



MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



EOG SİNYAL TABANLI İMLEÇ SİSTEMİ TASARIMI VE UYGULAMASI

(ABDALRAHMAN SKHETA)

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik-Elektronik

Anabilim Dalı

Türkçe Programı

DANIŞMAN

Doç. Dr. NAZMİ EKREN

İSTANBUL, 2022



MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



EOG SİNYAL TABANLI İMLEÇ SİSTEMİ TASARIMI VE UYGULAMASI

(ABDALRAHMAN SKHETA)

523118994

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik-Elektronik

Anabilim Dalı

Türkçe Programı

DANIŞMAN

Doç. Dr. NAZMİ EKREN

İSTANBUL, 2022

MARMARA ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans/ Abdalrahman SKHETA'nın "EOG SİNYAL TABANLI İMLEÇ SİSTEMİ TASARIMI VE UYGULAMASI" başlıklı tez çalışması, tarihinde savunulmuş ve jüri üyeleri tarafından başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri

Doç.Dr. Nazmi Ekren (Danışman)

Marmara Üniversitesi (İMZA).....

Prof.Dr. Ümit Kemalettın Terzi (Üye)

Marmara Üniversitesi (İMZA).....

Dr. Öğr. Üyesi Süreyya Kocabey (Üye)

Sağlık Bilimleri Üniversitesi (İMZA).....

ONAY

Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun tarih ve ---- sayılı kararı ile Abdalrahman SKHETA'nun Elektrik-Elektronik Anabilim Dalı Programında Yüksek Lisans derecesi alması onanmıştır.

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü
Prof. Dr. Bülent EKİCİ

MARMARA UNIVERSITY
INSTITUTE FOR GRADUATE STUDIES
IN PURE AND APPLIED SCIENCES

Abdalrahman SKHETA, a Master of Science student of Marmara University Institute for Graduate Studies in Pure and Applied Sciences, defended his thesis entitled “EOG SIGNAL BASED CURSOR SYSTEM DESIGN AND IMPLEMENTATION”, on and has been found to be satisfactory by the jury members.

Jury Members

Assoc.Dr. Nazmi Ekren (Advisor)
Marmara University (SIGN).....

Prof.Dr Ümit Kemalettin (Jury Member)
Marmara Üniversitesi (SIGN).....

Assist.Prof. Süreyya Kocabey (Jury Member)
Sağlık Bilimleri üniversitesi (SIGN).....

APPROVAL

Marmara University Institute for Graduate Studies in Pure and Applied Sciences Executive Committee approves that Abdalrahman SKHETA be granted the degree of Master of Electrical and Electronics Program on.

Director of the Institute
Prof. Dr.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	IV
ABSTRACT.....	V
KISALTMALAR.....	VII
TABLO LİSTESİ.....	VIII
ŞEKİL LİSTESİ.....	IX
1.GİRİŞ	1
1.1. Tezin Konusu	1
1.2. Literatür Çalışması.....	2
1.3. Tezin Amacı	3
2. TEMEL KAVRAMLAR	3
2.1. Gözün Yapısı	3
2.2 Gözün Anatomisi	4
2.2.1. Kornea.....	4
2.2.2. İris	5
2.2.3. Retina	6
2.3 Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS) hastalığı.....	6
2.4. Elektrotlar	7
2.5. Gözde bulunan hayati sinyaller	8
2.5.1. ERG sinyalleri.....	8
2.5.2. EOG sinyalleri	9
2.6. Eog Sinyalini Elde Etmek İçin Elektrotların Yerleştirileceği Yerler	11
2.7 EOG Sinyalini Ölçerken İzlenen Prosedürler	12
2.8. EOG Sinyalini Etkileyen Gürültü	12
2.9. EOG Sinyal Amplifikasyonu	13
2.10. Filtreler.....	15
2.10.1. EOG Sinyal Filtresi.....	15
2.11. EOG Sinyalinin Negatif Kısımının Yükseltmesi	16
2.12. AT MEGA 328	18
2.13. HC-05 Modülü	19
2.14. EOG Sinyalinin Dezavantajları.....	21
3. YÖNTEM VE MATERYAL	22

3.1. Besleme Ünitesi	22
3.2. Elektrotlar	23
3.3. Bağlama kabloları	23
3.4. TL082.....	24
3.5. Blok Diyagramı.....	25
3.6. Baskılı Devre Kartı (PCB)	26
3.6.1 EOG sinyal amplifikasyon devresi	26
3.6.1.1 INA118	28
3.6.2. Filtre devresi	28
3.6.3. Toplayıcı amplifikatörü devresi	30
3.6.4. Sinyali A/D dönüştürmek, işlemek devresi	30
3.7. Kodun Akış Şeması.....	32
3.8. İki Bluetooth Modülünü Yapılandırması ve Birbirine Bağlanması	33
4. DEĞERLENDİRME.....	34
5.SONUÇ.....	44

ÖZET

EOG SİNYAL TABANLI İMLEÇ SİSTEMİ TASARIMI VE UYGULAMASI

Yaşamsal sinyaller keşfedildikten bu yana, sayıca artması ve çok çeşitli alanlarda kullanılıyor olması sebebi ile bilim adamlarının ilgisini çekmiştir. Yaşamsal sinyallerden biri olan EOG (Elektrookülografi) sinyali, göz hareketi ile ilgili olduğu için en önemli yaşamsal sinyallerden biri olarak kabul edilir. EOG sinyali, felç ve Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS) gibi nedenler ile hareket kabiliyeti azalmış kişiler için etkili ve pratiktir çünkü gözlerin herhangi bir engel olmadan hareket etmesini sağlar. Engelli bireyler için tıbbi yardım sistemlerinin kullanımının son zamanlarda artmış olması, engelli bireylerin yaşam kalitelerinin artmasına yardımcı olmuştur. Yaşamsal sinyaller (EEG (Electroencephalogram), EOG (Electroretinography) ve EMG (Electromyography) etkinliği ve doğruluğu nedeni ile birçok alanda kullanılmıştır. Bilim adamları, sinyal toplama yöntemlerinin geliştirilmesi nedeni ile bu sinyallerin kullanımının önümüzdeki yıllarda yayılmasını beklemektedir. Bu çalışmada engelli bireyler için EOG sinyaline dayalı kablosuz bir sistemin incelenmesi ve uygulanması sunulmuştur. Söz konusu sistem, akıllı cihazların (akıllı telefon, akıllı TV, bilgisayar) kullanımını etkin bir şekilde kontrol etmektedir. Bu tezde, sinyalin nasıl elde edileceği ve işleneceğini konu edinen eksiksiz bir çalışma sunulmaktadır. Çalışmada ayrıca %95'e varan net sinyal elde edilmiştir. Bu çalışmanın avantajı, EOG dikey ve yatay sinyalinin aynı anda elde edilebilmesidir. Sistem kablosuz olduğu için kullanıcıya daha fazla kolaylık sağlayacaktır. Dikey ve yatay göz hareketi, başka bir işlemcinin akıllı cihazı kontrol edeceği özel bir mikroişlemci tarafından işlenecek, bu sayede sistem hızlı ve sorunsuz olacaktır.

ABSTRACT

EOG SIGNAL BASED CURSOR SYSTEM DESIGN AND IMPLEMENTATION

Since the discovery of vital signals, they have attracted the attention of scientists because of their abundance and potential for use in a wide variety of fields. The EOG (Electrooculography) signal is considered one of the most important vital signals as it relates to eye movement. EOG signal is effective and practical for people with reduced mobility such as stroke and Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS). Because these people can move their eyes without any hindrance. The use of medical assistance systems for people with disabilities has increased recently. This has helped improve their lives. Vital signals (EEG (Electroencephalogram), EOG (Electroretinography), and EMG (Electromyography)) have been used in many fields due to their efficiency and accuracy. Scientists expect the use of these signals to expand in the coming years due to the development of signal collection methods. In this study, the examination and implementation of a wireless system based on EOG signal for the disabled is presented. This system effectively controls the mouse cursor of smart devices (smartphone, smart TV, computer). This thesis is a study on how to obtain and process the signal. At the same time, up to 95% clear signal was obtained. The advantage of this work is that it can simultaneously acquire the EOG vertical and horizontal signal. Since the system is wireless, it will provide more convenience to the user. Vertical and horizontal eye movement will be processed by a special microprocessor, where another processor will control the smart device. In this way, the system will be fast and trouble-free.

SEMBOLLER

Ω : Ohm

μ : Mikro

p: Piko

n: nano

A/D : Analogtan dijitalle dönüştürücü

Hz: Hertz

KISALTMALAR

EOG	: Electrooculography
ERG	: Electroretinography
EMG	: Electromyography
EEG	: Electroencephalography
ALS	: Amyotrofik Lateral Skleroz
CMMR	: Common Mode Rejection Ratio

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. EOG ve ERG arasındaki fark.....	11
Tablo 2.2. Atmega328'in özellikleri.....	19
Tablo 2.3. Arduino Leonardo'nun özellikleri.....	21
Tablo 4.1. Göz hareketine göre devre çıkışı	38
Tablo 4.2 Göz hareketine göre geliştirilmiş devre çıkışı.....	40

ŞEKİL LİSTESİ

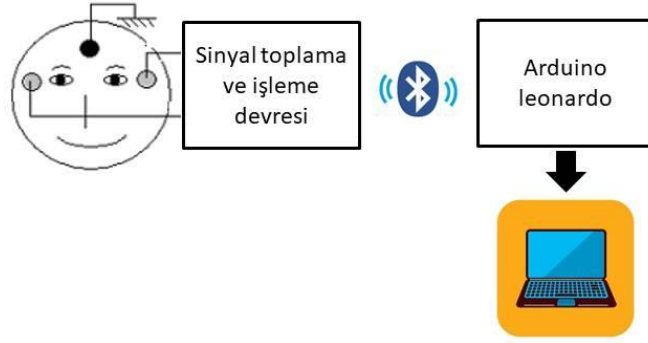
Şekil 1.1. Projenin genel blok diyagramı	2
Şekil 2.1. Gözün yapısı.....	4
Şekil 2.2. Kornea	5
Şekil 2.3. Iris.....	5
Şekil 2.4. Retina Histolojisinin Şematik Görünümü.....	6
Şekil 2.5. Normal bir kas ile ALS hastalığının kası bir arasındaki fark.....	7
Şekil 2.6. Göze ait ERG sinyali.....	9
Şekil 2.7. Biyometri Olarak EOG Sinyalleri.....	10
Şekil 2.8. Basitçe EOG sinyalinin bir yükselteç kullanılarak nasıl elde edilmesi.....	10
Şekil 2.9. Gözün dikey sinyalini ölçmek için elektrotların dağıtım yerleri.....	11
Şekil 2.10. Gözün yatay sinyalini ölçmek için elektrotların dağıtım yerleri.....	12
Şekil 2.11. Diferansiyel amplifikatör devresi.....	13
Şekil 2.12. Enstrüman amplifikatör devresi.....	14
Şekil 2.13. Etkili alçak geçiren filter	16
Şekil 2.14 İkinci dereceden etkili bir alçak geçiren filtrenin yapısını.....	16
Şekil 2.15. Toplayıcı amplifikatör.....	17
Şekil 2.16. Toplayıcı amplifikatör devresi uygulanmaktadır.....	17
Şekil 2.17. Vin sinyali.....	18
Şekil 2.18. Çıkış sinyali.....	18
Şekil 2.19. Atmega328p'nin pin çıkışını.....	19
Şekil 2.20 HC-05 modülü	20
Şekil 2.21. Arduino Leonardo.....	21
Şekil 3.1. Sinyali elde etmek için kullandığımız elektrotlar.....	23
Şekil 3.2. Kullandığımız yalıtımlı kablolar.....	24
Şekil 3.3. TL82'nin iç yapısını.....	24
Şekil 3.4. Blok diyagramı.....	25
Şekil 3.5. Devrenin PCB kartındaki tasarımı.....	26
Şekil 3.6. PCB devresinde çizdiğimiz amplifikatörün diyagramını.....	27
Şekil 3.7. INA118 pinleri.....	28

Şekil 3.8. INA118 amplifikatörün iç yapısı.....	28
Şekil 3.9. PCB devresinde çizdiğimiz sinyal Filtre diyagramını.....	29
Şekil 3.10. PCB devresinde çizdiğimiz toplayıcı amplifikatörü diyagramını.....	30
Şekil 3.11. PCB de çizdiğimiz devre diyagramı.....	31
Şekil 3.12. Kodun akış şemasını.....	32
Şekil 3.13. Bluetooth ayarlarını değiştirmek için modülünü arduinoya bağlaması.....	33
Şekil 3.14. Master modülünü tanımlama adımların.....	33
Şekil 3.15. Slave modülünü tanımlama adımların.....	34
Şekil 4.1. Devrenin basitleştirilmiş hali.....	34
Şekil 4.2. Sağa sola bakarken INA118'in çıkışı (sağ sola bakarken).....	35
Şekil 4.3. EOG sinyali filtreledikten sonra(sağ sola bakarken).....	36
Şekil 4.4. Ölçü aletindeki sonuçlar.....	37
Şekil 4.5. Sağa baktığımızda aldığımız EOG sinyali.....	37
Şekil 4.6. Sola baktığımızda aldığımız EOG sinyali.....	38
Şekil 4.7. Ölçtüğümüz sinyal ile gürültü sinyalini ayırmak için yazılım kodu.....	39
Şekil 4.8. Direnç devresi	40
Şekil 4.9. Devre diyagramı.....	41
Şekil 4.10. Devrenin PCB tasarımı.....	41
şekil 4.11. Sistemin son şekli.....	42
şekil 4.12. Sistemin son şekli.....	42

1.GİRİŞ

1.1. Genel Bakış

Engellilere yardım etmek en önemli ve insani işlerden biridir. Bir engelliye destek olmak ve günlük hayatında ona yardım etmek tüm topluma destek sağlayacaktır. Çünkü bu engelli sıradan insanların yaptığı işlerin çoğunu yapabilecek, toplumun inşasına katkı sağlayacaktır. Son zamanlarda özel ihtiyac sahibi olan kişiler için tıbbi yardım sistemlerinin kullanımının artması onların yaşamlarını iyileştirmeye yardımcı olmaktadır. Özel ihtiyaçları olan insanlar hayatta kalabilmek için genellikle başka birinin yardımına ihtiyaç duymaktadırlar. Bu nedenle sosyal ortamlarda pek görülmezler ve sosyallikten uzak yaşamak zorunda kalırlar. Bu insanlar için elektronik bir destek sisteminin geliştirilmesi ve üretilmesi. Çok önemlidir çünkü bu sistemler özel ihtiyacı olan insanların kendilerine güvenmelerini sağlayacak. EEG (elektroensefalogram), EOG ve ERG (elektroretinogram) gibi biyoelektrik sinyaller, etkinliği ve doğruluğu nedeniyle birçok alanda kullanılmaktadır. Sinyaller elektrotlarla elde edilebilir, ardından güçlendirilebilir ve işlenebilir. Bu sinyaller yaşamsal sinyallerdir ve özel ihtiyacı olan kişilerden kolayca elde edilebilirler. Böylece özel ihtiyacı olan kişilere etkin bir şekilde yardımcı olmak için kullanılabilir. Bu tezde, felç ve Amyotrofik Lateral Skleroz gibi hareket kabiliyeti azalmış insanlara yardım etmek için EOG sinyalinin kullanımını incelenecektir. EOG sinyali felç ve ALS hastalıklarına için etkilidir. Çünkü bu hastalık nedeniyle hareket kabiliyeti azalmış kişiler gözlerini herhangi bir engel olmadan kullanabilmektedir. Önerilen sistem, hastalar, bilgisayar veya TV gibi akıllı bir cihazın fare imlecini kontrol edebileceklerdir. Bu tezde, tüm akıllı cihazlar aynı yöntemle sahip olduğundan, bir bilgisayarın fare imleçlerini kontrol etmek durumu incelenecektir, sistem iki bölümden oluşur: kullanıcının cebine yerleştirilen bir ana devre ve Akıllı cihaza yerleştirilen ikinci bir devre. Ana devre, etkili bir EOG sinyal toplama bölümünü içerir. En önemli ana devre bileşenleri: diferansiyel yükselteç ikinci dereceden alçak geçiren filtre, toplayıcı amplifikatör, ATMEGA-328 mikroişlemci ve HC-05 Bluetooth modülü EOG sinyalleri, mikroişlemci (AT-MEGA-328P) aracılığıyla dijital dönüştürülen analog sinyallerdir. Analog sinyali dijital dönüştürdükten sonra, bu sinyal gözün yerini ve hareketini belirlemek için aynı mikroişlemci tarafından işlenir. Veriler bir Bluetooth modülü (HC-05) ile ikinci devreye gönderilir. İkinci devre verileri alır ve cihazın (bilgisayarın) fare imlecini hareket ettirir. İkinci devre bir işlemci ve HC-05 Bluetooth modülü içermektedir. Şekil 1.1'de projenin genel blok diyagramı göstermektedir.



