

**T.C.
İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EOG (Elektrookülografi) Kullanarak Göz Hareketleri ile Robot
Kontrolü**

ONUR İLYAS YAVUZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. ÜMİT ALKAN**

İSTANBUL, 2017

Onur İlyas YAVUZ tarafından hazırlanan “EOG (Elektrookülografi) Kullanarak Göz Hareketleri ile Robot Kontrolü” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile İstanbul Gelişim Üniversitesi Mekatronik Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Ümit ALKAN

Bilgisayar Mühendisliği, İstanbul Gelişim Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Başkan : Prof. Dr. Ekrem YANMAZ

Mekatronik Mühendisliği, İstanbul Gelişim Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Üye : Doç. Dr. Şeref Naci ENGİN

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği, Yıldız Teknik Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Tez Savunma Tarihi: 17.02.2017

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Prof. Dr. Nuri KURUOĞLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

İstanbul Gelişim Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
 - Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
 - Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
 - Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
 - Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,
- bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

17.02.2017

Onur İlyas YAVUZ

EOG (ELEKTROOKÜLOGRAFİ) KULLANARAK GÖZ HAREKETLERİ İLE ROBOT KONTROLÜ

(Yüksek Lisans Tezi)

Onur İlyas YAVUZ

GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şubat 2017

ÖZET

Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılan bir araştırma neticesinde her yıl 11,000 kişi kuadripleji hastalığına yakalanmakta ve kendi başına yaşamını sürdürmekte zorlanmaktadır. Bu hastalığa yakalanan kişiler arasında en bilinen örnek olarak Stephan Hawking gösterilebilir. Kuadripleji hastalığı gibi, ALS (Amiyotrofik Lateral Skleroz) hastalığında da vücut algılaması devam eder fakat tepki yeteneğini zamanla kaybetmeye başlar.

Dünya genelinde yapılan araştırmalarda; ALS, kuadripleji gibi hastalıklardan dolayı 100 milyonun üzerinde hasta olduğu tespit edilmiştir. Bahsedilen bu hastalıklara yakalanan kişilerde ilerleyen aşamalarda vücut tepkileri zamanla azaldığından hareket etme yeteneği ile birlikte konuşma yeteneği kaybı meydana gelmektedir. Bu gibi durumlarda hastaların motor hareketleri zamanla yok olsa da kas sinyalleri ya da beyin sinyalleri kullanılabilir. Bu gibi durumlarda hastaların motor hareketleri zamanla yok olsa da kas sinyalleri ya da beyin sinyalleri kullanılabilir.

Bu çalışmada EOG (Elektrookülografi) ile göz hareketlerinden veriler elde edilmekte, elde edilen bu veriler kontrol ünitesinde değerlendirilip tekerlekli sandalye olarak modellenen kontrol etmektedir. Hareket kabiliyetini tamamı ile kaybetmiş bir hastanın başkasına ihtiyaç duymadan istediği yere gidebileceği bir tekerlekli sandalye modeli tasarımı hedeflenmektedir.

Anahtar Kelimeler : EOG, Elektrookülografi, Göz Hareketleri, Robot Kontrolü

Sayfa Adedi : 79

Danışman : Yrd. Doç. Dr. Ümit ALKAN

ROBOT CONTROL with EYE MOVEMENTS USING EOG
(ELECTROOCULOGRAPHY)

(M. Sc. Thesis)

Onur İlyas YAVUZ

GELİŞİM UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

February 2017

ABSTRACT

In the United States, according to a survey, 11,000 people are suffering from quadriplegia every year and have difficulties in survival on their own. Stephan Hawking is one of the most well-known examples of people suffering from this disease. Like quadriplegia, ALS (Amyotrophic Lateral Sclerosis) continues to be perceived in time, but it loses its response ability over time.

In researches conducted worldwide; ALS, quadriplegia, have been found to be over 100 million patients. In the cases of these diseases mentioned above; with the ability to act as the body's reactions gradually decrease over time, the ability to speak is lost. In such cases, the motor movements of the patients may disappear over time, but muscle signals or brain signals can be used.

In this study, EOG (Electrooculography) is used to obtain data from eye movements and this data is evaluated in the control unit and controlled by modeling as a wheelchair. It is aimed at designing a wheelchair model that a patient who has lost all his mobility can go where he wants without needing someone else.

Key Words : EOG, Electrooculography, Eye Movements, Robot Control

Page Number : 79

Supervisor : Assist. Prof. Dr. Ümit ALKAN

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım esnasında bilgi, öneri ve yardımını esirgemeyen tez danıőmanım Yrd. Doç. Dr. Ümit ALKAN' a teşekkür ederim.

Çalıőmalarımda beni destekleyen MT Bilgi Teknolojileri A.Ő. őirketine, MT Bilgi Teknolojileri Ar-Ge Merkezi Başkanı Aydın ÇELİK' e ve Donanım Direktörü Ferhat KARADENİZ' e teşekkür ederim. Ayrıca yaőantım boyunca çalıőmalarımda manevi desteği ile yanımda bulunan eőime ve aileme teőekkürü bir borç bilirim.



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	ix
RESİMLERİN LİSTESİ	x
TABLolarIN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
Problem Durumu/ Konunun Tanımı	1
Araştırmanın Amacı	3
Araştırmanın Önemi	3
Sınırlılıklar	4
2. ELEKTROT KULLANILARAK GERÇEKLEŞTİRİLEN ÖLÇÜM SİSTEMLERİ....	5
2.1. Elektrotlar.....	5
2.2. Elektrotların Kullanım Alanları	6
3. SİSTEMİN TASARIMI	10
3.1. Sistemin Çalışması ve Tekerlekli Sandalye Robot Modeli Tanımı	10
3.2. Elektronik Tasarım.....	11
3.2.1. Master Sistem Tasarımı	11
3.2.2. Slave Sistem Tasarımı	13
3.2.3. Elektrotlar	15
3.2.3.1. Elektrotların Çalışma Prensipleri.....	15
3.2.3.2. Elektrotların Yerleştirilmesi	16
3.2.4. ADS 1110 16 Bit ADC	17
3.2.4.1. I2C Haberleşme Protokolü	18
3.2.4.2. Konfigürasyon Register'ının Set Edilmesi	20
3.2.4.2.1. PGA Değeri Set Edilmesi	20
3.2.4.2.2. Örnekleme Oranı Değerinin Set Edilmesi	20
3.2.4.3. Çıkış Kodu Hesaplama	21

3.2.5. Arduino Uno Proto Shield Kartı	22
3.2.6. Arduino Uno Kontrol Kartı	23
3.2.7. Motor Sürücü Devresi	25
3.2.7.1. L298N Motor Sürücü Entegresi	26
3.2.7.2. Arduino Motor Driver Kontrol Kartı.....	28
3.2.8. HC – 05 Master Bluetooth Modül	30
3.2.8.1. HC – 05 BT Modül Programlanması.....	31
3.2.9. HC – 06 Slave Bluetooth Modül	37
3.3. Mekanik Tasarım.....	38
3.3.1. Gövde Üretimi	41
3.3.2. Motorlar	43
3.4. Yazılım	44
3.4.1. Yazılım Algoritması	45
4. SONUÇLAR.....	48
KAYNAKLAR	52
EKLER.....	54
EK-1: Master Sistem Yazılımı	54
EK-2: Slave Sistem Yazılımı	56
ÖZGEÇMİŞ	59

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1: Sistemin blok diyagramı	10
Şekil 3.2 : Master sistem devre şeması	12
Şekil 3.3 : Slave Sistem (Robot) devre şeması	14
Şekil 3.4: Elektrotlardan alınan ölçüm grafiği	16
Şekil 3.5 : ADS1110 blok diyagramı	17
Şekil 3.6: L298N Blok diyagramı	27
Şekil 3.7: Arduino motor driver kontrol kartı şeması	29
Şekil 3.8: Master sistem algoritması	46
Şekil 3.9: Slave sistem algoritması	47
Şekil 4.1: Hastalardan alınan referans ölçüm değerleri	50
Şekil 4.2: Hastanın sol yöne bakması durumunda meydana gelen max. ve min. değişim ..	50
Şekil 4.3: Hastanın sağ yöne bakması durumunda meydana gelen max. ve min. değişim..	51

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1: Uygulamalarda kullanılan elektrot tipleri	5
Resim 2.2: EKG ölçüm düzeneği.....	6
Resim 2.3: EMG ölçüm sistemi	7
Resim 2.4: EEG ölçümünde elektrotların yerleştirilmesi	7
Resim 2.5: EGG ölçüm sisteminde elektrotların yerleştirilmesi	8
Resim 2.6: ERG ölçüm sistemi.....	8
Resim 2.7: EOG ile yapılacak ölçüm için elektrotların yapıştırma şekilleri	9
Resim 3.1: Yatay yönde göz hareketlerini ölçmek için elektrotların yapıştırılma şekli	16
Resim 3.2: Dikey yönde göz hareketlerini ölçmek için elektrotların yapıştırılma şekli.....	17
Resim 3.3: ADS1110 Modül tasarımı.....	22
Resim 3.4: Arduino Uno Proto Shield	22
Resim 3.5: Arduino Uno ve Arduino Proto Shield Montajı	23
Resim 3.6: Arduino Uno Kartı ve Pin Özellikleri.....	24
Resim 3.7: Arduino Motor Driver Kontrol Kartı.....	25
Resim 3.8: Arduino Motor Driver Kontrol Kartı L298N Giriş Şematik Bölümü	26
Resim 3.9: Slave Arduino Uno ve Motor driver kontrol kartı.....	30
Resim 3.10: HC – 05 BT Modül.....	31
Resim 3.11: HC – 05 AT Modula geçirilmesi için basılması gereken buton	32
Resim 3.12: HC – 06 BT Modül.....	38
Resim 3.13: Robotun ön çapraz açıdan render alınmış görüntüsü.....	39
Resim 3.14: Robotun sağ çapraz render alınmış görüntüsü.....	39
Resim 3.15: Robotun önden görünüşü.....	40
Resim 3.16: Robotun sol yandan görünüşü	40
Resim 3.17: Robotun sağ yandan görünüşü.....	41
Resim 3.18: Robot gövde üretimi üst görünüm	41
Resim 3.19: Robot gövde üretimi üst çapraz görünüm.....	42
Resim 3.20: Robot gövde üretimi yan görünüm	42
Resim 3.21: Robotta kullanılan motorun resmi	43
Resim 3.22: Motorun teknik ölçüleri	44
Resim 3.23: Arduino IDE ekran görüntüsü	44

TABLOLARIN LİSTESİ

Tablo	Sayfa
Tablo 3-1: ADS 1110 Paket işaretine bağlı I2C adres tablosu	18
Tablo 3-2: Konfigürasyon Register yapısı	20
Tablo 3-3: PGA tablosu	20
Tablo 3-4: Data register tablosu.....	21
Tablo 3-5 : Örnekleme oranına bağlı olarak min. ve max. code değerleri	21
Tablo 3-6: Arduino Uno Özellikleri	24
Tablo 3-7: HC – 05 BT Modül Özellikleri	31
Tablo 3-8 : HC – 05 yeni isim tanımlama fonksiyonu.....	33
Tablo 3-9: HC – 05 master mode fonksiyonu.....	33
Tablo 3-10: HC – 05 UART parametre set fonksiyonu.....	34
Tablo 3-11: HC – 05 eşleştirme şifresi set fonksiyonu.....	35
Tablo 3-12: HC – 05 eşleştirmeye hazır hale getirme fonksiyonu	35
Tablo 3-13: HC – 05 eşleştirmeye hazır modülleri arama fonksiyonu	35
Tablo 3-14: HC – 05 eşleştirilmesi istenen cihazın adres bilgi giriş fonksiyonu	36
Tablo 3-15: HC – 05 bağlanması istenen cihazın adres bilgi giriş fonksiyonu	36
Tablo 3-16: Motorun teknik özellikleri.....	43
Tablo 3-17: Robotun çalışma durumu kombinasyonları	47
Tablo 4-1 : Hastalardan alınan ölçüm değerleri.....	49

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

Hz

Hertz

MHz

Mega Hertz

GHz

Giga Hertz

V

Volt

mV

mili Volt

uV

mikro Volt

A

Amper

I

Akım

R

Ohm

P

Watt

m

Metre

mm

Milimetre

kg

Kilogram

sn

Saniye

uA

Mikro Amper

mA

Mili Amper

dBm

Decibel miliwatts

MBps

Mega Bit per second

KBps

Kilo Bit per second

Kısaltmalar**Açıklamalar**

EOG	Elektrookülografi
ALS	Amiyotrofik Lateral Skleroz
Ar-Ge	Araştırma – Geliştirme
EKÜ	Elektronik Kontrol Ünitesi
MSD	Motor Sürücü Devresi
BT	Bluetooth
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
I2C	Inter Integrated Circuit
LED	Light Emitting Diode
EKG	Elektrokardiyogram
EMG	Elektromiyogram
EEG	Elektroensefalogram
EGG	Elektrogastrogram
ERG	Elektroretinogram
ADC	Analog Digital Converter
MCU	Micro Controller Unit
SCL	Serial Clock Line
SDA	Serial Data Line
IC	Integrated Circuit
WP	Write Protect
OE	Output Enable
VCC	Positive Supply Voltage
TTL	Transistor Transistor Logic
SPS	Simple Per Second
PGA	Programmable Gain Amplifier
MIN	Minimum
MAX	Maksimum
AVRDude	Arduino mikrodenetleyici programlama yazılımı
AVR-GCC	Arduino derleyici
I/O	Input / Output
PWM	Pals With Modulation
ISM	Industrial Scientific and Medical Radio Band

RPM

Revolutions Per Minute

IDE

Integrated Development Environment



1. GİRİŞ

ALS ve Kuadripleji gibi hastalıklar neticesinde birçok kişi yaşamını başkasına bağımlı olarak sürdürmektedir. Bu hastalıklarda, kişinin motor hareket yetenekleri her ne kadar zamanla yok olmaya başlasa da kişi dış çevreyi algılayabilmekte ve bununla birlikte vücutta bazı kaslar sinyal üretebilmektedir [1]. Bu hastalığın ilerleyen safhalarında göz çevresi, göz kapağı ve göz hareketlerini sağlayan kaslar en son işlevini yitiren kaslar olmaktadır [2].

EOG retina içinde yer alan pigment epiteli katmanındaki elektriksel potansiyelin ölçülmesidir[3]. Gözün ön kutbu ile arkası arasında sürekli var olan bir potansiyel elektrik farkı vardır. Retina pigment epitel tabakasından doğan bu potansiyel, göz hareketleri ile değişir. Gözün iç ve dış köşelerine yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla ölçüm yapılır.

EOG aracılığı ile kuadripleji vb. gibi hastalığa yakalanan kişi bu hastalığın son evresinde olsa dahi göz hareketlerini sağlayan kaslar işlevini yitirmediyse bu hastanın yaşamını kolaylaştırmak ve başkasına bağımlı olmadan hareketini sağlamak mümkündür [4].

Bu çalışmada motor hareket yeteneğini kaybeden hastaların yaşamını kolaylaştırmak maksatlı Göz Hareketlerini Kullanarak Tekerlekli Sandalye Kontrolü çalışması gerçekleştirilmiştir. Tekerlekli sandalye maliyetinin yüksek olması dolayısı ile aynı sistem prototip bir robot üzerinde modellenmiştir. Kişinin yüz bölgesinde göz sinyallerini algılamak için yerleştirilen elektrotlar master konumundaki elektronik kontrol birimine sinyal göndermekte master birim bu sinyalleri yorumlayarak bluetooth ile tekerlekli sandalye olarak modellenen robot üzerinde yer alan slave kontrol birimine gitmesi gereken yön bilgisini göndermektedir. Böylece slave konumunda olan ve tekerlekli sandalye olarak modellenen robot bluetooth ile veriyi alarak master birimin istediği yöne doğru hareket edilmektedir.

