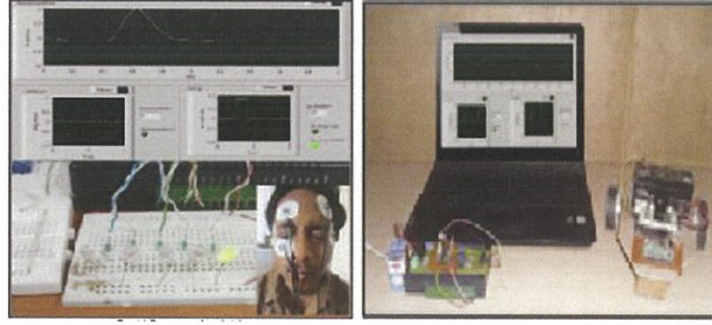
Şekil 1.10: T9 klavye arayüzü.

Anwasha Banerjee ve arkadaşlarının yaptığı bir diğer çalışmada elektrotların yatay bölgeye bağlanması ile vücut uzuvlarını hareket ettiremeyen hastalar için ileride geliştirilebilecek insan-makine ara birimi tasarlanmıştır. Bu çalışma da Şekil 1.11’de gösterildiği gibi 2 adet DC motor ile bir araç tasarlanmış, tasarlanan bu aracın kontrolü sağ ve sol göz hareket sinyallerinin işlenmesi ile gerçekleştirilmiştir. Sağ ve sol yöne bakma göz hareketi ile aracın kontrolü sağlanmıştır. Sağa bakıp sonra düz bakma ile motor sağa döner sonra durur. Sola bakıp sonra düz bakma ile motor sola döner sonra durur. Eğer sağa bakıp sonra düz sonra tekrar sağa bakıp sonra düz bakma hareketi ile motor durdurulana kadar ilerler. Eğer önce sola sonra düz sonra tekrar sola tekrar düz bakıldığında motoru durduracak şekilde bir sistem tasarımı yapılmıştır [20].



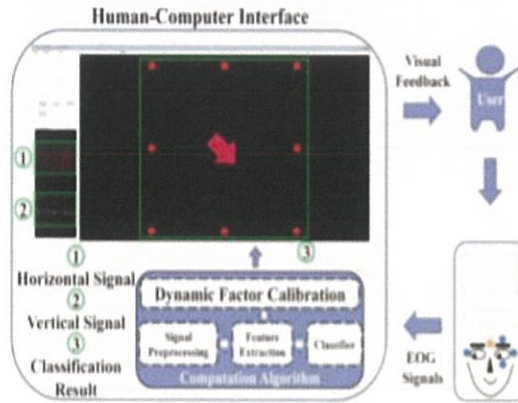
Şekil 1.11: Basit robot kontrolü.

Biswajeet Champaty ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada motorlu tekerlekli sandalye sistemleri için insan-makine arabirimli Labview tabanlı bir ara yüz geliştirmişlerdir. Geliştirilen sistemde gerçek zamanlı olarak Labview arayüzü vasıtası ile Yatay ve dikey kanallardan alınan göz sinyalleri haritalama metodu ile sınıflandırılarak Şekil 1.12’de gösterildiği gibi basit motorlu bir aracın kontrolü sağlanmıştır [21].



Şekil 1.12: Labview ile basit bir robotun kontrolü.

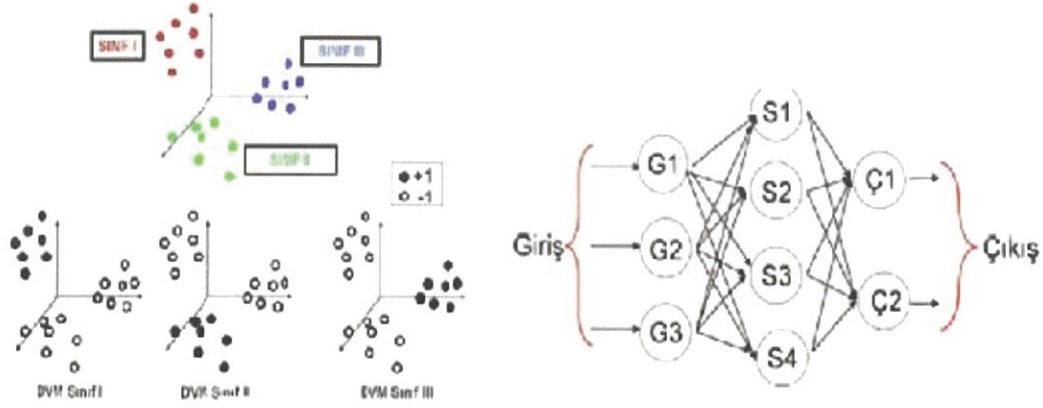
Shang-Lin Wu ve arkadaşları Şekil 1.13’de görüldüğü gibi 8 noktalı bir arayüz oluşturmuş ve belli saniye aralıkları ile ekranda bu noktalar çıkıp deneklerin bu noktalara bakması sağlanarak sınıflandırma işlemi gerçekleştirilerek doğrulukları ölçülmüştür. Denekler 8 yönlü göz hareketi yaparken ve gözlerini hareketsiz durumda tutarken test edilmiştir. Her bir durum için ortalama sınıflandırma başarıları ölçülmüştür [22].



Şekil 1.13: 8 noktalı İBA arayüzü.

Güray Gürkan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada göz hareket sinyalleri ile elde edilen EOG sinyallerinin sınıflandırılmasında Şekil 1.14’te görüldüğü gibi

Yapay Sinir Ağı (YSA) ve Destek Vektör Makinesi (DVM) yöntemleri karşılaştırılmaktadır [23].



Şekil 1.14: SVM ve YSA sınıflandırma metodu.

Cristianini ve Taylor'ın çalışmasında denekler gözlerini sola (merkez-sol-merkez) ve sağa (merkez-sağ-merkez) hareket ettirirken ve gözlerini hareketsiz durumda tutarken test edilmiştir. Her bir durum için ortalama sınıflandırma başarıları ölçülmüştür [24].

Yalçın İşler ve Ali Narinin yaptığı çalışmada, konjestif kalp yetmezliği olan hastaların kontrol grubundan ayırt edilmesi için kalp hızı değişkenliği analizi verileri üzerinde k-Ortalama kümeleme algoritması başarılarını incelemiştir [25].

1.3 Tezin Aşamaları

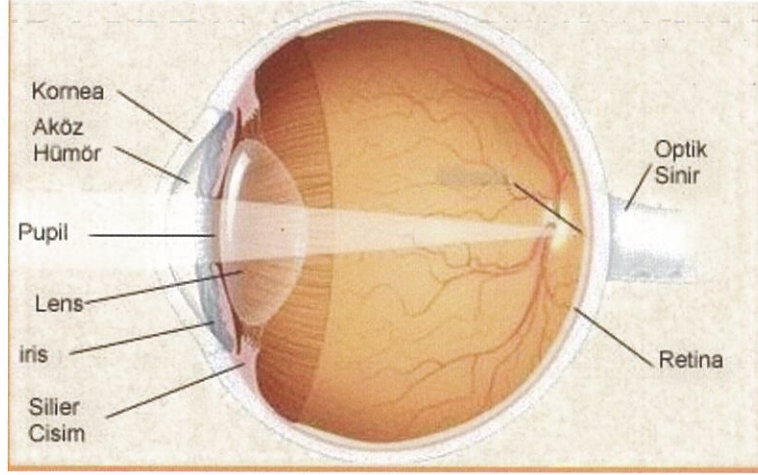
Tezin birinci bölümü giriş kısmı, literatür taraması ve tezin aşamaları olmak üzere 3 kısımdan oluşmaktadır. İkinci bölüm göz sinyal biyopotansiyelleri ölçüm sistemleri ile ERG ve EOG işaretlerinin ölçümleri, üçüncü bölüm tasarlanan sistem, dördüncü bölüm materyal ve metod, beşinci bölüm ise bulgular ve edinilen sonuçlar olmak üzere beş bölümden oluşturulmuştur.

2. GÖZ SİNYAL BİYOPOTANSİYELLERİ ÖLÇÜM SİSTEMLERİ İLE ERG VE EOG İŞARETLERİNİN ÖLÇÜMLERİ

Elektroretinogram ve Elektrokülogramsinyallerini ölçebilmek için ilk olarak gözün anatomik yapısının irdelenmesi gereklidir.

2.1 Gözün Anatomik Yapısı ve Elektriksel İşaret Potansiyeli

Gözün anatomik bölümleri; lens kısmı, dış kılıf bölümü, kornea tabakası, topografya kısmı, orta tabaka bölümü, iris bölgesi, iç tabaka (retina), fonksiyonel vs. olarak irdelenebilir. Şekil 2.1’de gözün anatomik yapısı görülmektedir.



Şekil 2.1: Gözün anatomik yapısı.

2.1.1 Gözün Anatomik Yapısı ve İşaret Potansiyeli

İris bölümünün arka tarafında bulunan saydam tabakadır. Üç boşluktan meydana gelir:

- **Ön sistem kamarası:** İrisin ve kornea tabakasının arka yüzeyi tarafındadır.

- **Arka sistem kamarası:** Ön tarafta iris, arka tarafta zonül ve lens tabakası ile sınırlanmıştır.
- **Vitreus humor:** Hacim olarak en büyük boşluk kısmıdır. Lens ve zonüllerin arka tarafında, duyuşal retina kısmına yakın bölgeleri kapatır. Vitreus bölgesi (yüzde 98,5), protein , kollajen fibriller ve hyoluronik asit barındıran saydam ve jelimsi bir yapıdır.

2.1.2 Dış Kılıf Kısmı

Opak yapılı sklera bölümü gözün 5/6'lık arka kısmını, saydam kornea tabakası ise gözün 1/6'lık ön tarafını oluşturur.

- Aköz humor direnajaş sistem kısmını oluşturur.
- Yoğunluklu fibrokollajenöz yapılıdır. Önde tenon kapsülü ile örtülüdür. Arkada tenon kapsülüne bitişiktir.
- Önde ve arkada büyük iki adet açıklığı vardır.
- Optik sinir çevresindeki kalın bölgedir (yaklaşık 1 mm), rektus insersiyolarının berisinde en ince yapıdır (yaklaşık 0,3 mm).
- Dıştan içe lamina fusca, stroma tabaka ve epiklara olmak üzere üç kısım tabakadan oluşur.
- Stromadaki kolajen liflerin düzensiz dizilimi ve farklı çapları sebebiyle opaktır. Su içeriği % 60-70 civarındır.
- Koroidal ve episkleral damar ağ bölgelerinden kanlanır.

2.1.3 Kornea Tabakası

Kornea ile ilgili;

- Önden görüldüğünde dikey olarak 10,6mm, yatay olarak 11,7 mm uzunluğundadır. perifer kalınlığı 1 mm civarındadır.
- Dıştan içe doğru çok katlı ve yassı olmak üzere beş tabakadan oluşur.
- Hasara gördüğünde epitel-rejenere olurken endotel rejenere ve bowman tabakası olmaz.
- Limbus antier ve siliyer arterden kanlanma olur.

2.1.4 Orta Kısım

Orta kısım ile ilgili;

- Duyusal retinanın dış yarımının beslenmesini sağlayan tabakadır. Arkadaki optik sinirden, öndeki siliyareye korpus'a kadar uzanır.
- Dıştan içe doğru lamina fusca, dış damar, orta damar tabakası ve karyokapillaristen oluşur.
- Kanlanması ince kısa siliyer arterlerden, iki uzun siliyer arterden ve yedi siliyer arterdendir. İnervasyonu esas olarak sempatik sinirler ile yapılır.

2.1.5 İris Tabaka

İris tabaka ile ilgili;

- Lens ve karpus siliyarenin ön tarafında, ön kamara bölgesini arka kamara bölgesinden ayıran bir diyafram kısmıdır. Hafif nazal tarafındaki dairesel açıklık pupilladır.
- Pigment epitelyumu ve stroma olmak üzere iki kısımdan oluşur.
- Her iki adele de noral ektodermiden kökenini almaktadırlar.
- Kanlanma durumu iris bölgesinin majör arteryel halkadan çıkan damarlar vasıtasıyla yapılır. Vasküler endotel ve processus kan aköz bariyerini oluşturur.

2.1.6 Retina

İris tabaka ile ilgili;

- İçte duyusal retinadan, dışta ise RPE oluşur. Arka kısımda optik sinirlerden, ön bölgede orta serataya kadar gider.
- Dıştan içe 10 katmandan meydana gelir

2.1.7 Orbita Bölgesi

Duvar kısımları;

- **Üst duvar tabaka:** Frontal kemik kanadı
- **Alt duvar tabaka:** Palatin kemik
- **İç duvar tabaka:** Maksiller ve lakrimal kemik
- **Dış duvar tabaka:** Zigomatik kemik ve sfeneidin büyük kanat kısmı

Delikli bölgeler;

- **Fisura orbitalis inf.:** Sfeneidin büyük kanadıyla maksiler kemik arasındadır.
- **Optik faromen:** Sfeneid kemiğin gövde kısmında, orbital apeksindedir. 5-10 mm uzunluğundadır. İçinden optik sinirler ve sempatik sinirler geçer.
- **Fisura orbitalis sup:** Sfenoidin büyük ve küçük kanatlarındadır.

2.1.8 Retinal Tabaka Fonksiyonu

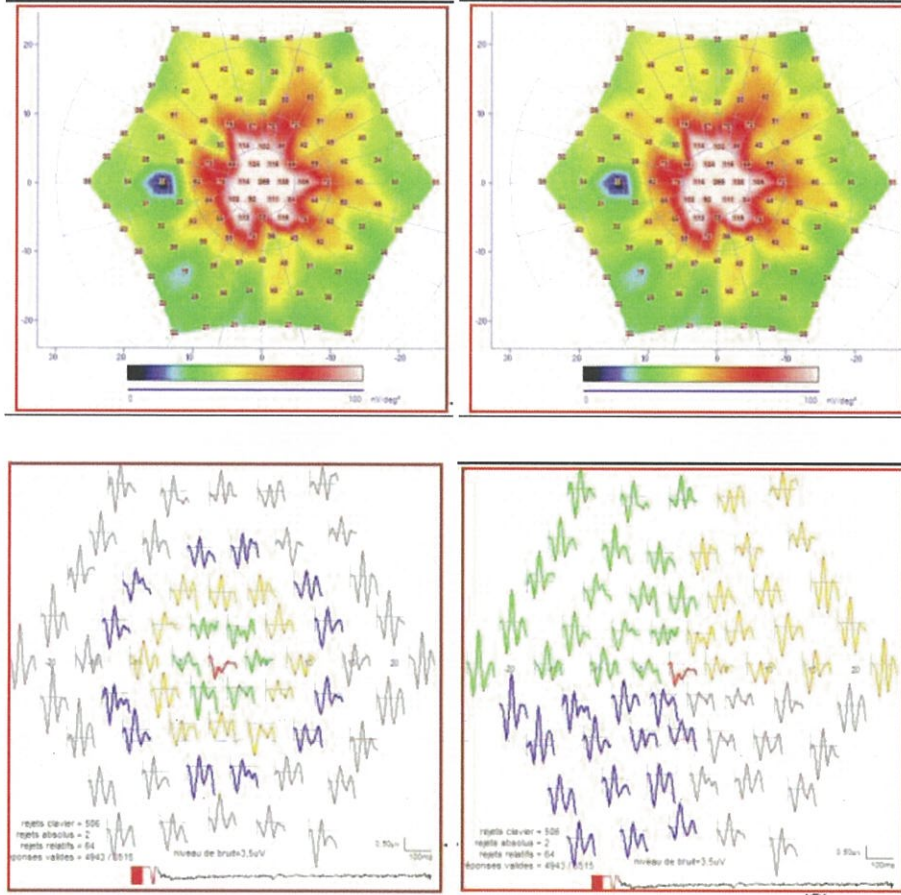
Retinal tabaka ile ilgili;

- Retinal tabaka ışık enerjisi biçiminde sunulan bilgiyi, beyin tarafından kabul edilebilecek bir bilgisel şekle dönüştürmektir.
- Retinanın fonksiyonel kısımları fotoreseptörlerdir.
- Retina nöron tabakalarından oluşmaktadır.

2.2 Görsel Uyarılmış Potansiyel Ölçüm Yöntemi

EOG ve ERG ölçümü olarak iki kısma ayrılır.

➤ Elektoretinografi

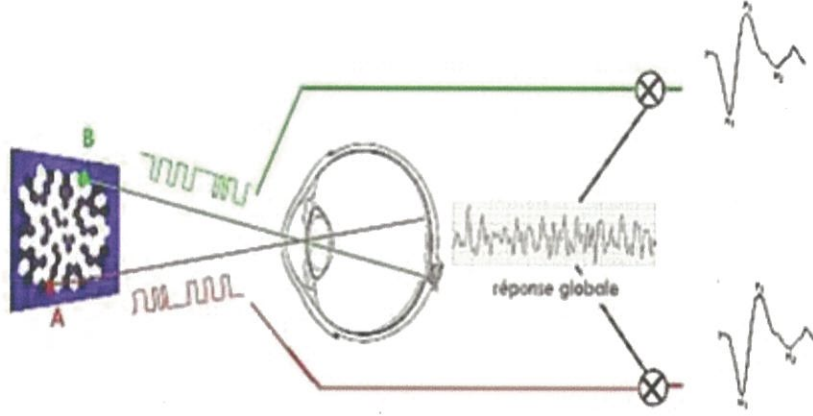


Şekil 2.2: Işıklı stimülasyon sonrası örnek bir dalga retinal formu.

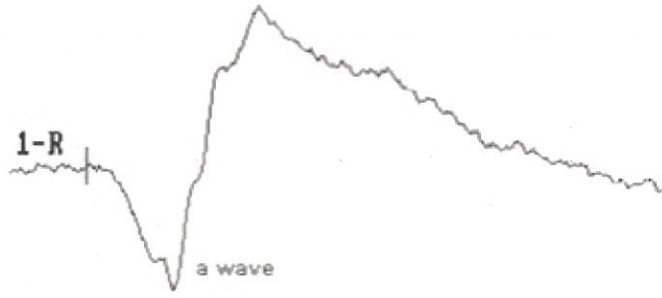
Elektoretinografi optimal yoğunluklu ışıkla stimülasyon sonrası retina bölgesinde oluşan aksiyon potansiyelini kaydetme durumuna dayanmaktadır (Şekil 2.2). Kayıt işlemi kişinin kornea tabakasına koyulan kontakt lense tutturulmuş yaprakımsı elektrot şeklindeki aktif bir elektrot ve alın bölgesine yerleştirilen referans elektrot yardımı ile yapılır. Elektrotlar vasıtasıyla yükseltelen sonuç kayıt altına alınır. 'a' dalgası, negatif etkili bir dalgadır, 'b' dalgası ise müller hücrelerinin saçtığı pozitif sapmadır. İki kutuplu hücre bölgesindeki süreçleri ifade eder.

ERG ölçümü diğer farklı komponentleri, yalnızca özel kayıt yöntemleri ile elde edilir. Tek kutuplu 'a' ve 'b' dalgasından sonra gelen pozitif bir dalga şekli olan 'c' dalgası gelir ancak klinik olarak görülmez. 'c' dalgası pigment epitelyumdan kaynaklanır ayrıca P1 dalga formuna karşılık gelir. ERG dalgaları en iyi 15 saniye aralıklarla çift biçimli flasha maruz kalan gözde elde edilebilir. İkinci dalga formu

daha iyi cevap veren bir sonuç oluşturur. Şekil 2.3(a) ve (b) de gösterildiği gibi Karanlığa adapte olan gözde daha çok belirginlik gösterir.



(a)



(b)

Şekil 2.3: Dalgacık uyarısının retinaya düşürülmesini gösteren eksenler.

ERG'nin kısımları şu şekildedir;

- **ERP:** Dış segment reseptörüdür.
- **'a' dalgası:** Reseptörlerin iç segmentinden yükselen P111 komponentidir.
- **'b' dalgası:** İç nükleer tabakadaki müller hücresi kaynaklıdır ve P11 komponentine karşılık gelir.
- **'c' dalgası:** Komponent P1'e karşılık gelir. Kökenini pigment epitelyumdan alır.

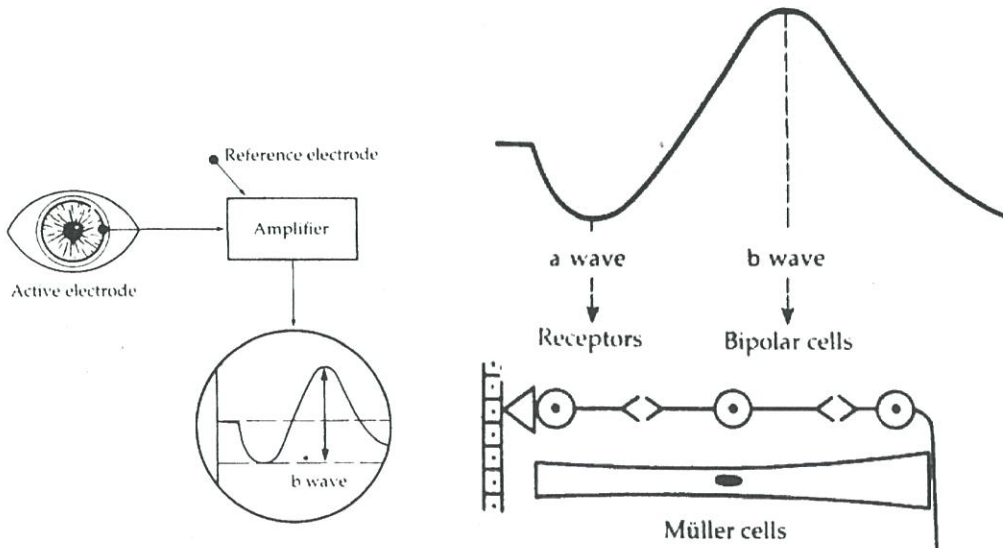
2.3 EOG ve ERG Sinyal İşaretlerinin Ölçümü

2.3.1 ERG Sinyallerinin Ölçülmesi

Elektroretinogram (ERG), retina içerisindeki ışık stimülasyon tepkisi ile hücrelerin elektriksel potansiyel değişiminin toplu ölçümüdür. Bu stimülasyon çubukları ve koniler retina tabakasının fonksiyonu hakkında bilgi verir. Kişiyeye lokal anestezi yapılır. Kornea tabakası üzerine koyulan kontakt lens, bir elektrot kullanılarak bilgileri kaydedilir. Şekil 2.4’de hastaya düşük yoğunluklu bir flaş ile retina potansiyelleri ve elektrot kaydı uygulanır, Şekil 2.5’te gösterildiği gibi ise aksiyon potansiyeli kaydedilir.



Şekil 2.4: ERG ölçüm.



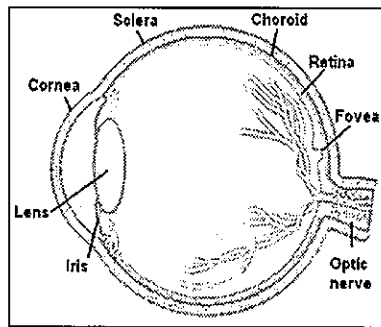
Şekil 2.5: Retina tabakasında üretilen aksiyon potansiyelinin kaydı.