Şekil 1.1. Projenin genel blok diyagramı

1.2. Literatür Çalışması

EOG sinyali, bu sinyalin etkinliği nedeniyle birçok uygulamada kullanılmıştır. Bu uygulamalardan bazıları şöyledir. Manuel Merino ve Octavio Rivera (2010) [1]'de yazdıkları makalede göz hareketlerinin yönünü tespit etmek için bir EOG sinyal işleme algoritma yöntemini geliştirmekten bahsetmişlerdir. Octavio Rivera ve Babu Narayanan [2] tarafından yazılan makalelerde, EOG sinyalini yakalayan ve bu hayati sinyali mekanik hale dönüştüren bir algoritma kullanılarak, engelliler için EOG kontrollü hareket eden **motorlu**, tekerlekli bir sandalye incelenmiş ve tasarlanmıştır. Neşe Özkan ve Ali Işık [3] tarafından yazılan makalede, EOG sinyalinin ALS hastalarına uygulanarak ALS Hastaları için EOG tabanlı etkileşimli iletişimin tasarlanması ve edinilmesinden bahsedilmiştir. Lawrence Y. Deng Chun Liang Hsu [4] tarafından yazılan makalede, engelli insanlara yardım etmek için HCI programı geliştirilerek EOG tabanlı İnsan Bilgisayar arayüz sistemi geliştirilmiştir. Lawrence InR.BareaL & Boquete [5] tarafından yazılan makalede, EOG kullanarak göz tabanlı bilgisayar etkileşimi için göz kontrol yöntemleri ile insan bilgisayar etkileşimi için EOG tabanlı göz hareketlerinin kodlanmasından bahsedilmiştir. Cristian-CezarPostelnicu [6] tarafından yazılan makale, HCI arayüzü geliştirerek EOG tabanlı görsel navigasyon arayüzü geliştirilmesi hakkında bilgiler içermektedir. A.SchlöglC.Keinrathb [7] tarafından yazılan makalede, EOG sinyalini iyileştirmek ve kullanmak için EEG sinyalinin EOG sinyali ile entegre ederek EEG kayıtlarındaki EOG artefaktlarının tam otomatik bir düzeltme yöntemi geliştirilmiştir. Ramis İleri (2010) tarafından Erciyes Üniversitesi'nde yazılan tez çalışmasında, disleksik çocukların eğitimine en uygun yazı karakterlerinin EOG sinyalleri kullanılarak belirlenmesinden bahsedilmiştir. Sinyal işleme yöntemleri kullanılarak EOG sinyallerinin analiz edilmesiyle yazı karakterlerinin miktarının belirlenmesi hakkında bilgiler

verilmiştir.geri okuma, okuma sırasındaki dikey EOG tepe sayısı, okuma hızı, fraktal boyut, Hjorth parametreleri analiz edilerek kişiye özel en uygun font karakteri belirlenmiştir [8]. Ahmet Coşkun'un (2017) Selçuk Üniversitesi'nde yazdığı tezinde elektrookülografi (EOG) sinyalleri ile uyku evrelemesinden bahsetmiş ve 36 özelliğin ayıklanıp sınıflandırılmasını sağlamıştır. Sınıflandırma algoritması olarak naive bayes C4.5 karar ağacı (J48 karar ağacı), K-en yakın komşu algoritması (K-en yakın komşu sınıflandırıcı), ANN (Çok Katmanlı Algılayıcı), Rastgele Orman algoritmaları kullanılmış ve Temel Bileşen Analizi ile birlikte kullanılmaktadır. Çalışma sonucunda en yüksek sınıflandırma doğruluğunun Rastgele Orman algoritması olduğu görülmüş ve %80,15 doğrulukla sınıflandırılmıştır[9]. Göz hareketlerinin yönünü tespit etmek için bir EOG sinyal işleme algoritması yöntemi geliştirmekten bahsetmektedir.

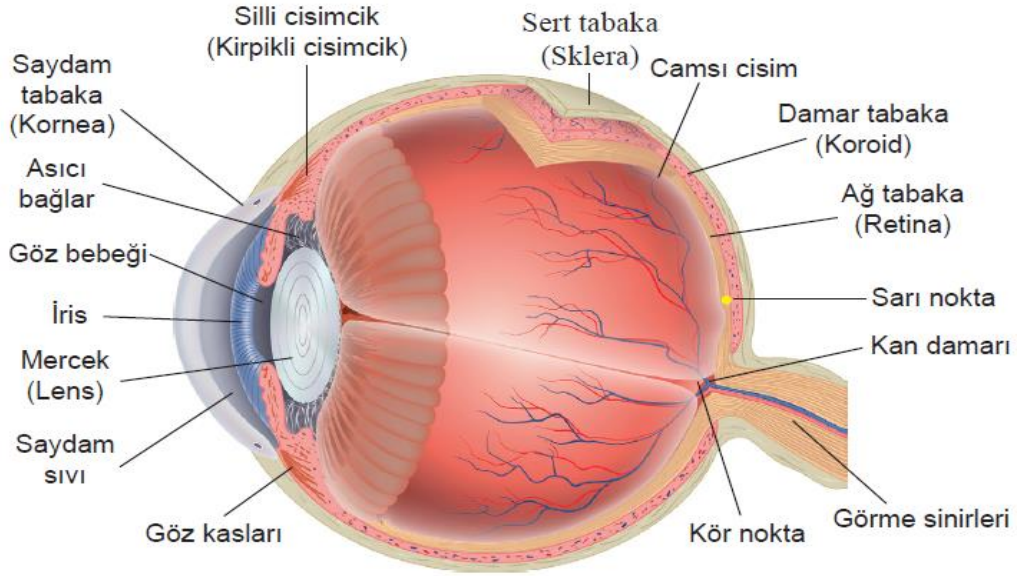
1.3. Tezin Amacı

Bu tez, özel ihtiyaçları olan kişilere yardımcı olarak ve akıllı cihazları rahat ve pratik bir şekilde kullanmalarını sağlamak için bir sistem yapılmaktadır. Sistem pratik ve kullanımı kolaydır. İki bölümden oluşur. Veriler Bluetooth aracılığıyla iki parça arasında aktarılır. Sistem, kullanıcının kendisine güvenmesini sağlar.

2. TEMEL KAVRAMLAR

2.1. Gözün Yapısı

Göz, insanın görme duyusunun temel dayanağıdır ve nesneleri, şekillerini ve renklerini ayırt etmesini ve etrafında dönen her şeyi algılamasını sağladığı için insan zihninin dünyaya açılan penceresidir. Göz koruma organları: İnsan gözü, uyku dışında durmayan sürekli bir hareketle göz kapağı tarafından korunan, yuva adı verilen kemikli bir boşlukta bulunur. Göz kapağı, gözü yabancı maddelerden, tozdan ve parlak ışıktan koruyan kirpikler taşır[10]. Kaşlar ayrıca gözleri alından damlayan terden korur. Oküler motor organlar: Göz küresini birbirine bağlayan ve yuvaya sabitleyen, ayrıca çeşitli hareketlerini (sağ-sol, yukarı-aşağı) kontrol eden bir kastır[11]. Şekil 2.1 gözün yapısı gösterilmektedir.



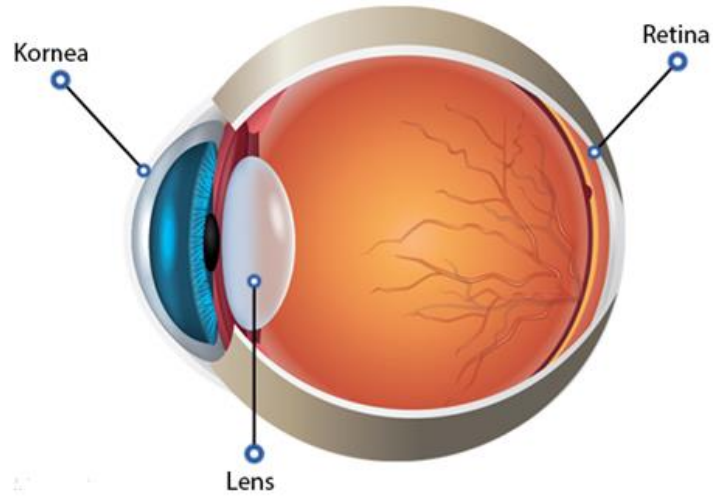
Şekil 2.1. Gözün yapısı [12]

2.2. Gözün Anatomi

İnsan gözü esas olarak üç katmandan oluşur. Dış katman kornea ve skleradan oluşur. Korneada ışık kırılır, merceğe ve retinaya iletir. Gözün en iç tabakası ise retinadır. Retinanın görevi ışık enerjisi olarak kendine sunulan bilgiyi, beyin tarafından kabul edilebilecek elektrokimyasal enerjiye dönüştürmektir. Gözün temel kısımları: kornea, iris ve retina.[13]

2.2.1. Kornea

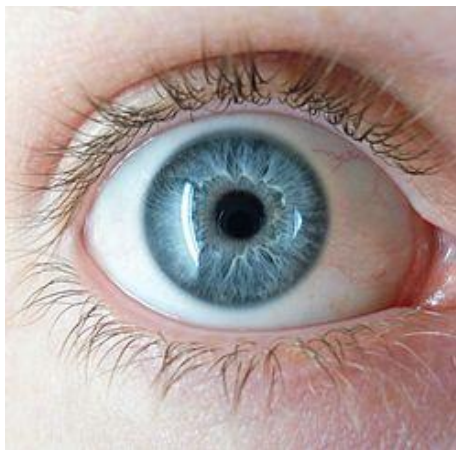
Kornea, gözün ön kısmını kaplayan. Göze giren ışığın çoğunu odaklamaktan sorumludur. Korneanın proteinlerden ve diğer hücrelerden oluştuğunu ve kan damarı içermektedir. Işığı kırabilmesini ve buna engel olmamasını sağlamak ve görmeyi de etkilememek. Şekil 2.2, korneanın temel kısımlarını gösterilmektedir. Ortalama bir yetişkinde korneanın yatay çapı 11,5 ila 12,0 mm'dir. Korneanın şekli periferde daha düz ve merkezi olarak daha diktir ve bu da asferik bir optik sistem oluşturur.



Şekil 2.2. Kornea [14]

2.2.2. İris

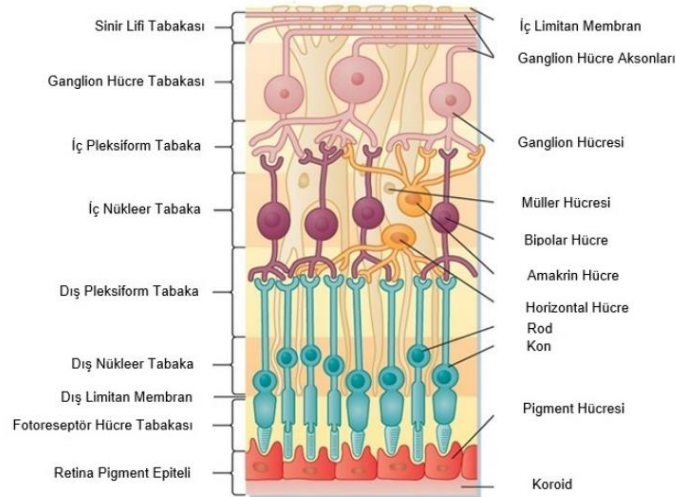
İris, gözün renkli kısmıdır, irisin işlevi, kas kasılması veya gevşemesi yoluyla retinaya ulaşan ışık miktarını kontrol etmektir. Böylece iris, en fazla ışığın retinaya ulaşmasını ve böylece daha net görmesini sağlamak için karanlıkta veya loş ışıkta göz bebeğini büyütür. İrisin bir başka işlevi de, pigmentasyon tabakalarının kalınlığına ve melanin konsantrasyonuna bağlı olarak insanların gözlerine renk vermektir. İris iki katmandan oluşur: stroma olarak bilinen ön pigmentli fibrovasküler katman ve stromanın altında pigmentli epitel hücreleri. Şekil 2.3. İrisi gösterilmektedir.



Şekil 2.3. İris [15]

2.2.3. Retina

Retina, göz küresinin üçte ikisinin arkasını kaplayan ve içinde ışııkla uyarımın meydana geldiği bir sinir dokusu tabakasıdır. Bu, görmenin ortaya çıkmasına neden olur ve retina beynin bir uzantısıdır ve birkaç katmandan oluşun. Yalnızca bir katmanı ışıığa duyarlı reseptör hücreleri içeren ve ışıının üstten geçmesi gereken karmaşık şeffaf bir dokudan oluşur. Fotoreseptör hücrelere ulaşmak için katmanlar iki tipe ayrılırlar Bunlar: çubuklar ve konildir. Bu iki tip, farklı şekilleri ile yapısal olarak ve farklı ışıık türlerine karşı duyarlılıkları ile işlevsel olarak farklılık gösterir. Retinanın işlevi, merceğin odaklandığı ışıığı almak ve daha sonra onu sinir sinyallerine dönüştürmek ve bu sinyalleri görsel tanıma için beyne göndermektir. Retina, fotoreseptör hücreler tarafından toplanan bilgileri işler ve bu bilgiyi optik sinir yoluyla beyne gönderir. [16]. Şekil 2.4. Retina Histolojisinin Şematik Görünümü göstermektedir.

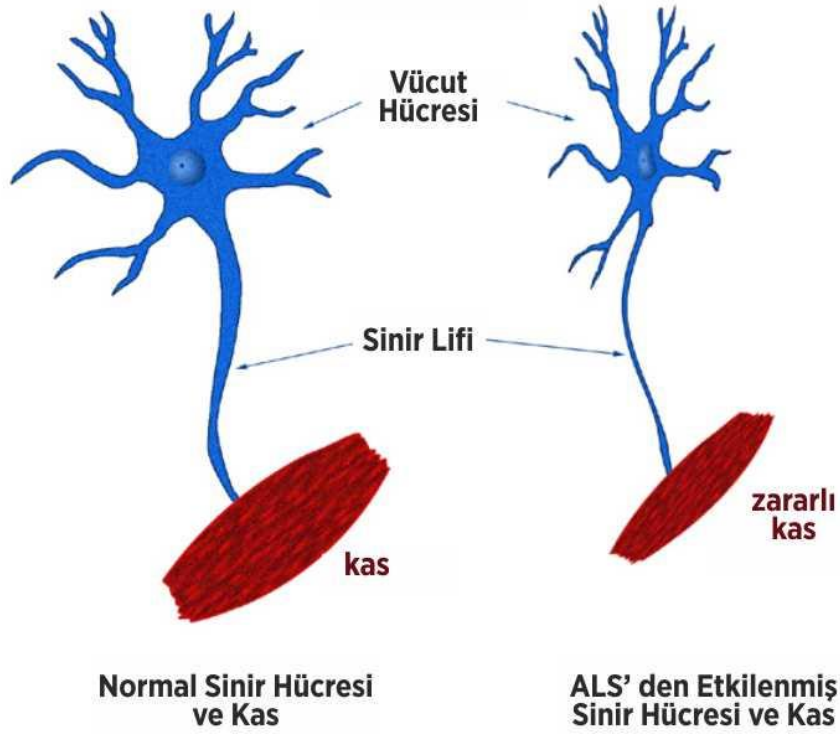


Şekil 2.4. Retina Histolojisinin Şematik Görünümü [17]

2.3 Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS) Hastalığı

Amyotrofik lateral skleroz, esas olarak gönüllü kas hareketini kontrol etmekten sorumlu sinir hücrelerini etkileyen bir grup nadir nörolojik hastalıktır. İstemli kaslar çiğneme, yürüme, konuşma gibi hareketlerden sorumludur. Zamanla hastalığın semptomları kötüleşip artar ve kişi genellikle solunum yetmezliği sonucu ölür. Günümüzde hastalığın tedavisi yoktur. Amyotrofik lateral sklerozda, istemli kasları kontrol eden sinir hücreleri bozulur veya ölür ve kaslara sinir mesajları göndermeyi bırakırlar. Kaslar sinir sinyalleri olmadan çalışamadığı

için yavaş yavaş zayıflar. Boyutları küçülür ve atrofi olur ve sonunda beyin istemli hareketleri başlatma ve kontrol etme yeteneğini kaybeder. Şekil 2.5 Normal bir kas ile ALS hastalığının kası bir arasındaki fark göstermektedir [18].



Şekil 2.5. Normal bir kas ile ALS hastalığının kası bir arasındaki fark [19]

2.4. Elektrotlar

Kalp atış hızı, sıcaklık ve hareket gibi hastaların hayati sinyalleri, hastanedeki hastaları izlemek için çok önemlidir. Mevcut kalp atış hızı ölçümü, normalde elektrotları hastanın vücuduna uygulayan elektrokardiyograf kullanılarak elde edilir. Elektrotlar, hayati sinyal sinyal devrelerinin önemli bir parçasıdır ve görevleri, insan vücudu tarafından üretilen elektriksel tepkileri, onu etkilemeden ölçmektir [20]. En önemli elektrot türleri:

- 1- Yüzey elektrotları: Cildin dış yüzeyine yerleştirilir.
- 2- İğne elektrotlar: Sinyal almak için gövde içine yerleştirilir.
- 3- Yerleştirilebilir elektrotlar
- 4- Metal mikroelektrotlar

Elektrotlarda bulunması gereken özellikler

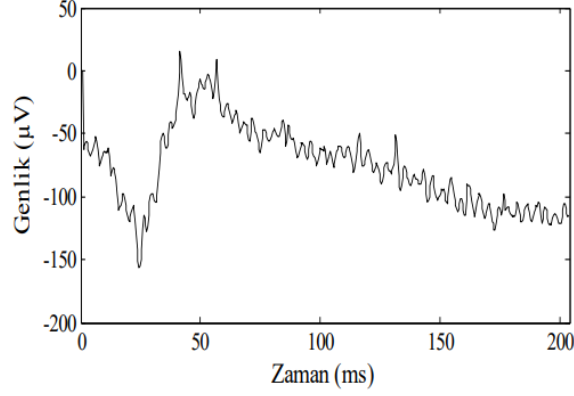
1. Yaşamsal sinyalin kaynağıyla temasın güvenliğini sağlama kolaylığı
2. Yüksek iletkenlik kalitesi (yüksek kaliteli malzemelerden yapılması)
3. Alıntılanan sinyale müdahale etmemesi

2.5. Gözde Bulunan Hayati Sinyaller

Göz mükemmel bir küre şeklinde değildir. Kaynaşık iki parçalı bir birimdir; ön segment ve arka segmentten oluşur. Ön segment kornea, iris ve mercekten oluşur. Vitreus, retina, koroid ve sklera adı verilen dış beyaz kabuğundan oluşan daha büyük arka segment. Gözün ön segmenti ile arkası arasında sürekli var olan bir potansiyel elektrik farkı mevcuttur. Retina pigment epitel tabakasından doğan bu potansiyel, göz hareketleri ile değişir. Bu Potansiyel farkından iki vital sinyal (ERG sinyali ve EOG sinyali) çıkabilir.

2.5.1. ERG sinyalleri

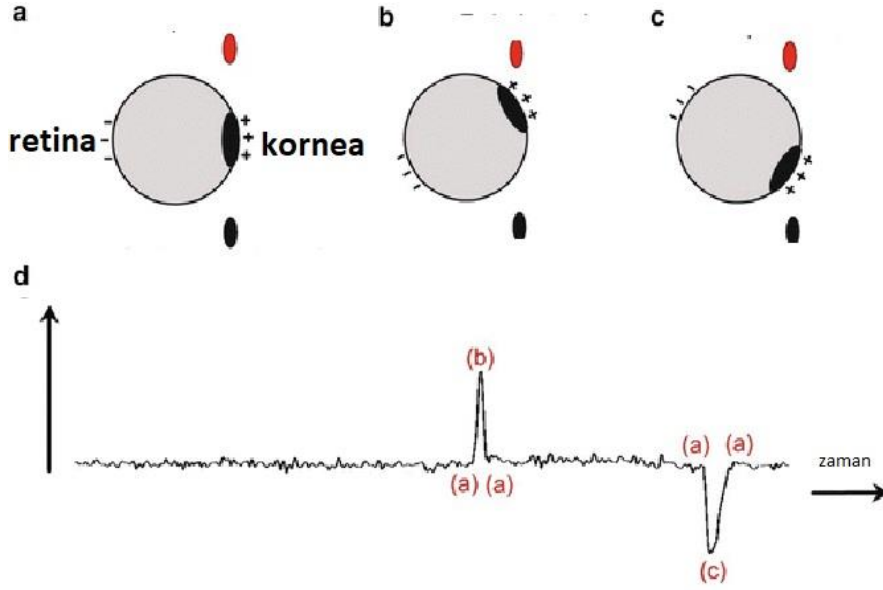
ERG, fotoreseptörler (çubuklar ve koniler), iç retina hücreleri (bipolar ve amakrin hücreler) ve ganglion hücreleri gibi retinadaki çeşitli hücre tiplerinin elektriksel tepkilerini ölçer. Elektrotlar genellikle kornea ve göze yakın cilt üzerine yerleştirilir. ERG sırasında hastanın gözleri standart stimülasyona maruz bırakılır ve üretilen sinyal, sinyalin genliğini (voltajını) göstererek görüntülenir. ERG sinyalleri çok küçüktür ve tipik olarak mikrovolt veya nanovolt cinsinden ölçülür. ERG [21], retina içindeki farklı hücre tipleri tarafından oluşturulan elektriksel potansiyellerden oluşur ve uyaran koşulları (flaş veya stimülasyon kalıpları) belirli bileşenlerden daha güçlü bir tepkiye neden olabilir. Şekil2.6 göze ait ERG sinyalli göstermektedir.