Problem Durumu/ Konunun Tanımı

Problemin çözümüne yönelik çalışmalar araştırıldığında ve incelendiğinde motor hareket yeteneğini kaybeden hastalara yönelik benzeri çalışmalar göz çevresi, göz kapağı ve gözün hareketini sağlayan kasların en son işlevini yitiriyor olmasından dolayı gözden alınan veriler kullanılarak çalışmalar gerçekleştirilmiştir [5]. Bu çalışmalarda elektrot ile göz hareketlerini algılamak haricinde video kamera kullanarak görüntü işleme yöntemi ile göz hareketlerini takip etme metodu da bulunmaktadır [6]. Başka bir çalışmada gözlerin konum

bilgilerine bağılı olarak elde edilen EOG sinyallerindeki gürültü filtrelenir, elde edilen veri ile göz kırpmaya hareketleri algılanır [7]. Göz kırpmaya hareketleri ile ilgili gerçekleştirilen bir çalışmada araç sürücülerinin göz kırpmaya adetleri EOG metodu ile takip edilerek göz kırpmaya süreleri arasındaki farka bakılarak yorgunluk tespiti gerçekleştirilmiştir [8]. Tekerlekli sandalye üzerine yapılan bir çalışmada ortamda bulunan engellere çarpmadan, elektrookülografi yöntemi ile göz hareketlerinden elde edilen verilere bağılı olarak tekerlekli sandalye kontrolü gerçekleştirilmiştir [9]. EMG ve EOG ölçümlerinin aynı anda gerçekleştirildiğı bir çalışmada cyberlink cihazı kullanılarak tek boyutlu sürekli EMG sinyalleri elde edilmekte ve EOG sinyalleri ile göz hareketlerine bağılı olarak tekerlekli sandalye kontrolü sağlanmaktadır [10]. Tekerlekli sandalyenin geri beslemeli olarak hız ve konum kontrolü yapıldığı bir çalışmada EOG sinyalleri ile göz hareketleri elde edilmekte ve bu sinyallere bağılı olarak tekerlekli sandalyede geri beslemeli olarak hız kontrolü ve konum kontrolü gerçekleştirilmektedir [11]. Mobil robot kontrolünün gerçekleştirildiğı bir çalışmada ağır engelli insanların yaşamını kolaylaştırmak için göz hareketleri elektrotlar aracılığı ile algılanmakta ve tekerlekli sandalye olarak modellenen mobil robot kontrolü sağlanmaktadır [12]. Göz hareketlerini analiz etmek için yeni bir algılama modeli üzerine yapılan bir çalışmada EOG metodu ile elde edilen sinyaller seğıirme, sabit bakma ve göz kırpmaya yöntemlerine göre değerlendirilmesi önerilmiştir. Bu yöntemler için doksan farklı özellik geliştirilmiştir. Bu yöntemlerin kullanılması için kâğıt üzerindeki yazıyı okuma, el yazısı ile not alma, video izleme ve internette gezinme uygulamaları gerçekleştirilmiştir [13]. ALS hastaları için mouse imleci kontrolü gerçekleştirilen çalışmada EOG sinyalleri kaydedilerek filtrelendikten sonra gözün baktığı yön tespit edilir ve mouse imlecinin konum bilgisi elde edilir [14]. Motor hareketleri bozukluğu meydana gelen insanlara yönelik gerçekleştirilen çalışmada sesli komut ile kontrol sistemi ile birlikte alternatif EOG sinyallerinin kullanılmıştır. Ses sinyalleri ile birlikte gözden alınan EOG sinyallerinin birlikte kullanılması durumu multimodal ara yüz oluşturmaktadır. Bu çalışmada ses ve göz hareketleri ile multimodal (çok modlu) robot kol kontrolü gerçekleştirilmiştir [15]. Bilgisayar faresi benzeri bir cihaz göz hareketlerine ve hasta tarafından göz kırpmaları ile kontrol edilmektedir. Göz sinyalleri tek kanal EOG ile elde edilmektedir. Gözün kırpmaya hareketlerini algılamak için sol göz üstü ve sağ gözün altına elektrotlar yapıştirilmiştir. Zamana bağılı olarak sinyal analizi yapılmıştır [16]. Taşınabilir kablosuz bir göz hareket-kontrollü İnsan-Bilgisayar Ara yüzü üzerine gerçekleştirilen çalışmada arayüz; yüzey elektrotları, iki kanallı yükseltici, bilgisayar ya da mikrodenetleyici ve kablosuz haberleşme modülünden oluşmaktadır. Beş adet elektrot kullanılarak iki kanaldan EOG

sinyalleri elde edilmiştir. Dikey elektrotlar sağ gözün üst ve altına, yatay elektrotlar sol şakak ve sağ şakak kısmına referans elektrot da alın kısmına yapıştırılmıştır. Sistem enstrümantasyon yükselteçleri, bant geçiren filtreler, iki kanallı yükseltici ve kaydırma devrelerinden oluşmaktadır. Elde edilen EOG sinyalleri 250 Hz oranında işlemci birime matematiksel morfoloji tabanlı sinyal işleme amacıyla ve göz hareketleriyle istemli kırpmaların tespiti için gönderilmiştir. Taşınabilir arayüz olarak zigBee modülü kullanılmıştır [17]. Göz hareketleriyle kontrol edilen göz kelime işlemcisi çalışmasında hemşire çağırma fonksiyonu ve dakikada sekiz kelime girişi fonksiyonu yer almaktadır [18]. Klavye ve fare tabanlı geleneksel uygulamalarda göz tabanlı ara yüzlerin etkileşimi artırmak için geliştirilen çalışmada göz hareketlerine göre hareket eden ve göz kırpma hareketleri ile bazı olayların kontrol edilebildiği bir robot geliştirilmiştir [19]. Uykusuzluk analizi veya göz kırpma tespitiyle ilgili gerçekleştirilen bu çalışmada kızıl ötesi kamera tabanlı temassız sistem insan yorgunluğunu değerlendirmek için önerilmiştir. Kızıl ötesi ışık anahtarlama göz kırpmasının her bir karede tespit edilmesini sağlamıştır. Ölçüm esnasında gerçekleşmesi muhtemel baş hareketleri için pan-tilt ünitesi kullanılmıştır. Algoritmanın en önemli özelliği istemli göz kırpma hareketleri ile istemsiz göz kırpma hareketlerini ayırt edebilmesidir [20].

Araştırmanın Amacı

Hareket kabiliyetlerinin yok olması ya da zayıflaması nedeniyle başlarına ihtiyaç duymadan, göz hareketlerini kullanarak kendi yaşamlarını sürdürebilmesi mümkün olacaktır. Bu durumun gerçekleştirilmesi için hastanın göz hareketleri, hastanın göz kaslarının olduğu noktalara yapıştırılarak hastanın gitmek istediği yer algılanmaktadır.

Günümüzde Ar-Ge faaliyetlerinin en kapsamlı yürütüldüğü alanlardan birisi de biyomekatronik ve biyomedikal sistemlerdir. Bu kapsamda fayda sağlamak adına, tez araştırmasının amacı insanların başkalarının yardımına ihtiyaç duymadan kendi yaşamlarını sürdürebilmelerini sağlamaktır.

Araştırmanın Önemi

Kuadripleji, ALS vb. hastalıklara yakalanan insanların durumu dünya genelinde incelendiğinde; 100 milyonun üzerinde çok ciddi oranda ALS, kuadripleji vb. motor hareket yeteneğinin azaldığı ya da kaybolduğu hastalığa yakalanan insan olduğu tespit edilmiştir [4]. Biyomekatronik sistemlerin en temel hedefi insanların sağlık problemleri ile ilgili durumları mekatronik sistemler ile destekleyerek gidermek ya da minimuma indirmektedir [5]. Konu üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde hastaların göz

hareketleri kamera ile algılanarak aynı şekilde tekerlekli sandalyeyi kontrol etmekte fakat bu sistemlerin zaman zaman ortam ışığına bağlı olarak kararsız çalışma durumları söz konusu olduğu gözlenmiştir [6].

Gerçekleştirilen bu çalışmada elektrotlar ile göz hareketleri algılandığından bu gibi kararsızlıklar meydana gelmeyecek ve çok daha stabil ölçümler sağlanabilmektedir. Bu hastalığa yakalanan kişinin durumu düşünüldüğünde; kamera ile göz hareketlerinin algılandığı bir sistemde, sadece göz hareketleri ile tekerlekli sandalye olarak modellenen robotu kontrol edeceğinden, bu konuyla ilgili ölçümde yapılan bir hata robotun tamamıyla yanlış hareket etmesine sebep olacaktır. Aynı durum göz hareketlerini elektrot ile algılayacak sistemde değerlendirildiğinde böyle bir hata ihtimali bulunmamaktadır. İlk başta elektrotlar yerleştirilirken uygun noktalara yerleştirildikten sonra, ölçümde kararsızlık gibi bir durum söz konusu olmayacaktır.

Sınırlılıklar

Çalışmada göz hareketlerini algılamak için 2 sinyal 1 referans olmak üzere 3 elektrot kullanılmıştır. Sinyal elektrotları yatay yöndeki göz hareketlerini algılamak için kullanılmıştır. Burada sisteme 2 elektrot daha eklenip dikey yöndeki göz hareketlerini de algılamak mümkündür.

Göz hareketlerinin kodlanması için 2 bitlik veri kullanılmıştır. Hastanın sol yöne baktığı göz hareketi x değeri, sağ yöne baktığı göz hareketi y değeri ve her bakmada z değeri 1 arttırılmaktadır. Örneğin; hasta ilk sola baktığında $x=1, y=0, z=1$ olacaktır. İkinci kez sola baktığında $x=2, y=0, z=2$ olacaktır. İkinci komut onay niteliği taşıdığından z değeri 2 olmadan robot hareket etmemektedir. $z=2$ ise x ve y 'nin durumuna bakarak robot gideceği yönü belirlemektedir. Sistemdeki elektrot sayısı arttırılarak kodlama kombinasyonu arttırılabilir.

2. ELEKTROT KULLANILARAK GERÇEKLEŞTİRİLEN ÖLÇÜM SİSTEMLERİ

2.1. Elektrotlar

Vücutta ki biyolojik işaretlerin algılanabilmesi için vücut ile ölçme sistemi arasındaki iletişimi sağlayan ve bu ölçümleri gerçekleştirmek için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemana **elektrot** adı verilir. Vücuttaki biyoelektrik sinyallerin izlenebilmesi için elektrotlara ihtiyaç duyulmaktadır. Elektrotlar biyoelektrik olayların haricinde dokulara elektrik akımı uygulamak için de kullanılır. Resim 2.1’de çeşitli elektrotlar gösterilmektedir.



Resim 2.1: Uygulamalarda kullanılan elektrot tipleri

Elektrotların seçiminde fiziksel zarar teşkil etmesi, mekanik dayanıklılık ve elektriksel iletkenlik en önemli unsurlardır. En sık kullanılan elektrot metal tipleri tantal, platin, gümüş, altın, tungusten, paslanmaz çelik veya alüminyumdur. Platin yüksek iletkenliği, aşınmaya (korozyon) ve deformasyona dayanıklılığı gibi özelliklerinden dolayı organ içine sürekli gömülü elektrotlar (elektronik peacemaker vb.) gibi hassas kullanım alanlarında tercih edilmektedir. Gümüş; iletkenliği yüksek, sertliği düşük fakat korozyona karşı dayanıklı değildir. Paslanmaz çelik’in en büyük dezavantajı korozyona uğramasıdır fakat dış uygulamalar, bazen iç uygulamalar için de uygun sayılmaktadır. Alüminyum yüzeysel uygulamalarda tercih edilmektedir. Bakır, zehirliliği nedeni ile sağlık açısından risk teşkil ettiğinden uygun değildir [21].

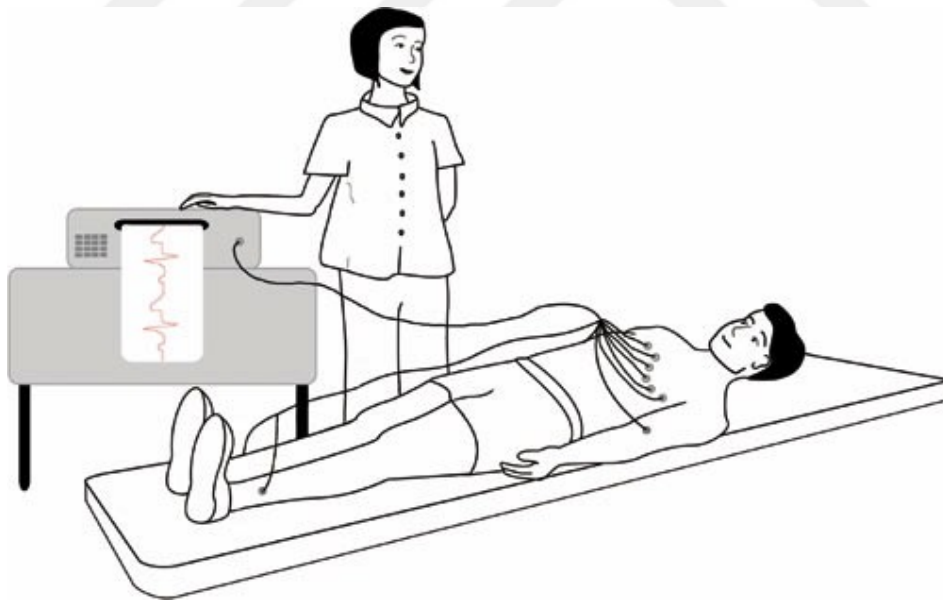
2.2. Elektrotların Kullanım Alanları

Ölçülen fiziksel büyüklüklerin gerçek değerleri gösterebilmesi için insanların içyapısı ve özellikleri, insan sisteminin tasarımı ve uygulanması sırasında dikkate alınmalıdır.

İnsan organizması ve ölçü sistemi ile birlikte oluşan tüm sisteme **insan – enstrümantasyon** sistemi denir. Bu sistemdeki temel özellikler herhangi bir enstrümantasyon sistemindeki temel özellikler ile aynıdır. Aradaki en önemli fark, ölçüm yapılan deneğin canlı organizma olmasıdır. Bu genellikle insandır. [7].

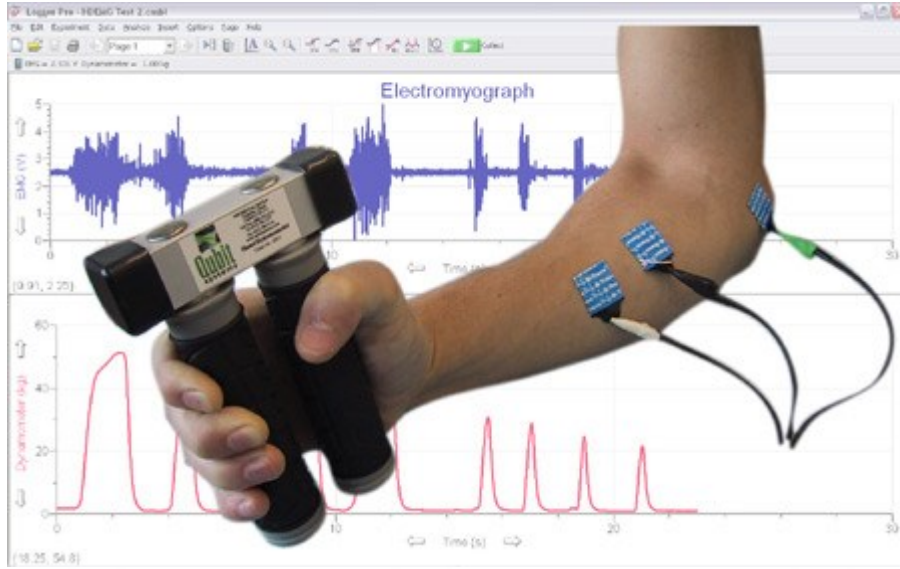
Elektrotlar, canlı organizmadaki elektriksel biyolojik sinyallerin algılanması amacıyla kullanılmaktadır. Bu elektriksel sinyaller vücuttaki , kas kalp, sinir, beyin, mide-bağırsak veretina gibi bölümlerden alınır. Aşağıda elektrot kullanarak gerçekleştirilen ölçüm düzenekleri ile ilgili bazı örnekler görülmektedir.

EKG (Elektrokardiyogram): Kalpten alınan sinyaller ile ölçüm gerçekleştirilir. Bu ölçüm sisteminde EKG tipi elektrotlar kullanılmaktadır. Resim 2.2’de EKG ölçüm düzeneği gösterilmiştir.



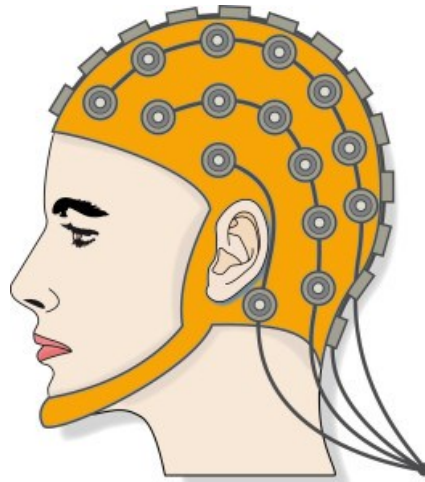
Resim 2.2: EKG ölçüm düzeneği

EMG (Elektromiyogram): Kaslardan alınan elektriksel sinyaller ile ölçüm gerçekleştirilir. Uyarıcı elektrotlar yardımı ile kaslar küçük elektriksel şoklar ile uyarılır. Şok uygulayan elektrotların uyarıları esnasında diğer elektrotlar ile kasların tepkileri ölçülür ve kaydedilir. Resim 2.3 ’de EMG ölçümüyle ilgili bir örnek gösterilmiştir.



Resim 2.3: EMG ölçüm sistemi

EEG (Elektroensefalogram): Beyinden alınan elektriksel sinyallerin EEG ile ölçümü gerçekleştirilir. Ölçüm esnasında ses ışık vb. fiziksel uyarılar kullanılır. Beyin, algıladığı ve gördüğü durumlar karşısında tepki verir. Beynin vermiş olduğu tepkiler EEG elektrotları yardımı ile algılanarak kaydedilir. Resim 2.4’de EEG ölçümüyle ilgili bir örnek gösterilmiştir.



Resim 2.4: EEG ölçümünde elektrotların yerleştirilmesi

EKG (Elektrogastrogram): Mide ve bağırsaklardan elektriksel sinyaller alınarak gerçekleştirilen ölçüm sistemidir. Bu sinyallerin yorumlanabilmesi için elde edilen sinyaller yükselteç ile yükseltılarak yorumlanabilir hâle getirilir. Resim 2.5’de EKG ölçümüyle ilgili bir örnek gösterilmiştir.