2.3.2 EOG Sinyallerinin Ölçülmesi

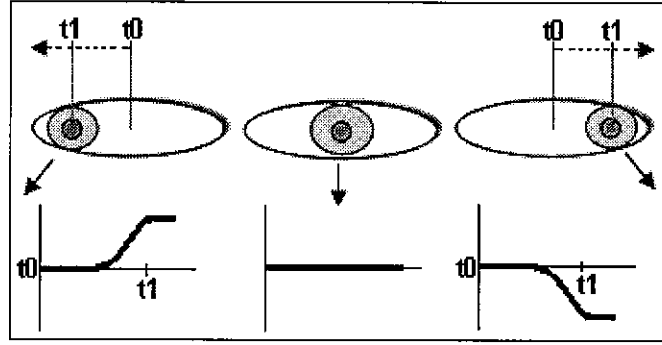
EOG negatif elektrik potansiyeli yüklü kornea ile pozitif yüklü retinanın birbirleri arasındaki istirahat potansiyelini ölçen elektrofizyolojik bir potansiyel ölçüm yöntemidir. Işık stimumuna karşı birkaç dakika süren gözün cevabını ölçebilen bir yöntem şeklidir. İstirahat potansiyeli adıyla bilinen ve kornea ile arka kutup arasındaki potansiyel farkı milivolt düzeyindedir. Işık retinaya çarptığında potansiyel değişimi oluşur. Bu sebeple oluşan değişimlerin izlerinde ERG'yi oluşturmaktadır. Fakat uzun zaman dilimlerinde kırpm gözü hareketleri ve diğer artefaktlarla sonuç değişkenlik gösterebilir. Bu sorun AC yüklenmiş yükselteçlerin potansiyeldeki ani değişimlere cevap vermesi ayrıca daha yavaş olan değişimlere cevap vermemesi ile de düzeltilebilir. EOG aynı zamanda kornearetinal potansiyeldeki bu yavaş değişimleri kaydetmek için AC yükselteçler kullanılmasına imkân veren bir yöntemdir.

İnsan gözünde, lens sisteminin ışığı üzerine odakladığı alıcı (reseptör) katman vardır. Alıcıların üzerlerine ışık düştüğünde; sinir sistemi, aldığı sinyali beyindeki görsel bölge (visual cortex)'ye iletir. Göz yuvarı, göz çukurundaki altı kasın etkisiyle hareket eder. Bu hareketler: (i) hızlı ve kısa hareketler (Saccadic), (ii) Yumuşak hareketlerdir (iii).

Yakına odaklanmayla meydana gelen yakınsama hareketleridir. EOG göz hareketleri ile oluşan kornea-retina arasında yer alan ve hiperpolarizasyon ve depolarizasyonlardan kaynaklanan kornea-retina potansiyelidir [26]. Bu potansiyel bir dipolle modellenebilmektedir. Şekil 2.6'da insan gözü ve Şekil 2.7'de EOG'nin dipol modeli gösterilmiştir.



Şekil 2.6: İnsan gözünün düşey kesiti.



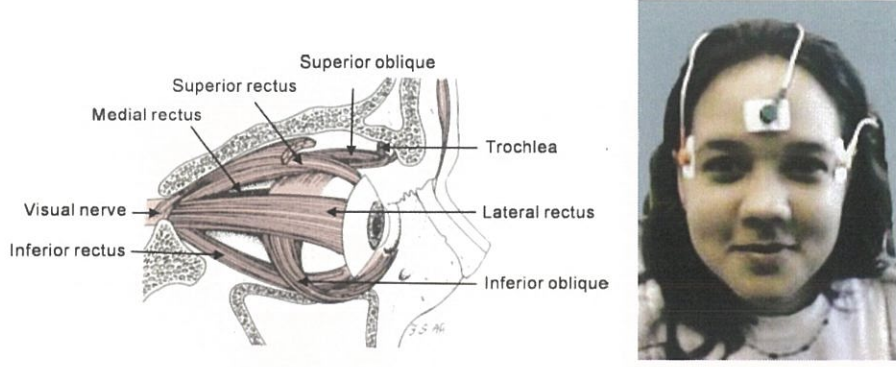
Şekil 2.7: EOG sinyalinin gözün yanal hareketleriyle değişimi ve oküler dipol model.

Kaynaklarda farklılık olmasına rağmen EOG sinyalleri yaklaşık 0-100Hz frekans bandında ve genlikleri 50-3500 μV civarındadır [26]. Yatay ve düşey EOG sinyalleri göz hareketiyle değişmektedir. 1° 'lik hareket yatayda 16 μV , düşeyde 14 μV genlik değişimine neden olmaktadır [27]. EOG ile gözün bakış açısı arasında yatayda ± 45 , düşeyde $-38,7$ ve $30,7$ derecelerde lineer bir ilişki ölçülmektedir [28].

EOG'yi etkileyen faktörler;

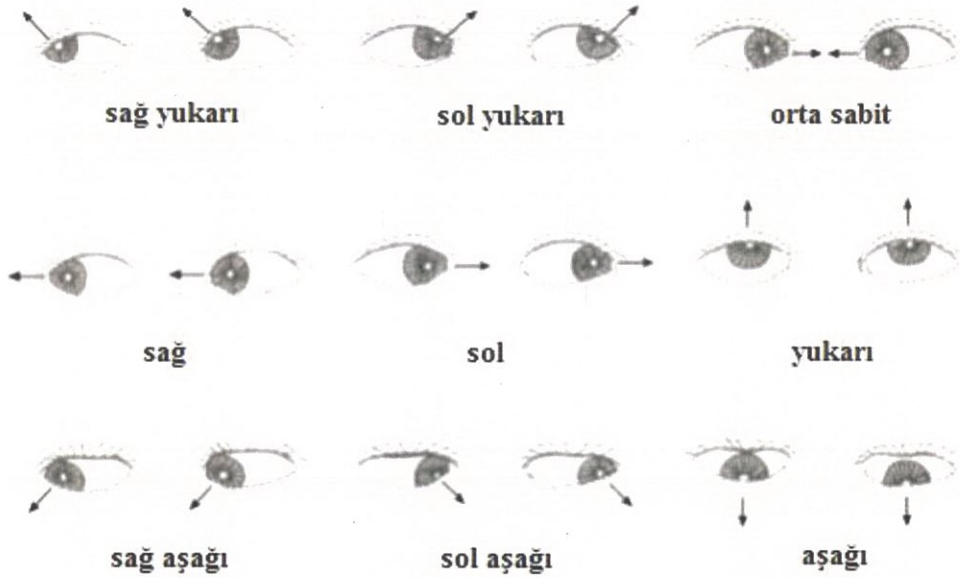
- Elektrot düzeni
- Gelişim zamanı
- Pupil dilatasyonu
- Işık stimülasyon şiddeti
- Göz şekli
- Göz hareket hızı ve büyüklüğü

Göz hareketlerinin en önemlisi, görüş alanının soyut alanına sabitleştiren hareketlerdir. Bu sabitleştirme hareket mekanizması, korteksin sekonder görüş alanı vasıtası ile kontrol edilir. Görüşün sabitlenmesi, retina ortasındaki alanı hedefe kilitleyebilir. Nesnenin görüntüsü fovea'nın kenar bölgesine doğru yönelince nesne görüntüsünü tekrar fovea bölgesinin ortasına geri getirmek için refleksel tepki, Şekil 2.8 ve 2.9'da gösterildiği gibi negatif geri besleme alanı üzerinden 3 çift göz kasının hareketini düzenler.



Şekil 2.8: 3 çift ekstraoküler kasların pozisyonu.

Bu düzenleme ile görüntü yukarı doğru yönelince göz küresinde aşağı yöne hareket eder, görüntü sola yönelince göz küresi ise sağ yöne hareket eder. Her iki hareket durumu sonucunda görüntüyü fovea'nın orta bölgesine getirir. Bunun için sabitlenen objeye göz hareketleri yardımıyla en net görüntüyü elde edebilmek için her zaman fovea'nın ortasına konulacaktır.



Şekil 2.9: 4 yöndeki göz hareketleri ve onlara karşılık gelen göz kasları.

Sistem dikey ve yatay göz hareketlerinin eş zamanlı iki devre ölçümü vardır. Göz öbekleri sola, sağa, aşağı ve yukarı hareketinde kas gücü de değişime uğrayacaktır. 5 kat kazançlı bir yükselteç takımı EOG sinyallerini toplamak için ön yükselteç olarak uygulanır. İzole devresinin işlevi, hat güç kaynağını ve sinyali yalıtımdır. 0,05-30 Hz arasında bant genişliğine sahip bant geçiren filtrenin bant yükseltme oranı 50 olan bir yükselteç zayıf bir sinyali yükselterek EOG sinyalleri doğrudan osiloskop ve displaye iletilebilir.

2.4 EOG Komponentleri

Canlılarda oluşan elektriksel potansiyel değişimleri iyonik potansiyellerdir. İyonik potansiyelleri elektronik potansiyellere dönüştürerek potansiyelleri ölçülebilir duruma getirmek gerekmektedir. Bu ölçüm amacı ile kullanılan aparatlarda elektrotlardır. Biyopotansiyellerin ölçümü yaygın olarak vücut yüzeyi üzerinden ölçülmektedir (örn; EEG, EOG) ve hücrenin oluşturduğu potansiyellerin toplamı elektrot vasıtası ile kayıt altına alınır. Fakat deriden yüzey elektrotlarıyla ölçüm alındığında yeterli bilgi elde edilmiyorsa iğne elektrotlara yönelmektedir (örneğin EMG). Elektrotlar farklı şekillerde olabilirler. EKG ölçümleri için sıkça yapışkan biçimde kullan-at elektrot modeli kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra kola bacağına takılan plaka tipi elektrotlar ve Ag/AgCl ile kaplanmış yapışkan elektrotlar da kullanılabilirler. EMG ölçümleri için iğne elektrotlar en çok tercih edilen elektrot şeklidir. Bunlara ek olarak bazı organlara yönelik özel tasarlanmış pek çok elektrot modeli bulunmaktadır.

Elektrotların temel görevi vücudun dokusunda meydana gelen potansiyel değişimi elektronik sisteme düzgün bir biçimde aktarmaktır. Kullanılacak elektrotun iyi bir iletken olması ve dokuya etki edecek toksik madde bulunmaması ve zamanla bozulma göstermemesi gereklidir. Elektrotlarda iletkenlik çok önem arzeden bir durum değildir. İyi iletken olan metal cisimlerde de dokuya belli bir süre temas sonrası elektrot potansiyeli adı verilen ek bir kapasitif ve potansiyel etkiler meydana gelebilmektedir. Bu sebeple son yıllarda bu gibi sorun ortaya çıkarmayan Ag/AgCl kaplı metal parçalar tercih sebebidir. Bu elektrotlar tabakadaki Ag iyonları, gümüş metal üzerine, Cl iyonları da doku ile birleşir. Anot şeklinde davranış ise, Ag atomlarının elektron kaybetmesi ile Ag iyonları şeklinde AgCl tabakaya girerken, dokudan gelen Cl iyonları ile karşı karşıya gelirler ve yeni bir AgCl meydana gelir. Ve böylece elektrot Cl iyonlarına ters bir davranış sergiler. Aynı zamanda elektrot potansiyeli oluşum göstermeden biyopotansiyeller sisteme aktarılmaktadır [2,4]. Ag/AgCl elektrotları yanında altın kaplanmış elektrotlar kullanışlılığı ile EOG ve EEG elektrotlarında tercih edilmektedirler.

2.4.1 EOG Sinyallerinin Ölçülmesi

Biyopotansiyellerin ölçülebilmesi için iyonik potansiyelleri elektrik akım veya potansiyele çeviren çeviricilere gerek vardır. Biyolojik işaretlerin algılanmasında kullanılan elektrik kökenli bir dönüştürücünden ve iki adet elektrottan oluşur ve uygulanmış oldukları noktalarda potansiyel farkları ölçmektedir. Birçok hücrenin üretmiş olduğu aksiyon potansiyellerini ölçmek spesifik uygulamalar haricinde oldukça zordur. bu yüzden hücre içerisine hassas bir şekilde elektrot yerleşimi gerekir.

Biyopotansiyeller genellikle, vücut yüzeyinden yapılır. Ve alt taraftaki hücrelerin aksiyon potansiyelleri ile oluşan ve yüzeye gelen potansiyellerin toplamı alınır. EEG ölçümlerinde bir sinire, kas grubuna veya beyin bölgesinin belli alanlarına batırılan iğne elektrotlar ile ölçüm gerçekleştirilir. Biyopotansiyel ölçümlerde potansiyellerin oluşumunun vücudun yüzeyine nasıl ulaştığı bilinmemektedir. Ve ortaya birçok söylem atılmaktadır. Kalbin potansiyel oluşum durumu için ortaya atılan teori yüzey bölgesinden ölçülen potansiyel türevlerinin birincilerinin toplamıdır.

Genel maksatlı algılama amaçlı elektrotlar şu şekilde sıralanabilir;

- Yüzey tipi elektrotları
- Dâhili tip elektrotları
- Mikroelektrotlar

Değişik tipteki elektrotlar

2.4.2 Yüzey Tipi Elektrotları

Şekil 2.10'daki gibi yüzey tipi elektrotlar, biyosinyallerin deri yüzeyinden algılanmasıyla elde edilir. Genellikle EOG, EKG biyoelektrik işaretlerin elde edilmesinde kullanılır.



Şekil 2.10: Yatay tipi elektrotlar.

2.4.3 Metal Plaka Tipi Elektrotlar

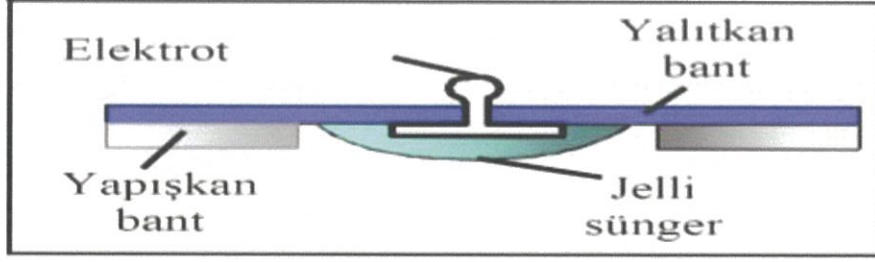


Şekil 2.11: Metal plaka tipi elektrotlar.

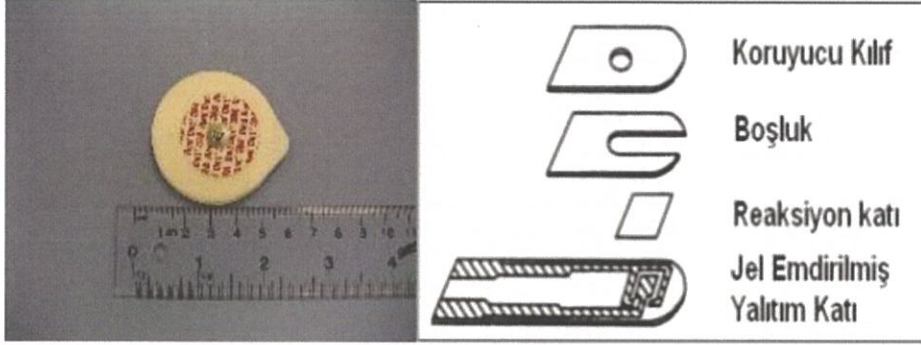
Şekil 2.11'deki gibi metal plaka elektrotlar sıkça kullanılan bir elektrot modelidir. Çoğunlukla EEG ve EMG biyoelektrik işaretleri elde etmekte kullanılır. Deri yüzeyi ile temas halinde bulunan metalik yüzey bulunur. aslında deri yüzeyi ile temas, elektrolit bir pasta vasıtasıyla olmaktadır. Metal tipi plaka elektrotlar uygulanacak yüzeyin biçimini alacak şekilde silindirik bir biçimdedir. Nikel ve gümüş birleşiminden meydana gelir. Bu elektrotların yüzey alanlarının büyük olması sebebiyle empedansları oldukça küçüktür (2-10 k Ω).

2.4.4 Kullan At Elektrotlar

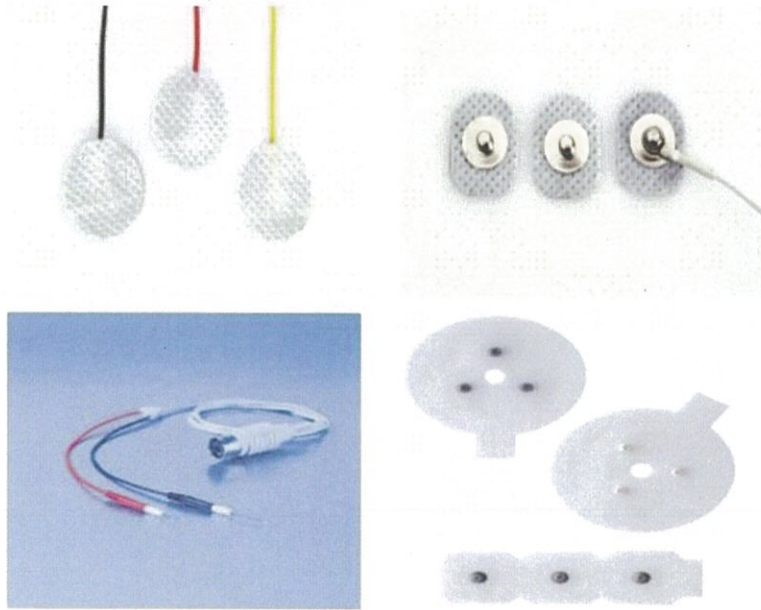
Şekil 2.12 ve 2.13 de gösterildiği gibi kullan at elektrotlar, EKG ölçümlerinde çok kullanılan ve bir kere kullanıldıktan sonra atılan (disposable) elektrotlardır.



Şekil 2.12: Tek kullanımlık elektrotların yapısı.



Şekil 2.13: Tamamen atılabilir elektrot yapısı.

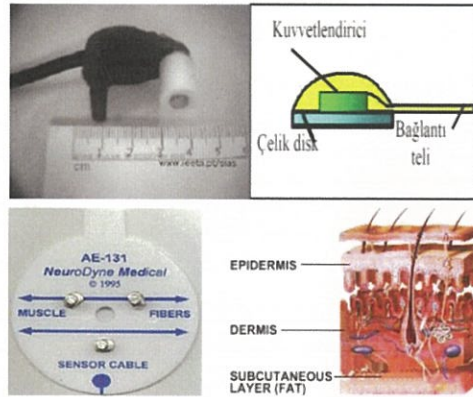


Şekil 2.14: Tamamıyla atılabilir farklı EKG ve EMG elektrotları.

Elektrolitler, Ag/AgCl elektrot tabanının alt kısmında, elektrot yüzeyine yapışık, jel emdirilmiş sünger şeklinde üretilirler. Şekil 2.14'de tek seferlik farklı elektrot çeşitleri görülmektedir. En büyük avantajlarından bir tanesi hijyenik olmalarıdır. Bu sebeple temizleme sorunu veya farklı bir hastaya mikrop bulaştırma riski yoktur.

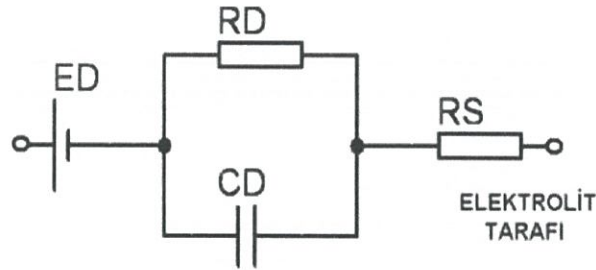
2.4.5 Kuru Elektrot Tipleri

Jel veya pasta gerektirmeden deri yüzeyi üzerine doğrudan uygulanabilir biçimdedir. Bu sebeple arada kapasitif kuplaj etkisi oluşur. Şekil 2.15’de kuru tipteki elektrotlar elektrot-elektrolit ilişkisi bulunmadığı için deri yüzeyi, elektrot yüzeyi ile daha iyi iletken durumundadır. Bu nedenle burada bir kapasite oluşur. Deri yüzeyi iyice temizlenmeden, bu tip elektrot deri yüzeyine uygulandığından temas yüzeyinde meydana gelen direnç değeri daha büyük olur.



Şekil 2.15: Kuru elektrot tipleri ve derinin yapısı.

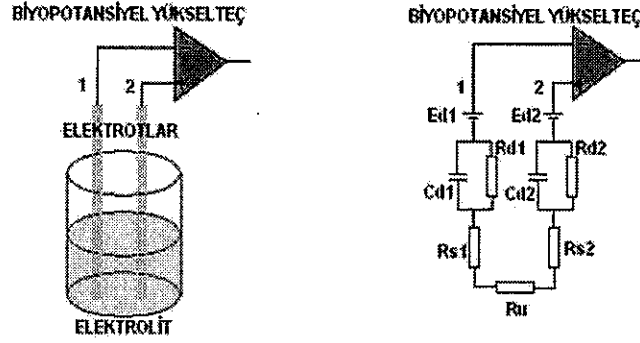
2.5 Elektrotun Devre Modeli ve Özellikleri



Şekil 2.16: Elektrotun devre modeli.

Elektrotun devre modeli Şekil 2.16’daki gibidir. Devre modelinde CD, elektrot ve elektrolit arasındaki yük birikiminin kapasitesini, RD de bu kapasitenin kaçak olan direncini temsil etmektedir. ED ise elektrotun hücre içi potansiyel değişimine karşılık gelen kaynak gerilimidir. RS ise elektrolitin direncidir. Eğer elektrot, Ag/AgCl elektrotu ise CD kapasitesi çok azdır ve bu sebeple kapasitif etki

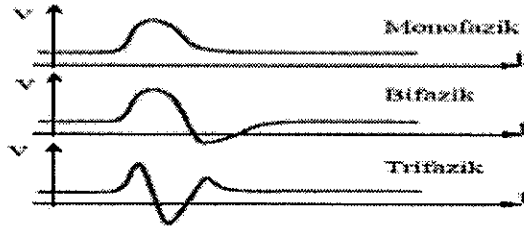
düşüktür. Şekil 2.17'de elektrotların doku ile bağlantı durumunun eş değer modeli çıkarılmasında yardımcı olacak, elektrolit içine sokulmuş olan elektrotların kuvvetlendirici ile olan bağlantı durumu ve bu bağlantının modeli gösterilmiştir.



Şekil 2.17: Elektrot-Elektrolit ve yükselteçten oluşan sistemin eş değer elektriksel devre modeli.

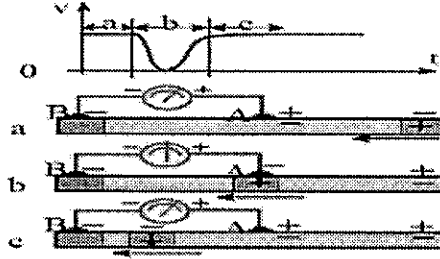
2.6 Elektrotların Biyolojik İşaretleri Algılaması

Elektrotların, biyolojik işaretleri algılama yöntemi, sinir liflerden alınan elektriksel işaretlerin şekline göre ifade etmek gerekirse biyolojik ölçümler, elektrotların yerleştirilme biçimine göre Şekil 2.18'deki gibi monofazik, bifazik ve trifazik adları verilen şekillerde yerleştirilir.



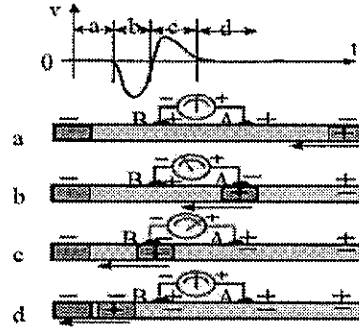
Şekil 2.18: Elektriksel kökenli monofazik, bifazik ve trifazik işaretler.

Şekil 2.19'da görüldüğü gibi aksiyon potansiyeli ölçümünde istenen sinir lifi bölgesinin sol kısmına sabit olacak şekilde referans elektrotu bağlanmıştır. Aktif elektrot ise herhangi bir noktaya bağlanabilir. İşte bu iki elektrot arasındaki aksiyon potansiyelinin değişimini gözlemlemek araya konan bir elektrometre ile olur.



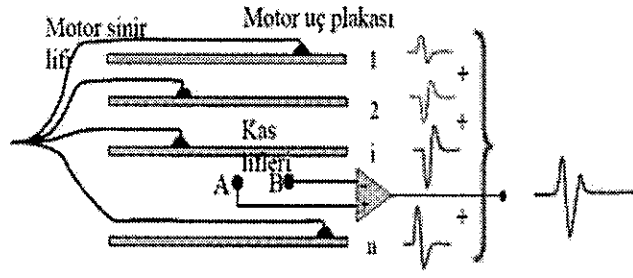
Şekil 2.19: Monofazik işaret.