Şekil 2.6. Göze ait ERG sinyalli [22]

2.5.2. EOG sinyal

EOG, insan gözünün ön ve arka kısmı arasındaki retinanın dinlenme potansiyelini ölçmek için bir tekniktir. Göz hareketi, bir göz hareketi potansiyel elektroensefalogramı (EOG) ile. Gözün yakınına iç ve dış septuma (gözün üstüne veya altına veya gözün soluna ve sağına) elektrot çiftleri yerleştirildikten sonra doğru bir şekilde kaydedilir. 1920'lerde, göz bölgesindeki deriye elektrotlar yerleştirilerek, başlangıçta hareketten sorumlu kaslardaki aksiyon potansiyellerini yansıttığı düşünülenlerin aksine, kafadaki göz hareketleriyle eşzamanlı olarak değişen elektriksel aktivitenin kaydedilebildiği yörüngede. Bununla birlikte, bu elektrik potansiyelinin kornea ve fundus arasında mevcut olan kalıcı potansiyel farkı tarafından üretildiği artık genel olarak kabul edilmektedir (kornea-retinal potansiyel, 10-30mV: kornea pozitif). Bu fark, gözü çevreleyen dokularda bir elektrik alanı belirler ve göz döndüğünde buna karşılık gelen alan vektörü de döner. Böylece göz çevresindeki baş bölgesindeki deriye elektrotlar yerleştirilerek göz hareketleri tespit edilebilir ve göz hareketlerini tespit etmek daha iyidir. Elektrotları kapakların üzerine yerleştirilerek gözlerin dikey hareketlerini ölçün, yatay göz hareketleri ise elektrotları dış kasaya (gözün yanındaki kemik). Şekil 2.7 biyometri olarak EOG sinyalleri göstermektedir.



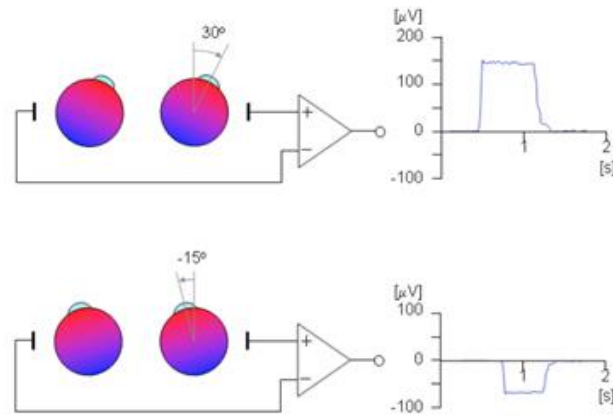
Şekil 2.7. Biyometri Olarak EOG Sinyalleri [23]

d harfi, EOG sinyalinin genliğini ifade eder, (b) harfi, sola bakıldığında EOG sinyalini temsil eder, (c) harfi, sağa bakıldığında EOG sinyalini temsil eder, (a) harfi, ileriye bakıldığında EOG sinyalini temsil eder.

EOG sinyalinin aralığı 0,4 ile 1,0 milivolt arasındadır (amplifikasyon olmadan).

Sinyali kaydederken, gözün derecesini doğru bir şekilde belirlemek zordur, bu nedenle elde edilen doğruluk ± 2 dereceye kadardır ve hassasiyet, derece başına 5 - 20 mikrovolttur.

Kaydedilen EOG sinyali bir zaman fonksiyonu olarak temsil edilir ve gözün belirli bir süre boyunca belirli bir dereceye kadar hareket etmesinden kaynaklanır. Şekil 2,8 basitçe EOG sinyalinin bir yükselteç kullanılarak nasıl elde edildiğini ve yükseltildiğini göstermektedir.



Şekil 2.8. Basitçe EOG sinyalinin bir yükselteç kullanılarak nasıl elde edilmesi [24]

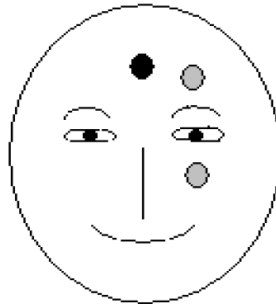
Tablo 2.1. EOG ve ERG arasındaki fark

Sinyal	ERG	EOG
Sinyal aralığı	-125>>200 uV	0.4>>1.0 mV
Kullanılan elektrot çeşidi	Fiber Elektrot	AG/AGCL elektrot
Kullanım alanları	Optik göz hücrelerinin elektriksel tepkisini ölçmek	Gözün yerini tespit etmek

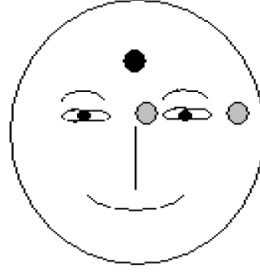
ERG sinyali elde etmek için fiber elektrotlar kullanılır. EOG sinyali elde etmek için AG/AGCL elektrotları kullanılır. Ayrıca, yukarıda gösterilen tablo, hem EOG sinyalinin hem de ERG sinyalinin kullanım amaçlarını gösterir. EOG sinyalinin aralığı, ERG sinyalinden önemli ölçüde farklıdır, ERG: -125>>200 Uv arasındadır. EOG: 0.4>>1.0 mV arasındadır.

2.6. EOG Sinyalini Elde Etmek İçin Elektrotların Yerleştirileceği Yerler

Yatay sinyali göze kaydetmek için gözün sağına ve soluna iki elektrot yerleştirilir. Dikey sinyali kaydetmek için iki elektrot gözün altına ve üstüne yerleştirilir. Ancak her iki durumda da, sinyalin üst üste binen gürültüyü azaltmak için referans elektrot yerleştirilmelidir. Şekil 2.10'da Gözün dikey sinyalini ölçmek için elektrotların dağıtım yerleri gösteriyor. Şekil 2.9 Gözün yatay sinyalini ölçmek için elektrotların dağıtım yerleri göstermektedir.



Şekil 2.9. Gözün dikey sinyalini ölçmek için elektrotların dağıtım yerleri



Şekil 2.10. Gözün yatay sinyalini ölçmek için elektrotların dağıtım yerleri

2.7 EOG Sinyalini Ölçerken İzlenen Prosedürler

Temel zorluk, elektrotları uygulayan kişinin, sinyale müdahale edeceğinden baş veya yüz kaslarını hareket ettirmekten kaçınmasıdır. sinyal akıllı cihazları kontrol etmek için kullanılırken, sinyalin uzun süreli kullanımı sırasında bu kasların stabilitesini korumak zordur. Bu sorunu çözmek için filtreleme devreleri kullanılır

Alınması gereken en önemli prosedürler:

- Sinyali iyileştirmek için uygun elektrotlar kullanımı.
- İletkenliği artırmak için jel ekleyerek elektrotların iletkenliğini iyileştirmek.
- Elektrotları uygulamadan önce cilt iyice temizlenmeli.
- Elektrik sinyallerinin üst üste binmesini önlemek için uygun izolasyonlu kablolar kullanılması.

2.8. EOG Sinyalini Etkileyen Gürültü

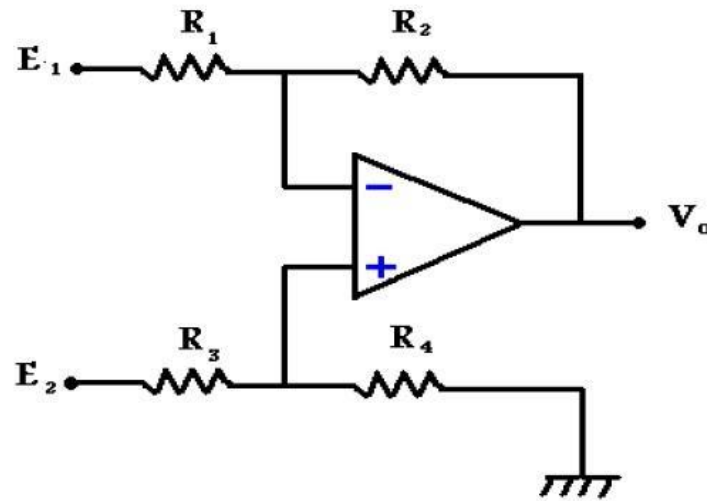
Genel olarak, herhangi bir yaşamsal sinyali kaydederken, besleme hatlarından veya diğer fizyolojik sinyallerden çeşitli faktörlerin neden olduğu parazit ve gürültüyü hesaba katılmaktadır. Başka önemli faktörler de vardır:

- İnsan gürültüsü: Kas kasılması önemli elektriksel aktiviteye neden olur (çene kasları, göz kapağı kasları). Bu aktivite $\pm 50 \mu V$ aralığında önemli gürültü oluşturur
- Çevreleyen ortamdan gelen gürültü: 50/60 Hz gürültü: Çevredeki ortamda bulunan elektrik hatlarının ürettiği gürültüdür. Bu tip gürültünün etkisini azaltmak için EOG kazanç devresine güç sağlamak için sürekli besleme (piller) kullanılır.

- Işığın EOG sinyali üzerindeki etkisi: EOG sinyali, parlaklıktaki artışla birlikte sinyal genliği arttıkça ışıktan etkilenir. Işık sırasında EOG sinyali ile karanlıkta sinyal arasındaki orana ARDEN oranı denir ve bu oran belirli hastalık durumlarını tespit etmek için ölçülür.

2.9. EOG Sinyal Amplifikasyonu

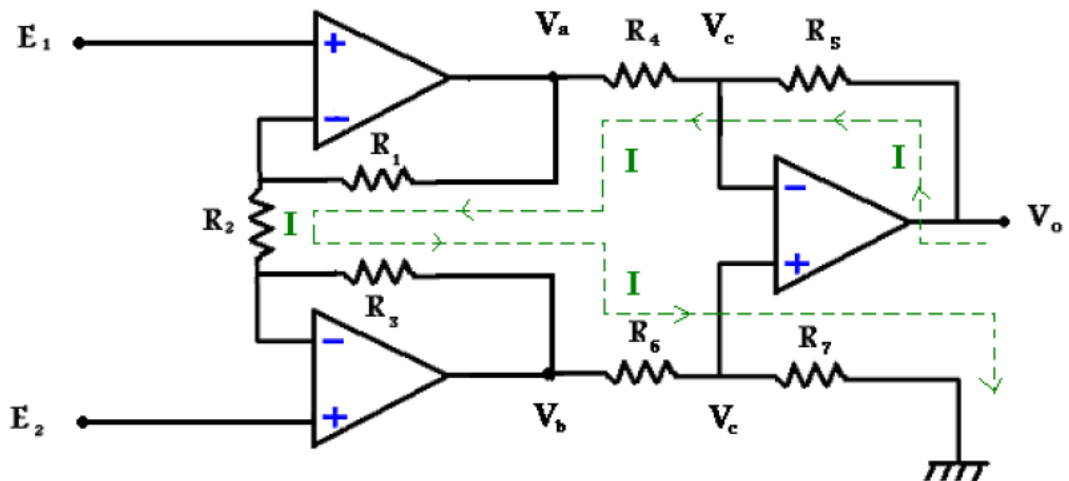
İnsan vücudundan ödünç alınan yaşamsal sinyaller, farklı sinyalleri engelleyen küçük değerlerine ek olarak gerekli bilgiyi elde etmek zor olduğundan, genellikle küçük bir genliğe sahiptir. Bu nedenle sinyal güçlendirilir ve filtrelendir. Farksal yükselteç, hayati sinyalin amplifikasyonunu elde etmek için en iyi kombinasyondur. Ters çeviren ve invertör olmayan girişteki iki sinyal arasındaki farkın güçlendirilmesine bağlıdır. Şekilde aşağıdaki kombinasyon bir farksal yükselteç içindir. Yüksek kazancı ve küçük bir çıkış empedansına sahiptir, iki negatif ve pozitif besleme ünitesi tarafından beslenir. Şekil 2.11de farksal yükselteç devresini göstermektedir. Bu amplifikatörde, sinyalin ters çevirme girişinde geçtiği direnç R_1 'dir ve sinyalin yansıtmayan girişe geçtiği. Direnç R_1+R_2 'dir. Bu iki direnç küçüktür, bu nedenle bu kombinasyon yüksek giriş empedansı sağlamak için uygun değildir. Ancak dirençleri değiştirerek ve ayarlayarak çok yüksek bir CMRR sağlar [25].



Şekil 2.11. Diferansiyel amplifikatör devresi [26]

2.9.1. Enstrümantasyon amplifikatörü

Enstrümantasyon Amplifikatörü (In-Amp), her ölçüm cihazının ve test ekipmanının temel bileşenini oluşturur. Enstrümantasyon Amplifikatörü, yüksek Ortak Mod Reddi sunan bir farksal yükselteç türüdür. Enstrümantasyon Amplifikatörü entegre devre şeklinde mevcuttur. Hassas dirençler olarak adlandırılan çok düşük tolerans değerine sahip Op-amp'ler ve dirençler kullanılarak da oluşturulabilir. Enstrümantasyon amplifikatörleri temel olarak küçük diferansiyel sinyalleri yükseltmek için kullanılır. enstrümantasyon amplifikatörü, ortak mod reddi'nin (CMR) en önemli işlevini sağlar. Her iki girişte de aynı potansiyele sahip tüm sinyalleri iptal eder. Girişler arasında potansiyel farkı olan sinyaller güçlendirilir. büyük miktarda kazanç sağlamak için düşük frekanslı sinyaller (large 1 MHz) için bir Enstrümantasyon Amplifikatörü (In-Amp) kullanılır. Giriş sinyalinde mevcut olan Ortak Mod Gürültüsünü reddeden giriş sinyalini yükseltir [27]. Temel olarak, tipik bir Enstrümantasyon Amplifikatörü konfigürasyonu, Op-amp ve dirençten oluşur. En yüksek CMRR'yi (Ortak Mod Reddetme Oranı) elde etmek için yüksek hassasiyetli dirençler kullanılır (%0,1 tolerans veya daha iyisi). Diferansiyel amplifikatör ve enstrümantasyon amplifikatörü arasındaki fark; Enstrümantasyon amplifikatörleri genellikle üç girişe (ref bir giriştir) ve bir kazanç kontrol tesisine ve bir çıkışa sahiptir. Diferansiyel amplifikatörlerin genellikle iki çıkışı ve genellikle iki girişi vardır. Hiçbiri doğrudan elektriksel olarak değiştirilemez ve bu bir performans ve genellikle işlevsel bir şeydir. Şekil 2.12 enstrüman amplifikatör devresi göstermektedir.



Şekil 2.12. Enstrüman amplifikatör devresi [28]

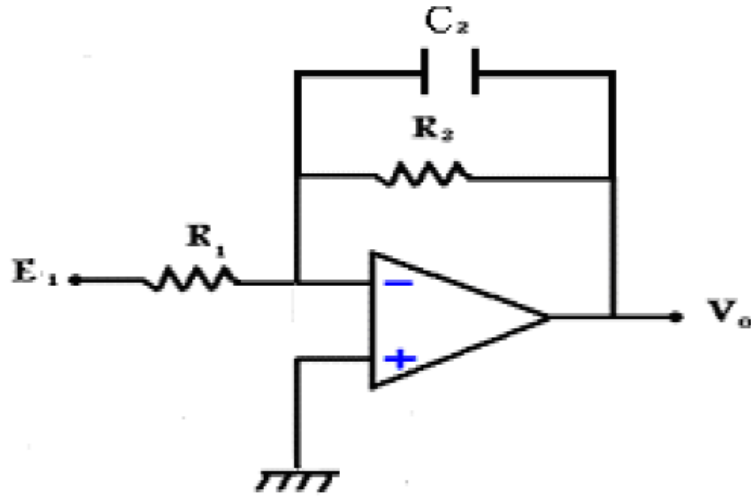
2.10. Filtreler

Sinyal işlemede filtre, bazı istenmeyen bileşenleri veya özellikleri bir sinyalden kaldıran bir cihaz veya işlemdir. Filtreleme, bir sinyal işleme sınıfıdır; Filtrelerin tanımlayıcı özelliği, sinyalin bazı yönlerinin tamamen veya kısmen bastırılmasıdır. Çoğu zaman bu, bazı frekansların veya frekans bantlarının kaldırılması anlamına gelir. Ancak, filtreler yalnızca frekans alanında hareket etmez. Özellikle görüntü işleme alanında filtreleme için birçok başka hedef mevcuttur. Korelasyonlar, frekans alanında hareket etmek zorunda kalmadan, belirli frekans bileşenleri için kaldırılabilir ve diğerleri için kaldırılamaz. Filtreler elektronik ve telekomünikasyonda, radyo, televizyon, ses kaydı, radar, kontrol sistemleri, müzik sentezi, görüntü işleme ve bilgisayar grafiklerinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

İki tür filtre vardır (Aktif ve Pasif), Pasif filtreler elde etmek için kapasitörlerin ve bobinlerin özelliklerinden yararlanmaktadır. Aktif filtreler elde etmek için bir amplifikatör kullanılır. 3tip filtre vardır: Düşük frekansların geçişine izin veren ve yüksek frekansların geçişini engelleyen alçak geçiren filter adlandırılır. yüksek frekansların geçişine izin verip düşük frekansların geçişini engelleyen yüksek geçiren filtre adlandırılır. Üçüncü tip ise (band geçiren filtre) Belirli bir frekans bandının geçmesine izin vermektedir [29].