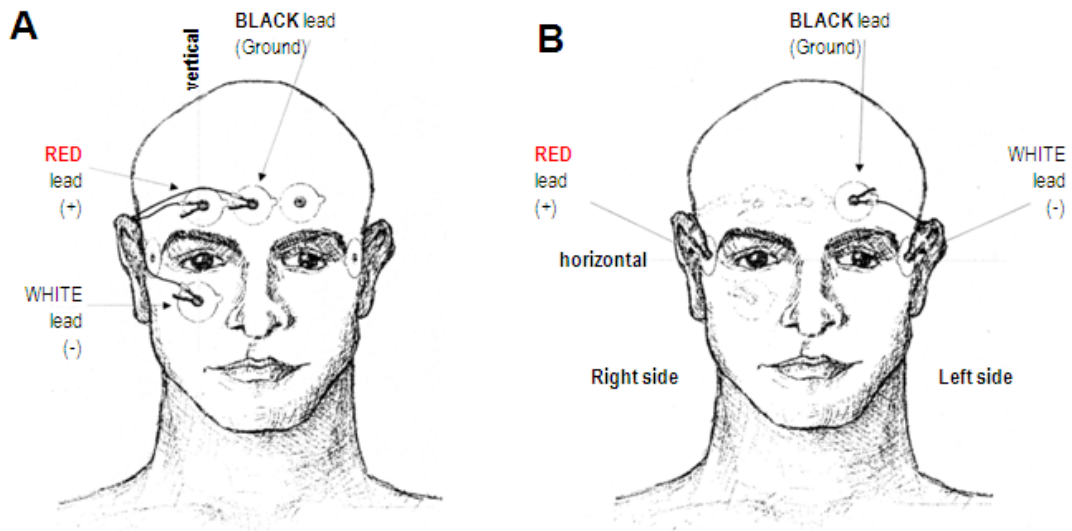
Resim 2.5: EGG ölçüm sisteminde elektrotların yerleştirilmesi

ERG (Elektroretinogram): Bu ölçüm sisteminde göz aydınlık ve karanlık ortamlarda, beyaz ve renkli ışıklarla, değişik şiddetlerde uyarılır. Retinanın değişik katlarında ortaya çıkan sinyaller, kornea üzerine veya çok yakınına yerleştirilen hassas elektrotlar yardımı ile kaydedilir. Bu ölçümlerden elde edilen dalga şekilleri ve voltaj büyüklükleri ölçülerek, retinanın klinik olarak ayırt edilmekte zorluk çekilen bir hastalığının tanınmasını veya teşhisi konulmuş bir hastalığın evresinin belirlenmesini ya da birbirine benzeyebilen hastalıkların ayırt edilmesini mümkün kılar. Resim 2.6’da ERG ölçümüyle ilgili bir örnek gösterilmiştir.



Resim 2.6: ERG ölçüm sistemi

EOG (Elektrookülografi): Bu ölçüm sisteminde göz hareketlerinin incelenerek gözün çevresinde oluşan EOG olarak isimlendirilen biyolojik elektrik sinyallerinin ölçümü gerçekleştirilmektedir. Ölçüm yapacak elektrotlar gözün sağ ve soluna veya gözün üstüne ve altına, referans elektrotu alnın orta kısmına yapıştırılarak ölçüm gerçekleştirilir. Resim 2.7’de EOG ölçümüyle ilgili bir örnek gösterilmiştir.



Resim 2.7: EOG ile yapılacak ölçüm için elektrotların yapıştırma şekilleri

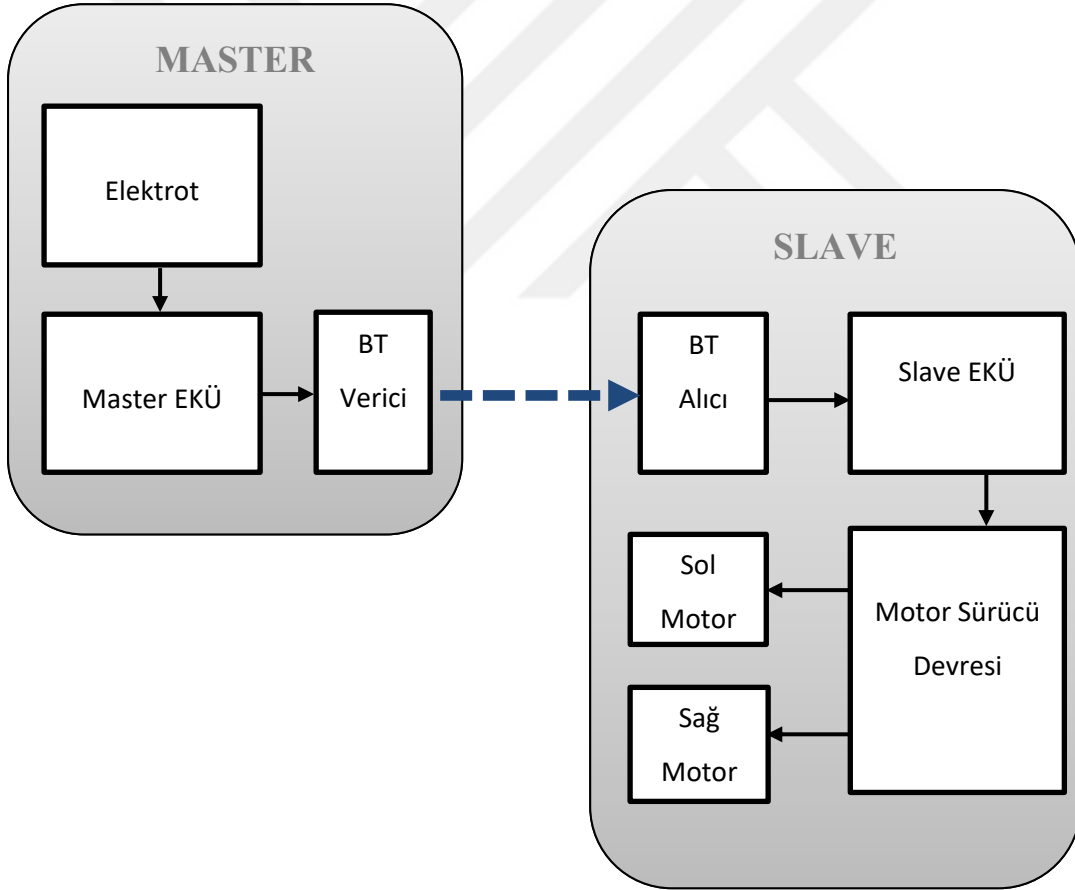
3. SİSTEMİN TASARIMI

3.1. Sistemin Çalışması ve Tekerlekli Sandalye Robot Modeli Tanımı

Robot; Sensörler yardımı ile çevresinden bilgi toplayan topladığı bilgileri değerlendiren ve bu değerlendirme sonucunda karar vererek kendi başına hareket edebilen mekanizmadır.

Projede tekerlekli sandalye maliyeti yüksek olacağından ve bu çalışma Ar-Ge amaçlı prototip bir çalışma niteliği taşıdığından tekerlekli sandalye olarak iki tekerlekli bir robot modellenmiştir.

Bu projede robot slave modunda çalışmakta ve master modunda çalışan kontrol kartından bluetooth haberleşmesi ile verileri alarak gelen veri doğrultusunda hareket etmektedir.



Şekil 3.1: Sistemin blok diyagramı

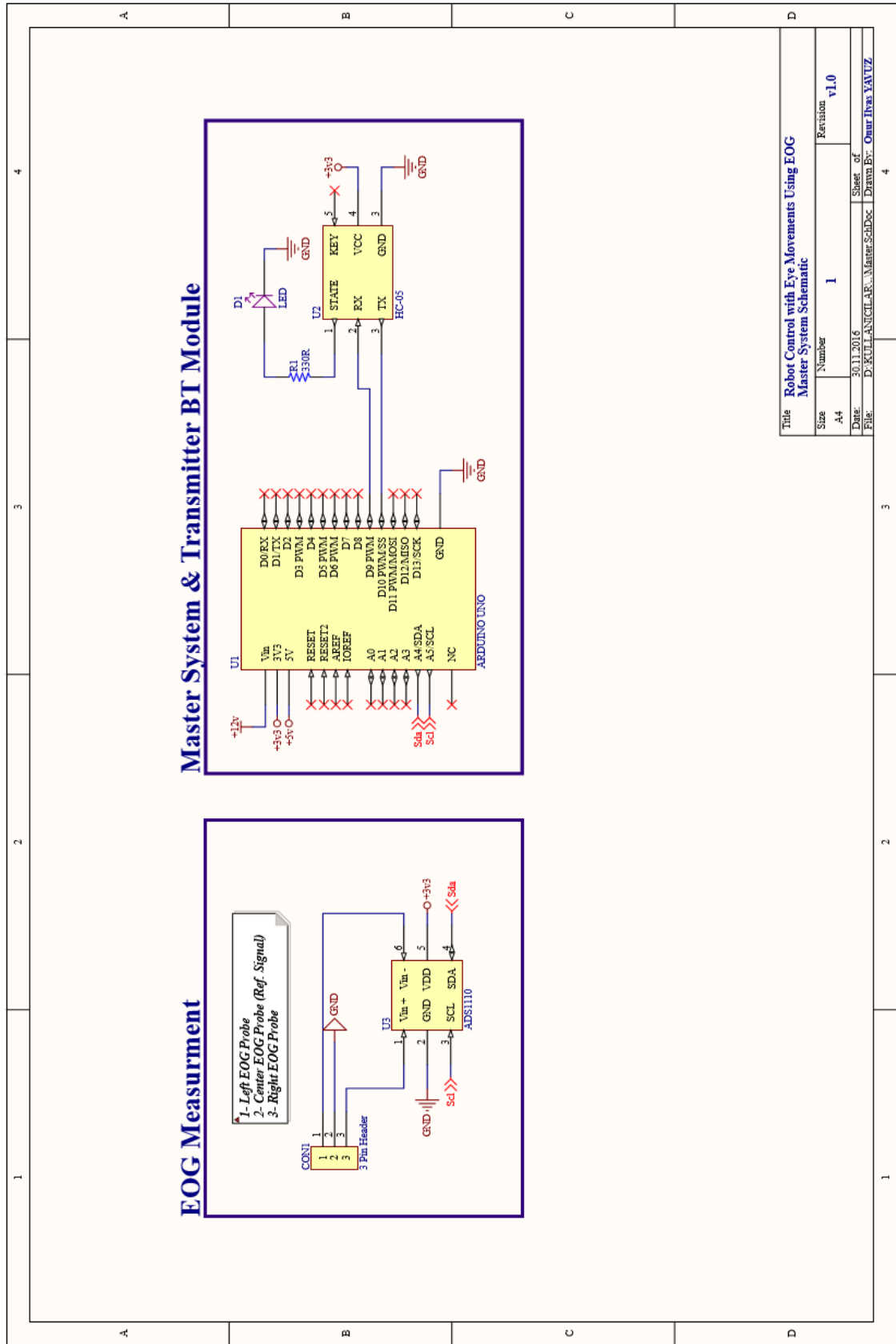
Şekil 3.1’ de yer alan blok diyagramında sistemin çalışma şekli gösterilmiştir. Elektrotlar aracılığı ile göz hareket sinyalleri algılanarak Master EKÜ’ ye iletilmektedir. Master EKÜ gelen sinyalleri yorumlayarak BT Verici ile robot üzerinde yer alan BT Alıcı’ya gönderir. BT Alıcı gelen verileri Slave EKÜ’ ye iletir. Slave EKÜ MSD’ ye hangi motorun

hangi yöne döneceği bilgisini gönderir. MSD ile motorlar kontrol edilerek tekerlekli sandalye olarak modellenen robot göz hareketlerine bağlı olarak istenilen konuma gider.

3.2. Elektronik Tasarım

3.2.1. Master Sistem Tasarımı

Master sistem tasarımında EKÜ olarak Arduino Uno kartı kullanılmıştır. Aynı zamanda arduino Uno ile modüler olarak birleştirilebilen Arduino proto shield kartı kullanılmıştır. Şekil 3.1’de yer alan diyagramın Master kısmında da görüleceği gibi; elektrotlardan alınan sinyaller proto shield üzerinde hazırlanan ADS1110 kitine bağlanmakta, ADS1110 kiti elektrotlardan okuduğu veriyi Arduino Uno kartına I2C haberleşme ile göndermektedir. Arduino gelen veriyi ADS1110’un çıkış formülizasyonuna göre değerlendirmekte ve BT verici ile Slave sistem üzerindeki BT Alıcı’ya ilgili yön bilgisini içeren komutu göndermektedir. Şekil 3.2’ de Master sistemin devre şeması yer almaktadır.



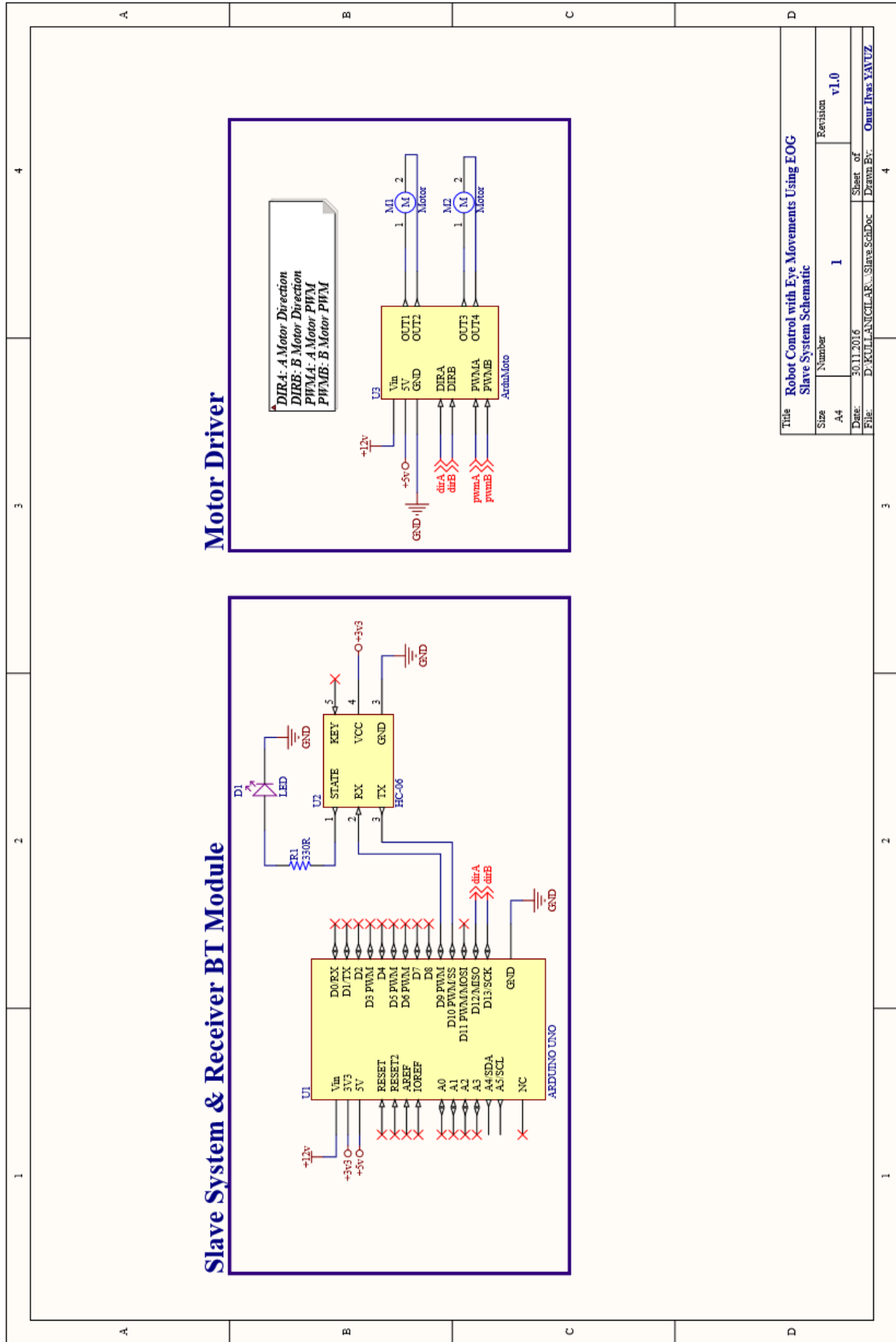
Title: Robot Control with Eye Movements Using EOG Master System Schematic			
Size: A4	Number: 1	Revision: v1.0	
Date: 30.11.2016	Sheet of		Drawn By: Onur İhsan YAVUZ
File: D:\KULLANILANLAR\Master SchDec	Drawn By: Onur İhsan YAVUZ		

Şekil 3.2 : Master sistem devre şeması

Şekil 3.2’ de yer alan şematik 2 kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım incelendiğinde; ADS1110’un 2 girişine elektrotların bağlı olduğu konnektörün 1 ve 3 numaralı pinleri bağlanmıştır. Burada 1 numaralı giriş sol göz kas hareketlerini okumak için kullanılacak elektrot, 2 numaralı giriş referans elektrot, 3 numaralı giriş sağ göz kas hareketlerini okumak için kullanılacak elektrottur. Referans elektrot sistemin GND hattına bağlanmalıdır. İkinci kısım incelendiğinde bu kısımda EKÜ yer almaktadır. ADS1110’dan I2C haberleşmesi ile gelen veri bu birimde yorumlanır ve gözün hangi yöne doğru hareket ettiği tespit edilir. Bir sonraki aşamada Arduino UART haberleşme hattı üzerinden BT Verici’ye ilgili yön bilgisini içeren komut gönderilir. Aynı zamanda BT Verici’ye voltaj verildikten sonra BT Alıcı ile eşleşir ise HC – 05’in state pinine bağlı LED yanar. Bu şekilde Master – slave modülün veri alış –verişi bağlamadan önce sağlıklı bir şekilde iletişim kurup kurmadığı gözlemlenebilmektedir.