Hücre dinlenmede iken elektrometre pozitif değer gösterir. Aktif olan elektrotun olduğu alana depolarizasyon darbesi yaklaştırıldığında elektrometrenin uçları, aynı değerli potansiyeller bağlanacağından elektrometre sıfır gösterecektir. Elektrometre çıkışı, gelen depolarizasyon darbesi ile birlikte zaman içinde tek yönlü negatif değişim gösterecektir.



Şekil 2.20: Bifazik işaret.

Şekil 2.20'de gösterildiği üzere ölçüm elektrotları, sinir lifinde birbirine yakın iki noktaya yerleştirilirse buna bipolar bağlama denir. Bu durumda, aksiyon potansiyelinin sola yönelmesiyle elektrotlardan sağdaki (A), soldakine (B) göre negatif olur ve elektrometrede negatif değişim meydana gelir. Potansiyel değişim darbesi sola doğru giderken soldaki elektrodu sağdakine göre daha da negatif yapar. Böylece elektrometrede pozitif bir sapma oluşur. Darbe mümkün olduğunca sola yanaştığında elektrometrede tekrar sıfır sapması oluşur. Böylece bir negatif ve hemen ardından bir pozitif değişim şeklindeki duruma, bifazik veya difazik işaret denir.



Şekil 2.21: Trifazik işaret.

Şekil 2.21'deki gibi bir motor birimindeki plakalara uyarım geldiğinde aynı anda aksiyon potansiyeli oluşur, bu elektrot çiftlerindeki yansımaları, motor plakalarının elektrotlardan olan uzaklık durumuna göre farklı genlikteki bifazik değişimler oluşacaktır. Bu değişimlerin fazı ise motor plağının, elektrotların sağ - sol tarafındaki oluğa göre değişim gösterecektir. Sonuçta elektrotlarda uç plakaların aksiyon potansiyel değişim etkileri, bu potansiyellerin toplamı olarak yani trifazik değişim görülecektir.

2.7 Elektrot Özelliklerinin Ölçümsel Etkileri

Elektrotlar, ölçme düzeneğinde hasta ve de ölçüm sistemiyle temas halindedir. Bu sebeple elektriksel dönüştürücünün hastayı hem de ölçü aletlerini nasıl etkilediğinin incelenmesi gerekmektedir. Bu dönüştürücünün çalışmasını belli eden altı parametresi vardır;

- Örnek Yükleme
- Çıkış Empedans Durumu
- Sönümlenme
- Frekans .cevabı
- Doğrusallık Etkisi
- Gürültü

2.7.1 Örnek Yükleme

Dönüştürücünün, ölçüm yapılan nesne üzerine yaptığı etkidir. İdeal dönüştürücü, dönüştüreceği büyüklüğü hiçbir zaman değiştirmez. Fizyolojik değişimlerin kaynağı kimyasal veya mekanik olması sebebiyle, obje üzerinde kimyasal ve mekanik etkinin en az oranda gösterilmesi gerekir. Örneğin mekanik direnç yüksekse dönüştürücü duyarlılığı azalır. Edinilen ölçümler, parametre değişimlerini düzgün bir şekilde belirtmez. Dönüştürücünün mekanik direncinin azaltılabileceği alt bir limit bulunmaktadır. Bu limitin altına düşülürse, dönüştürücü yüksek duyarlılığı ile hastanın en ufak kas hareketi değişimi yanıltıcı çıkış verebilir. Her tip dönüştürücünün yanıltıcı sonuçlara karşı uygun bir örnek yükleme direnç aralığı mevcuttur. Bu aralık değerler kullanıldığında ne fizyolojik parametre bozulur ne de çevreden farklı gürültüler algılanır.

2.7.2 Çıkış Empedans Durumu

Elektriksel dönüştürücünün giriş empedansının işaret işleme birimi ile çıkış empedansı, birbirine uyum halinde olması gerekir. Bir çok sistemde işaret işleme birimi bir güçlendiricidir. Bu sebeple giriş-çıkış empedansları arasındaki ilişki önemlidir. Elektronik güç aktarımının büyüklüğü için devreyi süren aletin çıkış empedansı sürülen aletin girişine eş olmalıdır. Fakat bir elektrot kullanılmasında elektrotun çıkış empedansının güçlendiricinin giriş empedansı ile eş olması beklenmez. Empedansların eşliğinde elektrotun içerisinden ve alet üzerinden hasta yönünde veya hastaya ters yönlü bir akım akabilir. İstenmeyen bu elektrot akımı, kimyasal değişimleri hızlandırabilir ve gürültü işaretleri oluşturabilir. Bu sebeple dönüştürücünün çıkış empedansının güçlendiricinin giriş empedansına göre düşük olması istenmektedir. Bu şekilde güçlendirici gerilim değişimini hissedebilir ve akım akmasını büyük ölçüde önler.

2.7.3 Sönümlenme

Dönüştürücünün, fizyolojik durum değişimlerine bağlı kalarak izlenemediği durumlarda çeşitli sönüm durumlarının olduğu durumdur.

2.7.4 Frekans Cevabı

Çeviricinin frekans cevabı, sönümlenme miktarına direkt bağlıdır. Eğer çeviricinin frekans cevabı fizyolojik durumun bant genişliğinden küçük ise bu durumda önemli oranda bilgi kaybolur. Fakat frekans cevabı durumun bant genişliğinden büyükse o zaman ise fizyolojik durumla ilgisi olmayan bazı gereksiz gürültüsel işaretler de hissedilerek anlamsız sonuçlar oluşabilir. Çeviricinin frekans cevabı hissedebildiği ve cevaplayabildiği frekans bandıyla tanımlanır. Dolayısı ile incelenecek olan fizyolojik değişimin frekansı, tasarımda göz önüne alınır. Fizyolojik dönüşüm sinüsoidal bir dalga şeklinde ve yavaş ise mesela, EEG'deki gibi, elektriksel işaretin kapladığı frekans bandı da dar olur. Bu durumda çeviricinin bant genişliği de daraltılmalıdır.

2.7.5 Doğrusallık Etkisi

Doğrusallık etkisi çevirici çıkış işaretinin, girişindeki fiziksel işareti izleme kabiliyetini etkileyen bir özelliktir. Çeviricinin karakteristiği doğrusal ise dönüştürücü çıkışındaki biyoelektriksel işaret, fiziksel işaretin bir benzeri olacaktır. Öyleyse doğrusallık, çeviricilerde istenen önemli bir özelliktir. Çeviriciler yalnız dar bir alanda doğrusal çalışabilmektedir. Dönüştürücülerin doğrusal olduğu bölge, bunların tipi ve kullanıldıkları sistemlerin özelliğine bağlıdır.

2.7.6 Gürültü

Sinyal gözlenmesi vücuttan alınan elektriksel işaretlerin dışındaki farklı çevrelerden kaynaklanan gürültüler sinyal kaydına bozucu etki yapar. Sinyal kaydının daha net anlaşılabilirliğini görmek için sinyal işaret işlemeyen önce gürültünün olduğu yerlerin mutlaka temizlenmesi gerekir. Ölçüm esnasında gürültüler ve parazit etkiler bir çok nedene bağlı olarak oluşabilir. Bu etkiler bazı zaman hastaya, bazı zaman ise kayıt yapan cihaza ve şehir şebekesi gerilimine bağlı olarak gelişir. Gürültüler 4 grupta ele alınabilir:

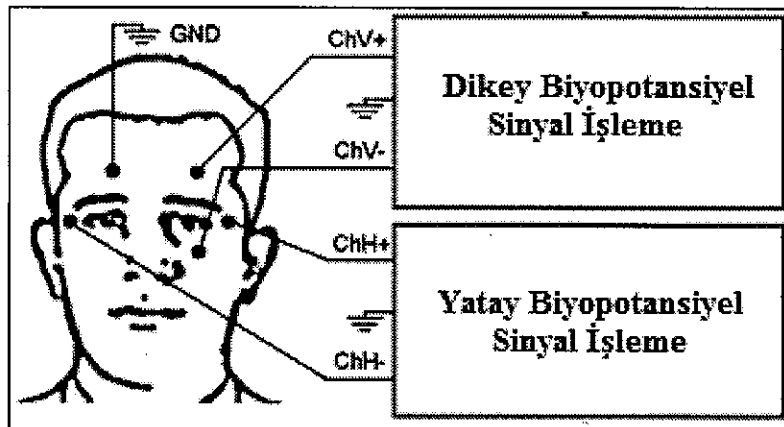
- Biyolojik sebeplerden dolayı bozulmalar (terleme, kas hareketleri, heyecanlanma vs.)
- Ölçüm esnasındaki hareketli bozulmalar
- Elektrot yapısına bağlı bozulmalar
- Şehir şebekesine bağlı bozulmalar (elektrostatik bozulma, şehir şebeke gerilimi gürültüsü)

Kayıt aletindeki arızalar ile ilgili bozulmalar Bu gürültüsel bozulmalardan, elektrot kaynaklılar şu şekilde sıralanabilir:

- Bozuk bağlantı kabloları
- Elektrot bağlantı şekli
- Aynasal görüntü
- Aşırı jel kullanımı

2.8 Biyopotansiyel Sinyallerin Oluşumu ve Özellikleri

Biyoelektrik sinyal ölçümlerinden EOG sistemi göz hareketleri esnasında kornea-retina potansiyeli oluşan biyopotansiyel sinyallerdir. Bu potansiyele aynı zamanda kornea-retina potansiyeli de denilir. Bu sinyaller 10-100 μV aralığında düşük genlikte ve dc 1-10Hz arasında düşük frekanstaki sinyallerdir [33]. Şekil 2.22'de gösterildiği gibi göz çevresindeki belli noktalara yerleştirilen elektrotlar ile ölçülmektedir.



Şekil 2.22: EOG genel elektrot bağlantı şekli ve ölçüm sistemi.

Vücut da bulunan milyonlarca belki milyarlarca canlı hücre aslında K^+ , Na_+ ve Cl^- gibi iyoniklerin bulunduğu bir sıvı içinde yüzmektedir. Hücresel zar da iyoniksel kanallar, biyokimyasal vakumlar, enzim sistemleri ve duyarlı reseptörler ile hücre zarı, partikülere karşı seçici-geçirgen davranış gösterir. Bundan dolayı bazı iyonlar ve partiküller hücre dışında fazla fazlaca bulunur, bir kısmı da hücre içerisinde yoğun bir şekilde bulunur. Hücrelerin içinde ve dışındaki yoğunluk farkları potansiyel fark oluşumunu sağlar [29]. Elektrokimyasal değişimler ışığında oluşan biyopotansiyeller biyoelektrik sinyallerin temelini oluşturmaktadır. Tablo 2.1'de memeli bir hücrede, hücre içi ve dışı iyon konsantreleri ve iyon denge potansiyelleri görülmektedir [30]. Hücre içi ve dışı potansiyel fark değişimi aktif ve pasif olarak parça taşınması ile mümkündür. Fakat bu potansiyellerin kararlı bir halde sabitlenmesi önemlidir. Bu yüzden hücrenin pasif ve aktif kaynakları kullanılır aynı zamanda potansiyel değişim sabit tutulur. Hücre içi-dışı potansiyel fark değişmeden sabitlendiğinde dinlenim zar potansiyeli adıyla kararlı bir potansiyel değişim oluşmaktadır. Dinlenim zar potansiyeli her hücre türü için farklı olabilse de genelde -70 mV ve -90 mV arasındadır [31]. Sinir ve kas hücrelerine ait aksiyon potansiyeli 1-400ms kadar sürebilen özel esnada hücre içine bolca, sinirlerde Na_+ , kaslarda Ca_+ girişi meydana gelir. Hücre içindeki bu pozitif durum potansiyeli sürdürülemez aynı zamanda hızlı kinetik enerjili gerilim kapılı K_+ kanallarının etkisiyle hemen düşürülür. Öte yandan dinlenim zar potansiyelinin devamlılığı aktif bir durumdur ve sodyum-potasyum pompası da çok aktiftir. Dinlenim zar potansiyelindeki kısa süreli bu elektriksel değişim dokunun özelliğine bağlı saniyede 1-200 kez tekrarlanabilir ve bu dalgalanma durumu tüm hücreye yayılır. Böylece tepeden tepeye genliği 100mV, frekansı da 1 ila 200 Hz arasında olan biyoelektrik sinyal oluşur [32]. Fakat bu sinyalin karakteri dokunun işlevselliğine bağlı değişir. Vücuttaki diğer hücreler ve dokular işbirliği halinde çalıştığından patolojik olaylar hariç, genelde diğer hücrelerden gelen elektriksel uyarılar veya kimyasal uyarılar ile çalışmalar devam eder. Mesela kalp hücreleri sinoatriyalden gelen ritim uyarıları yaklaşık 1 Hz civarı kasılma yaparken, bir sinir ve kas gurubu 50Hz civarı çalışabilmektedir. İlgili hücrelerdeki doku gruplarının çalışmasıyla oluşan elektrik alanları kaynak doku bölgesinden uzaklaştıkça şiddetleri azalır ama vücudun başka bölgelerinden ölçülebilirler [33]. Fakat, biyopotansiyellerden kaynaklanabilen hücre elektrik alanları bir tür toplam oluşturduğundan ayrıca kaynak doku bölgesinden uzaklaştıkça farklı doku gruplarının elektriksel aktivitelerinin de bu toplama ek yaptığı dikkatten

kaçmamalıdır. Böylece, ölçülen biyopotansiyel sinyalin nitelik özelliği hedef dokuya uzaklık oranında değişime uğrar ve orijinallliği bozulur. Bu duruma rağmen dokusal özelliklerden kaynaklanan sinyaller, dokunun sağlığı ve işlevi hakkında çok önemli bilgiler verir.

Tablo 2.1: Hücre içi-dışı iyon denge potansiyelleri ve konsantreleri [30].

İyon	Hücre Dışı (mM)	Hücre İçi (mM)	Denge Potansiyeli (mV)
Na^+	145	12	+66
K^+	4.1	150	-96
Cl^-	118	3,9	-90
Ca^{2+}	1,5	10^{-4}	+129
Kararlı durum potansiyeli			-90 mV

Biyopotansiyel sinyaller doku yapısı ve organlara göre farklı özellik gösterse bile genelde düşük genliğe sahip (10 μ V-10mV) ve düşük frekanslı (dc-200Hz) ortak sinyal özellikleri mevcuttur [33]. Bu gibi sinyalleri klinik amaçlar için özel elektronik sistemler ve elektrotlar kullanılmaktadır. Bu çerçevedeki sistemler genelde hedef organın ismi ile bilinirler. (EKG, EEG, EOG gibi). Çok küçük genlikli bu sinyallerin ölçülmesinde sırasıyla, elektrotlar, yükselteçler, uygunlaştırıcılar ve sinyal görüntüleyiciler kullanılır. Elektrot olarak genellikle vücut yüzeyine zarar gelmediğinden yapışkanlı yüzey elektrotları kullanılmaktadır. Bazen daha spesifik ölçümler için iğne tipi elektrotlar kullanmak gerekebilir. İğne tipi elektrot dokuya en az zarar veren yöntemler olarak bilinir. Hangi tip elektrot kullanılırsa kullanılsın ölçülen biyopotansiyel sinyallerin çok düşük genlikte olması sebebiyle kayıt sorunları ile karşı karşıya kalınabilir. Düşük genlikli olan bu sinyallerin kalitesi derinin iletkenliği vücut hareketi, çevresel parazitler, elektromanyetik dalga etkisi ve şehir şebeke gürültüsünden kaynaklanan etkiler zaten küçük genlikte olan sinyalin kalitesini iyice bozar. Biyopotansiyel ölçmelerinde DC seviyeden kaynaklanan doyum, 50 Hz (veya 60 Hz) şebeke gürültüsü ve diğer nedenlerle oluşan elektronik gürültünün biyolojik sinyal ölçümlerini etkilemesi önemli bir sorundur. Biyolojik sinyallerin düşük genlikte olmaları, elektronik gürültüden kolayca etkilenmelerine neden olmaktadır. Biyolojik sinyalin doğru bir şekilde ölçülmesi için sayısal ya da

donanım yoluyla filtreleme yapılması gerekmektedir. Sayısal filtreleme özellikle çevrim dışı (off-line) sinyal işlemlerinde önemli bir kolaylık sağlamaktadır. Ancak zaman maliyeti nedeniyle çok kanallı sistemlerde gerçek zamanlı çalışmada sorunlu olabilmektedir. Sigma-Delta ($\Sigma\Delta$) analog sayısal dönüştürücü (ADC) gibi yüksek çözünürlüklü (20 bit üzeri) teknoloji kullanılarak sinyali yükseltmeden ya da yükseltici doyuma sokmayacak seviyede düşük kazanç uygulayarak bilgisayar (PC)'a aktarılan verinin işlenmesinde sinyallerin orijinalliği korunmaktadır. DC yükseltme yaklaşımının AC yükseltme yaklaşımına göre bu anlamda avantajı vardır [34]. Ancak DC bileşenin kullanılmayacağı uygulamalarda AC yükseltme yaklaşımını uygulamak daha kolaydır. EOG yükselteç tasarımında DC sürüklenmenin yok edilmesi, sinyal doğrusallığının sağlanması ve bunlar yapılırken EOG veri kaybının en aza indirilmesi başlıca odaklanılan konular olmuştur [35]. Her dokudaki biyopotansiyel sinyalleri ölçmek mümkün olsa bile günümüzde sıkça tanı amacıyla kullanılan EMG, EKG, EOG ve EEG, kayıtları yapılmaktadır. Bu tekniklerde ölçülen biyopotansiyel sinyallerin özellikleri Tablo 2.2' de gösterilmektedir.

Tablo 2.2: Kliniklerde sıkça kullanılan biyopotansiyellerin genlikleri, frekansları ve elektrotların özellikleri [36].

Biyopotansiyel	Genlik (mV)	Frekans (Hz)	Elektrot malzemesi	Elektrot Tipi
Elektrokardiyografi (EKG)	1-5	0,05-100	Ag-AgCl	Cilt elektrodu
Elektroensefalografi (EEG)	0,001-0,01 mV	0,5- 40	Altın, Ag-AgCl	Kafa cilt elektrodu
Elektromiyografi (EMG)	1- 10 mV	20- 2000	Gümüş, karbon ya da çelik	İğne elektrot
Elektrookülogram (EOG)	0,01- 0,1 mV	dc- 10	Ag-AgCl	Cilt elektrodu

3. TASARLANAN SİSTEM

EOG sinyallerinin ölçümüyle ilgili bir elektronik sistemin dizaynında uygun biyopotansiyel amplifikatörün tasarımı önemli bir yere sahiptir. Biyoelektrik sinyallerin düzgün ve temiz bir biçimde alınıp kaydedilmesi için amplifikatörün mümkün olduğunca yüksek, ortak mod sinyali bastırma oranına (CMRR) sahip olması, elektronik parazitlerin yeterince azaltılması, DC seviye sürüklenmesi, şehir şebekesi gürültüsü, besleme gerilimi ve çevre sıcaklığından etkilenmemesi ve hasta güvenliğinin göz önünde bulundurulması gerekir. Elektronik parazitlenme seviyesinin yeterince küçük (μV 'lar düzeyinde) ve sinyal orijinalliğinin bozulmaması için giriş yükselteç ve empedansının oldukça yüksek seviyelerde ($G\Omega$ seviyelerinde) olması istenen durumlardır.

Medikal sistemlerin tasarımında ortak modlu sinyallerin bastırılması için CMRR'nin 80-100 dB civarında olması yeterlidir. 50 Hz şebeke gürültüsü ya da harici diğer kaynaklardan dolayı oluşan ortak mod sinyalinin bastırılması için enstrümantasyon yükselteci (IA) kullanılması, devrelerin şebekeden izole edilmesi, metal kutu içerisinde çalıştırılması ve kayıtların, esası Faraday Kafesi olan elektrofizyolojik kayıt odalarında alınması etkili yöntemlerdir. Ayrıca baskılı devre (PCB) tasarımında gürültü giderme tekniklerinin göz önünde bulundurulması elektronik gürültünün bastırılmasında etkili olmaktadır. PCB tasarlanırken girişteki yükseltecin girişlerinin bakırlı yollarla halka içerisine alınarak bu halkanın topraklanması, toprak hatlarının kendi içerisinde çevrim oluşturmaması ve geniş tutulan toprak alanının ızgara (hatch) yapılması ayrıca bağlantılarda ekranlı kablo kullanılması ve bu ekranın zıt fazda ortak mod sinyali ile sürülmesi, sinyal kablolarının burularak manyetik indüklenmenin önlenmesi gürültünün bastırılmasında etkili olmaktadır. Beslemenin bataryadan yapılarak devrenin şebekeden izole edilmesi elektronik gürültünün azaltılması yanında hasta güvenliğini de artırmaktadır.

Giriş empedansının büyük olması için girişte tampon yükselteç kullanılması etkili bir yöntem olsa da giderek ucuzlayan yüksek giriş empedansına ve yüksek CMRR değerine sahip IA'lar mevcuttur. Ayrıca biyolojik kaynağı yüklememek

üzere kullanılan tampon yükseltici giriş empedansını yükseltmekle beraber elektronik gürültüyü artırıcı bir etki de yapmaktadır.

3.1 Tasarım Stratejisi

Sistemin Tasarımı;

- Farklı bir yaklaşımla, alınacak EOG sinyalleri için kullanılan elektrotlar Şekil 3.1'deki gibi alın bölgesinde uygun noktalara yerleştirilerek EOG verilerinin toplanması sağlanmıştır.



Şekil 3.1: Elektrot bağlantısı ve sistemin blok gösterimi.

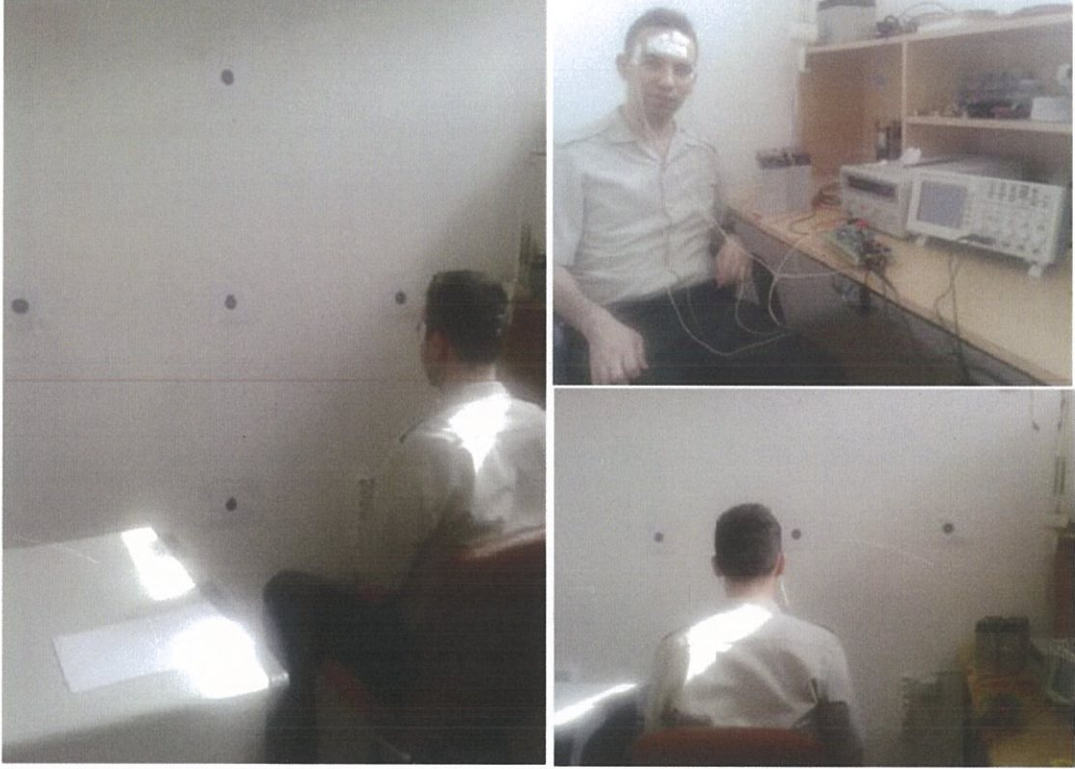
- Yanal ve düşey göz küresinin hareketlerini algılayacak iki kanallı bir sistem tasarlanmıştır.
- EOG sinyalleri yeterince yüksek olduğundan gümüş/gümüş klorür (Ag/AgCl) elektrot kullanılmıştır.
- Sistem 75cm aralıklarla, 5cm çapında dairesel noktaların yerleştirilmesi ile oluşturulmuştur. Denekler göz hizalarının, yerleştirilen 5 noktanın orta noktasından 1m uzaklıkta ve yerden 1m yükseklikte olacak şekilde oturtulmuşlardır. Tasarlanan sistemde bluetooth vasıtasıyla 10 denegin her birinden belirlenen noktalara bakmaları istenerek yukarı, aşağı, sağ, sol göz hareket örnekleri, orta noktaya bakarak ta kırpma göz hareketi örnekleri toplanmıştır. Her bir

denekten 50 şer örnek kümeli toplam 250 örnek küme alınmış ve 10 denekten toplamda 2500 örnek küme oluşturulmuştur. Toplanan bu örnek kümeler matlab programı vasıtası ile işlenerek her bir göz hareketini oluşturan 150 örnek nokta olacak şekilde ayrılıp düzenlenmiştir ve sınıflandırma işlemine tabi tutulmuştur.