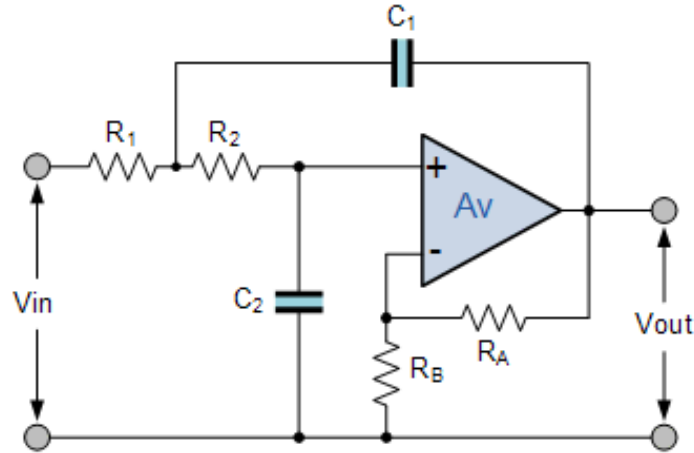
2.10.1. EOG sinyal firtresi

Yaşamsal sinyaller, çeşitli faktörlerden dolayı çok fazla gürültü ile örtüşür. Bu nedenle, bu sinyaller etkin bir şekilde filtrelenmelidir. Sinyalin gürültüsünü daha düşük elde etmek için aktif filtreler kullanılır. EOG sinyalini filtrelemek için genellikle alçak geçiren filtreler kullanılır. Şekil 2.13 etkili bir alçak geçiren filtreyi göstermektedir.



Şekil 2.13 Etkili alçak geçiren filter [30]

Daha iyi yanıt alabilmek için, ikinci sınıf alçak geçiren filtre kullanılır. Şekil 2.14 ikinci dereceden etkili bir alçak geçiren filtrenin yapısını göstermektedir [31].

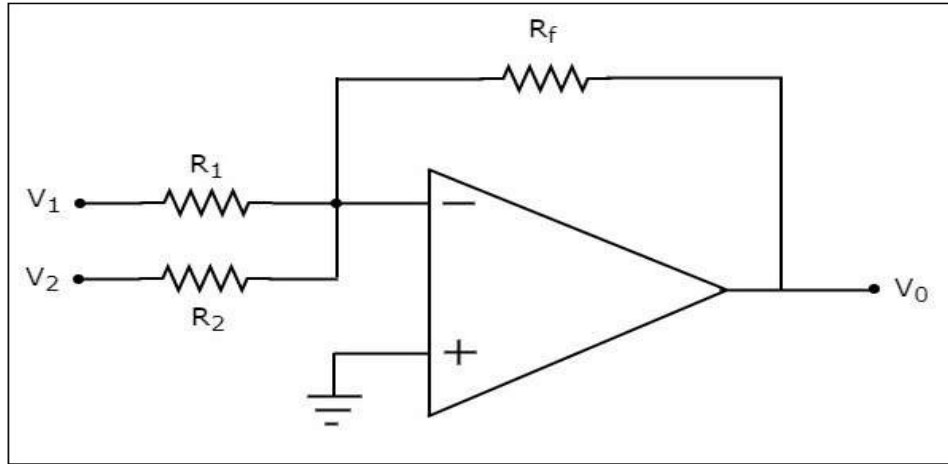


Şekil 2.14 İkinci dereceden etkili bir alçak geçiren filtrenin yapısını [32]

2.11. EOG Sinyalinin Negatif Kısımını Yükseltmesi

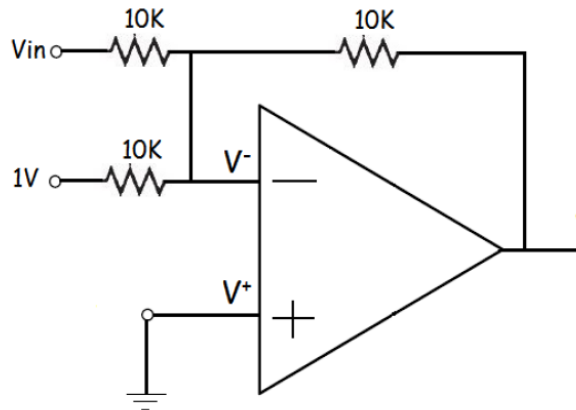
EOG sinyali, pozitif ve negatif değerler arasında değişir. EOG Sinyali filtreledikten sonra, onu dijital sinyale dönüştürmesi gerekmektedir. Analog sinyali dijitale dönüştürmek için bir mikroişlemci kullanılır. Ancak mikroişlemci negatif değerleri okuyamaz. Bu yüzden sinyalin

negatif kısmını yükseltip pozitif hale getirmek gerekmektedir[33]. Negatif kısmı yükseltmenin en iyi çözümü toplayıcı amplifikatör kullanılmasıdır .Şekil 2.15’de toplayıcı amplifikatör devresini göstermektedir.

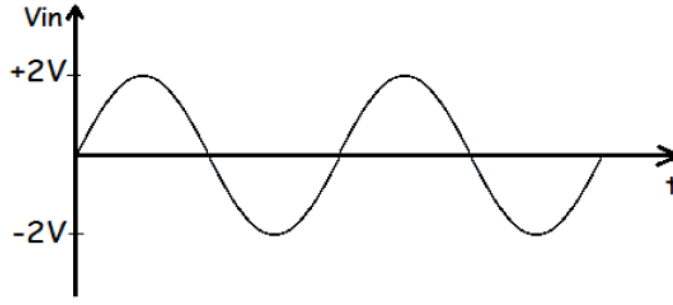


Şekil 2.15. Toplayıcı amplifikatör [34]

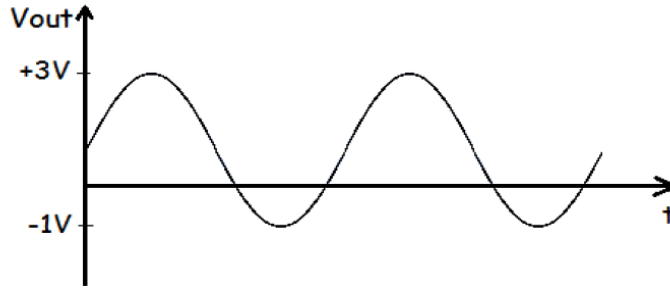
Şekil 2.16'de gösterilen devrede V^- 'ye 1 volt uygulanmaktadır. V_{in} 'e analog bir sinyal uygulanmaktadır (± 2). Şekil 2.17’da V_{in} sinyalini göstermektedir. 1 voltluk bir voltaj uygulandığında (V^- 'ye), devrenin çıkışı V_{in} sinyali artı 1 volt olacaktır. Şekil 2.18, çıkış sinyalini göstermektedir. Aynı şekilde EOG sinyalinin negatif kısmını da yükseltebilir. EOG sinyalini V_{in} 'e uygulanmaktadır.



Şekil 2.16. Toplayıcı amplifikatör devresi uygulanmaktadır [35]



Şekil 2.17. V_{in} sinyali [35]

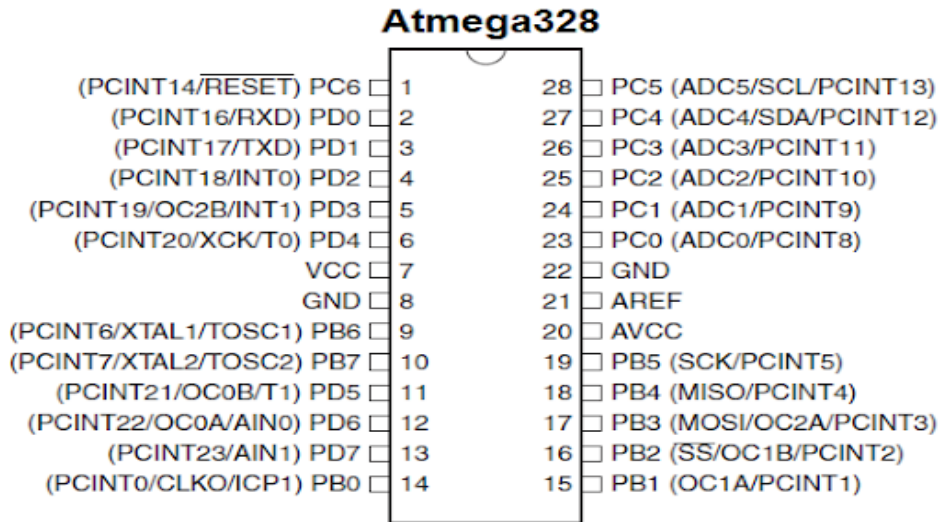


Şekil 2.18. Çıkış sinyali [35]

2.12. AT-MEGA 328 Yapısı

AT MEGA 328 Yüksek performanslı Microchip 8-bit AVR RISC tabanlı mikrodeneleyici, 32KB ISP flash belleğidir. Seri programlanabilir USART, bayt odaklı 2 kablolu seri arayüz, SPI seri bağlantı noktası. Cihaz 1.8-5.5 volt arasında çalışmaktadır. Şekil 2,19 atmega328p'nin pin çıkışını göstermektedir.[36] AT-MEGA-328p işlemcinin görevi, analog sinyali dijital bir sinyale dönüştürmek ve sinyali yatay ve dikey göz konumunu belirlemek için işlemek, ardından verileri seri port UART üzerinden Bluetooth modülü HC-05[26]'ya göndermektir.

Şekil 2.19. Atmega328p'nin pin çıkışını göstermektedir.



Şekil 2.19. Atmega328p'nin pin çıkışı [37]

Tablo 2.2. Atmega328 İşlemcinin Özellikleri

Tanım	Değer
Program hafıza tipi	flash
Program hafıza hacmi	32 kb
Cpu hızı	20 mghz
SRAM	2.048 b
EEPROM	1024 b
Dijital iletişim çevre birimleri	UART, SPI,I2C
PWM çevre birimleri	6
Timers	2*8bit & 1*16bit
Comparators	1
Sıcaklık aralığı	-40 to 85
İşlem Voltaj aralığı	1.8 to 5.5 volt
Pin sayısı	32

2.13. HC-05 Modülü

Bluetooth modülü, verileri radyo sinyallere dönüştürür ve ikinci devreye gönderir. İkinci Bluetooth modülü verileri elde etmek için alınan sinyali çözer ve ardından verileri UART seri portu üzerinden Arduino Leonardo'ya gönderir. Modül, USART'ın yardımıyla 9600 baud hızında iletişim kurar. Bu nedenle USART'ı destekleyen herhangi bir mikrodnetleyici ile

arayüz oluşturmak kolaydır. Modülün varsayılan değerlerini komut modunu kullanarak yapılandırılabilir.[38] Seri bağlantı noktası Bluetooth modülü, eksiksiz 2,4 GHz radyo alıcı vericisi ve temel bant ile tam nitelikli Bluetooth V2.0 + EDR (Gelişmiş Veri Hızı) 3Mbps modülasyonudur. CSR, 04-CMOS teknolojisi ve AFH (Uyarlanabilir Frekans Atlama Özelliği) ile harici tek yongalı Bluetooth sistemi kullanılır. 12.7mmx27mm kadar küçük hacima sahiptir. Şekil 2.20 HC-05 modülü göstermektedir. HC-05'in iki çalışma modu vardır. Biri diğer Bluetooth cihazlarından veri gönderip alabildiği veri modudur. Diğeri varsayılan cihaz ayarlarının değiştirilebildiği AT Komutu modudur. Bu iki moddan herhangi birinde bulunan cihaz, pin açıklamasında anlatıldığı gibi tuş pini kullanılarak çalıştırılabilir. Seri Port Protokolü (SPP) kullanarak çalıştığı için HC-05 modülünü mikrodnetleyicilerle eşleştirmek çok kolaydır.

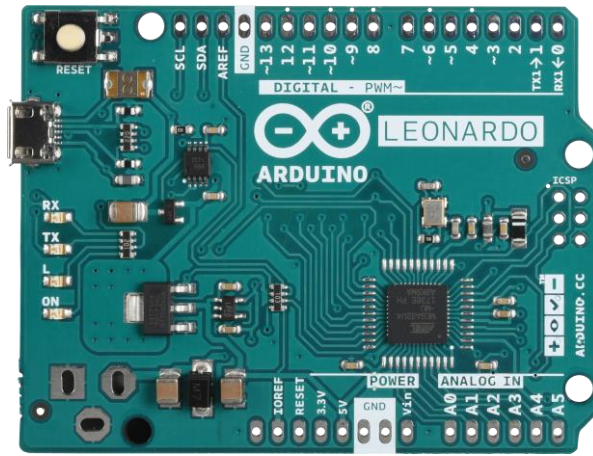


Şekil 2.20. HC-05 modülü [39]

2.14 Arduino Leonardo Yapısı

Mikrodnetleyici gibi bazı özelliklerin eklenmesiyle Arduino Uno'ya biraz benzerdir. Leonardo, mikrodnetleyicide yerleşik bir USB'den TTL'ye dönüştürücü içeren ATmega32u4'ü kullanılır. Bu nedenle diğer Arduino türleri gibi başka bir işlemciye ihtiyaç duyulmamaktadır. Leonardo, önceki özellik sayesinde bilgisayara bağlanırken fare veya klavye olarak kullanılabilir. Kart, 20 dijital ve 12 analog bağlantı noktasının yanı sıra bir

yeniden başlatma düğmesi, harici güç için bir bağlantı noktası ve bir Mikro USB bağlantısı içerir. Şekil 2.21’de Arduino Leonardo göstermektedir.[40]



Şekil 2.21. Arduino Leonardo [41]

Tablo 2.3. Arduino Leonardo'nun Özellikleri

Tanım	Değer
Çalışma gerilimi	5 volt
Giriş gerilimi	7-12 volt
Dijital I/O pinler	20
Pwm kanalları	7
Analog giriş kanalları	12
Flash hafızası	32 KB
SRAM	2Ç5 KB
EEPROM	1KB
CLOCK hızı	16MHZ
I/O pini başına dc akım	40MA
I/O pini başına dc akım (3.3volt)	50MA

2.14. EOG Sinyalinin Dezavantajları

1. Yorgunluk EOG sinyalini etkiler. Bu sorunu çözmek veya etkisini azaltmak için kullanıcının gözlerini rahatlatmak için zaman zaman ara vermesi gerekir. Bu şekilde, EOG sinyalinin etkinliği korunabilmektedir.
2. EOG ışıktan biraz etkilenebilir.
3. (Retinal kornea) tarafından üretilen voltaj biraz değiştirmektedir.

4. Kas sinyali (EMG), EOG sinyalini engelleyebilir.

2.15. EOG Sinyalinin Avantajları

- 1- Çocuklar ve hastalar için bile EOG sinyalinin kullanımı kolaydır.
- 2- EOG sinyali, göz kapakları kapalıyken veya uyurken bile kaydedilebilir.
- 3- Göz kapaklarının hareketinden kaynaklanan gürültü kolayca tespit edilebilir.

3. YÖNTEM VE MATERYAL

Yaşamsal sinyali yükseltmek için INA118 enstrüman amplifikatörü kullanılmıştır. Ardından sinyal etkili bir alçak geçiren filtre ile filtrelenmiştir. Sonra bir toplayıcı amplifikatör aracılığıyla sinyal değeri yükseltilmiştir. Bu IC'nin içinde iki amplifikatör bulunduğu sinyali filtrelemek ve yükseltmek için TL082 IC kullanılmıştır. Sinyali alıp filtre edildikten sonra mikroişlemci (AT-MEGA-328p) aracılığıyla dijital sinyale dönüştürülmüştür. Bu devredeki işlemcinin görevi, analog sinyali dijital bir sinyale dönüştürmek. Ardından verileri seri port UART üzerinden Bluetooth modülü HC-05'ya göndermektir. Bluetooth modülü, verileri kablosuz sinyallere dönüştürür ve ikinci devreye gönderir. İkinci devre bir Bluetooth modülü ve Arduino Leonardo içerir, Bluetooth modülü verileri elde etmek için alınan kablosuz sinyali çözer ve ardından verileri UART seri portu üzerinden Arduino Leonardo'ya gönderir. Arduino alınan verilere göre fare imlecini hareket ettirir. Görev için Arduino Leonardo kullanılmıştır çünkü Arduino Leonardo'nun fare olarak kullanılmak üzere kolayca programlanabileceği bir USB bağlantı özelliği mevcuttur. Arduino Leonardo'nun görevi, veri formatını UART'tan USB'ye dönüştürmekle sınırlıdır. Devreye güç sağlamak için iki pil kullanılmıştır (işlemsel yükseltici için negatif ve pozitif voltajlar gereklidir). Alternatif akımdan kaynaklanan gürültüyü azaltmak için bu devrelerde pil kullanılması tercih edilir).

3.1 Besleme Ünitesi

Devreye güç sağlamak için ± 12 voltluk piller kullandı. DC akımın kullanılması, devrenin boyutunu azalttı, (AC-DC) dönüştürücülere ve izolasyon devrelerine ihtiyacı kalmaz ve DC akımın kullanılması da devredeki gürültüyü büyük bir şekilde azaltmış oldu.

3.2 Elektrotlar

AG/AG-CL elektrotları kullanılmıştır. AG/AG-CL elektrotu, EOG sinyalini elde etmek için en yaygın kullanılan elektrotlardan biridir. Mümkin olan en düşük gürültü ile sinyali almak çok uygundur. Şekil 3.1 sinyali elde etmek için kullanılmış elektrotlardan birini gösterilmektedir. Kullanılan gümüşün %99,99 saf olması gerekir.



Şekil 3.1. Sinyali elde etmek için kullanılmış elektrotlar

3.3 Bağlama Kabloları

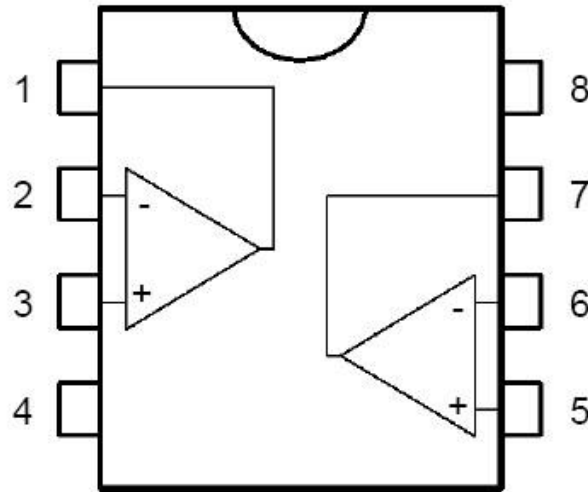
Gürültüyü azaltmak için EKG [42] cihazının Kabloları kullanılmıştır. Bu kablolar, Amplifikasyondan önce çok zayıf olan alıntılanan hayati sinyalden elektrik alanlarının ve diğer sinyallerin karışmasını önleyen yalıtılmış kablolardır. Şekil 3.2 kullanılmış bağlama kabloları göstermektedir.