3.2.2. Slave Sistem Tasarımı

Tekerlekli sandalye olarak modellenen slave sistem tasarımında da EKÜ biriminde Arduino Uno kontrol kartı kullanılmıştır. Aynı zamanda yine Arduino Uno ile uyumlu çalışan, L298N motor sürücü entegresi’nin bulunduğu Arduino Motor Shield kullanılmıştır. BT alıcı olarak HC – 06 modül kullanılmıştır.



Title		Robot Control with Eye Movements Using EOG	
Size	Number	Revision	
A4	1	v1.0	
Date:	30.11.2016	Sheet of	1
File:	D:\KULLANILAR\SlaveSchDoc	Drawn By:	Onur Ilyas YAVUZ

Şekil 3.3 : Slave Sistem (Robot) devre şeması

Şekil 3.3 'de yer alan şematik incelendiğinde BT Alıcı' dan gelen data UART Haberleşme hattı üzerinden Slave EKÜ olarak kullanılan Arduino Uno kontrol kartına aktarılmaktadır. BT Verici ile BT Alıcı eşleştiğinde HC – 06' nın state pinine bağlı led yanar. Master EKÜ tarafından gönderilen ve yön bilgisini içeren data bilgisine bağlı olarak Slave EKÜ Arduino Motor Driver Kontrol Kartına 4 bitlik data göndermektedir. Gelen bu dataya bağlı olarak Arduino Motor Driver Kontrol Kartı üzerindeki L298N motor sürücü entegresi aracılığı ile motorlar sürülerek robotun istenen yöne gitmesi sağlanır.

3.2.3. Elektrotlar

3.2.3.1. Elektrotların Çalışma Prensibi

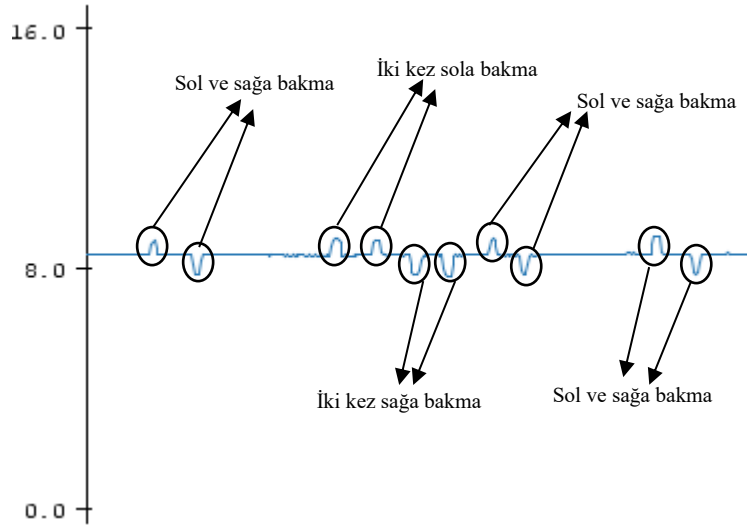
EOG ölçümünde elektrotlar Resim 3.1'de görüldüğü gibi; sağ şakak, sol şakak ve alın kısmına yapıştırılırlar. Göz hareketlerine bağlı olarak meydana gelen potansiyel farktan dolayı uV mertebesinde çıkış voltajı meydana gelmektedir. Elektrotlarda uV mertebesinde çıkış ürettikleri için MCU'ların ADC' si kullanılarak elektrotların ürettiği değişim sinyalini okumak mümkün değildir. Genellikle kullanılan MCU'larda 10 bit ADC vardır. Denklem 3.1' de 10 bit çözünürlüğe sahip ADC için hesaplama yapılmıştır.

$$\frac{\text{Referans Voltajı}}{2^{\text{ADC Çözünürlüğü}}} = \frac{3.3 \text{ v}}{2^{10}} = 3,22 \text{ mV} \quad (3.1)$$

10 bit ADC için yapılan hesaplamada hassasiyet 3,22 mV olacağından elektrotlarda meydana gelen potansiyel değişimi algılamak mümkün olmayacaktır. Bu yüzden bu çalışmada Arduino Uno'nun ADC' si kullanılmayıp ADS1110 16 bit ADC kullanılmıştır. Denklem 3.2' de ADS 1110 için 16 bit çözünürlüğe sahip ADC hesaplaması yapılmıştır.

$$\frac{\text{Referans Voltajı}}{2^{\text{ADC Çözünürlüğü}}} = \frac{3.3 \text{ v}}{2^{16}} = 50,35 \text{ uV} \quad (3.2)$$

Referans voltajı 3,3 v olması durumunda ADS1110 hassasiyeti 50,35 uV olacaktır. Bu da elektrotlardaki değişimi algılamak için yeterli bir hassasiyettir.

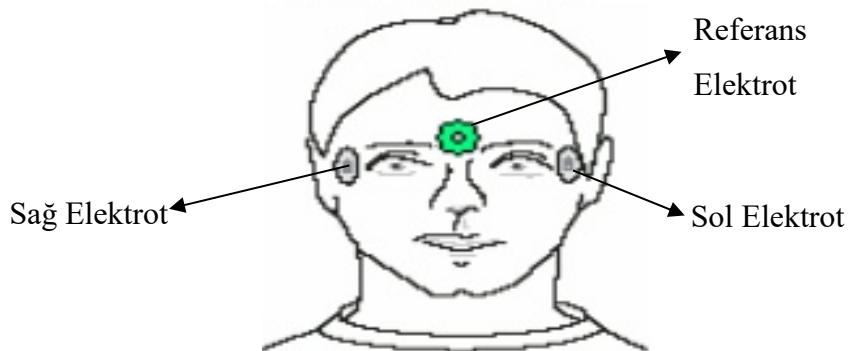


Şekil 3.4: Elektrotlardan alınan ölçüm grafiği

Şekil 3.4' de elektrotlar ile yapılan ölçüm grafiğe aktarılmıştır. Grafikte görüldüğü gibi voltaj seviyesinde yaklaşık olarak 300 uV seviyesinde bir değişim meydana gelmektedir. Grafikte pozitif yönde oluşan değişim göz hareketinin sol tarafa doğru olduğunu, negatif yönde oluşan değişim sağ tarafa doğru olduğunu göstermektedir.

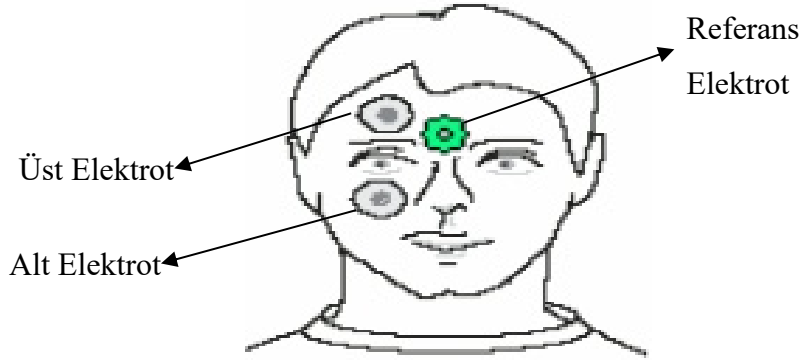
3.2.3.2. Elektrotların Yerleştirilmesi

EOG yöntemi ile yatay yöndeki göz hareketlerinin algılanması için elektrotlar şakak bölgelerine yapıştırılmalı referans elektrot alın bölgesine yapıştırılmalıdır. Bu durum Resim 3.1' de gösterilmiştir.



Resim 3.1: Yatay yönde göz hareketlerini ölçmek için elektrotların yapıştırılma şekli

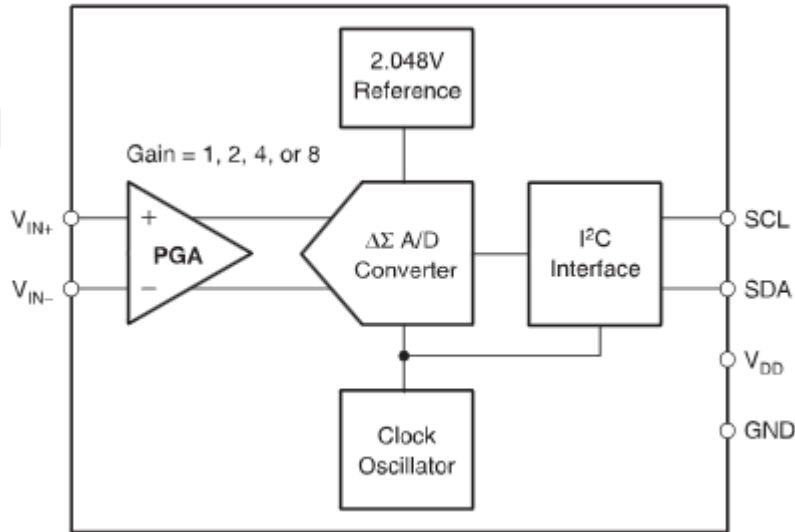
Dikey yöndeki göz hareketlerini algılamak için referans elektrot yine alın bölgesine, diğer elektrotlar gözün alt ve üst kısmına yapıştırılmalıdır. Bu durum Resim 3.2' de gösterilmiştir.



Resim 3.2: Dikey yönde göz hareketlerini ölçmek için elektrotların yapıştırılma şekli

3.2.4. ADS 1110 16 Bit ADC

ADS1110 iki analog girişi olan 16 bit $\Delta\Sigma$ ADC entegresidir. Çalışma voltajı 2.7v – 5.5v arasındadır. Dâhili 2.048v referans voltajı mevcuttur. I2C protokolü ile haberleşmektedir. Kazanç değeri 1, 2, 4, 8 olarak set edilebilmektedir. Veri örnekleme oranı 15, 30, 60, 240 SPS olarak ayarlanabilmektedir. Şekil 3.5' de ADS1110' un blok diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 3.5 : ADS1110 blok diyagramı

ADS1110 I2C protokolü ile haberleşmenin başlatılabilmesi için ilk etapta ADS1110'un adres bilgisinin bilinmesi gerekir. Tablo 3-1' de kılıf işaretine bağlı olarak adres bilgileri verilmiştir. Projede kullanılan ED0 paketi olduğundan adres bilgisi olarak 1001 000 kullanılmalıdır. Aksi takdirde ADS1110'un MCU ile haberleşmesi sağlanamaz.

Tablo 3-1: ADS 1110 Paket işaretine bağlı I2C adres tablosu

PRODUCT	I2C ADDRESS	PACKAGE-LEAD	PACKAGE DESIGNATOR(1)	SPECIFIED TEMPERATURE RANGE	PACKAGE MARKING	ORDERING NUMBER	TRANSPORT MEDIA, QUANTITY
ADS1110	1001 000	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED0	ADS1110A0IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A0IDBVR	Tape and Reel, 3000
ADS1110	1001 001	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED1	ADS1110A1IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A1IDBVR	Tape and Reel, 3000
ADS1110	1001 010	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED2	ADS1110A2IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A2IDBVR	Tape and Reel, 3000
ADS1110	1001 011	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED3	ADS1110A3IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A3IDBVR	Tape and Reel, 3000
ADS1110	1001 100	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED4	ADS1110A4IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A4IDBVR	Tape and Reel, 3000
ADS1110	1001 101	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED5	ADS1110A5IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A5IDBVR	Tape and Reel, 3000
ADS1110	1001 110	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED6	ADS1110A6IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A6IDBVR	Tape and Reel, 3000
ADS1110	1001 111	SOT23-6	DBV	-40°C to +85°C	ED7	ADS1110A7IDBVT	Tape and Reel, 250
						ADS1110A7IDBVR	Tape and Reel, 3000

3.2.4.1. I2C Haberleşme Protokolü

I2C haberleşme protokolü iki hat üzerinden gerçekleşir. Bunlar SCL ve SDA'dır. SCL veri haberleşmesinin senkronize gerçekleşmesini sağlayan clock sinyalini hattı, SDA data transferinin gerçekleştiği veri hattıdır.

Start(başla) komutuyla I2C protokolünde veri alışverişi başlar ve Stop(bitir) komutuyla sonlanır. SCL hattı lojik 0 seviyesindeyken SDA hattındaki veri transferi gerçekleşir. Veri alışverişi başlamadan önce start komutu ya da veri alışverişi tamamlandıktan sonra stop komutu SCL hattı lojik 1 seviyesinde iken gönderilir. Veri transferinin başlaması için start komutu SCL hattı lojik 0'da iken SDA hattında lojik 1'den lojik 0'a geçiş esnasında bildirilir. Aynı şekilde stop komutu SCL hattı lojik 1'de iken SDA hattında lojik 0'dan lojik 1'e geçiş esnasında bildirir. I2C haberleşme protokolünde veri gönderme ve veri okuma işlemi SDA hattı üzerinden gerçekleşir. Veri transferinin gerçekleştiği SDA hattı pull-up direnciyle VCC'ye bağlı olduğundan, hattın lojik 0 olması durumuna bağlı olarak start ve stop verisi anlaşılmaktadır. I2C haberleşme protokolünde host (master) konumunda olarak genellikle mikrodenetleyiciler kullanılır ve hostun haberleştiği device (slave) denilen cihazlar kullanılmaktadır. I2C haberleşme protokolüne göre, SDA hattında bağlı her bir device durumundaki cihazın, maksimum 7 bitten oluşan kendisine ait bir adresi bulunmaktadır. Device olarak ifade edilen cihazlar; EEPROM, LCD, mikrodenetleyici, sensör veya herhangi bir dijital sistem olabilir. SDA hattındaki veri transferi çift yönlü olabilir. SDA hattında, eğer bu adres bilgisi host tarafından gönderilmişse, o adrese ait device tarafından SDA hattı üzerinden ACK yani "alındı" anlamına gelen bir cevap

gönderilir. Device ACK verisini gönderdikten sonra kullanıma hazırdır. I2C haberleşme protokolünde host olarak kullanılan cihaz, birden fazla device cihazla haberleşebilmektedir. Bu durumun gerçekleşebilmesi için veri transferini başlatan Host konumunda, veri hattına bağlı diğer tüm cihazlar device konumunda olacaktır. Host olarak kullanılan aygıt genellikle bir MCU'dur. I2C haberleşmesinde host olarak kullanılan aygıtın device olarak aygıt(lar) ile haberleşmesi aşağıda sıralandığı şekilde gerçekleşmektedir.

1. Host olarak kullanılan MCU SDA hattından “start” biti gönderir. Device konumundaki aygıtlar kendilerini alınacak adres bilgisi için hazırlarlar.

2. Host, haberleşmek istediği device'ın adresini ve yapılacak işlemin yazma veya okuma olup olmadığını 1 bayt halinde SDA hattından I2C veri yoluna aktarır. Device olarak kullanılan aygıtlar, host ile hangisinin haberleşeceğine karar vermek için SDA hattından gelen adres bilgisini alırlar ve bunun kendi adresleri olup olmadığını kontrol ederler.

3. Host'un gönderdiği adrese sahip device kendisinin veri yolunda olduğunu ve haberleşmeye hazır olduğunu bildirmek üzere SDA hattı üzerinden veri yoluna bir ACK sinyali gönderir. Diğer device'lar host konumundaki MCU'dan gelecek “stop” bitini, haberleşme tamamlanana kadar müdahalede bulunmamaları için beklerler ve bir sonraki haberleşmede kendileri çağrılabilirler.

4. Bu işlemlerin neticesinde veri transferi gerçekleşir. Gerçekleşen işlem yazma ise host'dan device'a doğru, okuma ise tersi yönde veri transferi gerçekleşir. Transfer tamamlandıktan sonra Master stop bitini SDA hattından veri yoluna aktarır ve haberleşme sona erer.

3.2.4.2. Konfigürasyon Register'ının Set Edilmesi

ADS1110 SPS ve PGA değerleri konfigürasyon registerından set edilebilir. Bununla ilgili ADS1110 entegresinin Config Register'ına erişerek Tablo 3-2' deki bitlere ilgili değerlerin yazılması gerekmektedir.

Tablo 3-2: Konfigürasyon Register yapısı

BIT	7	6	5	4	3	2	1	0
NAME	ST/DRDY	0	0	SC	DR1	DR0	PGA1	PGA0
DEFAULT	1	0	0	0	1	1	0	0

ADS1110 konfigürasyon registerında örnekleme oranı olarak 15 SPS, kazanç değeri PGA 1 olarak seçilmiştir. Bu durumda Tablo 3-3 ve Tablo 3-4'de yer alan tablolar incelendiğinde konfigürasyon register yapısı Tablo 3-2'de ki gibi olacaktır.

3.2.4.2.1. PGA Değeri Set Edilmesi

Kazanç değerinin set edilmesi için Tablo 3-3'den faydalanılmalıdır.

Tablo 3-3: PGA tablosu

PGA1	PGA0	GAIN
0 ⁽¹⁾	0 ⁽¹⁾	1 ⁽¹⁾
0	1	2
1	0	4
1	1	8

(1) Default setting.

Tablo 3-2' incelendiğinde default değer olarak PGA0 ve PGA1 bitleri 0 – 0 set edilmiştir. Bu kazanç oranı olarak 1 e tekâmül etmektedir. Yani ölçülen değer yükseltilmeden direk çıkışa aktarılır.

3.2.4.2.2. Örnekleme Oranı Değeri Set Edilmesi

Örnekleme oranı değerinin set edilmesi için data register' ın DR0 – DR1 bitlerinin Tablo 3-4'e göre set edilmesi gerekir.

Tablo 3-4: Data register tablosu

DR1	DR0	DATA RATE
0	0	240SPS
0	1	60SPS
1	0	30SPS
1(1)	1(1)	15SPS(1)

(1) Default setting.