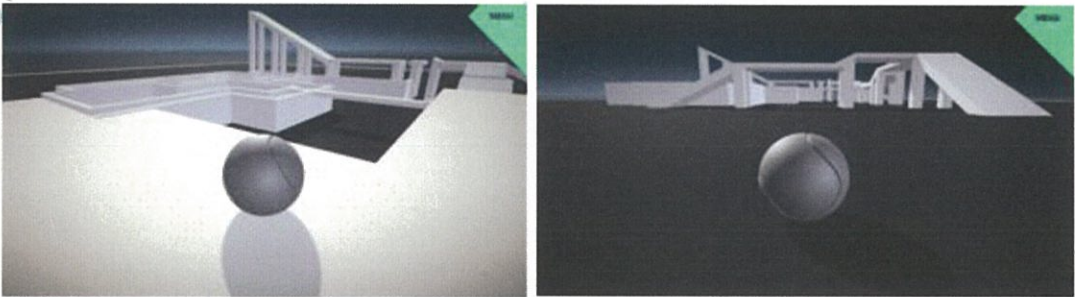
- Alçak geçiren filtre tasarımları ile DC sürüklenme seviyesi ve şehir şebeke gürültüsü yok edilmiştir.
- CMRR oranı 91dB, örnekleme hızı 5Hz, gürültü seviyesi $0,5\mu Vt-t$, düşey kanal için toplam kazanç 101,5dB yatay kanal için 103,6dB olarak hesabı yapılmış ve sistem tasarımı gerçekleştirilmiştir.
- Arduino mikrodenetleyici tabanlıdır.
- Sayısal filtreler uygulanabilir.
- Sınıflandırma için en yakın komşuluk ilişkisi (k-NN), destek vektör makinesi (SVM), naive bayes ve yapay sinir ağları sınıflandırma yöntemleri ile hem biraz gürültülü verilerle hem de sayısal filtreler (Butterworth, Chebyshev ve Hanning filtreleme) kullanılarak elde edilmiş veriler karşılaştırılmıştır.
- Basit bir top oyunu arayüzü tasarlanmış ve sınıflandırma sonuçlarına göre sanal ortamda top göz hareketlerine göre hareket ettirilmektedir.
- Göz hareketlerine göre oyun topunun sağa, sola ileri, geri gitmesi ve durması sağlanmaktadır.
- Aküden beslemeli taşınabilir kullanışlı bir tasarımıdır.
- Elektrot bağlantı yapısı normalden farklı olarak, kullanıcının gözlerinin rahatsız olmaması açısından alın çevresinde uygun noktalar belirlenerek yerleştirilmiş ve kişinin kolay kullanımına göre

tasarlanmıştır. Bu tasarımla sinyaller toplanarak işlenmiştir. Kullanımı kolay ara yüze sahiptir ve gerçek zamanlı uygulamalar için kolaylıkla adapte edilebilir bir tasarımdır.

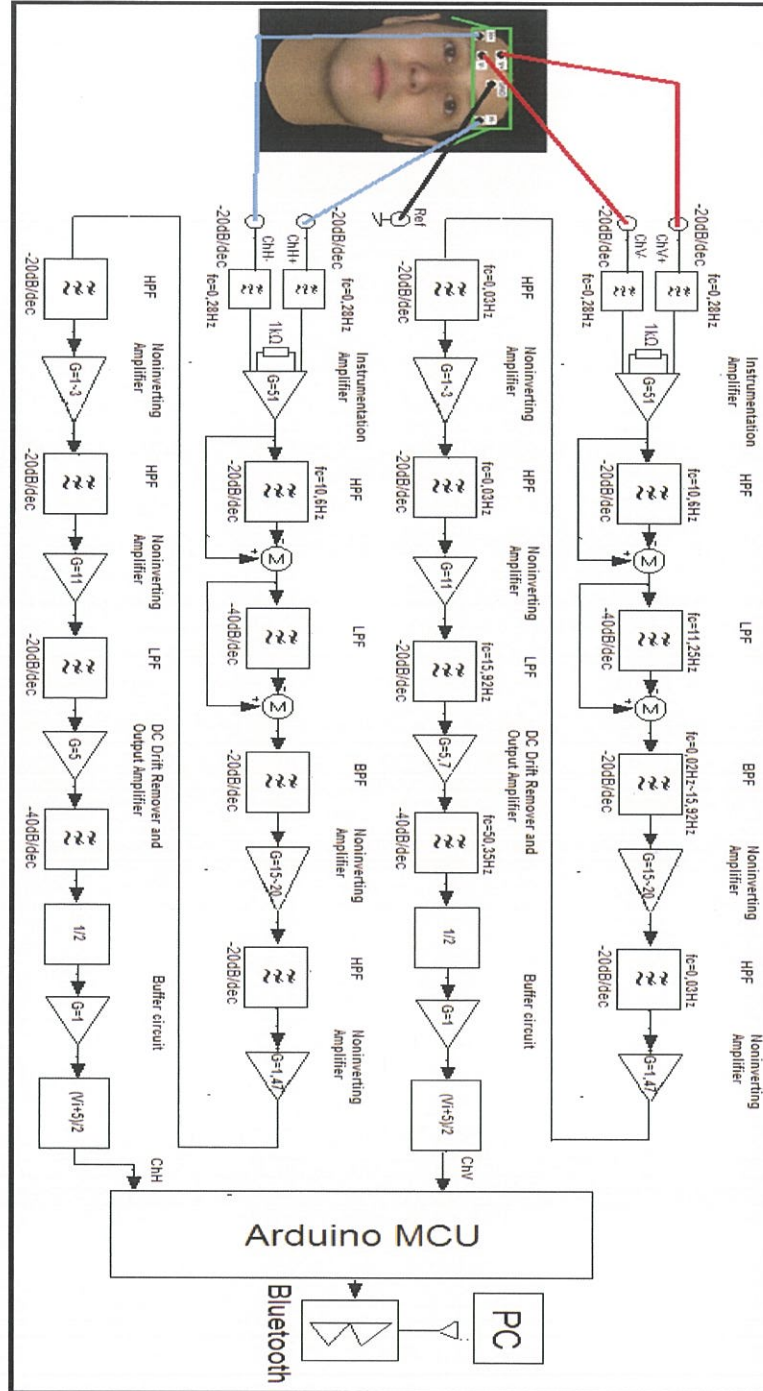
Sistemin elektrot bağlantı şekli ve blok şeması Şekil 3.1'de, örnek verileri toplama sistemi Şekil 3.2 (a)'da, toplanan verilerin sınıflandırılması ile oynanan basit bir top oyunu arayüzü Şekil 3.2 (b)'de ve tasarımı yapılan sistemin genel blok şeması da Şekil 3.3'te gösterilmektedir.



Şekil 3.2: (a) Örnek verileri toplama sistemi.

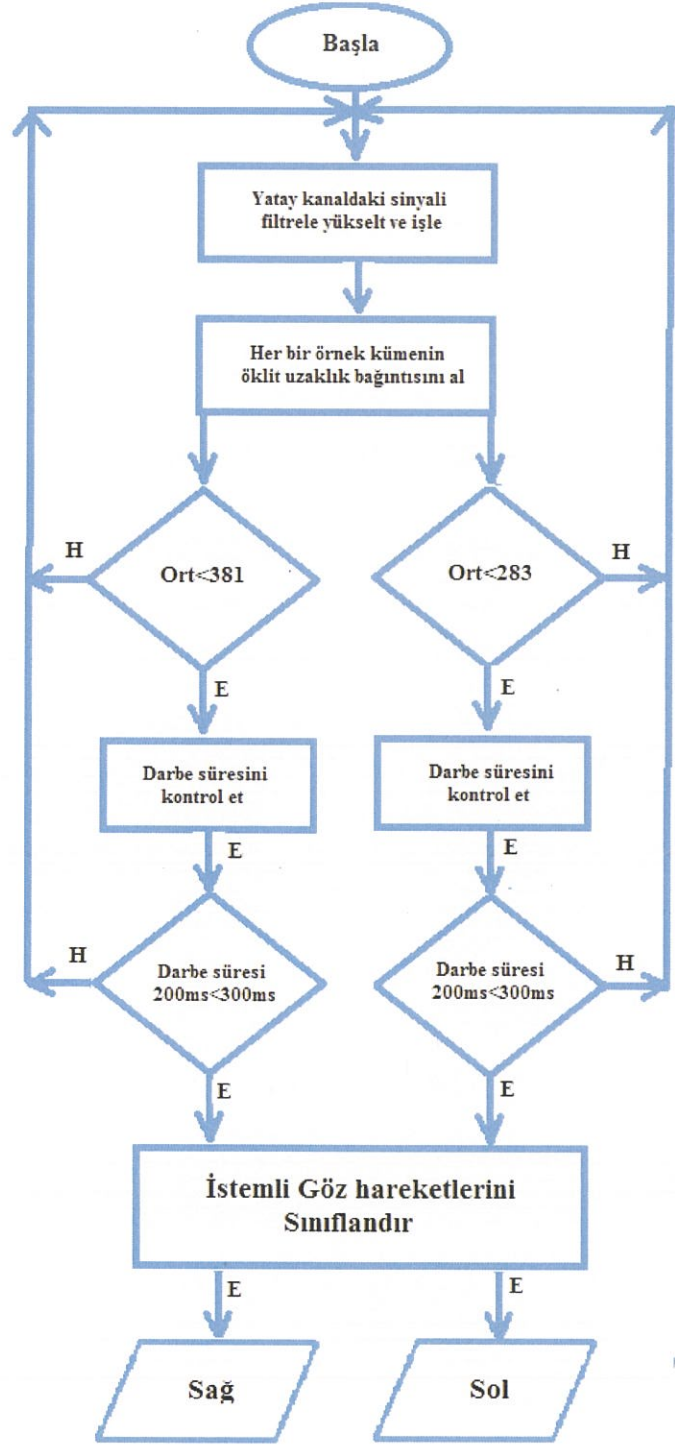


Şekil 3.3: (b) Basit bir top oyunu arayüzü.

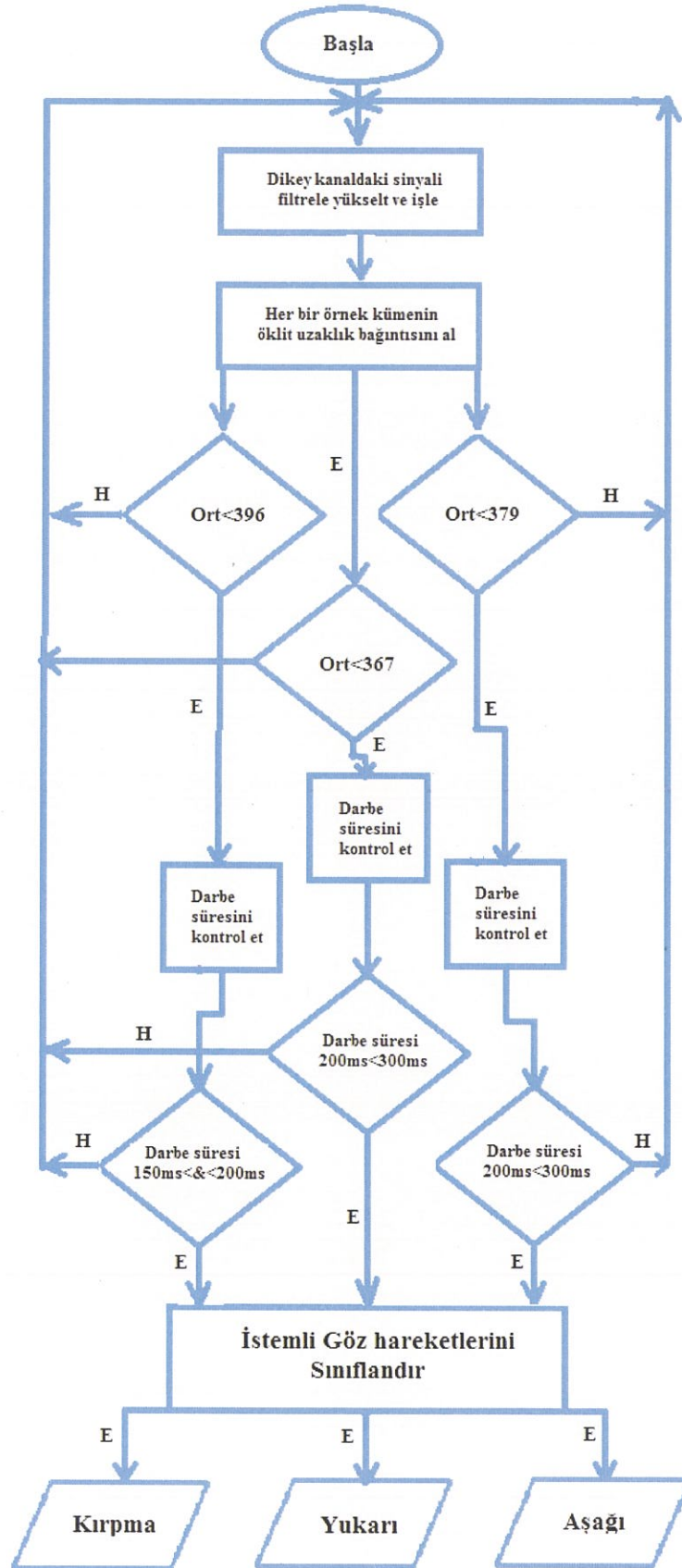


Şekil 3.4: Tasarımı yapılan sistemin genel blok şeması.

Tasarlanan sistemde yatay kanaldaki 1000 örnek küme ve dikey kanaldaki 1500 örnek küme için, oklid uzaklık bağıntısı sonucu elde edilen ortalama değere göre ve darbe süresine göre oluşan göz hareket sinyallerinin akış şeması yatay kanal için Şekil 3.4'te, dikey kanal için ise Şekil 3.5'te gösterilmektedir.

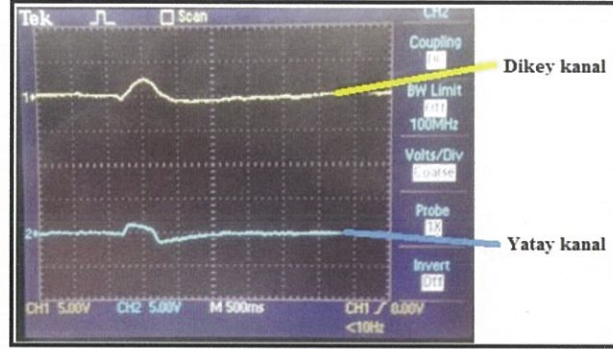


Şekil 3.5: Yatay kanadan elde edilen göz hareket sinyali akış şeması gösterimi.

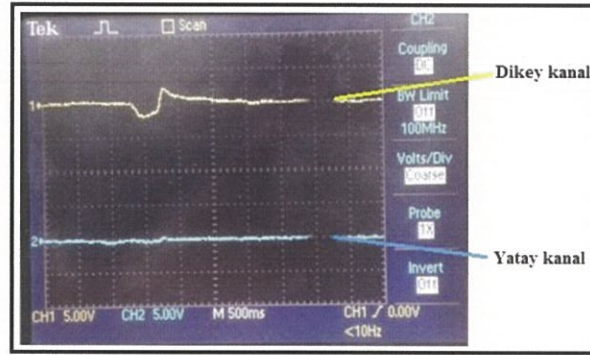


Şekil 3.6: Dikey kanadan elde edilen göz hareket sinyali akış şeması gösterimi.

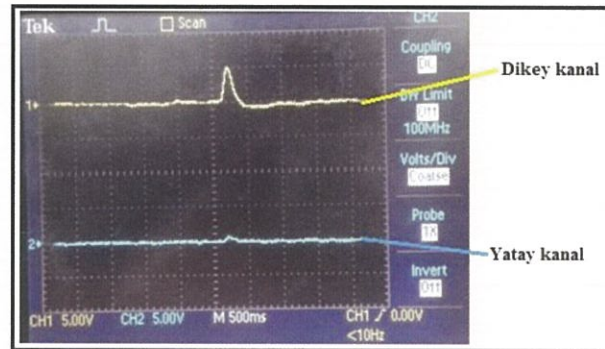
Tasarlanan sistemden alınan göz hareket örneklerinin osilaskop görüntüsü Şekil 3.6, Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9 ve Şekil 3.10'da, örnek verileri almak için tasarlanan elektronik devre ise Şekil 3.11, Şekil 3.12 ve Şekil 3.13'de gösterilmektedir.



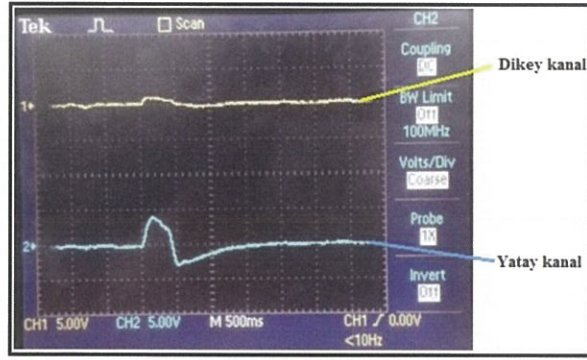
Şekil 3.7: Dikey kanaldan alınan yukarı göz hareketi ve dikey kanala bağlı yatay kanalın değişimi.



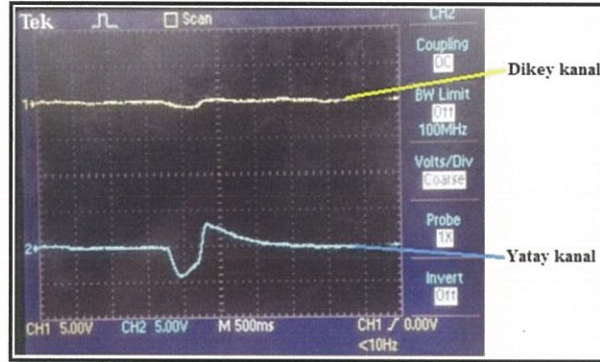
Şekil 3.8: Dikey kanaldan alınan aşağı göz hareketi ve dikey kanala bağlı yatay kanalın değişimi.



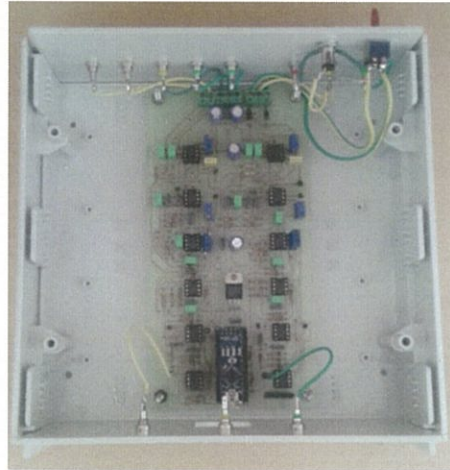
Şekil 3.9: Dikey kanaldan alınan kırpma göz hareketi ve dikey kanala bağlı yatay kanalın değişimi.



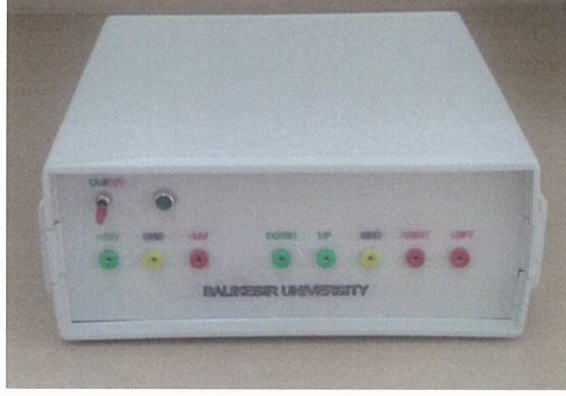
Şekil 3.10: Yatay kanaldan alınan sağa bakma göz hareketi ve yatay kanala bağlı dikey kanalın değişimi.



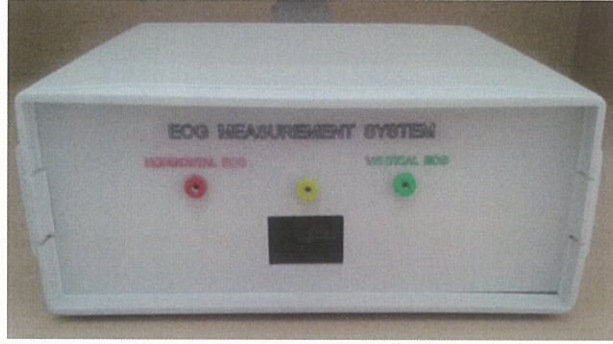
Şekil 3.11: Yatay kanaldan alınan sola bakma göz hareketi ve yatay kanala bağlı dikey kanalın değişimi.



Şekil 3.12: Tasarımı yapılan elektronik devrenin üstten görünümü.



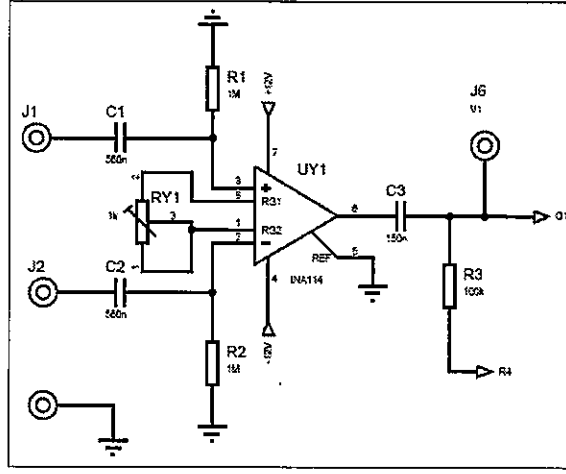
Şekil 3.13: Tasarımı yapılan elektronik devrenin önden görünümü.



Şekil 3.14: Tasarımı yapılan elektronik devrenin arkadan görünümü.