Şekil 3.2. Kullanılmış yalıtımlı kablolar

3.4 TL082 İç Yapısı

Sinyali filtrelemek ve sinyalin negatif kısmını pozitif değere yükseltmek için TL082 IC kullanıldı. Şekil 3.3’de TL082’nin iç yapısını göstermektedir. TL082 iki amplifikatör içerir. Bu cihazlar, dahili olarak kesilmiş giriş offset voltajına (BI-FET II™ teknolojisi) sahip düşük maliyetli, yüksek hızlı, çift JFET girişli işlemsel yükselteçlerdir. Düşük besleme akımı gerektirirler. Ancak büyük kazançlı bir bant genişliği ve hızlı dönüş hızını sağlamaktadır. Ayrıca, iyi eşleştirilmiş yüksek voltajlı JFET giriş cihazları, çok düşük giriş yanlılığı ve offset akımlarını sağlamaktadır.[43]



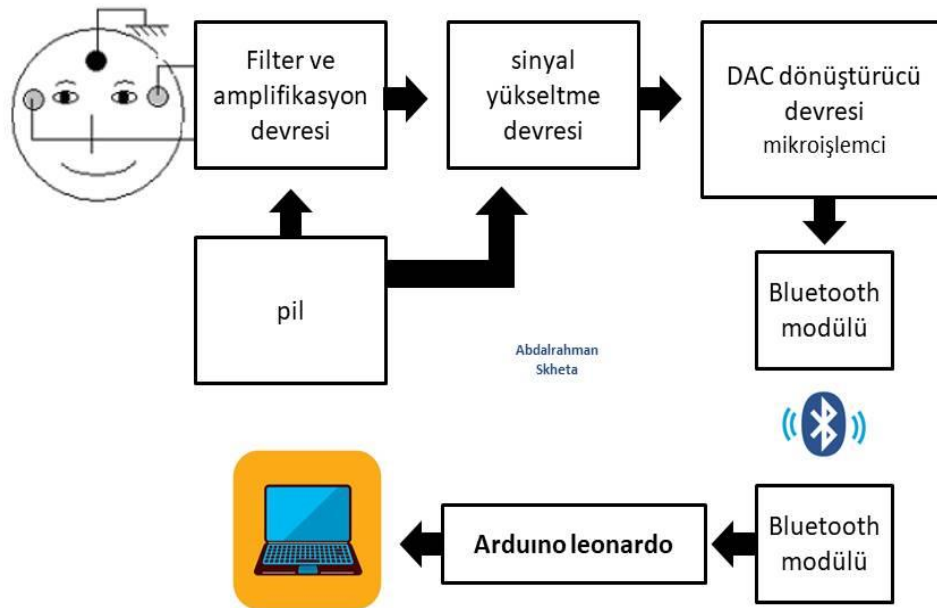
Şekil 3.3. TL082'nin iç yapısını [44]

TL082 özellikleri

- Dahili Olarak Ofset Gerilimi: 15 mV
- Düşük Giriş Akımı: 50 pA
- Düşük Giriş Gürültü Voltajı: 16nV/√Hz
- Düşük Giriş Gürültü Akımı: 0.01 pA/√Hz
- Geniş Bant Genişliği Kazanç: 4 MHz
- Yüksek Dönüş Hızı: 13 V/μs
- Yüksek Giriş Empedansı: 1012Ω
- %0.01'e Kadar Hızlı Yerleşme Süresi: 2 μs
- Düşük Besleme Akımı: 3,6 mA

3.5 Blok Diyagramı

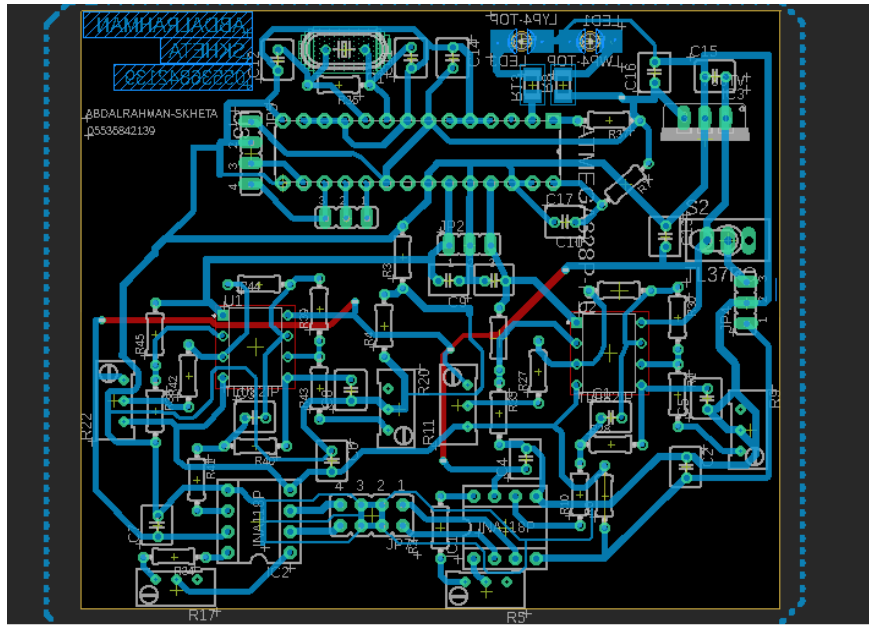
Blok diyagramında, sinyal toplama, amplifikasyon, filtreleme, işleme ve dijitale dönüştürme, ardından Bluetooth aracılığıyla ikinci devreye (Bluetooth modülü ve mikrodenetleyici (Arduino Leonardo)) gönderme aşamalarını gösterir. İkinci devre, ana devreden gelen verilere göre fare imlecini hareket ettirir. Devrenin +12 & -12 volt ile iki pil üzerinden beslendiği şekil 3.4’de blok diyagramı göstermektedir.



Şekil 3.4. Blok diyagramı

3.6 Baskılı Devre Kartı (PCB)

Ana devre için bir PCB tasarlanmıştır. Devre (7.5*8.5) cm boyutlarında iki katmandan oluşmaktadır. Devre üç ana bölümden oluşmaktadır, yatay EOG sinyal işleme bölümü, dikey EOG sinyal işleme bölümü ve üçüncü bölüm. Üçüncü bölümde AT-MEGA328 mikroişlemci ve HC-05 Bluetooth modülü bulunmaktadır. Ayrıca işlemci ve bluetooth modülünü 5 voltluk bir voltajda beslemek için voltaj regülatörü içerir. Yatay ve dikey EOG sinyal işleme bölümleri aynıdır. Burada her ikisi de kapasitörler ve dirençler gibi pasif bileşenlere ek olarak INA118 yükseltici ve TL082 yükseltici içerir. devre EAGLE [45] programı ile çizilmiştir. Şekil 3.5’de devrenin PCB’ye çizildikten sonraki hali gösterilmektedir.

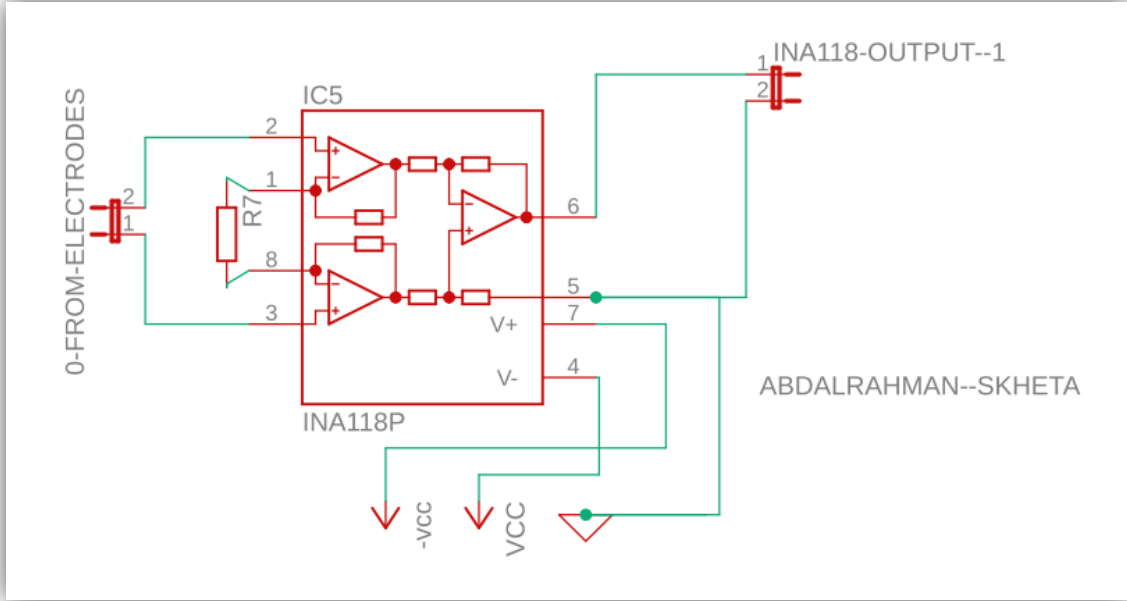


Şekil 3.5. Devrenin PCB kartındaki tasarımı

Devre biraz karmaşık olduğundan, her bölümü ayrı ayrı inceleyeceğiz. Daha önce devrenin üç ana bölüm içerdiğini açıklamıştık. Bunlardan ikisi aynı: yatay EOG sinyal işleme bölümü ve dikey EOG sinyal işleme bölümü, o yüzden birinci ayrıntılı olarak kontrol edilecek. 1 ve 2.bölüm Sinyal amplifikasyon devresi, filtre devresi ve negatif bölümden EOG sinyali yükselten devresi içerir.

3.6.1 EOG sinyal amplifikasyon devresi

EOG sinyali yükseltmek için INA118 enstrüman amplifikatörünü kullanıldı. Şekil3.6”da PCB devresinde çizdiğimiz amplifikatörün diyagramını göstermektedir. Şekil 3.7 ise INA118 amplifikatörünün iç yapısını göstermektedir.[46]



Şekil 3.6. PCB devresinde çizdiğimiz amplifikatörün diyagramını

Bu yükselticinin kazancı, aşağıdaki denkleme göre R7'nin (Dış direnç) direnç değeri değiştirilerek kontrol edilebilir:

$$\text{Kazanç} = 1 + (50.000 / R7(\Omega))$$

Sinyali 125 kez yükseltmek için R7= 400 ohm direnç kullandık.

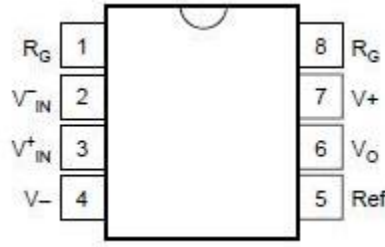
Kutup 2 ve 3: Amplifikatör girişi (elektrotlardan).

Kutup 1 ve 8: amplifikatör kazancını kontrol etmek için bir reostata bağlanır.

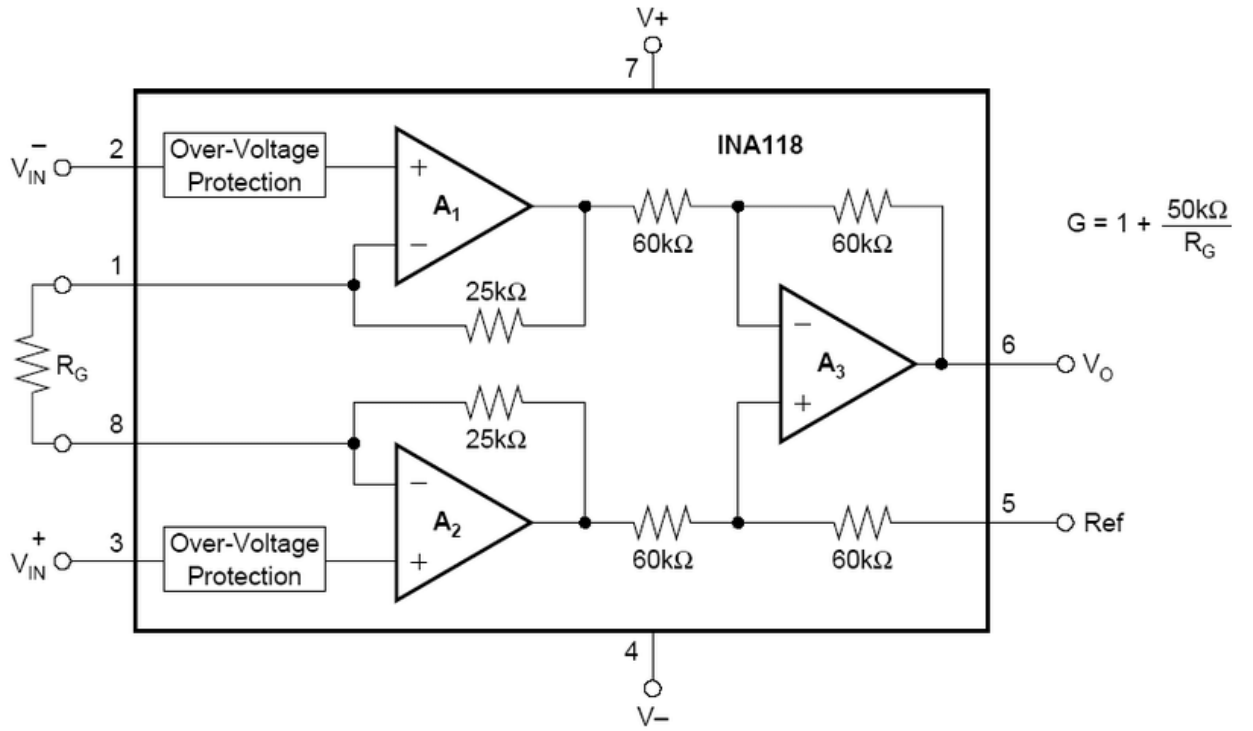
Kutup 4: Negatif Giriş Amplifikatörü.

Kutup 7: Amplifikatörün pozitif girişi.

Kutup 6: Amplifikatör çıkışı(low pass filtreye).



Şekil 3.7. INA118 pinleri [47]



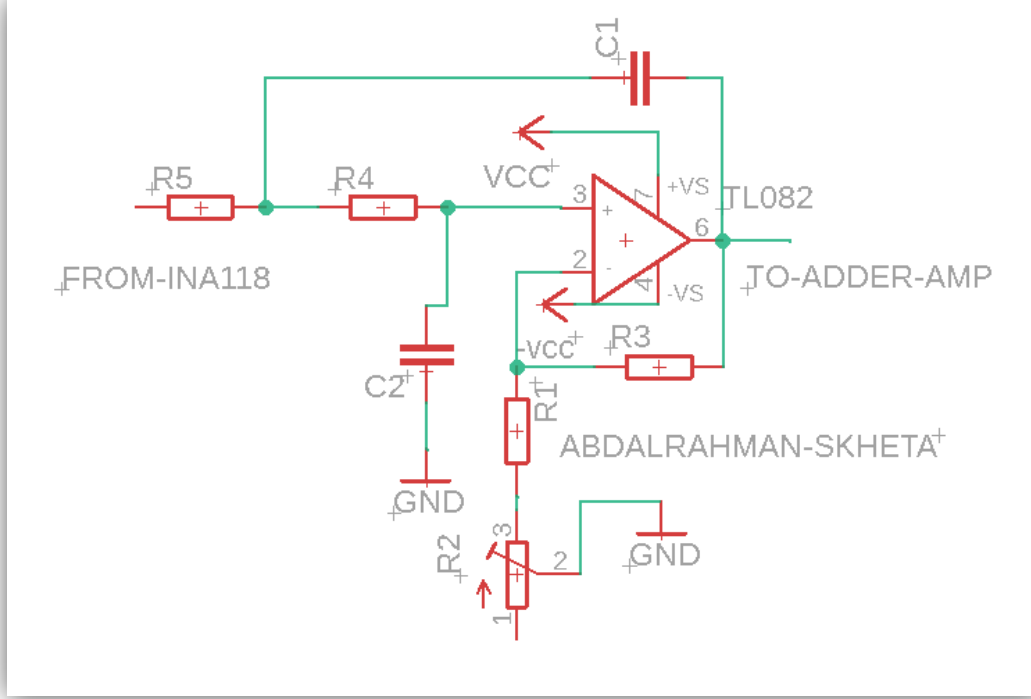
Şekil 3.8. INA118 amplifikatörün iç yapısı [48]

3.6.1.1 INA118 özellikleri

- 1- Yüksek hassasiyetli amplifikatör
- 2- Maksimum elli mikrovoltta kadar düşük deplasman gerilimi
- 3- Çok düşük giriş akımı
- 4 - Ortak Mod Reddetme Oranı
- 5- Geniş beslenme alanı
- 6- 350 mA'lık düşük statik akım

3.6.2 Filtre Devresi

Daha iyi yanıt almak için ikinci dereceden bir alçak geçiren filtre [21] kullanıldı. Şekil 3.9, PCB devresinde çizdiğimiz sinyal Filtre diyagramını göstermektedir.



Şekil 3.9. PCB devresinde çizdiğimiz sinyal Filtre diyagramını

Kutup # 3: devre girişi (INA118'den gelen sinyal)

Kutup # 6: devre çıkışı (filtrelenmiş sinyal)

7 Hz'lik bir kesme frekansı elde edene kadar çeşitli R1, R2, C1, C2 değerleri ile deneyler yapıldı. (Deney yapıldıktan sonra, kesme frekansının en iyi değerinin 7 Hz olduğu öğrenildi).