3.2.4.3. Çıkış Kodu Hesaplama

ADS110 giriş voltajlarını ölçtüktan sonra I2C protokolü ile ölçtüğü veriyi belirli bir formüle bağılı olarak üretmektedir. Çıkış kodu üretilen formül denklem 3 de yer almaktadır.

$$Output\ Code = -1 \times Min\ Code \times PGA \times \frac{(V_{IN+} - V_{IN-})}{2.048} \quad (3.3)$$

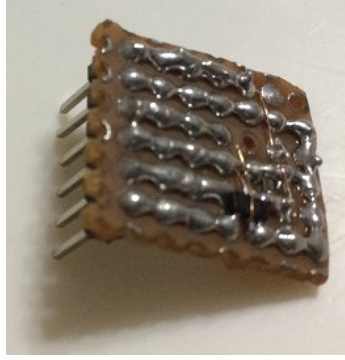
Min Code olarak geçen parametre Tablo 3-5’de verilmiştir.

Tablo 3-5 : Örnekleme oranına bağılı olarak min. ve max. code değerleri

DATA RATE	NUMBER OF BITS	MINIMUM CODE	MAXIMUM CODE
15SPS	16	-32,768	32,767
30SPS	15	-16,384	16,383
60SPS	14	-8192	8191
240SPS	12	-2048	2047

Denklem 3.3’de yer alan Min Code parametresi veri örnekleme oranına bağılı olarak Tablo 3-5’te yer alan tabloda belirtilmiştir. 15 SPS data örnekleme oranı seçildiğinde Min Code olarak -32,768 değeri kullanılmalıdır.

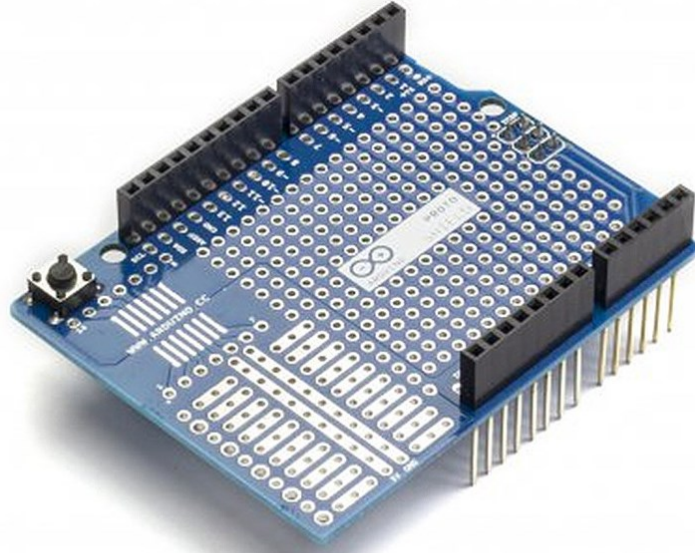
Projede kullanılan ADS1110 entegresi pertinaksın üzerine lehimlenerek kit şeklinde direk Arduino Proto Shield üzerine lehimlenmiştir. Modüler olarak tasarlanan ADS kitinin resmi Resim 3.3’de yer almaktadır.



Resim 3.3: ADS1110 Modül tasarımı

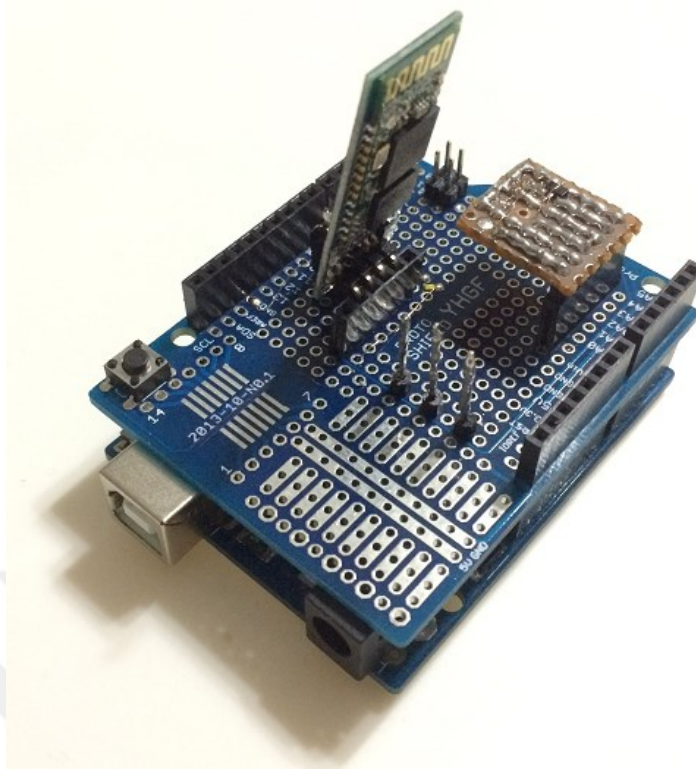
3.2.5. Arduino Uno Proto Shield Kartı

Arduino Uno proto shield kartı; Arduino Uno ile pin uyumludur. Yani direkt olarak Arduino Uno'ya montajlanabilir. Resim 3.4'de Arduino proto shield resmi görülmektedir.



Resim 3.4: Arduino Uno Proto Shield

Proto shield üzerindeki lehim yapılacak alan sayesinde; Arduino Uno'ya modüllerin kolaylıkla bağlantısını sağlamak için, modüller ya da elektronik elemanlar proto shield üzerine montajlanır. proto shield üzerinden Arduino Uno ile bağlantı sağlanır. Projede Master sistemde kullanılan Arduino Uno ve Proto Shield montajlı hali Resim 3.5'de gösterilmiştir.

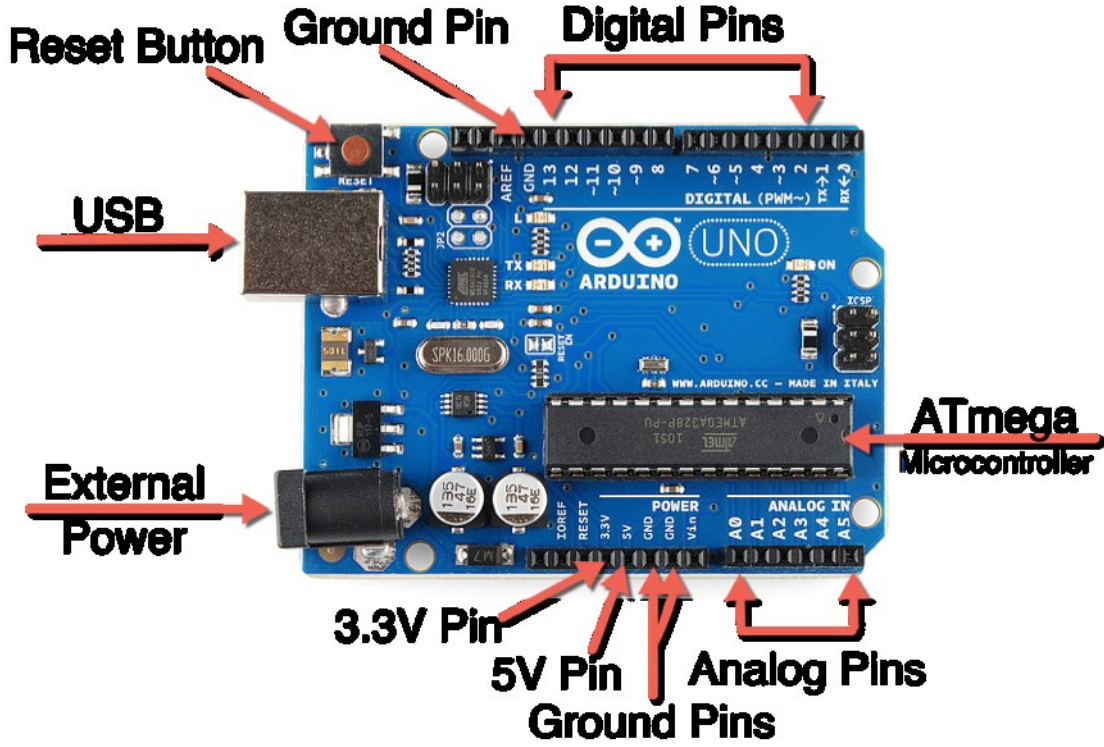


Resim 3.5: Arduino Uno ve Arduino Proto Shield Montajı

3.2.6. Arduino Uno Kontrol Kartı

Arduino; Geliştirme ortamı, Arduino kütüphaneleri, AVR Dude ve AVR-GCC oluşur. Arduino yazılımı bir geliştirme ortamı ve kütüphanelerden oluşur. IDE, Java dilinde yazılmıştır ve Processing adlı dilin ortamına dayanmaktadır. Kütüphaneler ise C ve C++ dillerinde yazılmıştır ve AVR-GCC ile derlenmiştir. Optiboot bileşeni Arduino' nun bootloader bileşenidir. Bu bileşen, Arduino kartlarının üzerindeki mikrodenetleyicinin programlanmasını sağlayan bileşendir. Arduino' nun bu kadar çok tercih edilmesini sağlayan en önemli bileşen ise Arduino kütüphaneleridir. Arduino kütüphaneleri, geliştirme ortamı ile birlikte gelmekte ve libraries klasörünün altında bulunmaktadır [22].

Bu projede; IDE ortamının kullanışlı olması, modüler yapıya sahip olması ve birçok kütüphanesinin mevcutta bulunuyor olmasından dolayı Arduino Uno kontrol kartı kullanılmıştır. Arduino Uno üzerinde Atmega 328p MCU kullanılmıştır. Atmega 328p 'nin 14 pini dijital I/O (6 tanesi PWM çıkışı) olarak kullanılabilir. 6 pini dijital PWM I/O, 6 pini analog giriş olarak kullanılabilir. Arduino Uno kartının görseli ve pin özellikleri Resim 3.6'da, özellikleri Tablo 3-6'da yer almaktadır.



Resim 3.6: Arduino Uno Kartı ve Pin Özellikleri

Tablo 3-6: Arduino Uno Özellikleri

Mikrokontrolör	ATmega328P
Çalışma Gerilimi	5V
Giriş Gerilimi	7-12V
Giriş Gerilimi	6-20V
Dijital I/O Pinleri	14 (6 tanesi PWM çıkışı olarak kullanılabilir)
PWM Dijital I/O Pinleri	6
Analog Giriş Pinleri	6
Pin başına I/O Akım Değeri	20 mA
3.3v için Akım Değeri	50 mA
Flash Memory	32 KB 0.5 KB bootloader için kullanılır.
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Kristal Frekansı	16 MHz
Uzunluk	68.6 mm
Genişlik	53.4 mm
Ağırlık	25 g

Arduino Uno kontrol kartı sistem tasarımında Master sistemde ve Slave sistemde EKÜ olarak kullanılmıştır.

3.2.7. Motor Sürücü Devresi

Arduino Motor Driver kartında motorların dönüş yönünü belirlemek için INA ve INB, motorların start – stop durum kontrolü ve hız kontrolünü sağlamak için ENA ve ENB pini olmak üzere toplam dört giriş pini mevcuttur. Motorların bağlantısı için OUTA1, OUTA2 ve OUTB1, OUTB2 pinleri bulunmaktadır. Motorların dönüş yönünü belirtmek için aynı çıkış pinlerine LED'ler bağlanmıştır. Aynı zamanda kart üzerinde farklı komponentlerin lehmlenebilmesi için bir bölge yer almaktadır. Resim 3.7'de Arduino motor driver kontrol kartı yer almaktadır [23].

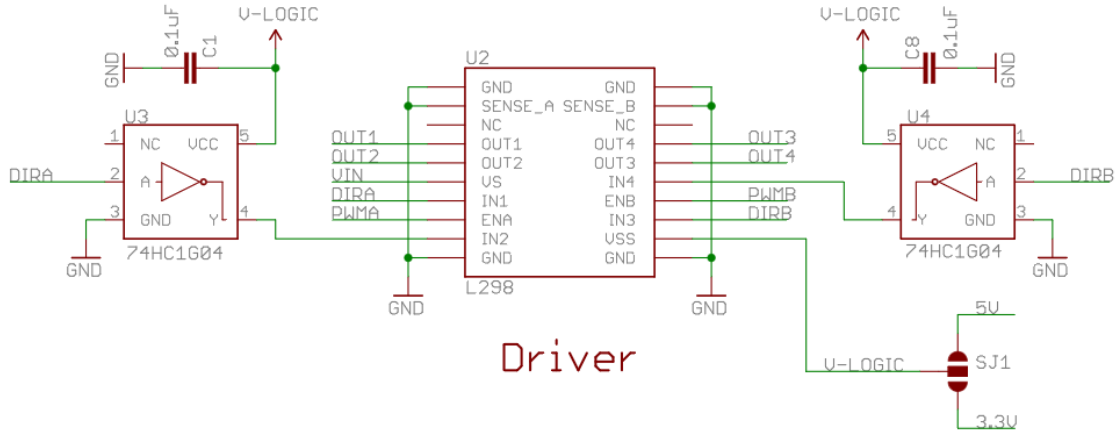


Resim 3.7: Arduino Motor Driver Kontrol Kartı

Arduino motor driver kartında motor sürücü olarak L298N entegresi kullanılmaktadır. L298 entegresi 4 giriş 4 çıkışa sahip H köprü motor sürücü entegresidir.

Arduino Motor Driver kartında dört giriş yerine iki giriş ile iki motoru kontrol etmek için 74hc04 tersleyici entegre kullanılmıştır ve bu şekilde DIRA 74hc04 ve L298N entegresine bağlanmış, 74hc04 entegresi çıkışı L298 entegresinin diğer girişine bağlanmıştır. Bu

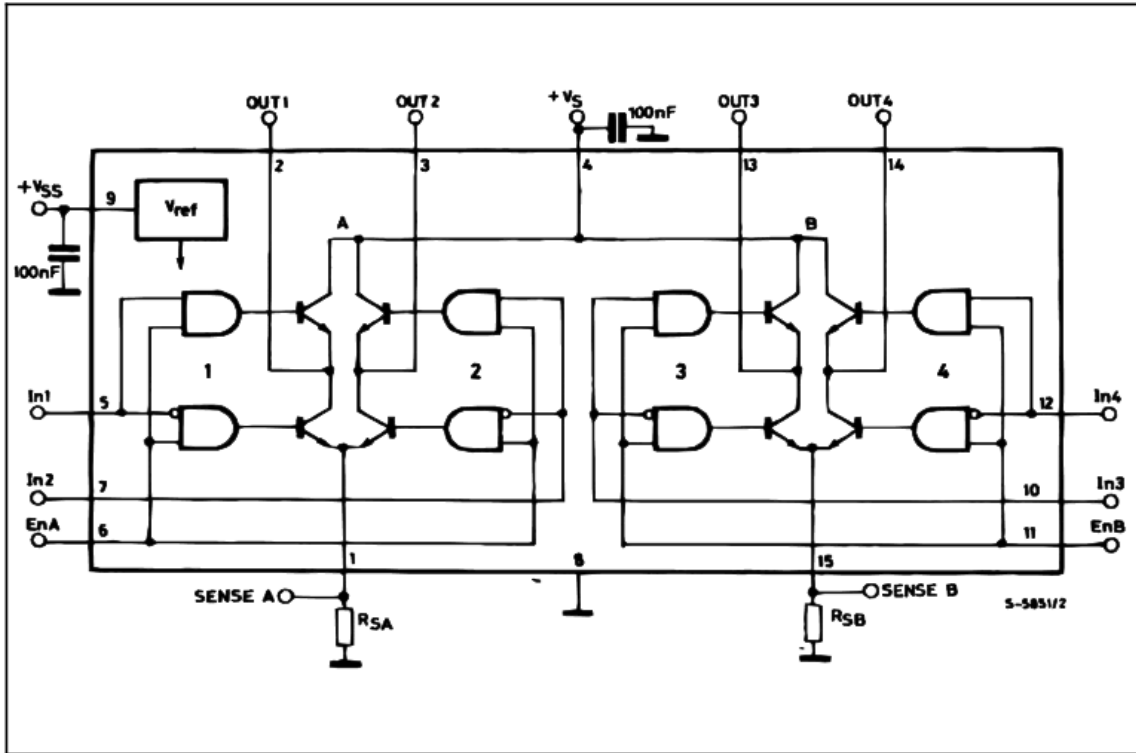
bağlantı şekli ile bir motoru tek yön biti ile sürmek mümkündür. Resim 3.8’de Arduino Motor Driver Kartı’ nın giriş pinlerinin bağlı olduğu şematik kısmı görülmektedir.



Resim 3.8: Arduino Motor Driver Kontrol Kartı L298N Giriş Şematik Bölümü

3.2.7.1. L298N Motor Sürücü Entegresi

L298N altı giriş dört çıkışa sahip H köprü motor sürücü entegresidir. Bu sayede iki motoru birbirinden bağımsız bir şekilde çift yönlü sürmeye olanak sağlar. Girişleri IN1-IN2-IN3-IN4 ve ENA, ENB çıkışları OUT1-OUT2-OUT3-OUT4 ile belirtilmiştir. IN1-IN2 pinleri ENA pinine bağlı olarak OUT1-OUT2 çıkışlarını, IN3-IN4 pinleri ENB pinine bağlı olarak OUT3-OUT4 çıkışlarını kontrol etmektedir. L298N entegresinin içyapısı ve pin bağlantısının yer aldığı blok diyagramı Şekil 3.6’da yer almaktadır.