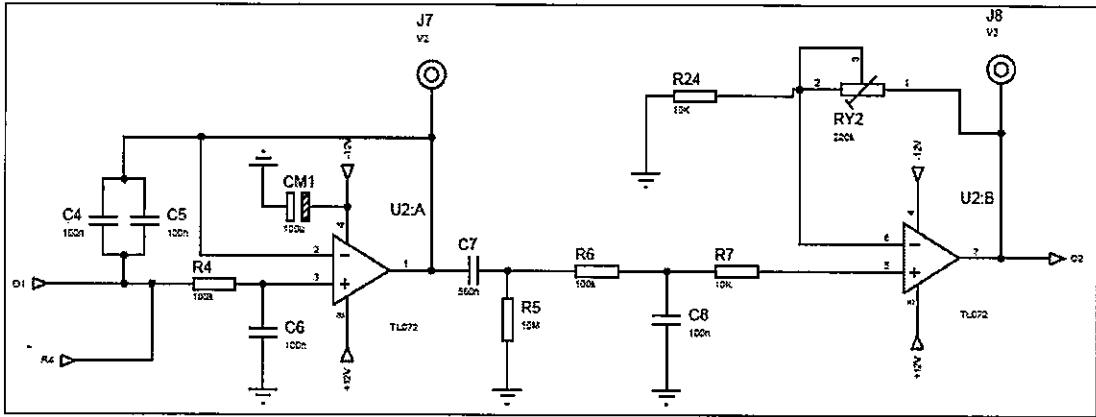
3.2 Elektronik Devre

Tasarlanan sistemde yanal (ChH+) (ChH-) ve düşey (ChV+) (ChV-) hareket elektrotları ve referans (GND) elektrotu ile birlikte toplamda beş adet Ag/AgCl elektrot kullanılmıştır. Devrenin giriş kısmında uygun sinyal bileşenlerini elde etmek için ($f_c = 0,28$ Hz) yüksek geçiren filtre (YGF) kullanılmıştır. Bu filtreyle çevresel faktörler, cihazlar çalışırken oluşabilecek yüksek frekanslı şebeke sinyalleri bastırılır. Kullanılan enstrümantasyon yükselteci (INA114) yüksek CMRR (115 dB), giriş empedansı ($>1T\Omega$) ve düşük elektronik gürültü, giriş polarma akımı'na sahiptir. Enstrümantasyon yükselteci dışındaki diğer yükselteç ve filtreler için giriş empadansı $1T\Omega$ 'dan yüksek INA114 enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır. Şekil 3.14'te gösterildiği gibi giriş yükseltecinin elektronik şeması gösterilmiştir. Devre kazancı 51 olacak şekilde düzenlenen yükseltecin DC seviye sebebiyle doyuma gitmesi önlenmektedir.



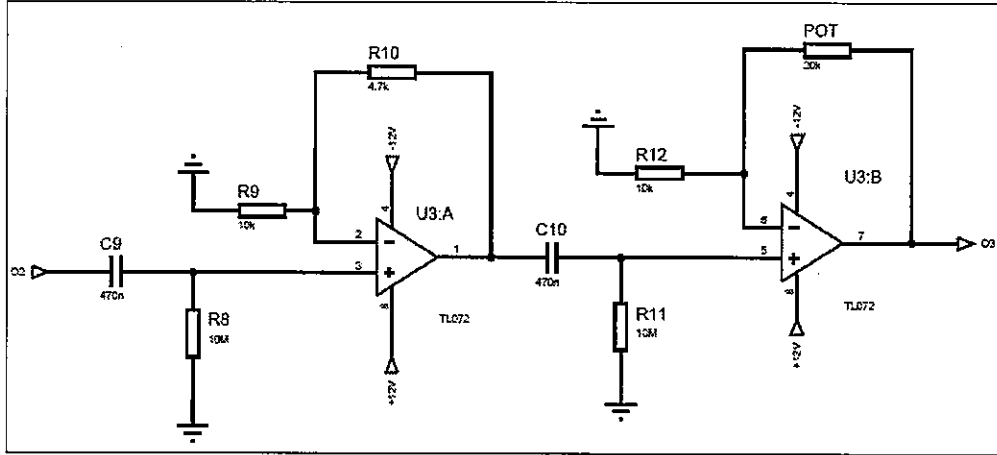
Şekil 3.15: Giriş yükselteci.

Yükselteçlerde DC seviyeyi ortadan kaldırmak için kapasitörlü kuplajlama yapmak yerine Şekil 3.15'deki devre kullanılarak şebekeden kaynaklı oluşabilecek gürültüler ve tekrar oluşabilecek DC seviyeler yok edilmiştir.



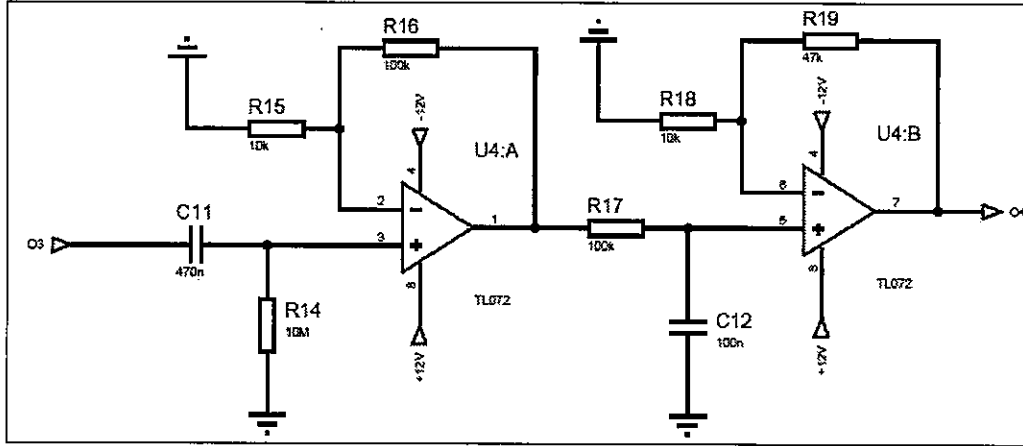
Şekil 3.16: DC seviyenin yok edilmesi.

DC seviyesi yok edilen sinyal Şekil 3.15'deki gibi 2. dereceden bant geçiren filtreye (BPF) ve sonrasında 15~20 kazançlı bir yükseltece uygulanmıştır. Bu filtrenin kesim frekansı 0,02Hz~15,92Hz'e ayarlanmıştır. 0,02~15,92Hz arasındaki bandın işlenmesi, EOG sinyallerinin sınıflandırılmasında yeterli görülmektedir. Bu bant aralığı biyoelektriksel sinyal ölçümünde problem teşkil eden ve şebekeden kaynaklı 50 Hz'lik gürültü sinyali zayıflatılır. Ayrıca örnekleme frekansı düşeceğinden bellek ihtiyacı azalmaktadır. Şekil 3.16'da bant geçiren filtreleme ve yükseltmeden sonra yüksek geçiren filtreye istenilen frekans elde edilip tekrar yükseltilmiştir.

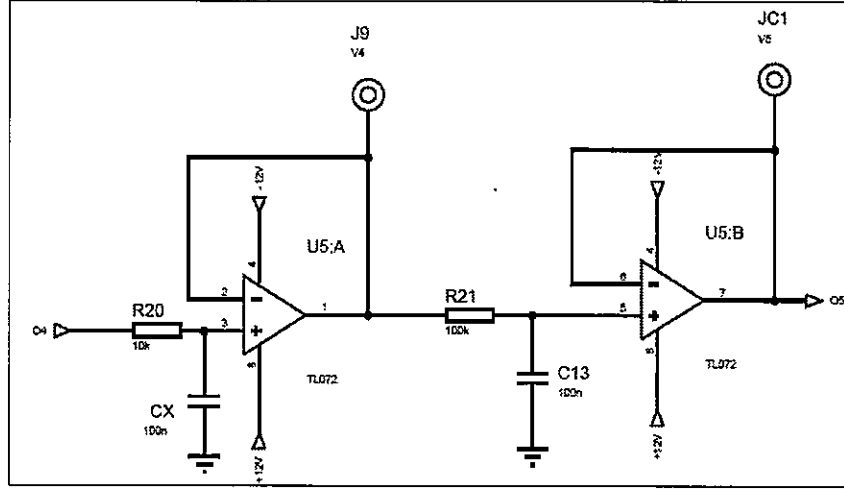


Şekil 3.17: Yükseltme katı.

Şekil 3.17 ve Şekil 3.18’de elektronik devre katları arasındaki ofsetten dolayı sinyalin DC seviyesi ve gürültüleri analog sayısal dönüştürücü (ADC)’ye uygulanmadan önce tekrar yok edilmiştir.

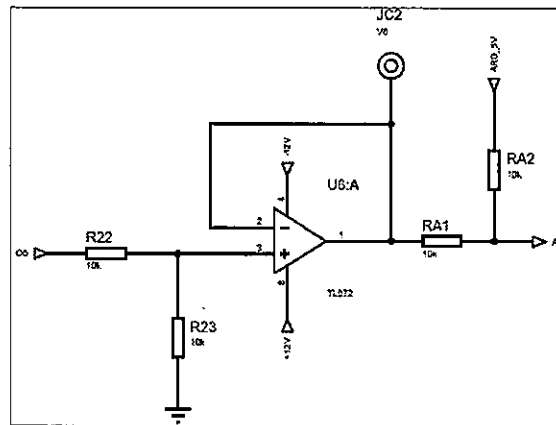


Şekil 3.18: DC ofsetten kaynaklı dc seviye yok etme ve yükseltme.

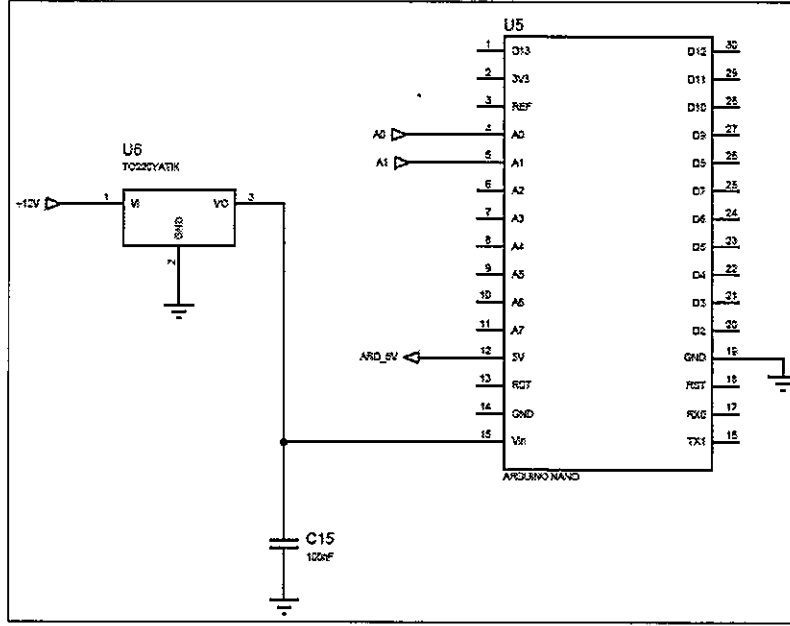


Şekil 3.19: DC ofsetten kaynaklı gürültü yok etme.

Şekil 3.19’da gösterildiği gibi sinyal en son tampon devreden geçirildikten sonra 0 ~ +5V arası gerilim kullanıldığından ve arduino mikrodenetleyicisi negatif gerilimlere düşürülmediğinden işlem basitleştirilerek ve gerilim bölücü kullanılarak pozitif sinyal gerilimleri 2,5V~5V arası, negatif kabul edilen sinyal gerilimleri 0~2,5V arası olarak alınmıştır ve 0 sinyal noktası 2,5V kabul edilmiştir. Analog sinyalin sayısal sinyale dönüştürülmesi ve bilgisayara aktarılmasında Şekil 3.20’deki gibi Arduino Nano μ C kullanılmıştır. Bu denetleyici 16MHz kristal frekansında analog kanal 10 bit çözünürlükte ve 5 Hz’te sayısallaştırmaktadır. Sayısallaştırmada en önemsiz iki bitin gürültü sinyali olduğu kabul edilerek 8 bitlik sinyal bluetooth vasıtasıyla PC’ye aktarılmıştır (şekil 3.20). 10 bitlik çözünürlükle yükseltilmiş ve analog EOG sinyali için 1 μ V’un altında adım gerilimi sağlanmıştır. Bu değer EOG sinyalinin kuantalanması için yeterlidir.

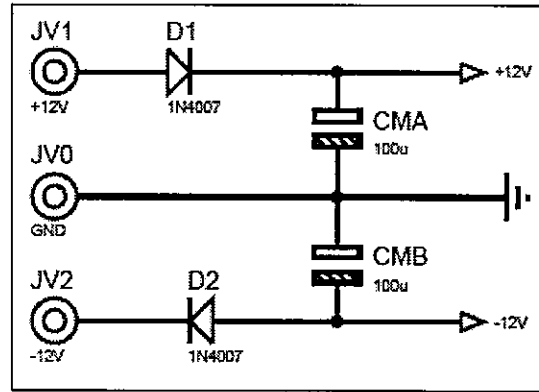


Şekil 3.20: Tampon devre.



Şekil 3.21: Analog sinyalin sayısallaştırılması.

Şekil 3.21'deki gibi devre iki adet 12 V'luk batarya ile beslenmektedir. 12 V gerilim, regülatörler ile düşürülerek ± 5 V besleme gerilimi elde edilmiştir.



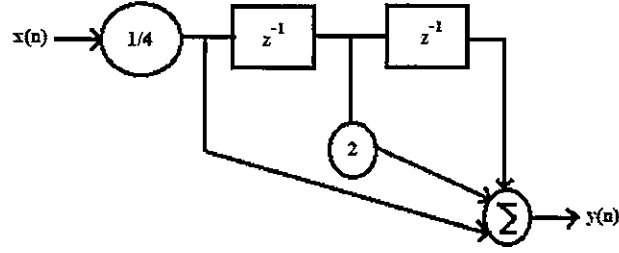
Şekil 3.22: Besleme katı.

3.3 Tasarımda Kullanılan filtre Çeşitleri

50 Hz'lik gürültünün (kanal gürültüsü) alçak geçiren filtre tasarımları ile bastırılmıştır, Ayrıca sayısal olarak bastırılması için üç ayrı filtreleme algoritması çeşidinden yararlanılmıştır.

3.3.1 Hanning Filtreleme

Birinci algoritmada hareketli ortalama alma yönteminin özel hali olan Hanning filtreleme yöntemi kullanılmıştır ve Hanning (pencereleme) filtreleme algoritması yapısı Şekil 3.22'de verilmiştir. Bu filtrelemede kullanılan eşitlik (3.1) aşağıda verilmiştir.



Şekil 3.23: Hanning filtreleme algoritması

Hanning filtresi transfer fonksiyonu (3.1) numaralı eşitlikte verilmiştir [40].

$$H(w) = \frac{1}{4} [1 + 2z^{-1} + z^{-2}] \quad (3.1)$$

Transfer fonksiyonu $z=-1$ noktasında iki sıfırı olduğu görülür. Eşitlik (3.2) de $z = e^{j\omega T}$ ifadesi yerine yazılırsa;

$$H(w) = \frac{1}{4} [(1 + 2e^{-j\omega} + e^{-j2\omega})] \quad (3.2)$$

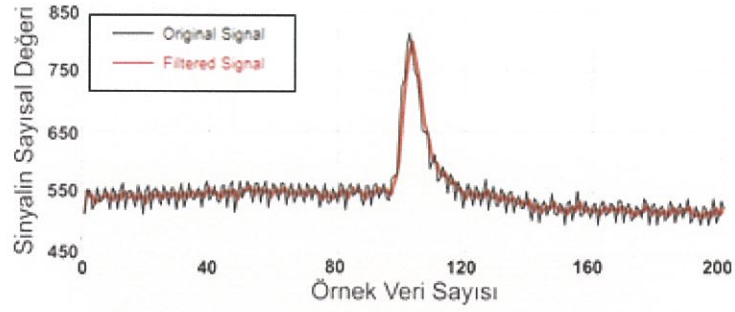
ve $e^{-j\omega} = \cos\omega - j \sin\omega$ değeri (3.2) numaralı eşitlikte yerine yazılıp;

$$H(w) = \frac{1}{2} [(1 + \cos\omega) e^{-j\omega}] \quad (3.3)$$

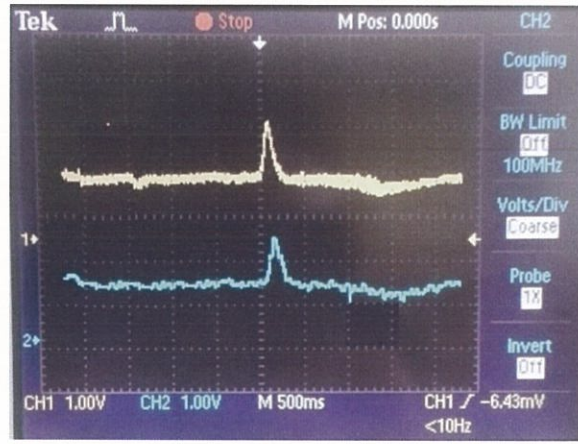
(3.3) eşitliği elde edilebilir. Bu eşitlik filtredeki faz ve genlik kaymasını göstermektedir. Hanning filtreleme algoritmasının ayrık zamanda kullanımı için (3.4) numaralı eşitlikten yararlanılmıştır [40].

$$y(n) = \frac{1}{4} [x(n) + 2x(n-1) + x(n-2)] \quad (3.4)$$

200 örnek kümelı ham sinyal işlenerek Hanning filtresi matlab ortamında uygulanarak kullanılmış kırpma sinyali Şekil 3.23 ve devrede arduino platformunda gerçek zamanlı uygulanmış hanning filtrenin osilaskop görüntüsü Şekil 3.24'de gösterilmektedir.



Şekil 3.24: Hanning filtresi uygulanmış kırpma sinyali.



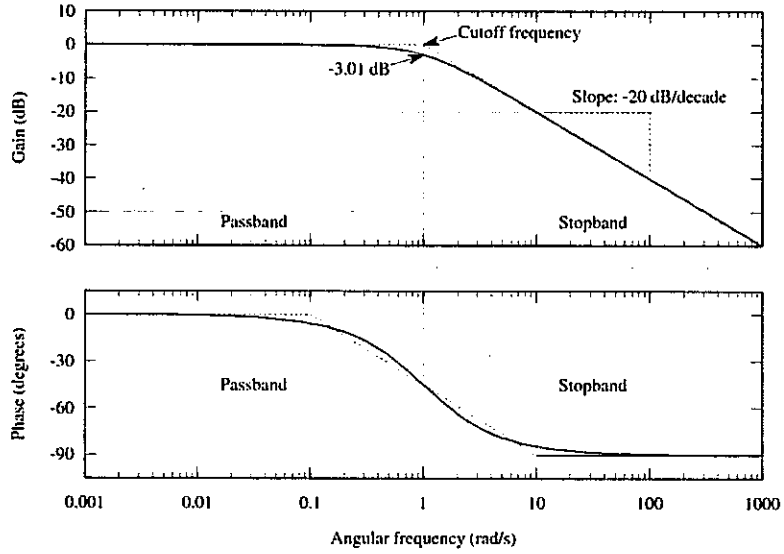
Şekil 3.25: Hanning filtresi uygulanmış kırpma sinyali osilaskop Görüntüsü.

Sinyallerde küçük bir faz kayması oluştuğu ancak gürültülerin belirgin bir şekilde bastırıldığı görölmektedir.

3.3.2 Butterworth Filtre Yöntemi

Bu tip filtre çeşidi bant geçirenler arasında gerektiği kadar düzgün bir frekans cevabını elde edebilmek için tasarlanmış bir sinyal işleme filtre modelidir. Aynı zamanda maksimum düz büyüklük filtre olarak da açıklanabilir. 1930 senesinde İngiliz mühendis fizikçi Stephen Butterworth tarafından 'On the Theory of Filter

Amplifiers [41] makalesinde izah edilmiştir. Geçiş bandı ve durma bandında dalgalanma görülmez. Geçiş bandının içerisinde maksimal düz bir frekans tepkilidir, durdurma bandında da sifıra yaklaşmaktadır. Bu model filtre derecesi yükseltildiğinde farklı tip filtre modellerinden farklı olarak durma bandında sadece sert bir düşüş yaşanır ve frekans-genlik eğrisi ise şeklini muhafaza eder. Butterworth filtre çeşidi chebyshev filtrelere ve eliptik filtreye göre oldukça geniş bir geçiş bölgesinde olduğundan, durdurma bandı yöntemlerinin doğru bir şekilde uygulanabilmesi için yüksek derecelere gereksinim duymaktadırlar. Butterworth filtre chebyshev filtre ve eliptik filtreye göre doğrusal bir frekans tepkisi gösterir. Şekil 3.25'te butterworth filtrenin frekans cevabı ve faz değişimi ile çeşitli derecelerdeki transfer fonksiyonu gösterilmektedir.



Şekil 3.26: Butterworth filtrenin faz değişimi ve frekans cevabı.

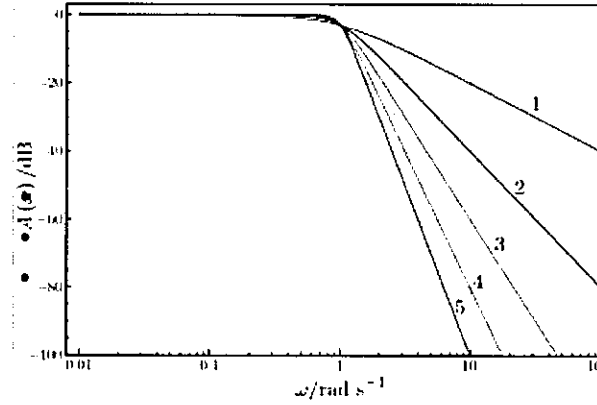
Butterworth filtrenin zayıflatma hesabı (3.5) numaralı eşitlikteki gibidir.

$$A_{dB} = 10 \log \left[1 + \left(\frac{W}{W_c} \right)^{2n} \right] \quad (3.5)$$

W= Zayıflama değerinin meydana geldiği frekans

Wc=Kesim frekans değeri

n=Filtre derecesi



Şekil 3.27: Butterworth alçak geçiren filtrenin kazanç değişimi (1 - 5 arası derece), kesim frekansı $w_0=1$.

n 'inci dereceden Butterworth alçak geçiren filtre $H(s)$ kazancı (3.6), (3.7) ve (3.8) numaralı eşitliklerde gösterildiği üzere;

$$G^2(w) = |H(jw)|^2 = \frac{G_0^2}{1 + \left(\frac{w}{w_c}\right)^{2n}} \quad (3.6)$$

n = Filtre derecesi

w_c = Kesim frekansı (yaklaşık -3 dB)

G_0 = DC kazanç

$$H(s)H(-s) = \frac{G_0}{1 + \left(\frac{-s^2}{w_c^2}\right)^n}$$

$$\frac{-s_k^2}{w_c^2} = (-1)^{\frac{1}{n}} = e^{\frac{j(2k-1)\pi}{n}} \quad k = 1, 2, 3, \dots, n \quad (3.7)$$

$$s_k = w_c e^{\frac{j(2k+n-1)\pi}{2n}} \quad k = 1, 2, 3, \dots, n.$$

$$H(s) = \frac{G_0}{\prod_{k=1}^n \frac{s - s_k}{w_c}} \quad (3.8)$$

Normalize durumlu butterworth polinom Tablo 3.1'deki gibidir.