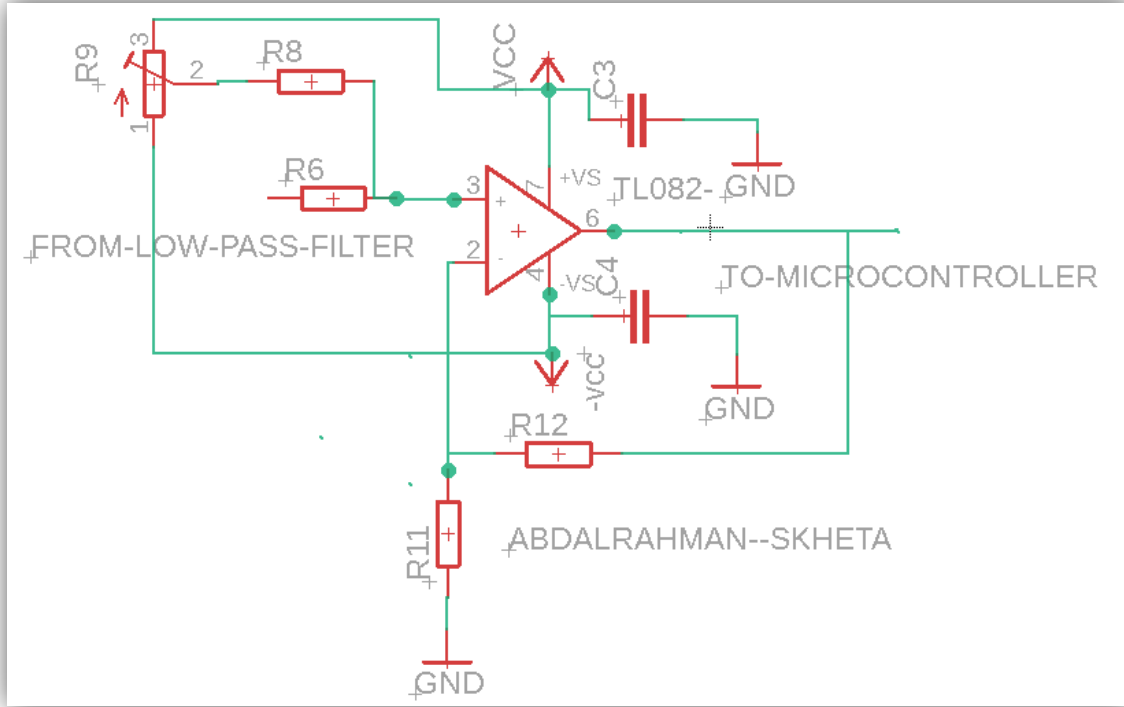
7 Hz'lik bir kesme frekansı elde etmek için aşağıdaki değerleri seçtik:

$$R4=R5= 220K$$

$$C1=C2=100nf$$

3.6.3 Toplayıcı amplifikatörü devresi

Negatif işaret değerlerini pozitif değerlere yükseltmek için toplayıcı amplifikatörü kullanıldı. TL082 devresindeki ikinci amplifikatörü toplayıcı amplifikatörü olarak kullanıldı. Şekil 3.10 PCB devresinde çizdiğimiz toplayıcı amplifikatörü diyagramını gösteriyor.



Şekil 3.10. PCB devresinde çizdiğimiz toplayıcı amplifikatörü diyagramını

PCB devresinde çizdiğimiz toplayıcı amplifikatörü diyagramını sinyalin negatif kısmı pozitif bir değere yükseltmek için aşağıdaki değerleri kullanılmaktadır:

$$R6=R8=R11=R12 = 10K\Omega$$

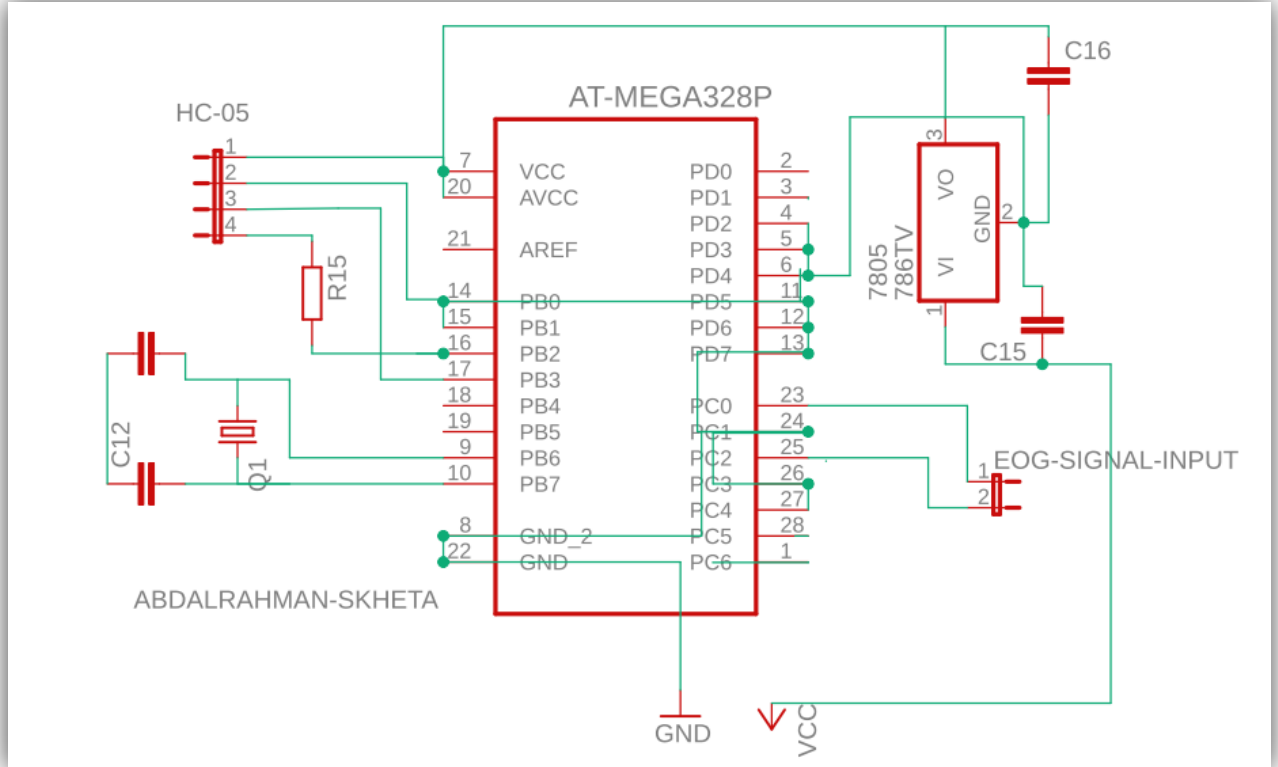
$$C3=C4=100nf$$

Değerler, TL082 veri sayfasına göre seçilmiştir.

3.6.4 Sinyali A/D dönüştürmek ve işlemek devresi

Bu devre, kristal ve kapasitörler gibi işlemciyi çalıştırmak için gerekli çevresel elemanlarla birlikte AT-MEGA 328 işlemcisini içerir. Ayrıca HC-05 Bluetooth modülünü kurmak için özel bir soket içerir. Devre, lineer bir voltaj regülatörü 7805[49] aracılığıyla 5 voltluk bir

voltaj ile beslenir. Gürültüyü azaltmak ve devrenin düzenli çalışması için işlemcinin kullanılmayan pinleri toprağa bağlanmıştır. Şekil 3.11. PCB de çizildi devre diyagramı göstermektedir.



Şekil 3.11. PCB de çizildi devre diyagramı

Kullanılan elemanlar değerleri: EOG-SIGNAL-INPUT: filtrelenmiş ve negatif kısmı yükseltilmiş birinci ve ikinci bölümlerden gelen yatay ve dikey EOG sinyalidir.

$R15=220\Omega$

$C12=C13=C16= 100\text{nf}$

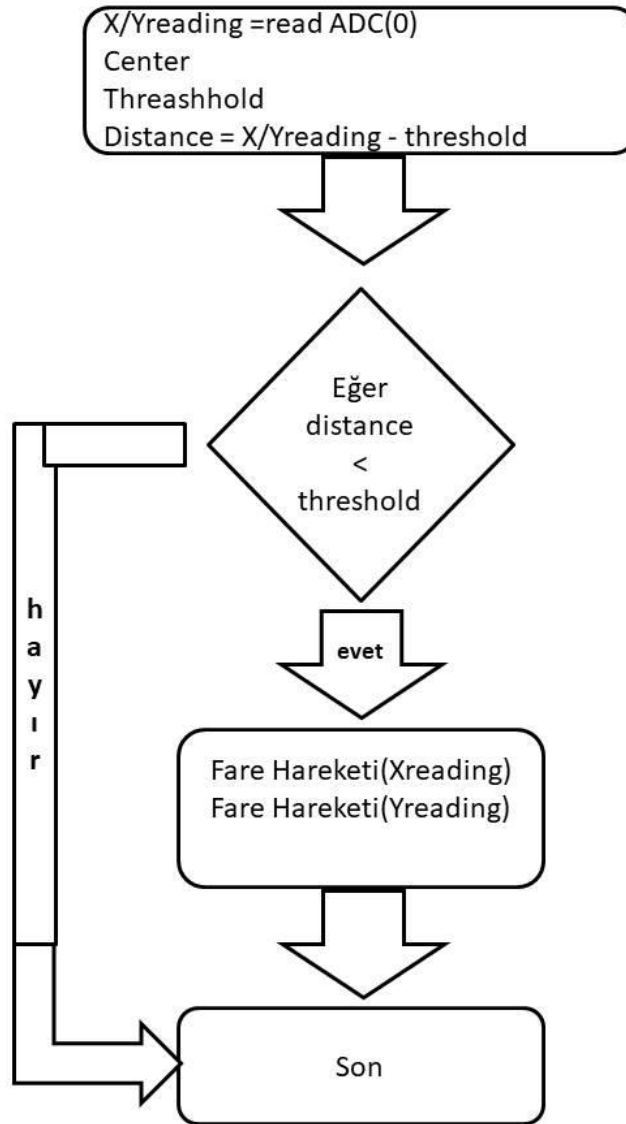
$C15=22\mu\text{f}$

$Q1=16\text{MHZ}$

Değerler, atmega328p, HC05 ve 7805, veri sayfasına göre seçilmiştir.

3.7 Kodun Akış Şeması

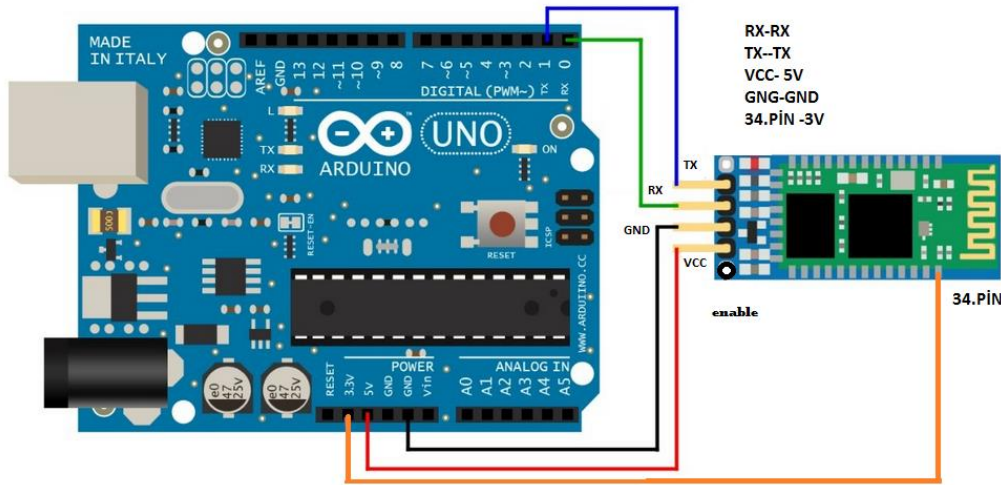
Akış şeması, kodun nasıl çalıştığını gösterir. Yatay ve dikey analog sinyalleri elde ettikten sonra bunları digital sinyallere dönüştürüp dikey sinyal için (Xreading) ve yatay sinyal için (Yreading) olmak üzere iki değişkende kaydedilir. İleriye bakmayı bir merkez noktası olarak kaydedilir ve onu (center) olarak kayıt edilmiş. Göz kapağı hareketi ve çevredeki kaslardan gelen gürültü sinyalleri gibi parazit (karışan sinyaller) olmadığından emin olmak için (threshold) adı verilen bir sabit koyuldu ve onu elde edilen sinyalin değerinden çıkarıldı. Mikrodenetleyici, gözün konumunu nihai degree belirler. Fare imlecini buna göre hareket ettirmek için emir verir. Şekil 3.12 kodun akış şemasını gösterir.



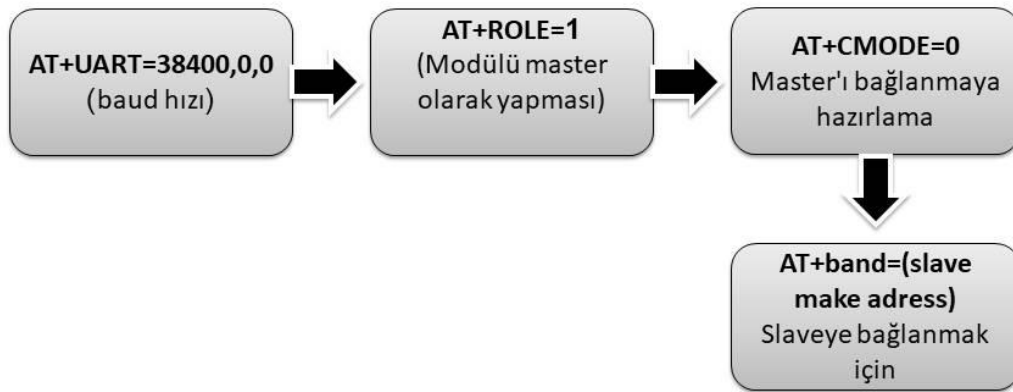
Şekil 3.12. Kodun akış şemasını

3.8 İki Bluetooth modülünü yapılandırması

İki Bluetooth modülünü birbirine bağlayabilmek için şekil 3.13’de gösterildiği gibi iki modülün temel ayarlarını değiştirilmektedir. Bluetooth modülünü Arduino Uno’ya bağlayarak, seri monitör üzerinden AT-komutlarını girerek ayarları değiştiriyoruz. Gönderen modül (Master), alıcı modül ise (Slave) olarak ayarlanır. Şekil 3.14deki blok diyagramı, birinci devredeki (master) modülünü tanımlama adımlarını gösterir. Şekil 3.15deki kutu şeması, ikinci devredeki (slave) modülünü tanımlama adımlarını göstermektedir.



Şekil 3.13. Bluetooth ayarlarını değiştirmek için modülünü arduinoya bağlaması[50]



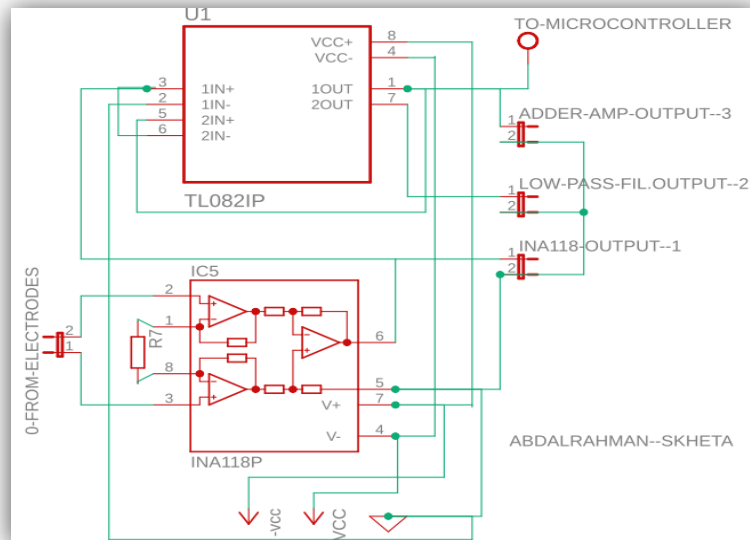
Şekil 3.14. Master modülünü tanımlama adımların



Şekil 3.15 Slave modülünü tanımlama adımların

4. DEĞERLENDİRME

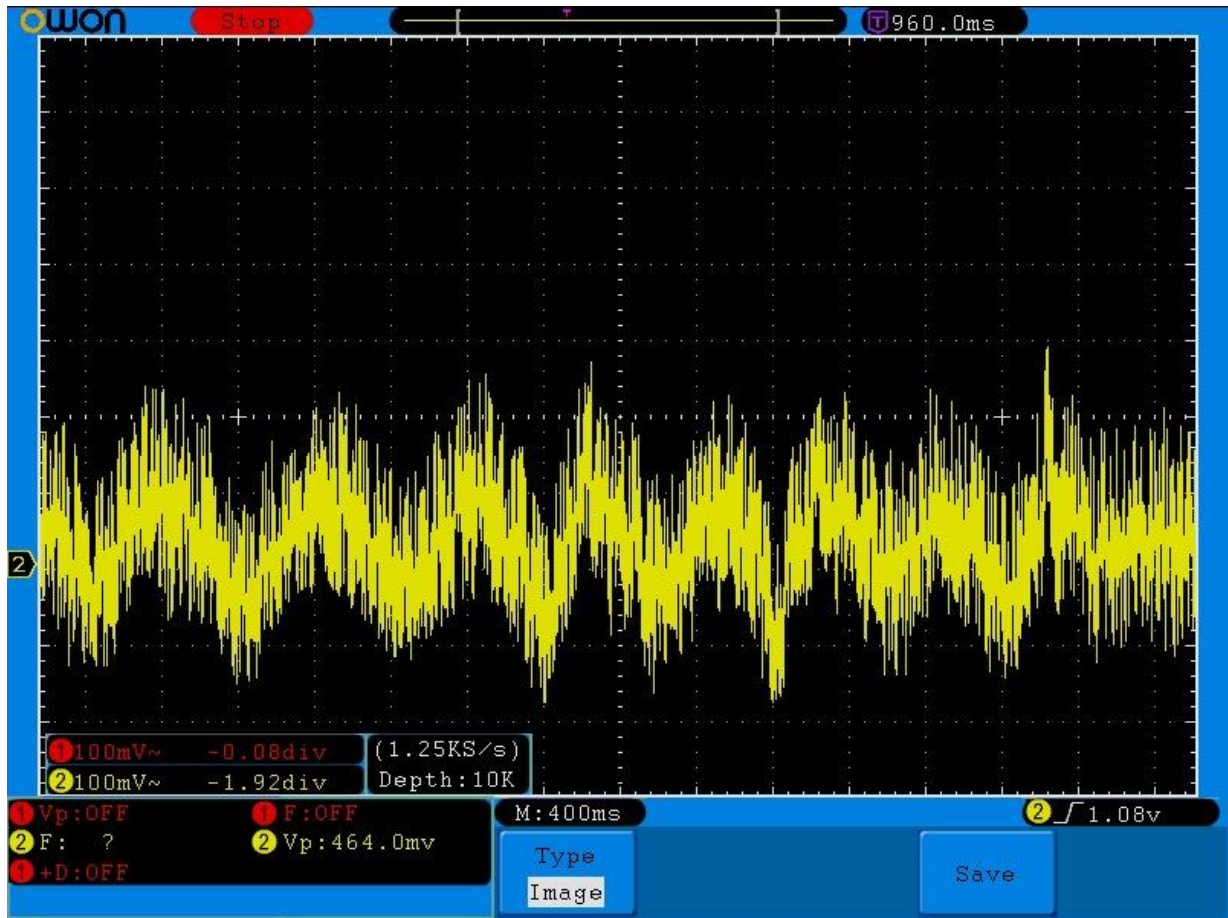
Elektronik elemanlar devreye yerleştirildikten sonra elektrotlar göz çevresine takılıp devre beslenmiş, ardından her aşamada elde edilen sinyaller incelenmiştir. (amplifikasyon sonrası, filtreleme sonrası ve sinyal değerini yükselttikten sonra). Daha önce açıklandığı gibi devre üç ana bölümden oluşmaktadır. Bunlardan ikisi birbirine benzer: yatay EOG toplama devresi ve dikey EOG toplama devresidir. İkinci bölümde de sonuçlar aynı olacağı için bunlardan biri incelenmiştir. Devre karmaşık olduğundan ve birçok eleman içerdiğinden, direnç ve kapasitör gibi pasif elemanların çıkartıldığı ilk bölüm basitleştirilmiş bir şekilde çizilmiştir. Şekil 4.1’de sinyal alma bölümünün basitleştirilmiş bir diyagramını göstermektedir.