Şekil 3.6: L298N Blok diyagramı

Bir motoru çift yönlü sürebilmek için iki kanala ihtiyaç duyulduğundan L298N 'in dört çıkışı ile iki motor kontrol edilebilir. IN1den 5 volt uygulandığında ve ENA pini 5 volt seviyesinde olduğunda; OUT1 kanalında Vs pininden uygulanan gerilim görülür. Vs pininden uygulanan gerilim, Enable pininden uygulanan gerilime bağlı olarak çıkışa etki eder.

Enable A OUT1 ve OUT2 çıkışlarını, Enable B OUT3 ve OUT4 çıkışlarını kontrol etmektedir. Enable pinine 0-5 volt arası gerilim uygulanır. Enable pininden uygulanacak gerilim enable kanalına bağlı çıkış kanalının beslemesini belirler.

Örneğin, IN1 den 5 volt, IN2 den 0 V uygulandığında; Vs pininde 12 voltluk bir kaynak bağlandığını düşünürsek, Enable A pininden 5 V uyguladığımızda OUT1 de direk Vs den uygulanan gerilimi yani 12 voltu görülür. Enable A pininden 2.5 V uygulandığında ise OUT1 deki gerilim $V_s/2 = 6$ V olarak görülür. PWM ile motor kontrol devrelerinde, sinyalin iş süresi enable pinine uygulanacak voltajı belirler. İş süresi %80 olan bir sinyal enable pinine uygulandığında $5 \times 80/100 = 4$ v enable pinine uygulanır. Enable pinine 4 volt uygulandığında ise doğru orantı kurarak çıkış gerilimini hesaplamak mümkündür. Çıkış voltajını hesaplamak için Denklem 3.4'de yer alan formül kullanılabilir.

$$Out = 5 \times \frac{Enable\ Voltage}{Vs} \rightarrow Out = 5 \times \frac{4v}{12v} = 9.6v \quad (3.4)$$

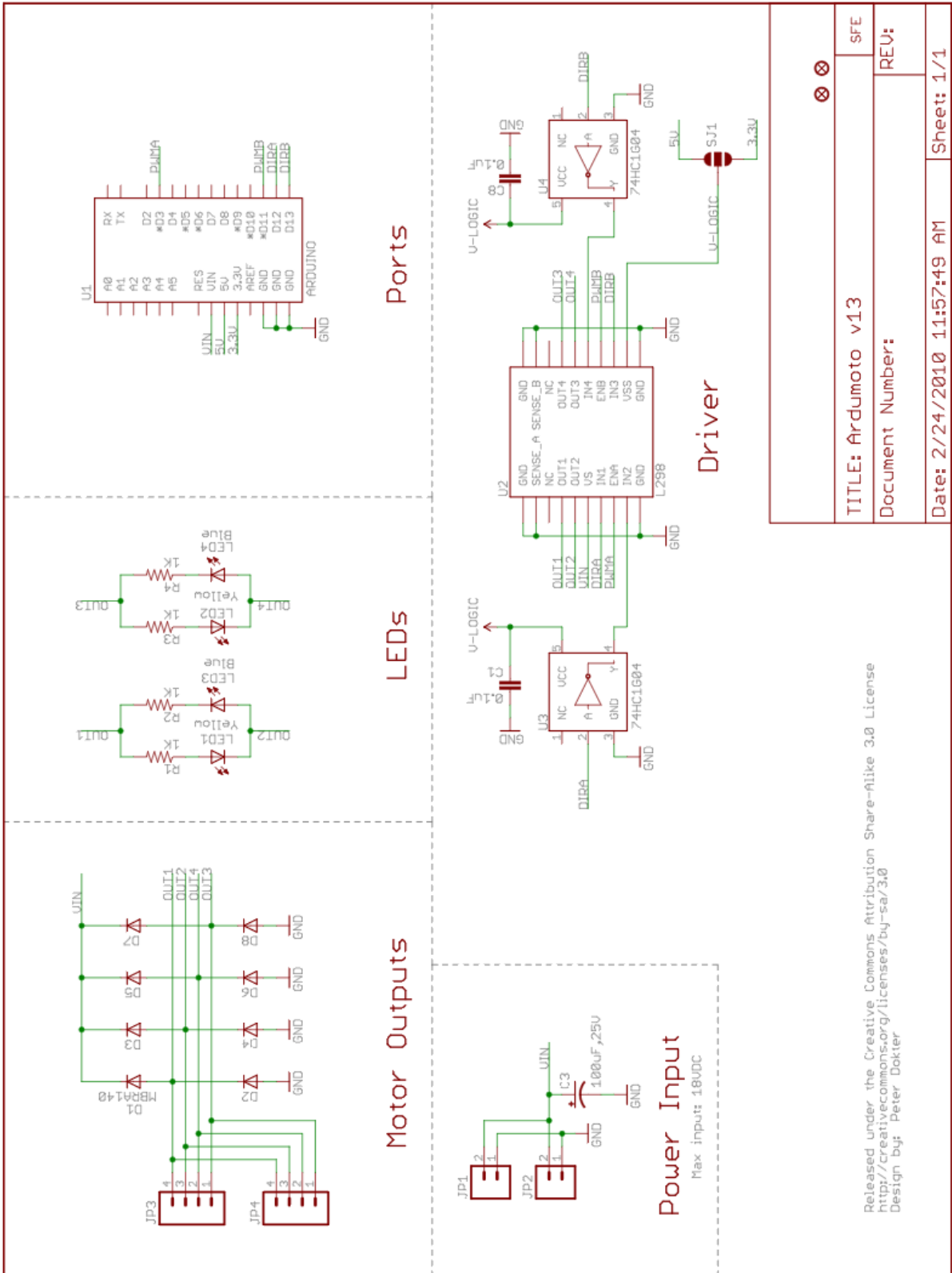
Entegrenin bir diğer özelliği ise çıkış akımını sınırlayabilmektir. SENS1 ve SENS2 pinleri sayesinde çıkıştaki akımı sınırlamak mümkündür. SENS1 pinine bağlı direnç OUT1-OUT2 yi SENS2 pinine bağlı direnç OUT3-OUT4'ün akımını sınırlar. Çıkışta görülecek akım değerini sınırlamak için güç formülü olan $P=I^2 \times R$ formülü kullanılır. Örneğin OUT1 ve OUT2 çıkışından maksimum 2 amper akım geçirmek isteniyorsa ve direnç değeri 0,5 R seçildiğinde direnç güç değeri Denklem 3.5'e göre hesaplanır.

$$P = I^2 \times R = 2^2 \times 0,5 = 2W \quad (3.5)$$

Bu durumda SENS1 pinine 0,5 R 2W direnç bağlandığında OUT1 ve OUT2 çıkışı maksimum 2 amper olacaktır. OUT3 ve OUT4 pinlerindeki akımı sınırlamak içinde SENS2 ucuna güç hesabı yapılarak direnç bağlandığı takdirde çıkış akımını sınırlamak mümkündür. Çıkış akımı sınırlanmayacaksa SENS1 ve SENS2 pinleri direk toprağa bağlanır.

3.2.7.2. Arduino Motor Driver Kontrol Kartı

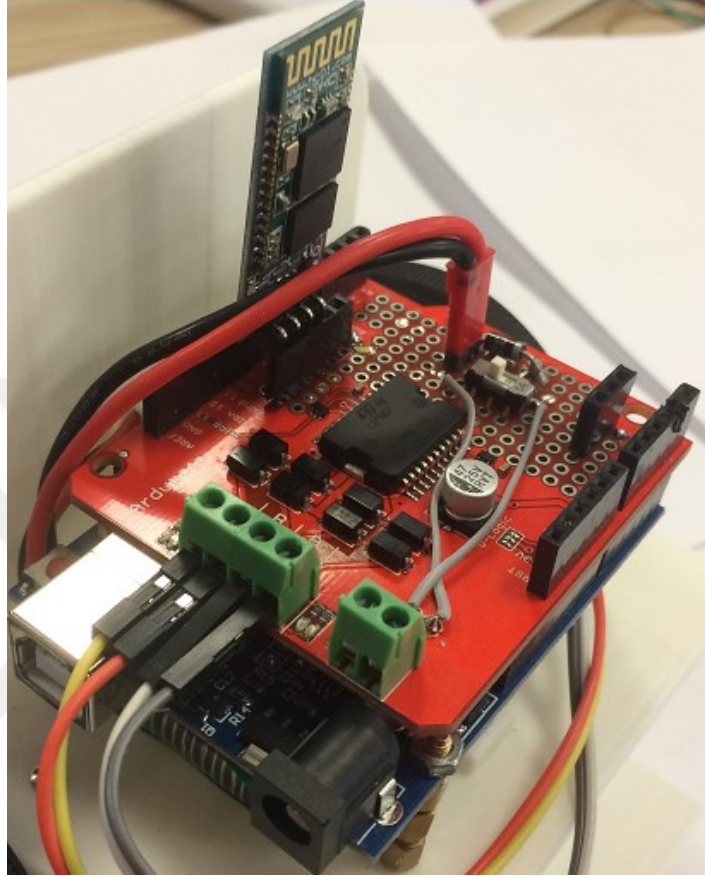
Arduino Motor Driver Kontrol Kartında DIRA ve DIRB pinlerinden uygulanacak giriş göre motorların dönüş yönü, ENA ve ENB pinlerinden uygulanacak voltaja göre motorların start/stop durumu veya hız kontrolü ayarlanmaktadır. OUT1 ve OUT2 bir motoru, OUT3 ve OUT4 diğer motoru kontrol etmektedir. Aynı zamanda OUT pinlerine bağlı LED1, LED2, LED3, LED4 LED'leri sayesinde motorların dönüş yönü gözlemlenebilmektedir. Şekil 3.7' de Arduino Motor Driver Kontrol Kartı şeması yer almaktadır.



Şekil 3.7: Arduino motor driver kontrol kartı şeması

Şekil 3.3'de yer alan robotun devre şemasında da görüldüğü gibi, ENA ve ENB pinleri sadece start/stop amaçlı kullanılmıştır.

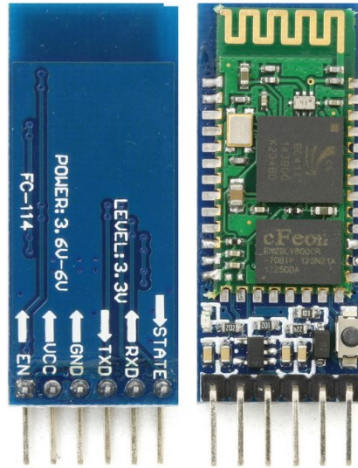
Projede kullanılan Arduino Motor Driver Kontrol Kartı Resim 3.9’da gösterilmiştir. Kartın boş alanına HC – 06 BT modül lehimlenerek Arduino ile bağlantısı motor driver kontrol kartı aracılığı ile gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.9: Slave Arduino Uno ve Motor driver kontrol kartı

3.2.8. HC – 05 Master Bluetooth Modül

Bluetooth kısa mesafeli haberleşmeler için geliştirilmiş, 2,4 – 2,48 GHz ISM bandını kullanan bir haberleşme protokolüdür. Kullanılan HC – 05 modülün resmi Resim 3.10’da yer almaktadır.



Resim 3.10: HC – 05 BT Modül

BT modüllerde genellikle kullanılan haberleşme mesafesi 20 m'dir. Bazı BT modüllerde bu mesafe 100 m' ye kadar kullanılabilir. HC – 05 BT modül özellikleri Tablo 3-7'de belirtilmiştir.

Tablo 3-7: HC – 05 BT Modül Özellikleri

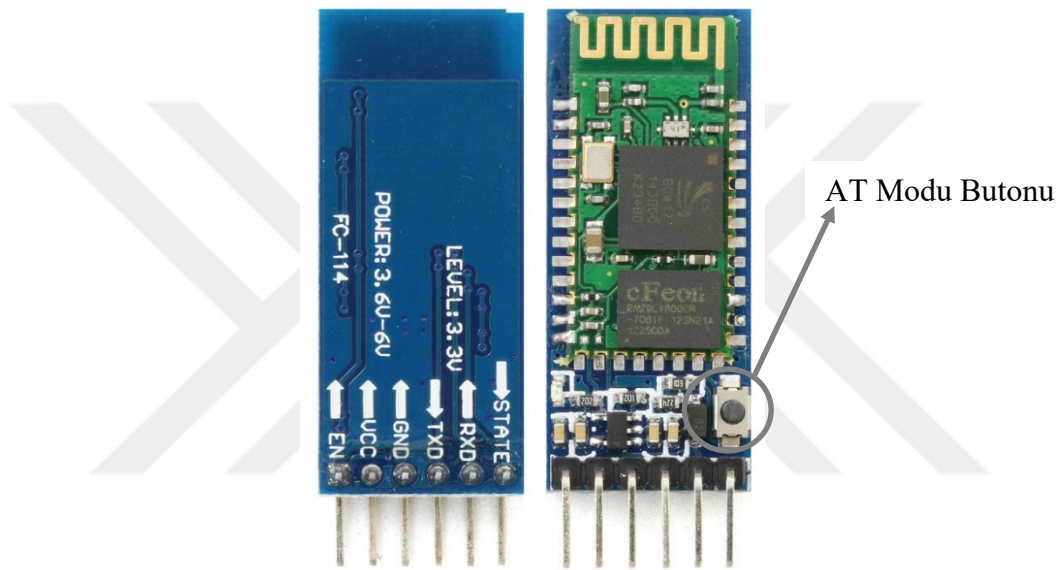
Çalışma Gerilimi	3.3v
Çektiği Akım	50 uA
Hassasiyet	< 80 dBm
Haberleşme Frekansı	2,4 GHz
Çıkış Gücü	< 4 dBm
Asenkron Hız	2,1 MBps / 160 KBps
Senkron Hız	1 MBps / 1 MBps
Güvenlik	Kimlik doğrulama
	Şifreleme

HC – 05 BT Modülü master ve slave olarak kullanılabilir. BT haberleşmesinin gerçekleşmesi için, haberleşen modüllerden birinin haberleşmeyi başlatması (master) gerekir. HC – 05 modülü slave cihaz ile eşleştirilmesi isteniyorsa ve konfigürasyon özellikleri değiştirilmesi gerekiyorsa, HC – 05 modülün RX, TX, Vcc, GND pinleri seri port aracılığı ile bilgisayara bağlanarak BT modül AT modunda programlanması gerekmektedir.

3.2.8.1. HC – 05 BT Modül Programlanması

HC – 05 modülü AT moduna alarak haberleşme hızı, master / slave olarak çalışma durumu, modül ismi, eşleştirme şifresi vb. gibi parametreler değiştirilebilir. Programlama

moduna girmeden önce BT modülün bilgisayarın seri portu ile RX pini TX pinine, TX pini RX pinine, VCC pini 3.3v'a, GND pini ground' a bağlanmalıdır. Bu bağlantı yapıldıktan sonra HC – 05'e gerilim uygulamadan Resim 3.11'de yer alan şekildeki işaretli butona basılı tutulması gerekmektedir. BT modül üzerinde yer alan LED; normal çalışma modunda hızlı 1 sn aralıklarla yanıp sönmekte, AT programlama modunda 3 sn aralıklarla yanıp sönmekte ve eşleşme gerçekleştiğinde 5 sn aralıklarla yanıp sönmektedir. Aynı zamanda eşleşme sağlandıktan sonra modülün state pini lojik low seviyesinden lojik high seviyesine geçmektedir.



Resim 3.11: HC – 05 AT Moduna geçilmesi için basılması gereken buton

AT Modu butonuna basılı tutulup enerji verildikten sonra HC – 05 üzerindeki LED yavaş bir şekilde yanıp sönecektir. LED hızlı yanıp söniyorsa çalışma modunda, yavaş yanıp söniyorsa programlama moduna alınmıştır. Herhangi bir seri terminal programından Baudrate 38400 olarak ayarlanıp BT modülün bağlı olduğu port açıldığında BT modül programlamaya hazır demektir.

Seri terminal programından AT komutu gönderildiğinde BT modülden yanıt olarak “OK” gelmelidir.

BT Modülün isminin değiştirilmesi için Tablo 3-8’de ki gibi işlem yapılması gerekmektedir.

Tablo 3-8 : HC – 05 yeni isim tanımlama fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+NAME=<Param>	OK	Param: Bluetooth device name Default: “HC-05”
AT+NAME?	1. +NAME:<Param> OK----success 2. FAIL----failure	

BT modülün master moduna alınması için Tablo 3-9’da ki gibi komut gönderilmesi gerekmektedir.

Tablo 3-9: HC – 05 master mode fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+ROLE=<Param>	OK	Param: 0---- Slave role 1---- Master role 2---- Slave-Loop role Default: 0
AT+ROLE?	+ROLE:<Param> OK	

BT modülün haberleşme hızının ayarlanması için Tablo 3-10'da ki gibi komut gönderilmesi gerekmektedir.

Tablo 3-10: HC – 05 UART parametre set fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+UART=<Param>,<Param2>,<Param3>	OK	Param1: baud rate(bits/s) The value (Decimal) should be one of the following:
AT+ UART?	+ UART=<Param>,<Param2>,<Param3> OK	4800 9600 19200 38400 57600 115200 23400 460800 921600 1382400 Param2: stop bit: 0----1 bit 1----2 bits Param3: parity bit 0----None 1----Odd parity 2----Even parity Default: 9600, 0, 0

UART parametresi set edildikten sonra BT modül ile iletişim kesilecektir. BT Modülün enerjisinin kesilip BT modül ile haberleşen seri terminal programındaki baud rate'in set edildiği değere ayarlanıp portu açtıktan sonra AT moduna alarak haberleşme sağlanabilir.

BT modülün eşleştirme şifresinin değiştirilmesi için Tablo 3-11'de ki gibi komut gönderilmesi gerekmektedir.