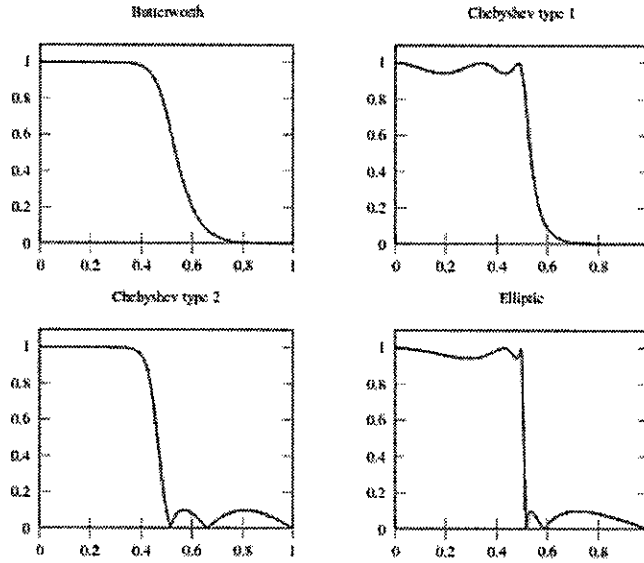
$$B_n(s) = \prod_{k=1}^{\frac{n}{2}} \left[s^2 - 2s \cos\left(\frac{2k+n-1}{2n}\pi\right) + 1 \right] \quad n = \text{even}$$

$$B_n(s) = (s+1) \prod_{k=1}^{\frac{n-1}{2}} \left[s^2 - 2s \cos\left(\frac{2k+n-1}{2n}\pi\right) + 1 \right] \quad n = \text{odd} \quad (3.9)$$

Tablo 3.1: Normalize durumlu butterworth polinom tablosu.

n	Polinom $B_n(s)$
1	$(s+1)$
2	$s^2 + 1.4142s + 1$
3	$(s+1)(s^2 + s + 1)$
4	$(s^2 + 0.7654s + 1)(s^2 + 1.8478s + 1)$
5	$(s+1)(s^2 + 0.6180s + 1)(s^2 + 1.6180s + 1)$
6	$(s^2 + 0.5176s + 1)(s^2 + 1.4142s + 1)(s^2 + 1.9319s + 1)$
7	$(s+1)(s^2 + 0.4450s + 1)(s^2 + 1.2470s + 1)(s^2 + 1.8019s + 1)$
8	$(s^2 + 0.3902s + 1)(s^2 + 1.1111s + 1)(s^2 + 1.6629s + 1)(s^2 + 1.9616s + 1)$

$$H(s) = \frac{G_0}{B_n(a)}, \text{ where } a = \frac{s}{w_c} \quad (3.10)$$



Şekil 3.28: Butterworth filtrenin başka lineer filtreler ile karşılaştırılması.

Yüksek frekanslı gürültü bileşenlerinin bastırılması için kullanılan ikinci algoritma ise Butterworth filtrelemesidir. Bu algoritmada (3.11) numaralı genel eşitlik yazılabilir.

$$H(z) = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + \dots + a_{M-1} z^{-(M-1)}}{1 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} \dots + b_N z^{-N}} \quad (3.11)$$

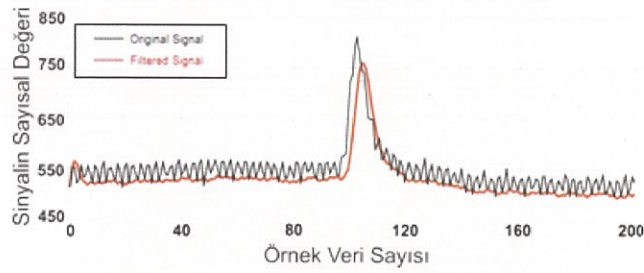
Alçak geçiren sayısal butterworth filtresi için eşitlik (3.12);

$$H(z) = \frac{0.2445z^{-1}}{1 - 1.1581z^{-1} + 0.4113z^{-2}} \quad (3.12)$$

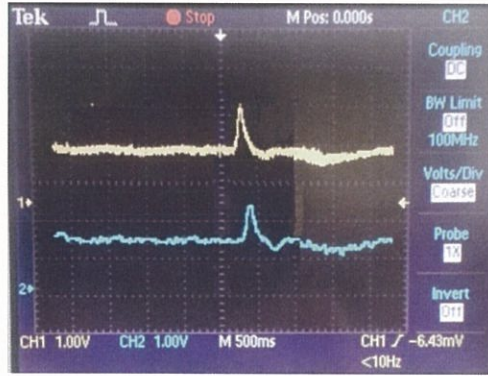
filtre katsayıları ile 0,03 ila 0,1Hz arası kesim frekanslarında uygulanabilir. Butterworth filtreleme algoritmasının ayırık zamanda kullanımı için (3.13) numaralı eşitlikten yararlanılmıştır.

$$y(n) = 0.2445x(n - 1) + 1.1581y(n - 1) - 0.4113y(n - 2) \quad (3.13)$$

200 örnek kümeli ham sinyal işlenerek Butterworth filtresi matlab ortamında uygulanarak kullanılmış kırpma sinyali Şekil 3.28'de ve devrede arduino platformunda gerçek zamanlı uygulanmış Butterworth filtrenin osilaskop görüntüsü Şekil 3.29'da gösterilmektedir.



Şekil 3.29: Butterworth filtresi uygulanmış kırpma sinyali.

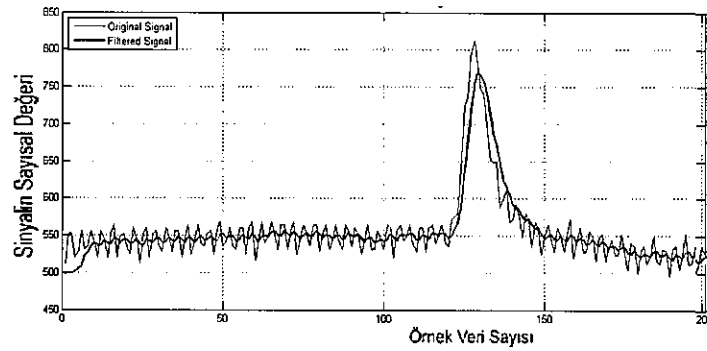


Şekil 3.30: Butterworth filtresi uygulanmış kırpma sinyali osilaskop görüntüsü.

Hanning filtrelemeye göre faz kaymasının biraz daha fazla olduğu fakat gürültülerin bir miktar daha iyi bastırıldığı anlaşılmaktadır.

3.3.3 Chebyshev Filtre

Chebyshev filtreler, filtreleme yanında, bazı harmonikleri güçlendirmek için de kullanılabilen filtre türleridir [42]. Özellikle, giriş sinyaline distorsiyon benzeri efektlerin uygulandığı doğrusal olmayan (nonlinear) yapılarda Chebyshev karakteristiği oldukça kullanışlıdır. Butterworth ve Chebyshev türü filtreleri birbirinden ayıran en temel farklılıklar, Butterworth ile istenen filtreleme eğim değerinin elde edilebilmesi için daha yüksek filtre derecesi kullanılması gerekliliği, buna karşın, faz cevabının çok daha doğrusal olmasıdır. Kesme frekansı solunda yer alan geçiş bandında dalgalanmalar oluşmakta ise Chebyshev Tip-1 filtresi, sağ kısımda yer alan eğimli bölgede iniş-çıkışlar oluşması halinde ise Tip-2 filtresi elde edilmektedir. Her iki bölgede oluşan iniş-çıkış karakteri ise eliptik filtre adını almaktadır. Söz konusu iniş-çıkışlar, genel filtreleme görevi dışında, ilgili harmonikleri güçlendirme anlamına geleceği için, synthesizerlarda doğrusal olmayan sinyal işleme ve efekt görevleri için elverişli olabilirler. Bessel filtreler ise, grup gecikmesi adı verilen ve her frekans bileşenine yaklaşık eşit seviyede gecikme uygulayan filtre türü olup, daha çok synthesizer [42] dışı ses sistemleri uygulamalarında popülerdir. Matlab programında hazır bulunan chebyshev filtreleme formülü, ile tasarlanan devrede elde edilen kazanç ve frekans katsayıları chebyshev filtreleme modeline uygulanarak elde edilen kırpma sinyali Şekil 3.30'da gösterilmektedir.



Şekil 3.31: Chebyshev filtresi uygulanmış kırpma sinyali.

Chebyshev filtreleme uygulamasında diğer uygulanan 2 yöntemle kıyasla butterworth filtreleme ile hemen hemen aynı oranda gürültüler bastırılmıştır.

4. MATERYAL VE METOD

4.1 Kullanılan Sınıflandırıcılar

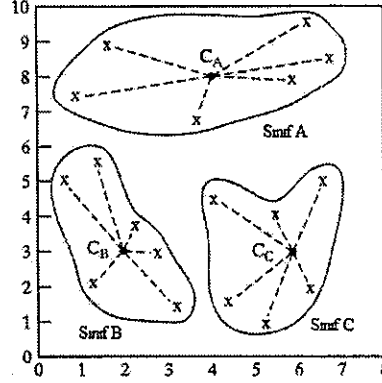
Literatürde bir çok sınıflandırma için makine öğrenme algoritması bulunmaktadır. Biyosinyal veri toplama gibi çalışmalarda çok kullanılan ve farklı alanlarda da kaydı alınmış ve başarıları göz önünde bulundurularak bu çalışma için en uygun algoritmalarından 4 tanesi seçilerek WEKA veri seti üzerinde sınıflandırma performansları gözlenip değerlendirilmiştir. Bu algoritmalar; Support Vector Machines (SVM), Naïve Bayes multinomial (NBM), K-Nearest Neighbors (K-NN) ve Artificial Neural Networks sınıflandırıcı şeklindedir. Bu algoritmalar ile ilgili bazı bilgilere Caruana ve Niculescu-Mizil [43] yayınından ulaşılabilir. Daha detaylı anlatımlar için ise Bishop [44] yayını önemli bir kaynaktır.

4.1.1 Uzaklık Ölçüm Temelli k-NN Sınıflandırma Yöntemi

Bir problemde aynı sınıftan örnekler birbiri arasında farklı sınıftan örnekler ile benzer ya da matematiksel bir ifade ile daha yakın oluş temelli bir çok sınıflandırıcı bulunmaktadır. Bu sınıflandırıcıların temel farkı aynı sınıflı veya olmayan benzerlikleri yani örnekler arasındaki uzaklığı ölçmeye dayalı bir metoddur. Bu tip ölçüm yöntemleri hem uzaklık ölçümlü seçilen matematiksel yola göre hem de ölçümün test örnek sınıfının belirlenmesinde uzaklığının nereye göre ölçüleceğine göre farklılık gösterir. En kolay ve basit yapılı bir uzaklık ölçümlü sınıflandırıcı ele alınacak olursa, eğitim veri seti içerisindeki farklı sınıflara ait örneklerin sınıflara göre oluşturduğu geometrik bölgelerin orta noktalarını bulmaya dayalıdır. Veri eğitimi aşaması sadece bu işlem ile tamamlanır. Sınıflandırma işlemi de test için verilen örneklerle bütün sınıfların orta noktaları arası mesafe ölçümü yapıldıktan sonra Şekil 4.1'deki gibi en yakın mesafedeki sınıfın seçilmesiyle ve bu uzaklık ölçümü eşitlik (4.1)'de öklid uzaklık bağıntısı hesabı ile yapılabilmektedir.

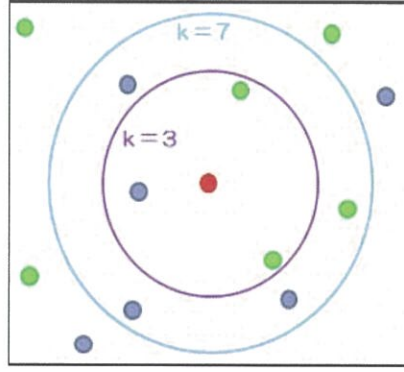
Böylece sınıflandırma için sadece toplam sınıf sayısı kadar karşılaştırma yapmak yeterlidir [45].

$$L(x, y) = \sqrt{\sum_{j=1}^m (x_j - y_j)^2} \quad (4.1)$$



Şekil 4.1: Uzaklık ölçümüne dayalı sınıflandırma.

Uzaklık ölçümü esasına dayalı sınıflandırıcılardan en çok kullanılanların başında gelen k-NN sınıflandırma yöntemidir. k-NN tekniğinde eğitim verisi yalnız veri değerlerinden oluşmaz ayrıca test edilecek bir verinin sınıflandırılması sonucu önceden içerdiği varsayılmaktadır. Bu varsayım yaklaşımı, eğitim verisinin sınıflandırıcı modelinin kendisi olmaktadır. Şöyle ki sınıflar için orta nokta ya da bir başka tanımlayıcıya gerek duyulmaz. Yeni bir örnek sınıflandırılmak istendiğinde eğitim verisindeki tüm örneklere olan uzaklıkları tek tek hesaplanır ve hesaplama sonucundaki değerlendirme, yalnız en yakın olduğu k sayıdaki örneğe göre devam eder. Şekil 4.2'deki gibi işte bu örneklere algoritmanın ismini de oluşturmakta olan k-NN yani k en yakın komşu denilmektedir ve buna en yakın k komşusu içerisindeki en çok bulunan sınıf olarak belirlenmektedir [45].



Şekil 4.2: k-NN sınıflandırıcısı.

4.1.2 Naive Bayes Sınıflandırıcı Yöntemi

Naive Bayes sınıflandırıcı; özniteliklerin tümünün sınıflandırmadaki katkısının koşullu olasılık temeline dayandıran, birbiri arasında bağımsız ve eşit olduğu varsayılan koşullu olasılık temeline dayanan basit yapılı bir sınıflandırma şeklidir. Bu bağlamda bağımsız tüm özniteliklerin sonuca olan etkisinin analizi ile bir koşullu olasılık değeri belirlenir. Farklı özniteliklerin, sonuca olan etkisinin birleşimiyle sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu yöntem "naive" (saf) denilmesinin sebebi birbirinden farklı özniteliklerin kendi aralarında bağımsız olduğu varsayım temeline dayanmasıdır. x_i veri değeri ile ilişkisi bulunan t_i 'nin kaydının c_j sınıfında bulunma olasılığı eşitlik (4.2) gibi $P(c_j|x_i)$ olarak gösterilir. Eğitim veri seti $P(x_i)$, $P(x_i|c_j)$ ve $P(c_j)$ olasılıklarının hesaplanmasında eşitlik (4.3) gibi kullanılabilir. Bu veri değerlerinden ise bayes teoremi vasıtasıyla, önce $P(c_j|x_i)$ ve daha sonra da $P(c_j|t_i)$ sonsal olasılık değerleri ile eşitlik (4.4) gibi hesaplanır.[45]

$$P(h_1|x_i) = \frac{P(x_i|h_1)P(h_1)}{P(x_i|h_1)P(h_1) + P(x_i|h_2)P(h_2)} \quad (4.2)$$

$$P(x_i) = \sum_{j=1}^m P(x_i|h_j)P(h_j) \quad (4.3)$$

$$P(h_1|x_i) = \frac{P(x_i|h_1)P(h_1)}{P(x_i)} \quad (4.4)$$

Herhangi bir eğitim veri seti için ilk olarak bu algoritma her sınıf için veri setinde bulunma çokluklarına göre önsel olasılık $P(C_j)$ değerlerini hesaplar. Her bir öznitelik için x_i 'nin bulunma sıklığı sayılarak $P(x_i)$ elde edilir. Aynı şekilde $P(x_i|C_j)$ değerleri de her bir x_i değerinin veri setinde bulunan her C_j sınıfında bulunmaları sayılarak elde edilir. Böylelikle ilgili öznitelik değerleri için gerekli olan hesaplamalar yapılır. Eğitim veri setinde herhangi bir kayıt için birden fazla öznitelik tanımlanmış olabilir, bu özniteliklerin herbirinin de birden çok değeri olabilir. Bahsedilen hesaplamalar her bir öznitelik ve öznitelik değeri için gerçekleştirilmesi gerekir. Böylelikle sonuçlar eğitim sonrası yeni bir başka kayıt sınıflandırılacağı zaman da kullanılabilir. Bu sebeple "**Naive Bayes**" sınıflandırma kestirimci ve betimleyici bir algoritma örneğidir [45].

Herhangi bir sinyal kaydı sınıflandırılmasında eğitim verisinden hesaplanmış önsel olasılıklar ve koşullu olasılıklar kullanılmaktadır. Böylelikle alınan kayda ait birbirinden farklı öznitelik değerlerinin etkisel birleşimi hesaplanabilmektedir. Mesela t_i kayıtlı p adedince birbirinden bağımsız öznitelik değeri varsa eğer $(x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{ip})$, betimleyici safhada her C_j sınıfı için ve x_{ik} özneliği için hesap edilmiş $P(x_{ik}|C_j)$ değerleri vasıtası ile $P(t_i|C_j)$ eşitlik (4.5) gibi hesaplanır [45].

$$P(t_i|C_j) = \prod_{k=1}^p P(x_{ik}|C_j) \quad (4.5)$$

Bu algoritma safhasında $P(t_i)$ değerinin hesaplanması için gerekli ve her sınıftan $P(C_i)$ önsel olasılıklar ve $P(t_i|C_i)$ koşullu olasılık değeri mevcut hale gelir. $P(t_i)$ değerini hesaplamak için t_i kaydının her sınıfta bulunma sayıları toplamı kullanılır. t_i kayıtlı verinin herhangi bir sınıfta olma olasılığı, her öznitelik değeri için bulunan koşullu olasılıkların çarpımı ile hesaplanabilir. Bu noktada ise her sınıf için sonsal olasılık değeri $P(C_i|t_i)$ bulunur. En yüksek olasılıksal değere sahip sınıf bu kayıt için sonuç sınıfı olarak seçilmiş olur [45].

'**Naive Bayes**' sınıflandırma algoritmasının birçok avantajı vardır. Kullanımsal kolaylığı vardır. Diğer sınıflandırma algoritmalarının tersine eğitim verisinin bir kez taranması yeterli olur. Ayrıca boş değerler bile olasılık hesabında

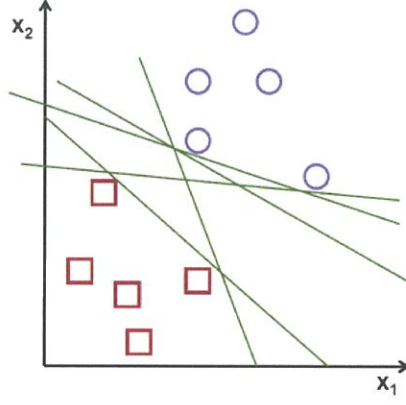
yok sayılarak ele alınabilir. Veriler arası ilişkiler basitse eğer çoğunlukla çok iyi sonuç veren bir yöntemdir.

Basit kullanımının yanında "Naive Bayes" sınıflandırması bazı durumlarda iyi sonuçlar vermeyebilir. Yani öznitelikler bağımsız olmayabilir. Bu yüzden özniteliklerin alt kümeleri kullanılabilir. Bu teknik, sürekli olan değerleri ele alamaz. Çünkü sürekli değerleri aralıklara bölmek gerekebilir. Bu çeşit sorunların yanında ilintili çözümler olsa da bu tip çözümlerin uygulanması zordur ve beraberinde uygulama şekli de sonuçları ciddi ölçüde etkileyebilir.

'Naive Bayes' sınıflandırıcısı genellikle biyomedikal mühendisliği, veri madenciliği alanında, hastalıklar ya da anormalliklerin tıbbi tanımlama [46], EKG sinyal verisi sınıflandırılmasında [47], EEG sinyal verisi ayrıştırılmasında [48], genetik araştırmalarda [49], yığın mesaj tanımlarında [50], metinsel ayrışmalarda [51] ürün bu tür sınıflandırmalar diğer bazı alanlarda da kullanılır.

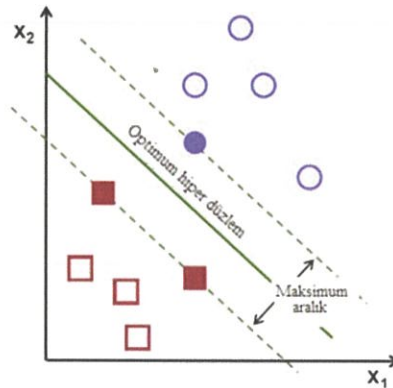
4.1.3 SVM (Support Vector Machine) Sınıflandırma Yöntemi

Sınıflandırma problemlerinde sıkça kullanılabilen bu yöntem, problemin temelde doğrusal bir ayrıştırıcı problemine dönüştürülmesine dayanmaktadır [52]. Bir başka deyişle verilen eğitim verileri ile gözetimli öğrenme sonucunda ilgili olan verileri ayırabilen optimum hiper düzlemleri bulmaya yarayan algoritma çeşitidir. Bu düzlemin ne olduğunu belirleyen unsur SVM'nin özelliğini oluşturan ve sınıflandırma işlemi performansını belirleyen en temel unsurdur. İki boyutlu ve iki sınıflı bir problem ele alınacak olursa doğru sınıflandırmayı yapacak problem uzayını ayıran pek çok sayıda hiper düzlem olabilmektedir. Bu durum Şekil 4.3'te gösterilmiştir [53].



Şekil 4.3: Ayrııcı hiper düzlemler.

Çok sayıda sınıftan ve çok sayıda öznitelikten oluşan büyük boyutlu problemlere kolaylıkla uygulanabilen SVM'nin daha da kolay anlaşılması için kullanılan iki boyutlu bu örnekte çok boyutlu uzayda vektörler noktalar ile, hiper düzlemler de doğrularla gösterilebilir. Şekil 4.4'de kolaylıkla görüldüğü üzere, tüm örnekleri başarılı sınıflandıracak şekilde ayıran problem uzayında birden fazla doğru bulunabilmektedir. Doğruların hangisinin daha optimum olduğunu belirlemek için bir kritere ihtiyaç duyulur. Örneğin bir doğru, noktalara oldukça yakın ise basit bir şekilde bu doğrunun çok iyi olmadığı anlaşılabilir. Sebebi ise bu doğru kullanıldığında yapılan sınıflandırmanın gürültüye çok hassas olacağı ve yeterince genelleyici olamayacağıdır. Buna göre en iyi ayrııcı olan doğru, her bir noktadan, mümkünse yeterince uzaktan geçmesidir. Bu durumda SVM'nin mantığı eğitim verilerinden kendine en yakın örnek için, en uzak mesafeli ayrııcı hiper düzlemi bulmaktır. Şekil 4.4'te aynı örnek için maksimum marjli optimum hiper düzlemin bulunması basitçe gösterilmiştir [53].



Şekil 4.4: SVM optimum hiper düzlemi.

Eşitlik (4.6) ile bir hiper düzlem ifade edilebilmektedir. Eşitlikte β ağırlık vektörü ve β_0 öngörü değeridir [53].

$$f(x) = \beta_0 + \beta^T x \quad (4.6)$$

Farklı β ve β_0 değerleri kullanılarak optimum hiper düzlem, sonsuz farklı şekilde ifade edilir. SVM için optimum hiper düzlemin ortak bir düzen sağlayabilmek adına (4.7) numaralı eşitlik gibi kullanılır [53].

$$|\beta_0 + \beta^T x| = 1 \quad (4.7)$$

x hiper düzlemine en yakın mesafede bulunan eğitim verilerini sembol edere ve bunlara destek vektörleri denir. x ile (β, β_0) hiper düzlemi arasındaki uzaklık için matematiksel tanım eşitlik (4.8) ile gösterilmiştir [53].

$$uzaklık = \frac{|\beta_0 + \beta^T x|}{\|\beta\|} \quad (4.8)$$

Eşitlik (4.8) gibi destek vektörleri için bu uzaklık formülü eşitlik (4.9)'te gösterildiği gibidir [53].

$$uzaklık_{\text{destek vektörleri}} = \frac{|\beta_0 + \beta^T x|}{\|\beta\|} = \frac{1}{\|\beta\|} \quad (4.9)$$

Marjın M eşitlik (4.10)'te verildiği üzere en küçük uzaklık değerinin iki katına eşit olur [53].

$$M = \frac{2}{2\|\beta\|} \quad (4.10)$$

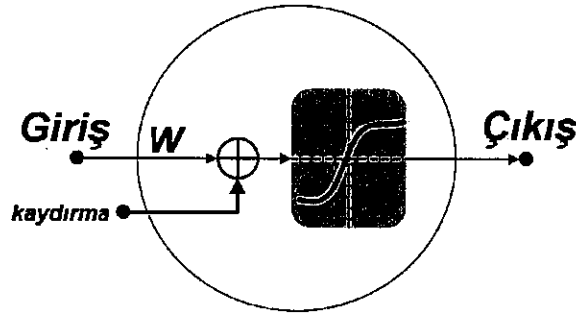
Bu bilgilere bakarak M 'yi maksimize etme işi aslında bazı kısıtlamalara bağlı olarak (β) mesafesini minimize etmek şeklinde gösterilir. Bu kısıtlar bütün x_i eğitim verilerini doğru sınıflandırılarak belirlenir ve eşitlik (4.11) gibi verilmiştir [53].

$$\left\{ \min_{\beta, \beta_0} L(\beta) = \frac{1}{2} \|\beta\|^2 \quad \text{öyle ki } y_i(\beta^T x_i + \beta_0) \geq 1 \forall i \right. \quad (4.11)$$

Eşitlikte y_i eğitim verisinde her bir sınıfı gösterir. Bu bir "Lagrange" optimizasyon problemidir ve "Lagrange" çarpanlarıyla çözülebilir [53]

4.1.4 YSA (Yapay Sinir Ağları) Sınıflandırma Yöntemi

Yapay sinir ağları ağırlıklandırılmış ve birbirine bağlanmış bir şekilde birçok işlem nöronlarından (biriminden) oluşan matematiksel sistemlerdir [61]. Matematiksel işlem birimleri, çoğunlukla Şekil 4.5'deki transfer fonksiyonu şeklinde kullanılan denklemdir. Diğer nöronlardan sinyalleri toplar, birleştirir, dönüştürür ve matematiksel bir sonuç oluşturur. Genellikle, işlem birimleri gerçek nöronlara eşdeğer olurlar ve yapısal bir ağ dengesi ile birbirlerine bağlanarak, sinir ağ yapılarını oluştururlar.