Şekil 4.1. Devrenin basitleştirilmiş hali

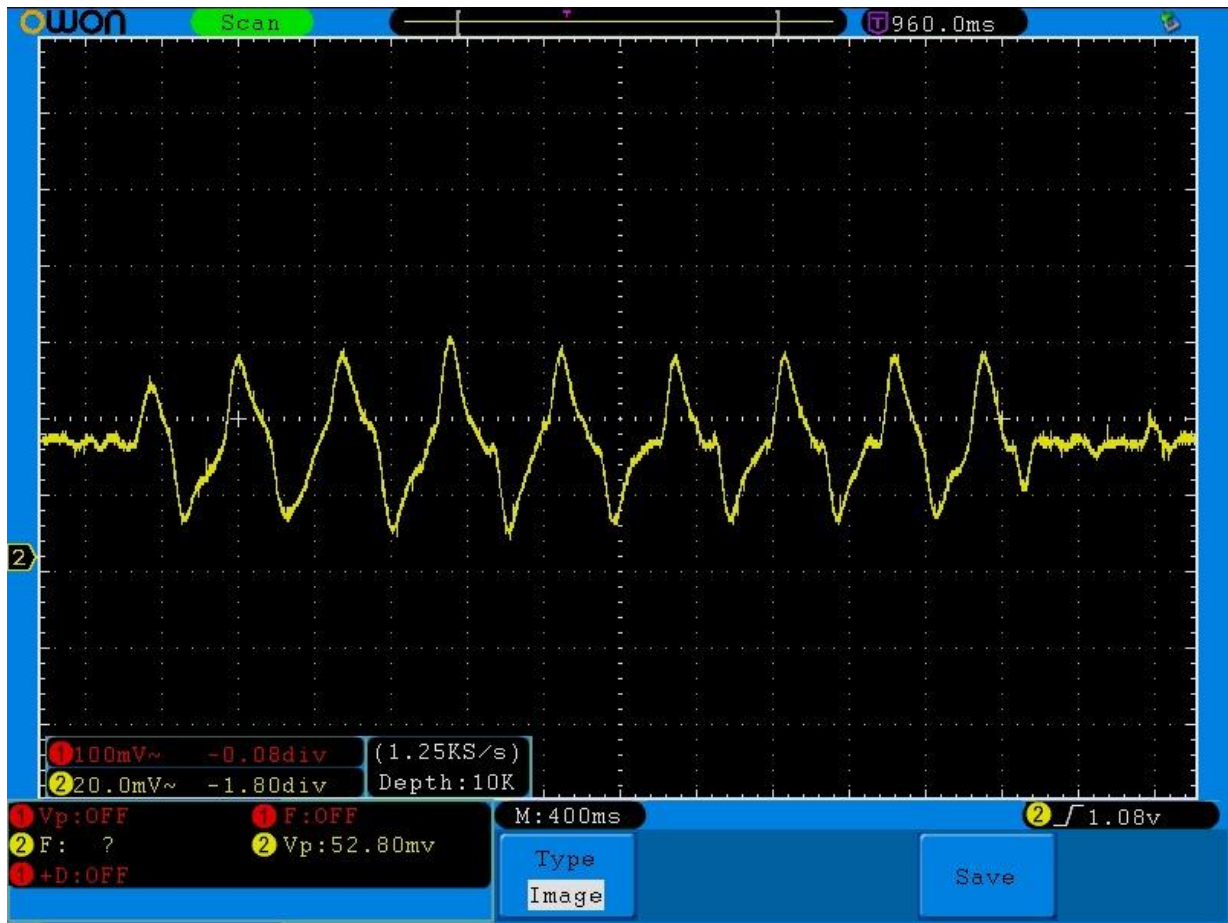
Burada 0 numaralı jumper, elektrotların bağlı olduğu INA118 enstrüman amplifikatörünün girişidir. 1 numara atlama kablosu INA118'in çıkışını gösterir. (2 numaralı jumper) TL082 alçak geçiş filtresinin çıkışını gösterir (burada bu amplifikatörün çıkışı TL082 toplayıcı amplifikatörün girişi olacaktır). (3 numaralı jumper) toplayıcı amplifikatörün çıkışını gösterir ve dijital sinyale dönüştürülecek olan son sinyaldir, bu jumper mikrodenetleyiciye bağlanır.

Osiloskop probun 1 numaralı jumper'a bağlanmış ve elektrot takılan kişi sağa sola bakmaya başlamıştır. Sonucun iyi olduğu gözlenmiştir, ancak gürültü hala yüksektir. Şekil 4.2'de elde edilen sinyal gösterilmektedir.



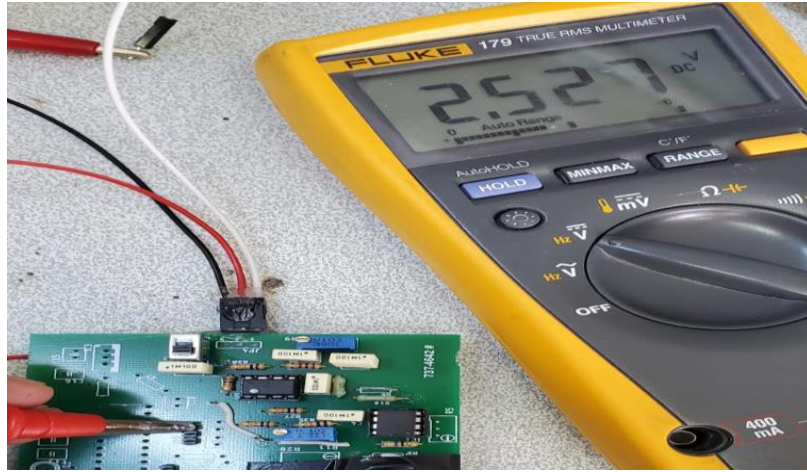
Şekil 4.2. Sağa sola bakarken INA118'in çıkışı (sağ sola bakarken)

Sonrasında, osiloskop probunu 2 numaralı jumper'a (alçak geçiren filtre çıkışı) bağlanmış ve elektrot takılan kişi sağa sola bakmaya başlamıştır. Bu durumda, gürültü seviyesinin %95 azaldığı yerlerde sinyalin düşük gürültülü ve net olduğu gözlenmiştir. Şekil 4.3'da sinyalin filtrelendikten sonraki hali gösterilmektedir. Bu sayede kullanılabilir net bir sinyal elde edilmiştir. Daha sonra toplayıcı yükseltici tarafından sinyalin negatif tarafı pozitif bir değere yükseltilmiştir. Sinyal değerini yükseltildikten sonra dijital sinyale dönüştürülmüştür.



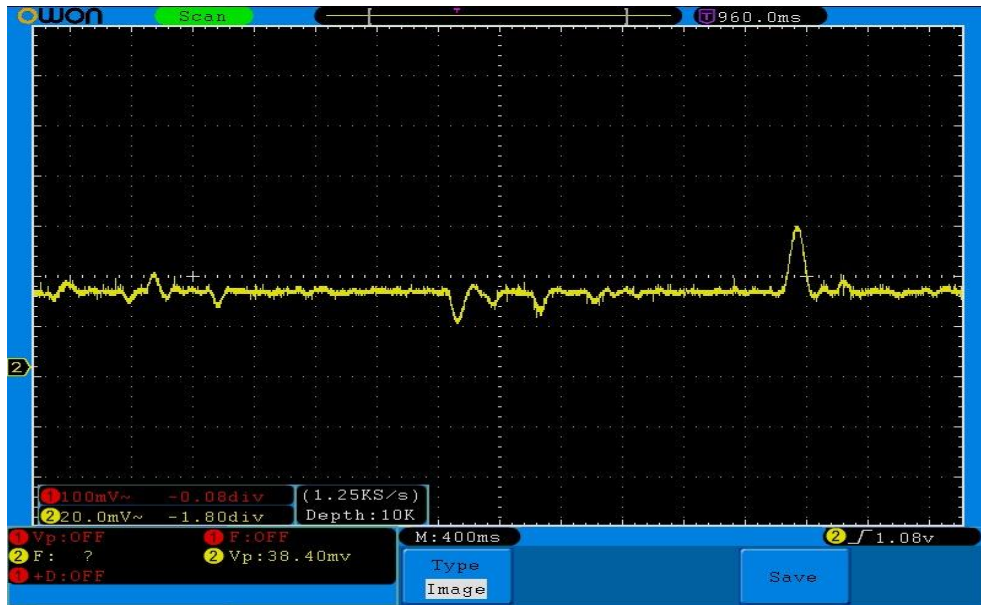
ŞEKİL 4.3. EOG sinyali filtreledikten sonra(sağ sola bakarken)

Bir mikroişlemcinin sinyal değerini okuyup analog sinyalden sayısal sinyale çevirebilmesi için sinyal değerinin 0 ile 5 volt arasında olması gerekir. Amplifikatöre bağlı değişken direnci(R1) kontrol ederek başlangıç voltajının değerini (ileriye bakarken) 2,5 voltta kalibre ettik. Şekil 4.4'de ileriye bakıldığında toplayıcı amplifikatörünün çıkışını göstermektedir. Böylece, en sola bakıldığında, amplifikatör çıkışı yaklaşık 2.1 Volt olacak ve en sağa bakıldığında amplifikatör çıkışı yaklaşık 2.9 Volt olacaktır.



Şekil 4.4. Ölçü aletindeki sonuçlar

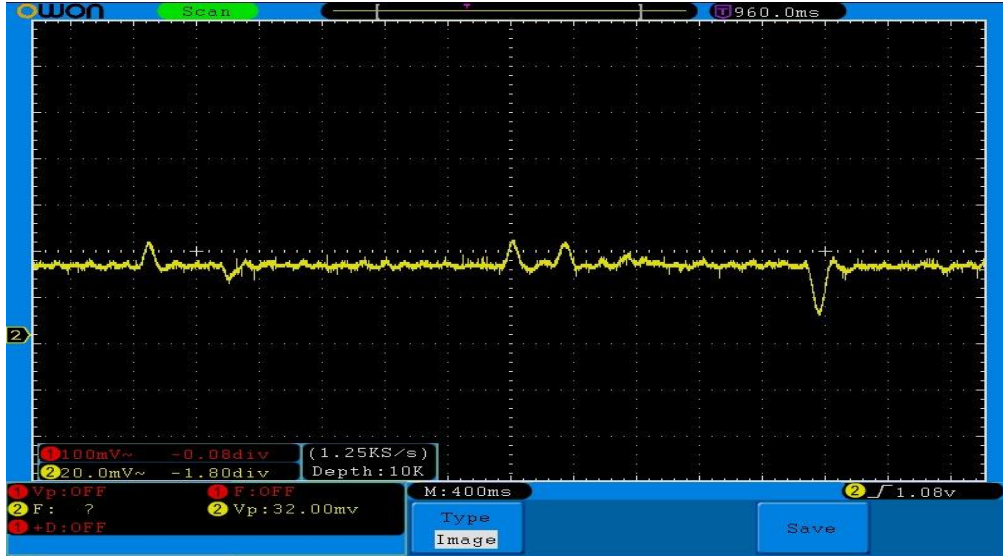
Sonra kişi bir saniye için en sağa bakmış, sonra ileriye bakmıştır. Osiloskop ekranında düşük gürültülü pozitif bir nabız görüntülenmiştir. Şekil 4.5, pozitif darbeyi göstermektedir (INA118 amplifikatörün pozitif girişi). Sinyal düşük gürültülü ve nettir. Değeri yaklaşık olarak 2.9 voltur. Bu da işlemcinin onu okuyabileceği ve kolayca dijital bir sinyale dönüştürebileceği anlamına gelir.



Şekil 4.5. Sağa baktığımızda aldığımız EOG sinyali

Sonra, elektrot takılan kişi bir saniyeliğine en sola, ardından ileriye bakmıştır. Osiloskop ekranında düşük gürültülü negatif bir darbe görüntülenmiştir. Şekil 4.6 negatif darbeyi göstermektedir. (INA118 amplifikatörün negatif girişi). Sinyal düşük gürültülü ve nettir.

Değeri yaklaşık olarak 2.1 volt, bu da işlemcinin onu okuyabileceği ve kolayca dijital bir sinyale dönüştürebileceği anlamına gelir. Daha sonra küçük bir açıyla sağa, küçük bir açıyla sola baktık ve sonuçları kaydettik. Tablo 4.1 deneme sonrası elde edildi ve değerleri göstermektedir.



Şekil 4.6. Sola baktığımızda aldığımız EOG sinyali

Tablo 4.1 Göz hareketine göre devre çıkışı

Devre Çıkışı(Volt)	Göz Yönü
2,5	İleri
2.7	Sağ (25 derece)
2.9	Aşırı sağ
2.3	sol (25 derece)
2.1	Aşırı sol

Tablo 4.1. elde edilen nihai sonuçları göstermektedir. Tablo, devre çıkış sinyalinin (EOG sinyali) her durumda pozitif olduğunu göstermektedir.

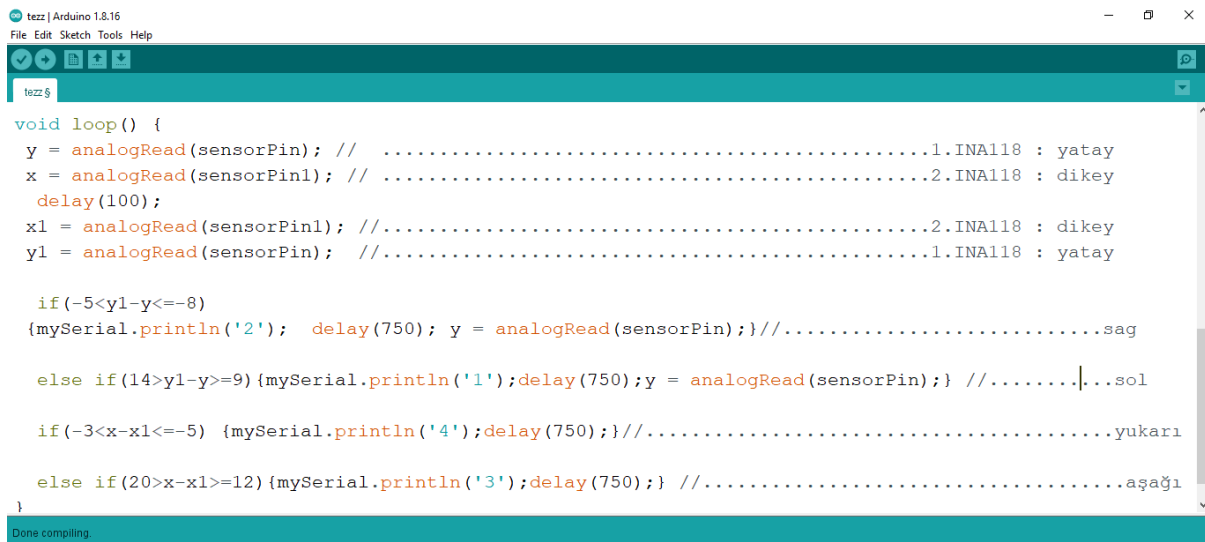
Bu, kullanıcının gözünü hareket ettirdiği her yerde devrenin göz hareketini işlenebilecek etkili bir sinyale dönüştürdüğü anlamına gelir. Bu çalışmada hem yatay hem de dikey EOG sinyali elde edilmiş ve işlenmiştir. Devreyi geliştirilerek, sistemde var olan gürültü yazılım

yönetim ile kaldırılmıştır. Negatif ve pozitif değerler arasında dalgalanan çıkış sinyali sorunu, amplifikatörün girişine bağlanan dirençler vasıtasıyla çözülmüştür.

Sinyalın filtrelemesi için enstrüman amplifikatörünün çıkış sinyali, küçük bir zaman (milisaniyelik) farkıyla iki kez ölçülür. Ölçülen değerleri iki farklı (şekilde(x,x1)) kaydedilir. Bu iki ölçüm arasındaki fark tesbit edilir. Bu değer belirli bir negatif alan içinde ise, kullanıcının pozitif elektrotta baktığı anlamına gelir. Değer aralık dışındaysa, bu sinyalin bir gürültü sinyali olduğunu gösterir.

Belirlenen sinyallerin aralığı, bir osiloskop ve yüksek hassasiyetli ölçü aleti kullanılarak tesbit edildi. Ölçülen sinyal ile gürültü sinyalini ayırmak için yazılım kodu yazılmıştır.