Tablo 3-11: HC – 05 eşleştirme şifresi set fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+PSWD=<Param>	OK	Param: passkey Default: "1234"
AT+PSWD?	+PSWD : <Param> OK	

BT modülün eşleştirmeye hazır hale getirilmesi için Tablo 3-12’de ki gibi komut gönderilmesi gerekmektedir.

Tablo 3-12: HC – 05 eşleştirmeye hazır hale getirme fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+INIT	1. OK----success 2. FAIL----failure	None

BT modülün slave BT modülü bulması için Tablo 3-13’da ki gibi komut gönderilmesi gerekmektedir.

Tablo 3-13: HC – 05 eşleştirmeye hazır modülleri arama fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+INQ	+INQ: <Param1>,<Param2>,<Param3>, OK	Param1: Bluetooth address Param2: device type Param3: RSSI signal intensity

Bu komuttan sonra BT modülün eşleşebileceği BT modüllere ait adres bilgileri listelenir.

BT modülün eşleştirilmesi istenen slave BT modüle ait adres bilgisi girilerek Tablo 3-14’de ki gibi komut gönderilmesi gerekmektedir.

Tablo 3-14: HC – 05 eşleştirilmesi istenen cihazın adres bilgi giriş fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+PAIR=<Param1>,<Param2>	1. OK----success 2. FAIL----failure	Param1: Bluetooth address of remote device Param2: limited time of connection (second)

BT modülün bağlanması istenen slave BT modüle ait adres bilgisi girilerek Tablo 3-15’de ki gibi komut gönderilmesi gerekmektedir.

Tablo 3-15: HC – 05 bağlanması istenen cihazın adres bilgi giriş fonksiyonu

Command	Response	Parameter
AT+BIND=<Param>	OK	Param----Bluetooth address
AT+ BIND?	+ BIND:<Param> OK	needed to be bind Default address: 00:00:00:00:00:00

Projede BT modül ile ilgili konfigürasyon aşağıdaki gibi yapılmıştır.

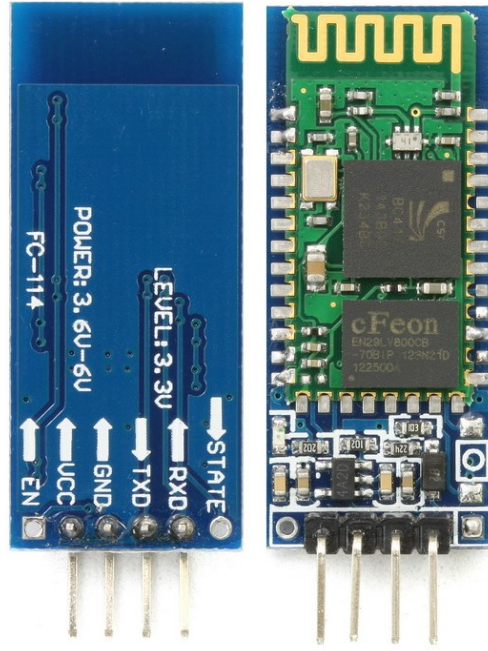
1. AT+NAME=MASTER
2. AT +ROLE=1
3. AT +UART=9600,0,0
4. AT +PSWD=1111
5. AT+INIT
6. AT+INQ
7. AT+PAIR= 98D3,31,3086D0,5
8. AT+BIND= 98D3,31,3086D0,5

Yukarıdaki işlemlerde HC – 05 modül sırası ile aşağıdaki işlemler gerçekleştirilmiştir.

1. işlemde modül ismi MASTER olarak ayarlanmıştır.
2. işlemde modül master moduna alınmıştır.
3. İşlemde UART parametresi “9600,0,0” olarak set edilmiştir.
4. işlemde modül şifesi “1111” olarak set edilmiştir.
5. işlemde modül eşleştirmeye hazır hale getirilmiştir.
6. işlemde modül eşleşebileceği cihazları tarayarak eşleşeceği modülün adres bilgisine erişmiştir.
7. işlemde tarama neticesinde tespit edilen BT modülün adres bilgisi girerek, otomatik olarak eşleştirilmesi sağlanmıştır.
8. işlemde tarama neticesinde tespit edilen BT modülün adres bilgisi girerek, otomatik olarak bağlanması sağlanmıştır.

3.2.9. HC – 06 Slave Bluetooth Modül

HC – 06 BT modülünün HC – 05 BT modülünden tek farkı sadece slave olarak kullanılmaktadır. Bu yüzden HC – 06 eşleştirme isteği gönderemez ve haberleşmeyi başlatamaz. HC – 06 modülün diğer tüm özellikleri HC – 05 ile aynıdır. HC – 06 modülün resmi Resim 3.12’ de yer almaktadır.

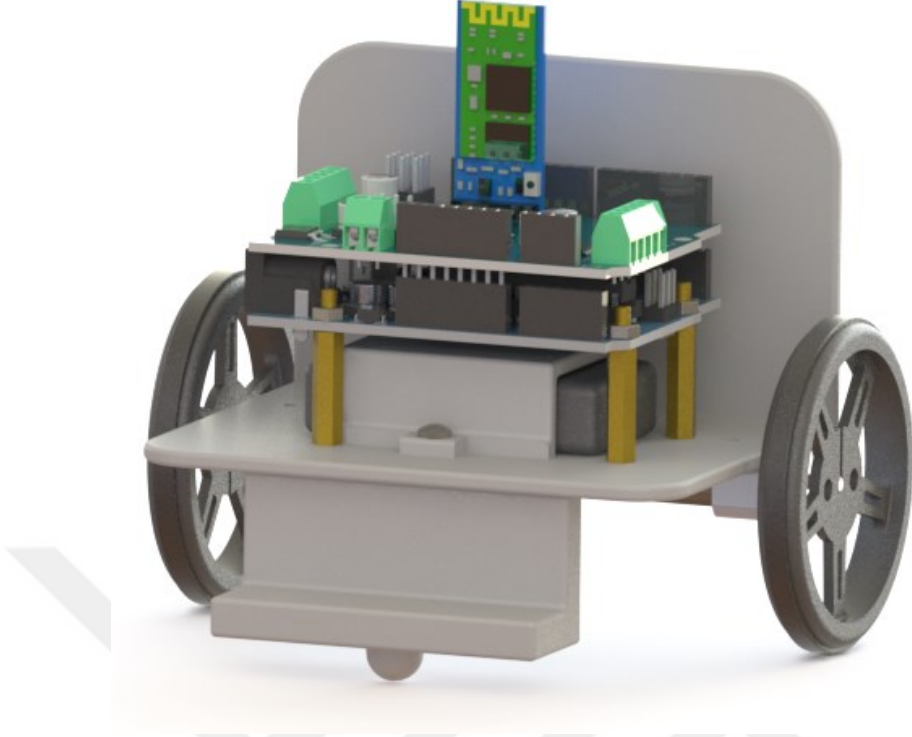


Resim 3.12: HC – 06 BT Modül

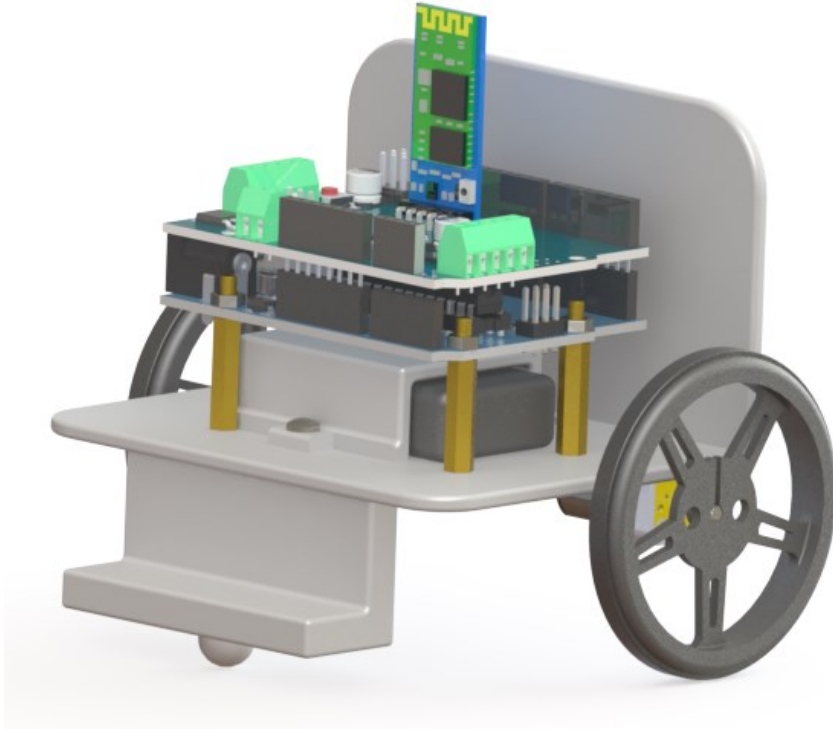
Resim 3.12’de görüldüğü gibi HC-05’te yer alan AT Modu butonu HC-06’da bulunmamaktadır. Fakat bu modülün master/slave mode ayarı haricindeki diğer ismi, iletişim hızı ayarı, eşleştirme şifresi fonksiyonları programlanabilir. Modülün programlama moduna geçmesi için AT Modu butonunun olduğu kısım enerji verilmeden kısa devre edilmeli ve daha sonra enerji verilmelidir. Bu modül üzerinde yer alan LED’de HC-05’deki olduğu gibi çalışma, programlama ve eşleşme durumunda aynı şekilde yanıp sönmektedir.

3.3. Mekanik Tasarım

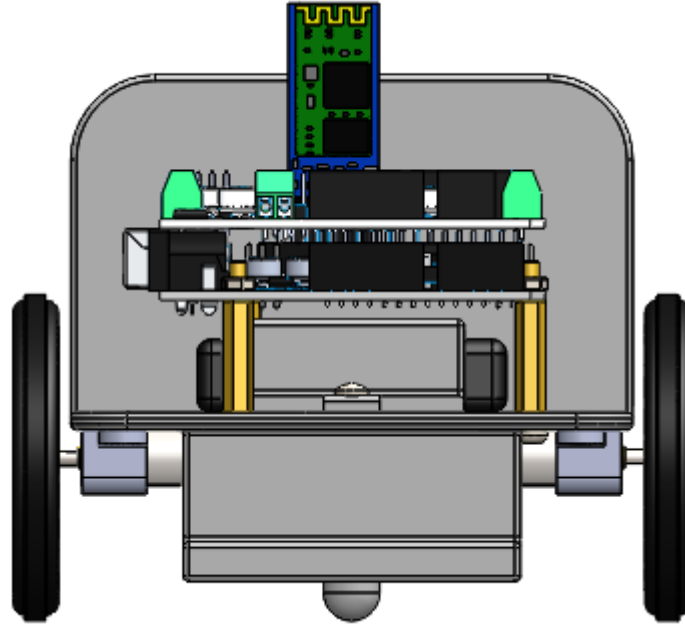
Robotun mekanik tasarımı için Solid Works® programı kullanılmıştır. Robot tekerlekli sandalye olarak modellendiğinden tasarımı tekerlekli sandalye tipinde yapılmıştır. Robotta iki adet redüktörlü motor kullanılmıştır. Ön tarafta sarhoş tekerlek görevi görebilecek yarım küre bulunmaktadır. Böylece motorların hareketine bağlı olarak robot o yöne doğru zorlanmadan dengeli bir şekilde hareket edebilmektedir. Resim 3.13 ve Resim 3.14’de robotun render alınmış görüntüsü yer almaktadır. Arduino Uno’yu robota montajlamak için aralayıcılar kullanılmıştır. Aralayıcılar Arduino ile montajlandıktan sonra somun aracılığı ile bağlantısı sağlanmıştır. Motorların gövdeye bağlantısı için motor bağlantı aparatı kullanılmıştır.



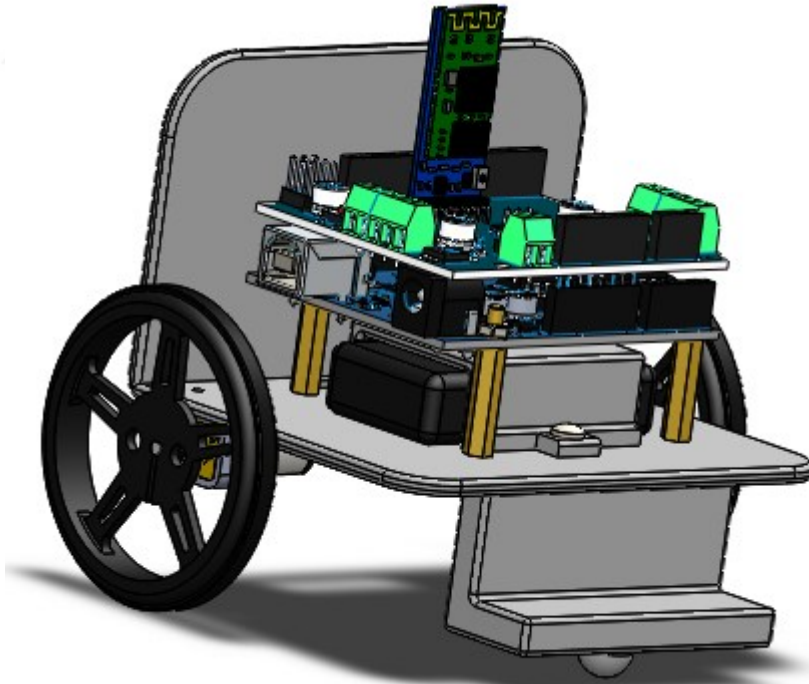
Resim 3.13: Robotun ön çapraz açıdan render alınmış görüntüsü



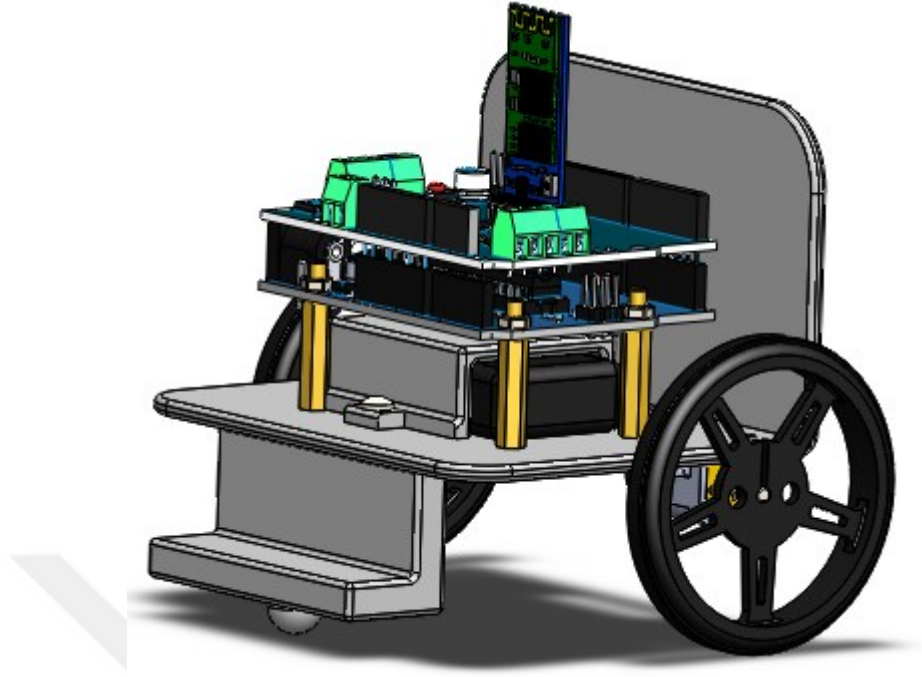
Resim 3.14: Robotun sağ çapraz render alınmış görüntüsü