Şekil 4.5: Matematik işlem birimi transfer fonksiyonu [23].

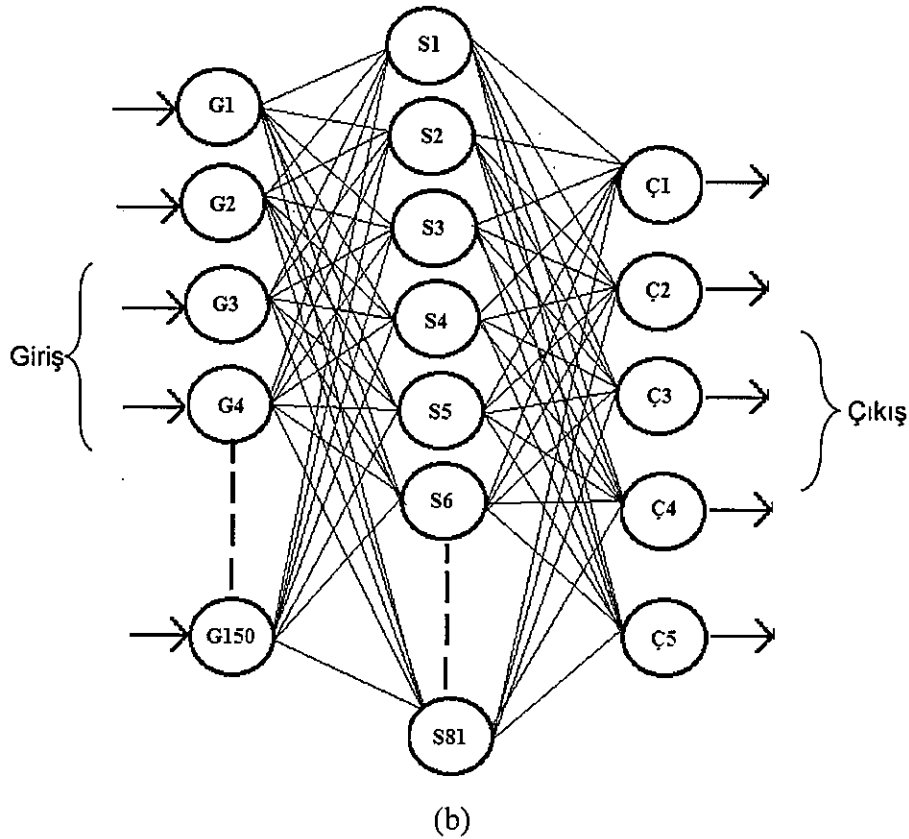
Nöron hesaplamaların merkezinde doğrusal olmayan, dağılık ve adaptif işlem kavramları mevcuttur. Yapay sinir ağları, genel işlemci yapılarından farklı bir şekilde işlem yaparlar. Geleneksel işlemciler, genelde tek bir merkezi işlem birimi ile her hareketi sırayla gerçekleştirirler. YSA'lar da ise her biri büyük bir problemin bir parçasıyla meşgul olan, çok sayıda basit işlem birimlerinden oluşmaktadırlar. Yani, bir işlem birimi, herhangi bir girdi bilgisini bir ağırlık kümesi ile ağırlıklandıktan sonra, nonlinear bir şekilde dönüştürür ve bir çıktı değeri ortaya çıkarır. İlk bakıldığında, işlemsel birimlerin çalışma yapısı yanıltablecek şekilde basit görünür. Sinirsel hesaplamanın gücü, toplam işlem yükünü paylaşan işlem birimlerinin birbirleri arasındaki yoğun bağlantı yapısından gelmektedir [61]. Sistem, nöron denilen birim elemanlardan oluşmaktadır. Nöronlar, girişlerine uygulanan değeri ağırlıklandırıp, belli bir kaydırma değerini de ekledikten sonra, Şekil 4.6'daki gibi

transfer fonksiyonuna göre çıkış değerini üretirler [23]. Bu çalışmadaki kullanılan sınıflandırma yöntemlerinden dördüncüsü olan, çok katmanlı algılayıcı (MLA) yapay sinir ağı modeli (YSA) kullanılmış 150 öznitelik girişli, 5 çıkışlı bir YSA oluşturulmuştur. Yapay sinir ağı yöntemlerinden olan çok katmanlı algılayıcı (Multilayer Perceptron (MLA) nöron fonksiyonu olarak eşitlik (4.12) ve (4.13) kullanılmıştır.

$$x = w_0 + w_1 a_1 + w_2 a_2 + \dots + w_k a_k = \sum_{j=0}^k w_j a_j \quad (4.12)$$

$$w_{next} = w + \Delta w ;$$

$$\Delta w = -\text{öğrenme oranı} \times \text{eğim} + \text{momentum} \Delta w_{previous} \quad (4.13)$$



Şekil 4.6: Yapay sinir ağları mimari yapısı: 150:81:5

YSA yapısı. Saklı katman ait nöronlar "S" ön harfi ile gösterilmiştir.

4.2 Öznitelik Seçimi

Öznitelik seçimi yöntemleri WEKA (Waikato Environment for Knowledge Analysis) makine öğrenmesi ön tanımlı parametrelerle kullanılmıştır. Bu seçim yöntemleri sonunda genellikle tüm özniteliklerin ilgili yöntemle belirlenen bilgi değerlerine göre sıralamaları oluşmaktadır. Bu kapsamda değerlendirme sonuçlarına göre kaç adet özneliğin kullanılacağına da karar verilmesi gerekmektedir. Çalışmada 10 farklı denekten alınan verilerle dikey kanaldan yukarı, aşağı ve kırpma için 150 adet öznitelik belirlenmiş aşağı için (0), kırpma için (1) ve yukarı için (2), yatay kanaldan da 150 adet öznitelik belirlenmiş sağ için (3), sol içinde (4) olarak etiketlenmiştir. Bu veriler 150 öznelikle 4 farklı sınıflandırma işlemine tabi tutulmuş ve durum analizleri yapılmıştır. Daha sonra bu toplam 2500 örnek veri kümesinden en iyi 51 öznitelik WEKA programı vasıtasıyla belirlenerek tekrar sınıflandırma işlemine tabi tutulmuş, başarımlarına bakılmış ve 150 öznelikle yapılan sınıflandırmalara göre karşılaştırılarak analiz edilmiştir. Bu işlem ayrıca 1000 örnek veri kümesi ile de yapılmış ve 2500 örnek kümesindeki sonuçlar ile karşılaştırılmış, doğruluk ve süre kazanımlarında değerlendirmeler yapılmıştır.

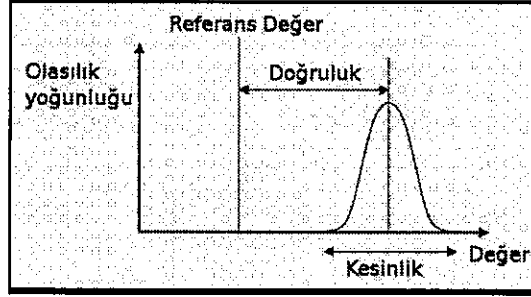
4.3 Yapılan İstatistiksel Tanımlamalar

4.3.1 Kesinlik ve Doğruluk (Accuracy)

İstatistiki bir ölçüm sistemindeki doğruluğu ile bir niceliğin ölçüm değerinin gerçek değerine olan yakınlık derecesidir. Bir ölçüm sisteminin tekrarlanabilirliği veya yinelenebilirliği, benzer şartlardaki ölçümlerin benzer sonucu verme derecesidir [54].

Bir sistemin ölçümü doğru olabilir fakat kesin olmayabilir, kesin olupta doğru da olmayabilir, her ikisi de olabilir ya da ikisi de olmayabilir. Örneğin, bir deneysel çalışmada sistematik bir hata mevcutsa, örnek büyüklüğünü artırmak genel olarak kesinlik derecesini artırır fakat doğruluğunu iyileştirmeyebilir. Sistematik olan bir hatayı yok etmek doğruluğu iyileştirebilir fakat kesinliği artırır denilemez. Eğer bir

ölçümsel sistem hem doğru hem de kesinse, ona geçerli denebilir. Şekil 4.7'deki gibi kesinlik ve doğruluk terimleri dolaylı olarak ta uygulanabilir.



Şekil 4.7: Kesinlik ve doğruluk.

4.3.2 İstatiksel Kappa Değeri

İstatiksel kappa değeri veri kümesi içerisindeki tahmin edilebilen sınıflandırmalar arasındaki bir uyum ölçütüdür [55]. Kappa istatistik ilk olarak Cohen [55] tarafından ortaya atılmıştır [55]. Cohene göre Kappa istatistiği, iki gözlemci arasındaki uyumu ölçmede kullanılan bir ölçüt'tür [56]. Kappa istatistiği o zamandan buyana birkaç disiplin içerisinde kullanıldı [57]. ML alanı da bu disiplinlerden biridir. Kappa istatistik, ML alanında bir sınıflandırıcının doğruluğunu yükseltmeye yönelik bir ölçüt olarak kullanılır [57]. Kappa istatistiği eşitlik (4.14) gibi tanımlanır:

$$K = \frac{\Pr(a) - \Pr(e)}{1 - \Pr(e)} \quad (4.14)$$

$\Pr(a)$ sınıflandırmanın doğruluğunu gösterir ve $\Pr(e)$ aynı veri kümesi üzerinde rastgele bir tahmin yapabilen sınıflandırıcının elde ettiği doğruluktur [57]. Aslında yapılan tahminin meydana gelme olasılığıdır. Kappa istatistik değeri -1 ve 1 arasında değer almaktadır. -1 değeri bütümüyle bir uyumsuzluğu veya ters yönde bir ilişki olduğunu gösterir. 1 ise mükemmel uyumu ifade eder [57]. Kappa değeri 0,4 veya üzeri bir değere sahip ise şanstın ziyade kabul edilebilir bir uyumdan söz edilebilir [58]. Koch ve Landis [58] tarafından sunulan kappa istatistiği tablosu Tablo 4.1'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1: Koch ve Landis kappa istatistik değerler tablosu.

Kappa	Yorum
< 0	Uyuşma yok
0.0 – 0.20	Önemsiz uyuşma
0.21 – 0.40	Orta derecede uyuşma
0.41 – 0.60	Kabul edilebilir uyuşma
0.61 – 0.80	Önemli derecede uyuşma
0.81 – 1.00	Mükemmel uyuşma

4.3.3 F-Ölçütü

F ölçüt değeri hassas ve geri çağırma değerlerinin harmonik ortalaması olarak tanımlanır [57]. Negatif ve pozitif olarak sınıflandırılan örnekler için hassas, pozitif tahmin edilen örnekler içinde doğru olarak sınıflandırılan pozitiflerin oranını verir. Geri çağırma ise gerçek sınıfı pozitif olan örnekler içinden doğru olarak sınıflandırılan pozitif örneklerin oranıdır. Tablo 4.2'de İki sınıflı veri kümesi doğruluk tablosu verilmiştir.

Tablo 4.2: İki Sınıflı tahmin doğruluk tablosu.

		Tahmini Sınıf	
		Evet	Hayır
Gerçek Sınıf	Evet	Doğru pozitif (TP)	Yanlış pozitif (FP)
	Hayır	Yanlış negatif (FN)	Doğru negatif (TN)

$$Precision = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4.15)$$

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4.16)$$

$$F\text{-Measure} = (2 \times Precision \times Recall) / (Precision + Recall) \quad (4.17)$$

F ölçütü genellikle eğitim verilerinin hazırlanma süreci içinde sınıflandırıcının performans arttırımı için önemli bir ölçüt olarak değerlendirilmektedir. Bu kapsamda Kılıçaslan'ın sınıflandırıcıların performans

analizindeki F ölçütü ve veri büyüklüğü arasındaki ilişkiyi ortaya koymuş olduğu çalışma önem arz etmektedir [57]. Bu çalışmaya konu olan çalışmada F ölçütü ve veri büyüklüğü arasında çizilen öğrenme eğrisinden bazı grafikler çıkarılabilmektedir, bunun yanında geliştirilen uygulama da F ölçütü sınıfların göz hareket tanısı için yeterlimi, değilmi bunun tespiti için kullanılmıştır. Kabul edilebilir F ölçüt değeri genellikle minimum 0,5 alınabilir.

4.3.4 ROC Eğrisi

ROC eğrisi (alıcı işletim karakteristiği), ikili sınıflandırıcı sistemlerde eşik ayırım değerinin değişkenlik gösterdiği zamanlarda, hassasiyetin kesinliliğe oranı ile meydana gelmektedir. ROC basitçe doğru pozitiflerin, yanlış pozitiflere olan kesiri olarak da açıklanabilir [59].

Tüm sınıflandırma işlemlerinde yapıldığı üzere, metotlar, kesinlik (yanlış pozitifleri yok etme kabiliyeti) ve hassasiyet (doğru pozitiflerin tespiti) arasındaki dengeyi oluşturmakla ilgilenmektedir. Veri seti kümesindeki negatif ve pozitif örnekler, eşit bir şekilde dağılım oluşturmadığından, Receiver Operating Characteristics [60] ismi verilen eğri, doğrudan kesinlik ve hassasiyet ölçütlerinden önce, bu ölçütler arasındaki dengeyi değerlendirmek için kullanılmaktadır. Bu eğri altında kalan alan ROC puanı olarak adlandırılabilir. ROC eğrisi değişkenlik gösteren sınıflandırmanın eşik değerlerine göre doğru pozitiflerin sayısının, yanlış pozitif sayılarının bir fonksiyonu olarak çizilmesi ile meydana gelmektedir. ROC puanı 1 olduğunda pozitifler mükemmel bir şekilde negatiflerden ayrılmış anlamına gelir. ROC puanı 0 olduğunda da herhangi bir pozitif yok anlamını taşır.

Geniş olarak biyomedikal, tıp, psikoloji, radyoloji, ve benzer alanlarda uzun yıllardır kullanılmaktadır. Günümüzde veri madenciliği ve makine öğrenme tekniklerinde alanlarında da kullanılmaktadır.

5. BULGULAR VE EDİNİLEN SONUÇLAR

5.1 Karşılaştırmalı Sınıflandırma Sonuçları

Tasarlanan sistemde 10 denekten ve her iki kanaldan toplam da 2500 örnek küme alınmıştır. Her bir örnek küme yatay (H-EOG) ve dikey (V-EOG) kanalda 150 öznitelikten oluşturulmuştur. Yatay ve dikey kanallardan alınan 150 öznitelikli sınıflandırma sonuçları ile dikey de sınıflandırıcı tarafından belirlenen en iyi 41 öznitelik ve yatay da sınıflandırıcı tarafından belirlenen en iyi 17 öznitelik belirlenmiş ve k-NN sınıflandırıcı sonuçları Tablo 5.1'te, Naive Bayes sınıflandırıcı sonuçları Tablo 5.2'te ve SVM sınıflandırıcı sonuçları ise Tablo 5.3'te verilmiştir.

Tablo 5.1: k-NN sınıflandırıcı.

YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	k-NN (k=1) Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VERTICAL EOG-150	95,33	0,933	0,966	0,955	3,30
HORIZONTAL EOG-150	99,60	0,992	0,996	0,996	2,30
VERTICAL EOG-41	97,80	0,967	0,982	0,978	1,40
HORIZONTAL EOG-17	99,60	0,992	0,996	0,996	1,95

Tablo 5.2: Naive bayes sınıflandırıcı.

YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	Naive Bayes Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VERTICAL EOG-150	65,86	0,488	0,850	0,648	2,26
HORIZONTAL EOG-150	94,90	0,898	0,960	0,949	1,25
VERTICAL EOG-41	68,93	0,534	0,850	0,863	0,68
HORIZONTAL EOG-17	96,20	0,924	0,969	0,962	0,42

Tablo 5.3: SVM sınıflandırıcı.

YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	SVM (Support Vector Machine) Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VERTICAL EOG-150	75,46	0,632	0,850	0,753	6,05
HORIZONTAL EOG-150	99,10	0,982	0,991	0,991	1,40
VERTICAL EOG-41	73,33	0,600	0,831	0,730	1,69
HORIZONTAL EOG-17	97,10	0,942	0,971	0,971	0,87

Tablolardaki sonuçlara bakıldığında 2500 örnek kümeden her bir örnek kümedeki 150 öznitelikli sonuçlardan, k-NN sınıflandırma yönteminin doğruluk oranı diğer sınıfların doğruluk oranına göre daha yüksek çıkmıştır. Aynı zamanda her iki kanal içinde 150 öznitelik arasından belirlenen en iyi öznitelik noktalarına göre yapılan her üç sınıflandırmada ise, doğruluk oranlarının arttığı ve sınıflandırma sürelerinin gözle görülür bir oranda kısaldığı görülmektedir. Buna göre her iki kanal için ayrı ayrı yapılan sınıflandırmalarda, süreler ve doğruluk oranları dikkate alındığında, en iyi öznitelik değerleri belirlenerek yapılan sınıflandırmanın daha uygun olacağı değerlendirilmektedir.

10 denekten alınan örnek küme sayısı azaltılarak, her iki kanaldan toplam da 1000 örnek küme alınmıştır. Her bir örnek küme yatay (H-EOG) ve dikey (V-EOG) kanalda 150 öznitelikten oluşturulmuştur. Yatay ve dikey kanallardan alınan 150 öznitelikli sınıflandırma sonuçları bu sefer her iki kanaldan ayrı ayrı değil de birleşik bir şekilde sınıflandırmaya tabi tutulmuştur ve sınıflandırıcı tarafından belirlenen en iyi 41 öznitelik belirlenmiştir. Buna göre k-NN sınıflandırıcı sonuçları Tablo 5.4'de, Naive Bayes sınıflandırıcı sonuçları Tablo 5.5'de, SVM sınıflandırıcı sonuçları tablo 5.6'da ve YSA sınıflandırıcı sonuçları ise Tablo 5.7'de verilmiştir. Ayrıca 1000 örnek kümeli göz hareketlerinin dağılım grafiği Şekil 5.1'de, üç boyutlu, 150 öznitelikli ve seçilmiş en iyi 41 öznitelikli 200'er örnek kümeden oluşan göz hareketlerine göre, 4 farklı sınıfa ait başarıım grafiği Şekil 5.2'de gösterilmektedir.

Tablo 5.4: 1000 örnek kümeli k-NN sınıflandırıcı sonuçları.

YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	k-NN (k=1) Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	82,20	0,777	0,887	0,820	1,78
VER-HOR EOG-41	89,50	0,868	0,931	0,895	0,87

Tablo 5.5: 1000 örnek kümeli Naive bayes sınıflandırıcı sonuçları.

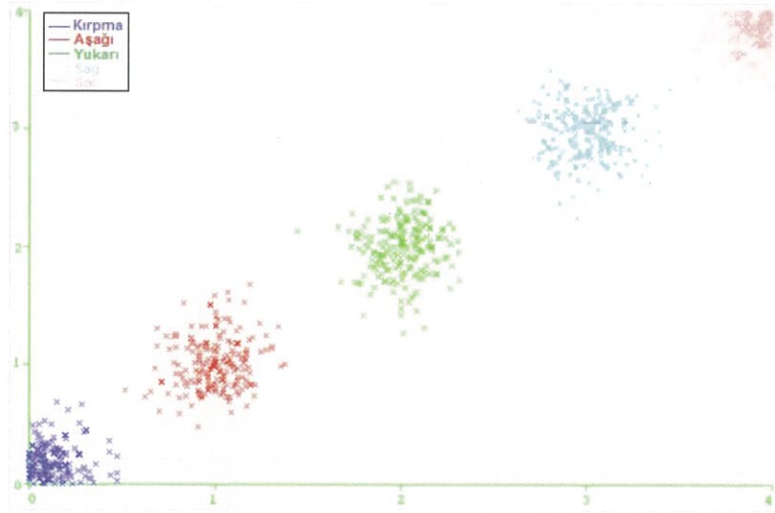
YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	Naive Bayes Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	60,00	0,500	0,866	0,602	1,36
VER-HOR EOG-41	65,60	0,570	0,891	0,656	0,65

Tablo 5.6: 1000 örnek kümelı SVM sınıflandırıcı sonuçları.

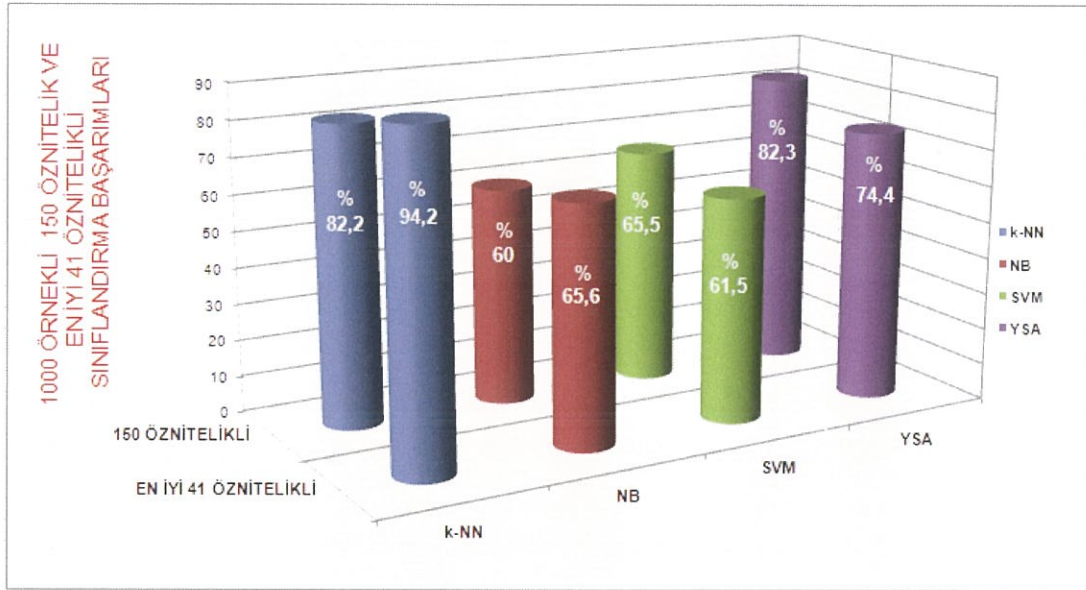
YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	SVM Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	65,50	0,568	0,690	0,647	3,40
VER-HOR EOG-41	61,50	0,982	0,852	0,606	1,61

Tablo 5.7: 1000 örnek kümelı YSA sınıflandırıcı sonuçları.

YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	YSA Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	82,35	0,779	0,950	0,823	132,33
VER-HOR EOG-41	74,41	0,679	0,925	0,734	8,39



Şekil 5.1: 1000 örnek kümelı göz hareketleri dağılım grafiği.