Şekil 4.7. Yazıldı kodu göstermektedir.



```
void loop() {
  y = analogRead(sensorPin); // .....1.INA118 : yatay
  x = analogRead(sensorPin1); // .....2.INA118 : dikey
  delay(100);
  x1 = analogRead(sensorPin1); //.....2.INA118 : dikey
  y1 = analogRead(sensorPin); //.....1.INA118 : yatay

  if (-5 < y1 - y <= -8)
  {mySerial.println('2'); delay(750); y = analogRead(sensorPin);} //.....sag

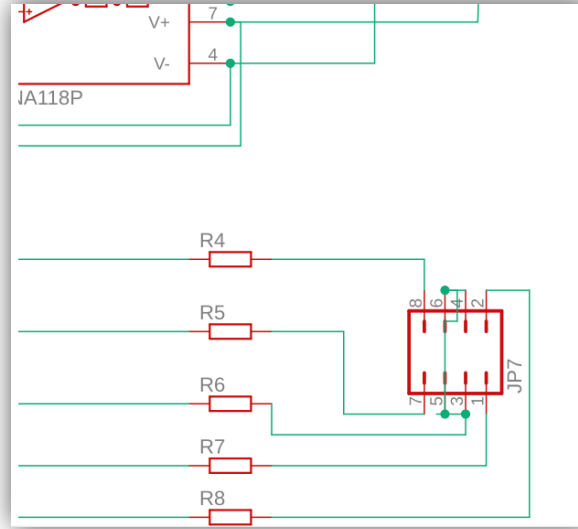
  else if (14 > y1 - y >= 9) {mySerial.println('1'); delay(750); y = analogRead(sensorPin);} //.....|...sol

  if (-3 < x - x1 <= -5) {mySerial.println('4'); delay(750);} //.....yukarı

  else if (20 > x - x1 >= 12) {mySerial.println('3'); delay(750);} //.....aşağı
}
```

Şekil 4.7. Ölçtüğümüz sinyal ile gürültü sinyalini ayırmak için yazılım kodu

EOG sinyalinin negatif kısmını kaldırabilmek için, elektrotlar ve enstrüman amplifikatörü arasına dirençler eklendi. Bu şekilde, amplifikatör çıkışı elektrotların konumuna bağlı olarak her zaman pozitif veya her zaman negatif değerler içinde olacaktır. Şekil 4.8. Dirençleri ekledikten sonra devre şemasını göstermektedir.



Şekil 4.8. Direnç devresi

$$R4=R5=R7=R8=400 \, \Omega$$

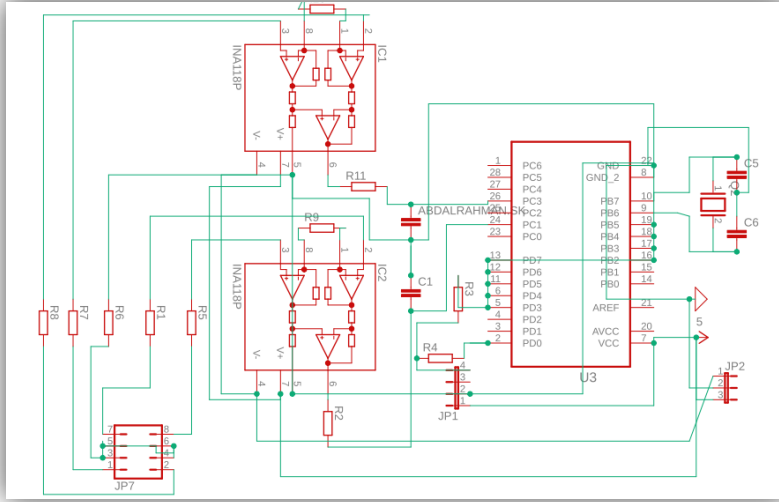
$$R6=10K \, \Omega$$

Pozitif elektrot sağ tarafa (sağ göz) ve negatif elektrot sol tarafa (sol göz) yerleştirildiğinde, çıkış sinyali her durumda pozitif olacaktır. Elektrotlar ters çevrildiğinde, sinyal her durumda negatif olacaktır. Bu adımları gerçekleştirmek için yeni bir devre dizayn edildi. Devre parça sayısı azaldı ve boyutunu küçüldü. Tablo 4.2.'de devrenin çalıştırmasından sonra elde edilen değerler göstermektedir.

Tablo 4.2. Göz hareketine göre devre çıkışı

Göz Yönü	Devre Çıkışı(Volt)	Amplifikatör
İleri	0.82	1.INA118(yatay)&2.INA118(dikey)
Sağ	0.84	1.INA118(yatay)
Sol	0.80	1.INA118(dikey)
Aşağı	0.825	2.INA118(dikey)
Yukarı	0.78	2.INA118(dikey)

düzenlenen devre diyagramı çizildi ve PCB tasarlandı. Şekil 4.9. ve 4.10. Sırasıyla devre diyagramı ve PCB tasarımını göstermektedir.



Şekil 4.9. Devre diyagramı

$R5=R1=R7=R8=R9=R10=400\ \Omega$

$R2=R11=220K\ \Omega$

$R3=1K\ \Omega$

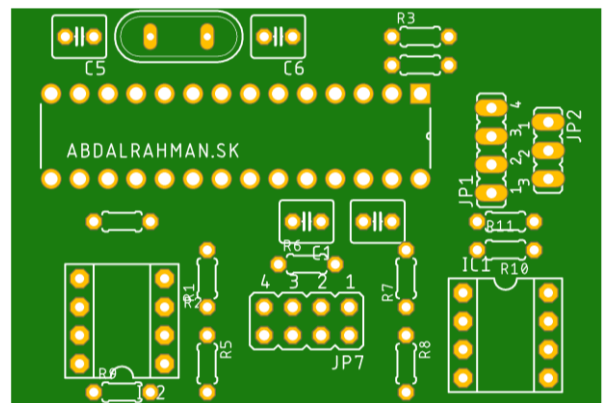
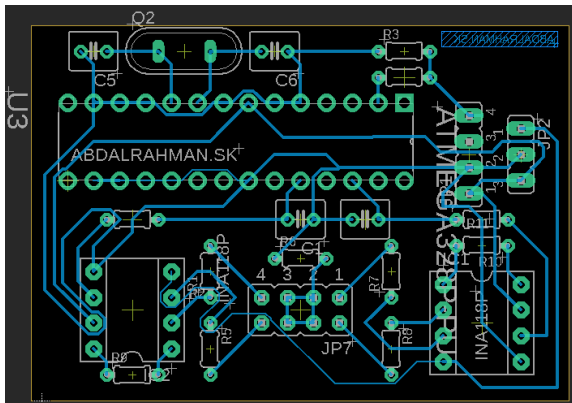
$R4=2K\ \Omega$

$R6=10K\ \Omega$

$C1=C2=100\ nF$

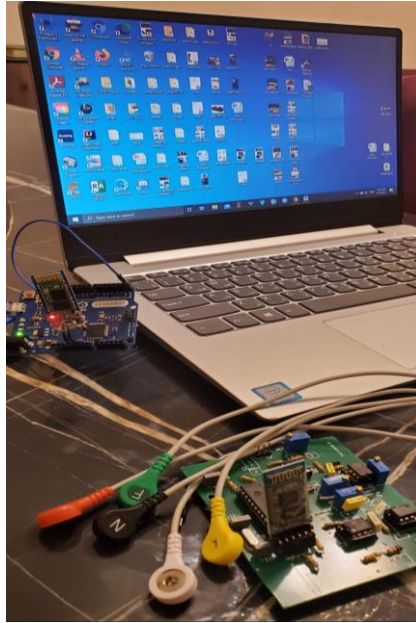
$C5=C6=22\ pF$

U3: Atmega 328p



Şekil 4.10. Devrenin PCB tasarımı

Şekil 4.11.'de cihazını bilgisayara bağlı olduğu son şekli göstermektedir. Devre güvenli bir şekilde çalıştırıp kontrol edildi.



Şekil 4.11. Sistemin son şekli



Şekil 4.12. Sistemin son şekli

5. Sonuç

Görme engeli, hareket engeli, felç, sağırılık gibi pek çok vaka ve hastalıkta tıbbi yardım sistemleri kullanılabilir. Özel ihtiyaçları olan kişiler için yardımcı bir sistem oluşturmak ve yaşamsal sinyaller kullanmak pek çok fayda ve avantaj sağlayabilir. Son yıllarda, yaşamsal sinyallerin etkinliği ve kolay elde edilmesi nedeni ile kullanımı ve bağımlılığı artmıştır.

Tasarlanan sistemin aynı amaç için tasarlanmış sistemlere göre birçok avantajı vardır.

Sistemin ana avantajları:

- Sistem kablosuzdur, bu kullanıcıya daha fazla kolaylık sağlar. Hastayı bilgisayara bağlayan kablo olmadığı için hasta bilgisayarı daha rahat kullanabilir.
- Sistemde iki işlemci kullanılır. İlk işlemci EOG sinyalini işlemek içindir, ikinci işlemci bilgisayarı kontrol etmek içindir. İki işlemcinin kullanılması sistemin hızını sağlar. Bu sayede kullanıcı bilgisayarı sorunsuz ve etkin bir şekilde kontrol edebilir.

Kullanılabilecek etkili bir sinyal elde etmek birkaç adımda gerçekleşmiştir:

- Yatay ve dikey EOG sinyalini ayrı ayrı işlemek için bir baskı devre tasarlanmıştır.
- Gürültüyü azaltmak için devre DC akımla beslenmiştir.
- EOG sinyalini etkin bir şekilde elde etmek ve hastanın vücudundan elektrik devresine iletimi sırasındaki sinyal kaybını azaltmak için özel kablolar kullanılmıştır.
- EOG sinyalinin negatif kısmı pozitif bir değere kaydırılmış ve filtrelenmiştir.

Nihai sonuçlar, devre çıkışının her durumda pozitif olduğunu göstermektedir. Bu, elde edilen EOG sinyalinin işlemci tarafından işlenebileceği anlamına gelir. Çıkış değeri pozitif olduğu için işlemci bu sinyali dijital bir sinyale dönüştürebilir. Bu şekilde pozitif bir EOG sinyali elde edilir. Bu sinyal etkilidir ve kullanılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Merino, M & Rivera, O & Gómez, I. (2010) A Method of EOG Signal Processing to Detect the Direction of Eye Movements, First International Conference on Sensor Device Technologies and Applications, 100-105.
- [2] Naga Rajesh, A. Chandralingam, S. Anjaneyulu, T. Satyanarayana, K. (2014). EOG Controlled Motorized Wheelchair for Disabled Persons. World Academy of Science, Engineering and Technology International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering, Vol:8, No:5, 302-305.
- [3] Özkan, N. Işık, A. Fidan, U., (2017). Design And Acquisition Of Eog Based Interactive Communications For Als Patients. Applied Mathematics Electronics And Computers, Special Issue , 1–4.
- [4] Deng, L. Y., Hsu, C.-L., Lin, T.-C., Tuan, J.-S., & Chang, S.-M. (2010). EOG-based Human–Computer Interface system development. Expert Systems with Applications, 37(4), 3337–3343.
- [5] Barea, R. Boquete, L. Ortega, S. López, E. & Rodríguez-Ascariz, J. M. (2012). EOG-based eye movements codification for human computer interaction. Expert Systems with Applications, 39(3), 2677–2683.
- [6] Postelnicu, C.-C., Girbacia, F., & Talaba, D. (2012). EOG-based visual navigation interface development. Expert Systems with Applications, 39(12), 10857–10866.
- [7] Schlögl, A., Keinrath, C., Zimmermann, D., Scherer, R., Leeb, R., & Pfurtscheller, G. (2007). A fully automated correction method of EOG artifacts in EEG recordings. Clinical Neurophysiology, 118(1), 98–104.
- [8] İLERİ, R. (2017) Determination Of The Most Appropriate Writing Characters For The Education Of Children With Dyslexia By Using EOG Signals. Yüksek Lisans tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, Türkiye, 40-80.

- [9] COŞKUN, A. (2017) Sleep Staging With Electrooculography (EOG) Signals, Yüksek Lisans tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye, 22-35.
- [10] Eye Anatomy: Parts of the Eye and How We See, <https://www.aao.org/eye-health/anatomy/parts-of-eye>, 02-08-2021.
- [11] bilgial.com. Nasıl Görürüz? Göz Nasıl Çalışır? Göz Hangi Tabakalardan Oluşur. www.bilgial.com/nasil-goruruz-goz-nasil-calisir-goz-hangi-tabakalardan-olusur/ (5 Haziran 2021)
- [12] DelMonte, D. & Kim, T. (2011). Anatomy and physiology of the cornea. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 37(3), 588–598.
- [13] britannica.com. Human eye anatomy. <https://www.britannica.com/science/human-eye>, (8 Ağustos 2021)
- [14] gozvakfi.com. Kornea. <https://www.gozvakfi.com/goz-hastaliklari/kornea.html>, (8 Ağustos 2021)
- [15] Wikipedia.com . iris anatomy. [https://en.wikipedia.org/wiki/Iris_\(anatomy\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Iris_(anatomy)), (11 Haziran 2021)
- [16] Gupta, M. P., Herzlich, A. A., Sauer, T, & Chan, C.-C. (2015). Retinal Anatomy and Pathology. Retinal Pharmacotherapeutics. Dev Ophthalmol, 55:7-17.
- [17] Halit, M. (2017) Farklı Yöntemler İle Retina Dekolmanı Tedavisi Yapılan Hastalarda Maküla Segment Kalinliklerinin Optik Kohorens Tomografi İle Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans tezi, Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye, 25-47.
- [18] Katz, J. S., & Woolley, S. C. (2019) Amyotrophic Lateral Sclerosis. Physician's Field Guide to Neuropsychology, 255–265.
- [19] esencanhastanesi.com. ALS Hastalığı Nedir. Nedenleri, Belirtileri, Teşhisi ve Tedavisi. <https://esencanhastanesi.com.tr/als-hastaligi-belirtileri/>, (5 Ağustos 2021)

- [20] Gao, D., Li, M., Li, J., Liu, Z., Yao, D., Li, G., & Liu, T. (2016). Effects of various typical electrodes and electrode gels combinations on MRI signal-to-noise ratio and safety issues in EEG-fMRI recording. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 36(1), 9–18.
- [21] Barraco, R., Persano Adorno, D., & Brai, M. (2011). ERG signal analysis using wavelet transform. *Theory in Biosciences*, 130(3), 155–163.
- [22] Güven, A. (2014). Elektoretinogram Sinyallerinin Spektrum Analiz Yöntemleri ile İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri Türkiye. 41-59
- [23]S. Mala. K. (2014). Feature Selection in Classification of Eye Movements Using Electrooculography for Activity Recognition. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2014, 1–9.
- [24] Electrical4U. Differential Amplifiers: Gain, OP Amp & BJT Circuit.
<https://www.electrical4u.com/differential-amplifier/> (7 Mart 2021)
- [25] allaboutcircuits.com. <https://www.allaboutcircuits.com/textbook/semiconductors/chpt-8/building-a-differential-amplifier/> (10 Mart 2021)
- [26] Kitchin,C. Counts,L. (2005) The Instrumentation Amplifier Handbook, 3 RD Edition, Inc, New York, USA.
- [27]allaboutcircuits.com.The Instrumentation Amplifier.
<https://www.allaboutcircuits.com/textbook/semiconductors/chpt-8/the-instrumentation-amplifier/> (2 Temmuz 2021)
- [29] T. Dear, J. Chang, W. Chow, D. Wai, J. Wang-Filters,
<https://www.cs.cmu.edu/~tdear/ee/filters.pdf> (2 Temmuz 2021).
- [30] Kareem, H. Ali,S. (2017)Analysis and Simulation of Active Filters Using Operational Transconductance Amplifier. *European Scientific Journal*, 13, 172-175
- [31] microchipdeveloper.com. Low-Pass Filters.
<https://microchipdeveloper.com/asp0107:low-pass-filters>, (6 Ağustos 2021)

- [32] Foster, E. (1965). Active low-pass filter design. IEEE Transactions on Audio, AU-13(5), 104–111.
- [33] electronics.stackexchange.com. Second-Order Low Pass Filter Configuration. <https://electronics.stackexchange.com/questions/271857/second-order-low-pass-filter-configuration>, (6 Ağustos 2021)
- [34] tutorialspoint.com. Arithmetic Circuits. https://www.tutorialspoint.com/linear_integrated_circuits_applications/linear_integrated_circuits_applications_arithmetic_circuits.htm (17 Temmuz 2021).
- [35] tutorialspoint.com. Arithmetic Circuits. https://www.tutorialspoint.com/linear_integrated_circuits_applications/linear_integrated_circuits_applications_arithmetic_circuits.htm (17 Temmuz 2021).
- [36] microchip.com. ATmega328P. <https://ww1.microchip.com/>, (17 Temmuz 2021).
- [37] learningaboutelectronics.com. Atmega328 Pinout. <http://www.learningaboutelectronics.com/Articles/Atmega328-pinout.php> (18 Temmuz 2021)
- [38] electronica60norte.com. HC-05-Bluetooth to Serial Port Module <http://www.electronica60norte.com/mwfls/pdf/newBluetooth.pdf>, (18 Temmuz 2021)
- [39] S. Zain Nasir. the web. the engineering projects.com. HC-05 Bluetooth Module Pinout, Datasheet, Features & Applications, <https://www.theengineeringprojects.com/2019/10/hc-05-bluetooth-module-pinout-datasheet-features-applications.html>, (17 Temmuz 2021)
- [40] arduino.cc/ overview. website. <https://store.arduino.cc/usa/leonardo>, (18 Temmuz 2021)
- [41] store.arduino.cc. website. <https://store.arduino.cc/usa/leonardo>, (19 Temmuz 2021)
- [42] Serhani, M. A., T. El Kassabi, H., Ismail, H., & Nujum Navaz, A. (2020). ECG Monitoring Systems: Review, Architecture, Processes, and Key Challenges. Sensors, 20(6), 1796.
- [43] datasheet of TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>, (27 Temmuz 2021)

[44] the web theengineeringprojects.com. TL082 Op-Amp Datasheet, Pinout, Feature & Applications, <https://www.theengineeringprojects.com/2020/10/tl082-op-amp-datasheet-pinout-feature-applications.html>, (27 Temmuz 2021)

[45] udemy.com. Learn the Art and Science of PCB Design with Eagle. <https://www.udemy.com/course/pcb-design-with-eagle/>, (6 Ağustos 2021)

[46] ti.com. INA118 Precision, Low-Power Instrumentation Amplifier. https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf?ts=1627424086339&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.de%252F, (28 Temmuz 2021).

[47] seekic.com. INA118. <http://www.seekic.com/icdata/INA118.html>, (6 Ağustos 2021)

[48] researchgate.com. Efficient implementation of a three-channel ECG digital acquisition module. website. https://www.researchgate.net/figure/2-INA118-Instrumentation-Amplifier_fig2_298564111 (28 Temmuz 2021)

[49] ti.com. LM340, LM340A and LM7805 Family Wide VIN 1.5-A Fixed Voltage Regulators. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm340.pdf> (25 Temmuz 2021)

[50] create.arduino.cc. Arduino and HC-05 Bluetooth Module Tutorial. https://create.arduino.cc/projecthub/m_karim02/arduino-and-hc-05-bluetooth-module-tutorial-9f15ed, (5 Ağustos 2021)

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Abdalrahman Skheta

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lisans : Aleppo Üniversitesi

Yüksek Lisans : Marmara Üniversitesi

Yayınları (SCI ve diğer):

Study and Design of Power Supply Based on Peltier to Charge the EV Auxiliary Battery.

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF EOG SIGNAL BASED WIRELESS SYSTEM
TO CONTROL SMART DEVICES