Şekil 5.2: 200'er örnek kümeli 150 öznitelikli ve en iyi 41 öznitelikli. 4 farklı sınıflandırma başarımları grafiği

Bu sefer 10 denekten ve her iki kanaldan toplam da 2500 örnek küme toplanmış. Yine her bir örnek küme yatay (H-EOG) ve dikey (V-EOG) kanalda 150 öznitelikten oluşturulmuştur. Yatay ve dikey kanallardan alınan 150 öznitelikli sınıflandırma sonuçları yine birleşik bir şekilde sınıflandırmaya tabi tutulmuş ve bu sonuçlar ile sınıflandırıcı tarafından belirlenen en iyi 51 öznitelik belirlenmiş k-NN sınıflandırıcı sonuçları Tablo 5.8'de, Naive Bayes sınıflandırıcı sonuçları Tablo 5.9'da, SVM sınıflandırıcı sonuçları, Tablo 5.10'da ve YSA sınıflandırıcı sonuçları ise Tablo 5.11'de verilmiştir. Ayrıca 2500 örnek kümeli göz hareketlerinin dağılım grafiği Şekil 5.3'te, üç boyutlu, 150 öznitelikli ve en iyi 51 öznitelikli 500'er örnek kümeden oluşan göz hareketlerine göre, 4 farklı sınıfa ait başarımları grafiği Şekil 5.4'te gösterilmektedir.

Tablo 5.8: 2500 örnek kümelik k-NN sınıflandırıcı sonuçları.

YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	k-NN (k=1) Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	90,96	0,887	0,943	0,910	6,45
VER-HOR EOG-51	94,20	0,927	0,963	0,942	2,58

Tablo 5.9: 2500 örnek kümelik Naive bayes sınıflandırıcı sonuçları.

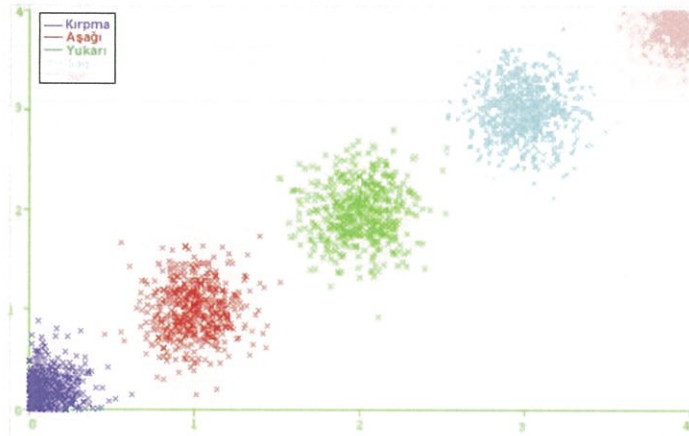
YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	Naive Bayes Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	61,12	0,514	0,886	0,606	2,51
VER-HOR EOG-51	62,84	0,535	0,892	0,631	1,20

Tablo 5.10: 2500 örnek kümelik SVM sınıflandırıcı sonuçları.

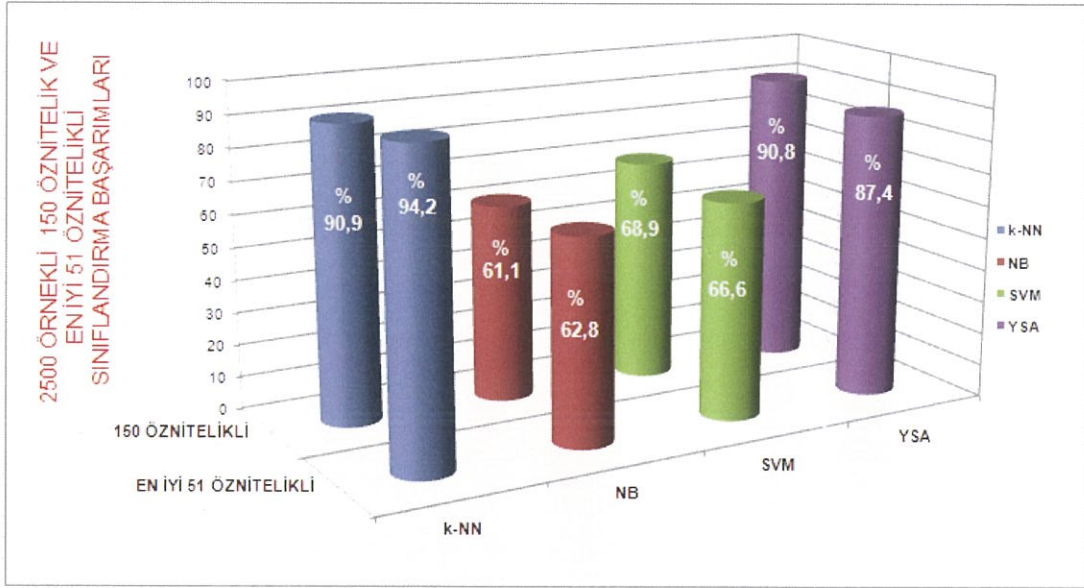
YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	SVM Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	68,92	0,611	0,885	0,684	9,12
VER-HOR EOG-51	66,68	0,583	0,876	0,666	4,36

Tablo 5.11: 2500 örnek kümelik YSA sınıflandırıcı sonuçları.

YÖNTEM - ÖZİNİTELİK SAYISI	YSA Sınıflandırıcı				
	Doğr. (%)	Kappa	ROC	F1-Score	Süre (sn)
VER-HOR EOG-150	90,82	0,885	0,981	0,908	252,79
VER-HOR EOG-51	87,41	0,842	0,969	0,874	42,66



Şekil 5.3: 2500 örnek kümelik göz hareketleri dağılım grafiği.



Şekil 5.4: 500'er örnek kümesi 150 öznitelikli ve en iyi 51 öznitelikli 4 farklı sınıflandırma başarımları grafiği.

Yukarıdaki tablolardaki sınıflandırma analizlerine bakıldığında her iki kanaldan alınan toplam 1000 örnek küme ve 2500 örnek küme ayrı ayrı değerlendirildiğinde, yatay ve dikey kanalların aynı anda sınıflandırma işlemine tabi tutulmasıyla oluşan sınıflandırma sonuçlarına göre; k-NN sınıflandırma yöntemindeki doğruluk oranının diğer sınıflandırma yöntemlerine göre daha yüksek çıktığı görülmektedir. 2500 örnek kümenin sınıflandırılmasıyla oluşan sonuçların 1000 örnek kümeyle oranla daha yüksek doğruluk verdiği anlaşılıp, deneklerden alınan örnek sayısı arttıkça sınıflandırma işleminin daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir. Ayrıca YSA sınıflandırma bir bağ model oluşturduğundan doğruluk oranı k-NN sınıflandırmaya yakın çıkmasına rağmen oluşturulan model süresi oldukça uzun çıkmaktadır. En iyi özniteliklerin belirlenmesi ile oluşan sınıflandırmada da sürelerin çok belirgin bir şekilde kısaldığı ve EOG işaretleri sınıflandırma işlemlerinde doğruluk ve süre kriterleri göz önüne alındığında k-NN sınıflandırma yönteminin daha kullanışlı, anlaşılır ve kolay olduğu, kendine özgü modeli olmayan, basit bir denklem olan en yakın uzaklık bağıntısı kullanılarak oluşturulan bir metod olduğu değerlendirilmektedir.

5.2 Sonuçlar

Kaynağından yüksek genlikte elde edilen biyolojik sinyaller çevresel etkilerden ve sistem elektroniğinin ürettiği gürültüden daha az etkilenmektedir. EOG sinyalinin genliğinin EEG sinyaline göre daha yüksek olmasından dolayı İBA amaçlı olarak EOG sinyallerinin kullanılması daha pratik ve etkili olmaktadır.

DC seviyenin ortadan kaldırılması ve Şebeke gürültülerinin zayıflatılıp, biyolojik sinyalin orijinalliğinin korunarak yükseltilmesi, biyopotansiyel yükselteç tasarımımda en önemli konulardır. Gerçekleştirilen sistemde DC seviyenin yok edilmesi için AGF tasarımı benimsenmiŐtir. Aynı yaklaŐım 50 Hz Şebeke gürültüsünün bastırılması için de kullanılmıştır. Tasarladığımız yeni sistemde göz hareket sinyallerini almaya yarayan sensörlerin dizilimi farklı bir yaklaşımla alın bölgesinde toplanmıştır, bu da hastaya rahatsızlık vermeden daha kolay ve pratik bir kullanım sunmaktadır. Çalışmada edinilen sonuçlar ise;

a. EOG sinyalleri yanal ve düşeyde başarılı bir Şekilde llmŐtr. Sistemde CMRR oranı 91 dB, örnekleme hızımız 5 Hz, elektronik gürültü seviyesi tepeden tepeye 5 μV 'un altındadır.

b. DC sürüklenme ve Şebeke gürültüsü başarılı bir Şekilde bastırılmıştır.

c. Toplam kazanç düşeyde 101,5 dB ve yanalda 103,6 dB ve örnekleme hızı 5 Hz'dir. Analog filtre tasarımımdın yanısıra, Hanning, Butterworth ve Chebyshev sayısal filtreleri de ayrı ayrı uygulanmış ve çıkış olarak etkileri gözlenmiştir.

. Sisteme Hanning, Butterworth ve Chebyshev sayısal filtreleme modeli uygulanmış ve birbiri arasındaki ilişki de, Butterworth filtreleme modelinin diğer iki filtreleme modeline göre biraz daha iyi filtreleme yaptığı gözlenmiştir.

d. Sınıflandırma için en yakın komşuluk ilişkisi (k-NN), Naive Bayes (NB) Destek vektör makinesi (SVM) ve ağırlıklandırılmış ve birbirine bağlanmış bir Şekilde birçok işlem nöronlarından oluşan matematiksel yöntemli MLA modeli Yapay Sinir Ağları (YSA) sınıflandırma metodları kullanılmış ve bunlar arasındaki ilişki ve baŐarım oranları değerlendirilmiştir.

e. 10 denekten alınan ve 1000 örnek kümeli sınıflandırma sonucunda 150 öznitelikli k-NN sınıflandırma başarımı %82,20, NB % 60, SVM %65,50, YSA

%82,35 sınıflandırma süreleri ise k-NN 1,78sn, NB 1,36sn, SVM 3,40sn ve YSA 132,33sn'dir. Belirlenen en iyi 51 öznitelikli k-NN sınıflandırma başarımı %89,50, NB % 65,60, SVM %61,50, YSA %74,41 sınıflandırma süreleri ise k-NN 0,87sn, NB 0,65sn, SVM 1,61sn ve YSA 8,39sn olarak sonuçlar elde edilmiştir.

10 denekten alınan ve 2500 örnek kümeli sınıflandırma sonucunda 150 öznitelikli k-NN sınıflandırma başarımı %90,96, NB % 61,12, SVM %68,92, YSA %90,82 sınıflandırma süreleri ise k-NN 6,45sn, NB 2,51sn, SVM 9,12sn ve YSA 252,79sn'dir. Belirlenen en iyi 51 öznitelikli k-NN sınıflandırma başarımı %94,20, NB % 62,84, SVM %66,98, YSA %87,41 sınıflandırma süreleri ise k-NN 2,58sn, NB 1,20sn, SVM 4,36sn ve YSA 42,66sn olarak sonuçlar elde edilmiştir.

f. Gerçekleştirilen sistemde k-NN sınıflandırmasının başarımı ve cevap süresi bakımından değerlendirildiğinde, EOG sistemleri için NB, SVM ve YSA sınıflandırma metodlarına göre daha kolay ve kullanışlı olduğu değerlendirilmiştir. Ayrıca YSA sınıflandırma başarımında k-NN sınıflandırma başarımına yakın çıkmıştır, fakat oluşturulan modelleme süresi oldukça fazla çıktığından gerçek zamanlı uygulamaya çok uygun olduğu değerlendirilmemektedir.

g. Yöntemlerin başarılı olması, test için kullanılan veri kümesinin, eğitim için kullanılan veri kümesi gibi temiz EOG kaydıyla sağlanmıştır. Dolayısıyla ilgili yöntemlerin gerçek zamanda da başarılı bir şekilde kullanılması, test edilen EOG sinyalinin kaliteli bir şekilde alınması ile mümkündür.

h. Sinyallerin iletimi ve kullanım kolaylığı açısından bluetooth teknolojisi kullanılmış ve akü ile beslenebilen taşınabilir özgün bir tasarım gerçekleştirilmiştir.

1. Tasarlanan sistem oluşturulabilecek çoklu biyomedikal eğitim seti ve gerçek zamanlı uygulamalara kolaylıkla entegre edilebilir.

6. KAYNAKLAR

- [1] Artuklu F. (2015). Teknolojinin Hayattaki Yeri [online] (10 March 2016), [http://www.fmartuklu.org/konu/teknolojinin hayatımızdaki-yeri-nelerdir.265529/](http://www.fmartuklu.org/konu/teknolojinin_hayatımızdaki-yeri-nelerdir.265529/)
- [2] Banerje, A., Konar, A., Tibarewala, DN., Janarthanan, R., "Detecting eye movement direction from stimulated Electrooculogram by intelligent algorithms". Computing Communication & Networking Technologies (ICCCNT), (2012).
- [3] Odwyer Aydin, P., (2001). Temel Göz Hastalıkları [online]. (15March2016),http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/G%C3%B6z%20Sinyal%20%C4%B0zleyicilerde%20Kurulum.pdf.
- [4] Webster, J. G., Fatton, G., Jacob, F., James E. L., Ramon, P., Dennis, S., Sydenham, P. H., Thomsen, C., "The Measurements", *Instrumentation and Sensors*, 342-347, (1999).
- [5] Pasinetti, G., Ungar, L., Lange, D., Yemul, S., Deng, H., Yuan, X., Brown, R., Cudkowicz, M., Newhall, K., Peskind, E., Marcus, S., "Identification of potential CSF biomarkers in ALS", *Neurology*, 66 (8), 1218-22, (2006).
- [6] Barae, R., Boquete, L. and Mazo, M., "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 10(4), 209–218, (2002).

- [7] Venkataramanan, S., Prabhat, P., Choudhury, S. R., Nemade, H. B. and Sahambi, J. S., "Biomedical instrumentation based on EOG signal processing and application to a hospital alarm system", *In Proc. IEEE ICISIP*, Chennai, India, 535–540, (2005).
- [8] Youngmin, K., Nakju, L.D., Youngil, Y. and Chung, W.K., "Robust Discrimination Method Of The Electrooculogram Signals For Human-Computer Interaction Controlling Mobile Robot", *Intelligent Automation And Soft Computing*, 13(3), 319-336, (2007).
- [9] Zhao, L. Xiaopei, W.M. Zhang, C., "Implementation of the EOG-Based Human Computer Interface System", The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2188-2191, 16-18 May 2008.
- [10] Kyoung, C., Sasaki, M., "Mobile Robot Control by Neural Network EOG Gesture Recognition", *Proceedings of 8th International Conference on Neural Information Processing*, 206-210; (2001).
- [11] Newman, Y.C., "A human-robot interface based on electrooculography", *Robotics and Automation, IEEE International Conference*, 1 243- 248, (2004).
- [12] Kumar, D. and Poole, E., "Classification of EOG for human computer interface," in *Proceedings of the 2nd Joint IEEE Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Jointly with the 24th Annual Conference of the Biomedical Engineering Society (BMES/EMBS '02)*, 1, 64–67, Houston, Tex, USA, (2002).
- [13] Teixeira, A. R., Tome, A. M., Stadlthanner, K. and Lang, E.W., "Nonlinear Projective Techniques To Extract Artifacts in Biomedical Signals", *European Signal Processing Conference EUSIPCO*, 116-120, 2006.

- [14] Vijayprasath, S., Sukanesh, R., Rajan, S.P, El-Sherbeny A.S., "Experimental Explorations on EOG Signal Processing For Realtime Applications in Labview", *International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies (ICACCCT)*, (2009).
- [15] Oner, P., Gürkan, S., İstanbullu, A. and Dogan, S., "Digital Signal Processing and Classification Study for Electrooculogram Signals", *Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*, 1-4, (2015).
- [16] Gürkan, S., Gürkan, G., Kaya, A. and Usakli, A.B., "A Novel Eye-Blink Based Easy Communication Device For Amyotrophic Lateral Sclerosis patients: EyePad®", *Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*, 1-5, (2012).
- [17] Noor Nurul Muthmainnah, M. and Ahmad, A., " Simulation Analysis of Different Strength Levels of EOG Signals", *International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE)*, (2012).
- [18] Steinhausen, N., Prance, R. and Prance, H., "A three sensor eye tracking system based on electrooculography", *Instrumentation and Sensors*, 1-4, (2014).
- [19] Akan, B., Argunsah, A.O., "A Human-Computer Interface (IIC) based on Electrooculogram (EOG) for Handicapped", *15th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 1-3, (2007).
- [20] Banerjee, A., Chakraborty, S., Pratyusha, D., Shounak, D., Amit, K., Tibarewala, D. N., Janarthanan, R., "Single Channel Electrooculogram(EOG) based Interface for Mobility Aid" *Proceedings of 4th International Conference on (IEEE)*, (2012).

- [21] Champaty, B., Jose, J., Pal, K., Thirugnanam, A., "Development of EOG Based Human Machine Interface Control System for Motorized Wheelchair" *Magnetics, Machines and Drives (AICERA/ICMMD), Annual International Conference on*, 1-7, (2014).
- [22] Shang-Lin, W., Lun-De, L., "Controlling a Human-Computer Interface System With a Novel Classification Method that Uses Electrooculography Signals", *Transactions on biomedical engineering*, 60(8), August (2013).
- [23] Gürkan G., Gürkan S., Usakli A.B., "Comparison Of Classification Algorithms For Eog Signals", *20th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, Muğla, 1-4, (2012).
- [24] Cristianini, N., Taylor, S., "An Introduction to Support Vector Machines and other Kernel-based Learning Methods", *Cambridge University Press*, Cambridge, (2000).
- [25] Narin, A., Isler, Y., and Ozer, M.. "Comparison of Classifier Performances in Diagnosing Congestive Heart Failure Using Heart Rate Variability", *21th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, (2013).
- [26] Barae, R., Boquete, L., Mazo, M., "System for Assited Mobility Using Eye Movements Based on Electrooculography", *Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(4), 209-218, (2002).
- [27] Ohya, T. and Kawasumi, M., "Development of an Input Operation for the Amyotrophic Lateral Sclerosis Communication Tool Utilizing EOG" 43(1), 172-178, (2005).

- [28] Kumar, D. and Poole, E., "Classification of EOG for Human Computer Interface", *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*, Houston, 64-67, (2002).
- [29] Hille, B., "Ionic Channels of Excitable Membranes", *2nd ed. Sinauer associates, Inc, Massachusetts: Sunderland*, 59-83; (1992).
- [30] Pehlivan, F., *Biyofizik*, Ankara: A.Ü.Tıp Fakültesi, 69-120; (1997).
- [31] Guyton ve Hall., *Tıbbi Fizyoloji*, İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi, 57-72, (1997).
- [32] Barr, RC., *Basic electrophysiology*, Bronzino J. FL: CRC Press, 101–118, (1995).
- [33] Webster, JG.. *Medical Instrumentation*, 3rd ed, New York: (1998).
- [34] Usakli, A.B. and Gencer, N.G., "USB-based 256-channel electroencephalographic data acquisition system for electrical source imaging of the human brain", *Instrum. Sci. Technol.*, 35(3), 255–273, (2007).
- [35] Choudhury, S.R., Venkataramanan, S., Nemade, H.B. and Sahambi, J.S., "Design and development of a novel EOG biopotential amplifier", *Int. J. Bioelectromagn.*, 7(1), 271–274, (2005).
- [36] Geddes, L.A., Baker L.E., "Principles of Applied Biomedical Instrumentation", 3rd ed. New York, 80-200, (1989).

- [37] Neuman M.R., Webster JG.. *Biopotential electrode*, 3rd ed., New York, (1988).
- [38] Geddes L.A., Baker L.E. "Principles of Applied Biomedical Instrumentation", 3rd ed., New York, 80-200, (1989).
- [39] Henneberg, K.A., Principles of electromyography, Bronzino JD. FL: CRC Pres. 191–200, (1995).
- [40] Rangaraj, M., Biomedical Signal Analysis, Cambridge, 59-101, (2002).
- [41] Reed, M., "On the Theory of Filter Amplifiers", *Experimental Wireless and the Wireless Engineer*, Texas, 536–541, (1930).
- [42] Daniels R.W., *Approximation Methods for Electronic Filter Design*, McGraw-Hill: New York, (1974).
- [43] Caruana, R. and Niculescu-Mizil, A., "An Empirical Comparison of Supervised Learning Algorithms", *Proceedings of the 23rd International Conference on Machine Learning*, Pittsburgh, (2006).
- [44] Bishop C.M., "Pattern Recognition and Machine Learning", *Springer-Verlag* New York, (2006).
- [45] Dunham, M.H., (2003). Data mining introductory and advanced topics [online],(March2016),https://scholar.google.com.tr/scholar?q=Dunham,+M.H.,+%22Data+mining+introductory+and+advanced+topics&hl=tr&as_sdt=0&as_vis=1&oi=scholar&sa=X&ved=0ahUKEwjc4N3_teHMAhVMhywKHVgXAVsQgQMIGDAA

- [46] Lakoumentas, J., Drakos, J., Karakantza, M., Sakellaropoulos, G., Megalooikonomou, V. and Nikiforidis, G., "Optimizations of the Naive-Bayes classifier for the prognosis of B-Chronic Lymphocytic Leukemia incorporating flow cytometry data", *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 108 (1), 158–167, (2012).
- [47] Wiggins, M., Saad, A., Litt, B. and Vachtsevanos, G., "Evolving a Bayesian classifier for ECG-based age classification in medical applications". *Applied Soft Computing* 8 (1), 599–608, (2007).
- [48] Wang, Z., Hope, R.M., Wang, Z., Ji, Q. and Gray, W.D., "An EEG workload classifier for multiple subjects", *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6534-7, (2011).
- [49] Malovini, A., Barbarini, N. and Bellazzi, R., "Hierarchical Naive Bayes for genetic association studies". *BMC Bioinformatics* 13(14), (2012).
- [50] Almeida, T.A., Almeida, J. and Yamakami, A., "Spam filtering: how the dimensionality reduction affects the accuracy of Naive Bayes classifiers". *Journal of Internet Services and Applications*, 1(3), (2010).
- [51] Sebastiani, F., "Advances in Information Retrieval" *25th European Conference on IR Research, ECIR 2003*, Pisa, Italy, 335-350, (2003).
- [52] Cristianini, N. and Taylor, S., "An Introduction to Support Vector Machines and other Kernel-based Learning Methods", *Cambridge University Press*, Cambridge, (2000).

- [53] Corinna, C. and Vladimir, V.N., "Support-Vector Networks Machine Learning", *Academic Publishers*, Netherlands, 20(3), 273-297, (1995).
- [54] Taylor, R.J., "*An Introduction to Error Analysis*", University Science Books, 128–129, (1997).
- [55] Witten I.H., Frank E., 2005, "*Practical machine learning tools and techniques*", Morgan Kaufmann Publishers, 2nd edition, 31(1), (2005).
- [56] Jacob, C., "A coefficient of agreement for nominal scales", *Educational and Psychological Measurement*, 20(1), 37–46, (1960).
- [57] Kılıçaslan, Y., Güner, E.S. and Yıldırım, S., "Learning-based pronoun resolution for Turkish with a comparative evaluation", *Computer Speech & Language* 23(3), 311-331, (2009).
- [58] Landis, J.R., Koch, G.G., "The measurement of observer agreement for categorical data", *Biometrics* 33, 159–174, (1977).
- [59] Sweets, A.J., *Signal detection theory and ROC analysis in psychology and diagnostics*, England: Psychology Press, (1996).
- [60] Gribskov, M. and Robinso, L.N., *Use of receiver operating characteristic (ROC) analysis to evaluate sequence matching*, San Diego: Elsevier Science, (1996).
- [61] Elmas, Ç., "*Yapay Zeka Uygulamaları*", Ankara: Seçkin Yayınevi, (2016).