Resim 3.15: Robotun önden görünüşü



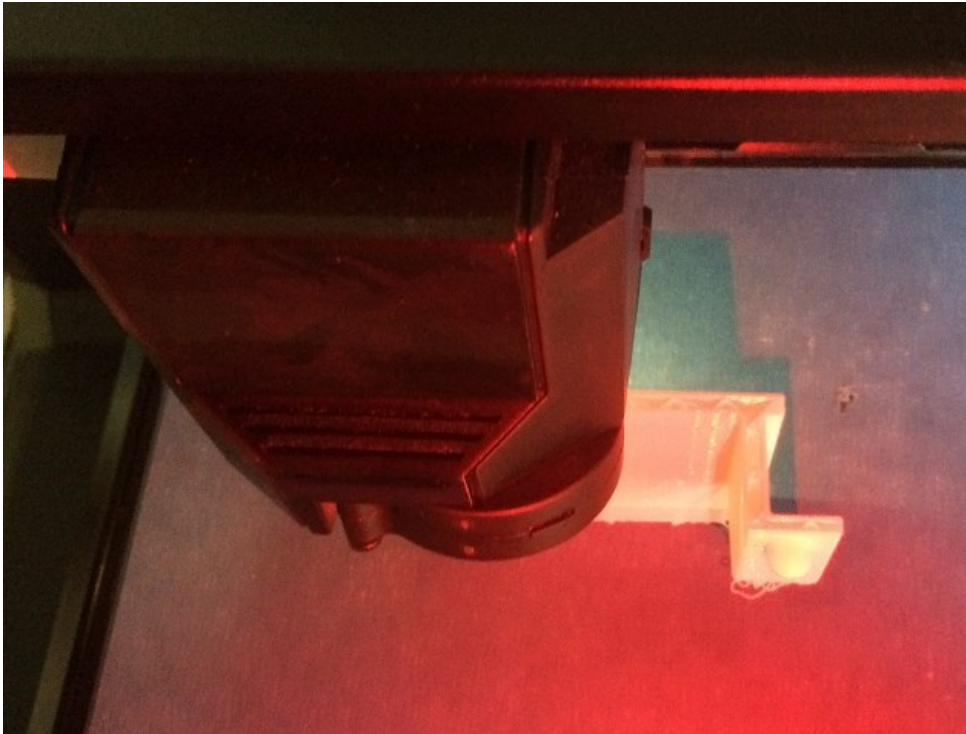
Resim 3.16: Robotun sol yandan görünüşü



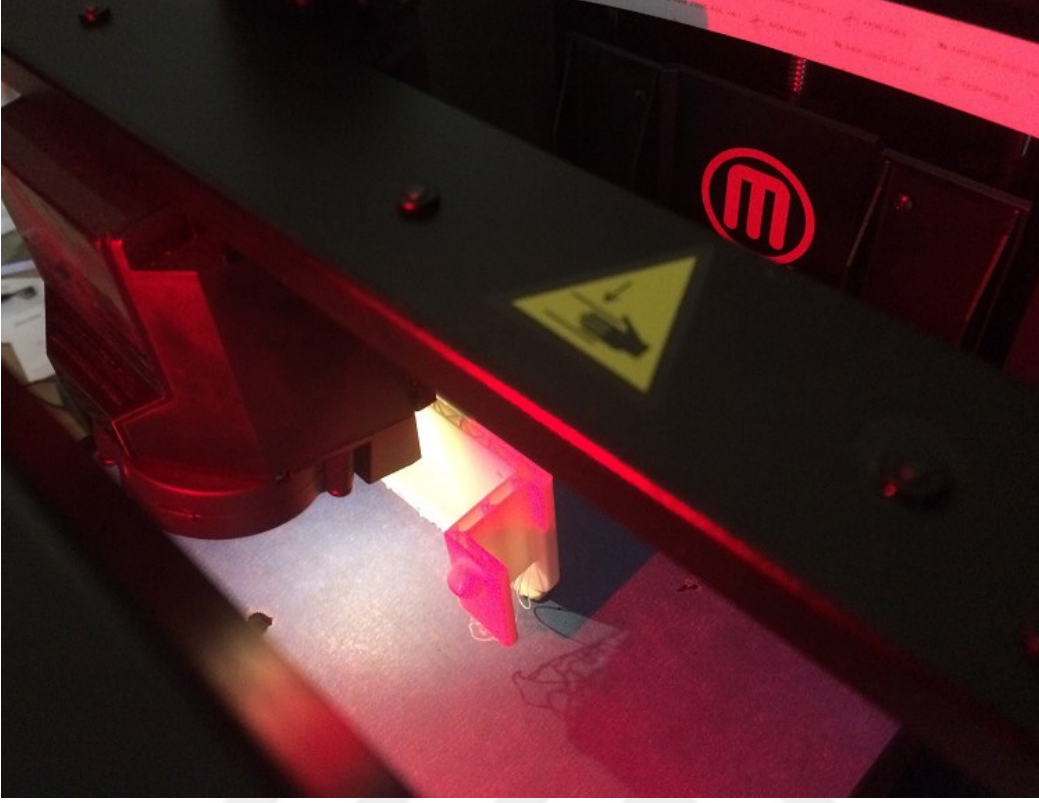
Resim 3.17: Robotun sağ yandan görünüşü

3.3.1. Gövde Üretimi

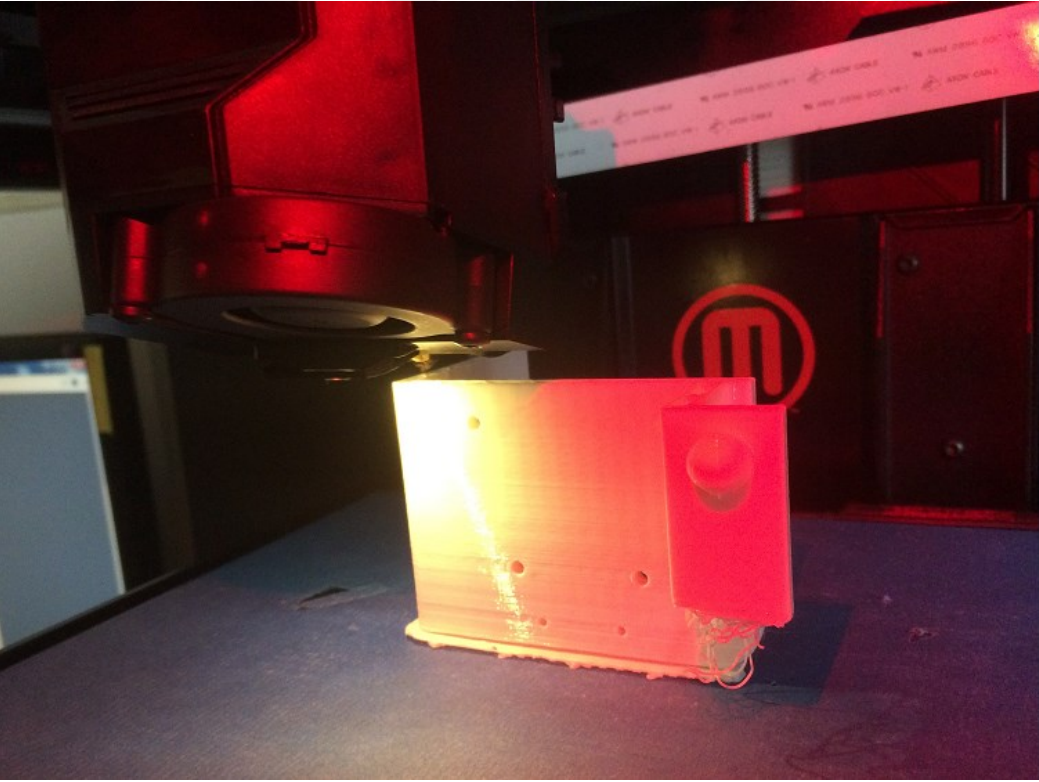
Robot gövde üretimi 3D printer ile gerçekleştirilmiştir. Üretimde malzeme olarak PLA malzeme kullanılmıştır. Robot gövdesinin üretim esnasındaki resimleri Resim 3.18, Resim 3.19 ve Resim 3.20’de yer almaktadır.



Resim 3.18: Robot gövde üretimi üst görünüm



Resim 3.19: Robot gövde üretimi üst çapraz görünüm



Resim 3.20: Robot gövde üretimi yan görünüm

3.3.2. Motorlar

Robotta iki adet 6v 325 RPM redüktörlü DC motor kullanılmıştır. Resim 3.21’da motorun resmi görülmektedir.



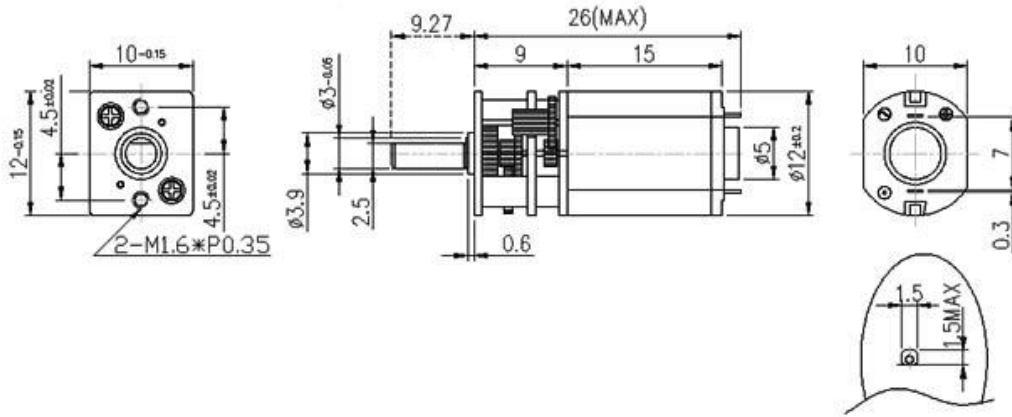
Resim 3.21: Robotta kullanılan motorun resmi

Tablo 3-16’ de kullanılan motorlara ait özellikler verilmiştir.

Tablo 3-16: Motorun teknik özellikleri

İdeal Çalışma Voltajı	6 v
Çalışma Voltaj Aralığı	3v - 9v
Motor Tipi	Sanyo 12 mm
Motor Mili	3mm
Motor Mil Uzunluğu	9.3 mm
Redüktör Dönüştürme Oranı	100:1
Motor Devir Hızı	320 RPM
Boyutları	23,9 mm x 9,9 mm x 11,9 mm
Boşta Çektiği Akım	80 mA
Zorlanmada Çektiği Akım	1,6 A
Zorlanma Torqu	2,2 kg-cm

Motorun teknik ölçüleri Resim 3.22’ de gösterilmiştir.



Resim 3.22: Motorun teknik ölçüleri

3.4. Yazılım

Robot yazılımı; kullanılan kontrol kartı Arduino' nun IDE' si kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Arduino IDE ortamı hazır kütüphaneler içerdiğinden ve internet ortamında birçok örneğin yer almasından dolayı oldukça kullanışlıdır ve geliştirilmek istenen projeyi hızlı neticelendirmeye olanak sağlamaktadır. Arduino IDE ortamının ekran görüntüsü Resim 3.23' da yer almaktadır.

```

EOG_MASTER | Arduino 1.6.12
Dosya Düzenle Taslak Araçlar Yardım
EOG_MASTER
#include "Wire.h"
#include <SoftwareSerial.h>
#define ads1110 0x48

char c,config;
float voltage, data, readdata[20],sum,avg;
byte highbyte, lowbyte, configRegister;
byte i,j,x,y;

SoftwareSerial mySerial(10, 9); // RX, TX
int led = 4;

void setup()
{
  pinMode(led, OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
  mySerial.begin(9600);
  Wire.begin();
  i=1;
}
Kaydedildi.
20 Arduino/Genuino Uno on COM1

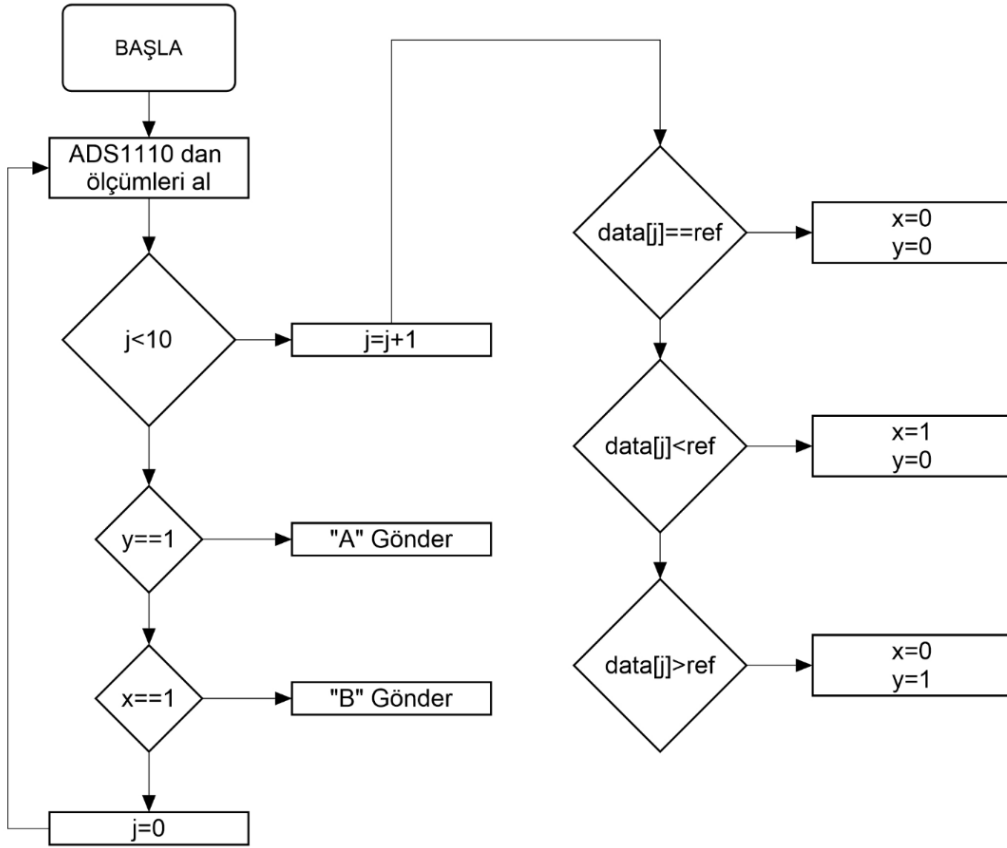
```

Resim 3.23: Arduino IDE ekran görüntüsü

3.4.1. Yazılım Algoritması

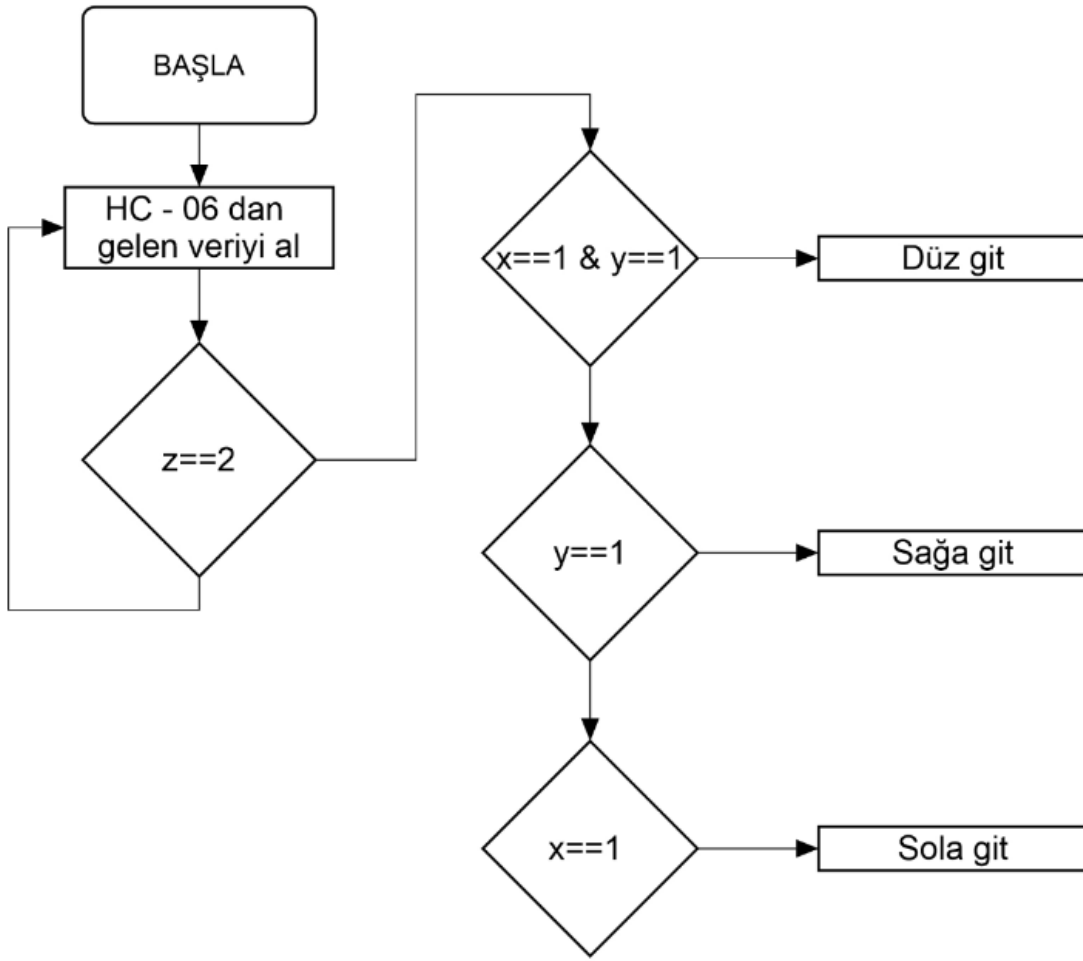
Yazılım algoritmasında; EOG problarından alınan veri ADS1110 modülünde ölçülebilir hale dönüştürüldükten sonra Master EKÜ' ye gönderilir. Master EKÜ' I2C hattı üzerinden aldığı verileri 10 byte' lık diziler halinde bir değişkene kaydeder. Elektrotlardan gelen referans sinyalinde sürekli kayma meydana geldiğinden ve kişiden kişiye değişiklik göstermesinden dolayı sabit bir değerlendirme ile göz hareketinin sola ya da sağa doğru olduğunu tespit etmek doğru bir değerlendirme yöntemi olmayacaktır. Bu sebepten dolayı ADS modülünden gelen veriler 10 byte lık bir diziye aktarılır. Bu dizide ilk olarak referans değeri 0 dır. Ölçtüğü 10 byte' lık verinin ilk byte'ını referans kabul eder. İkinci değeri okuduğunda ilk değer ile ikinci değer aritmetik ortalamasını alır. İkinci ölçümden sonra yeni referans değeri ilk iki değer aritmetik ortalaması olan değerdir. İkinci değeri ortalama değer ile kıyaslar ortalama değerden 0.03 volt büyük ise SOL, 0.03 volt küçük ise SAĞ probun olduğu bölgede değişim meydana geldiği tespit edilir. İkinci değer ortalama değer ile aynı ise ya da 0.001 volt altında bir değişim var ise değişim meydana gelmemiştir. 10 byte' lık dizi ye alınan ölçüm verileri, sürekli olarak her ölçümde değerlendirilir. ± 0.3 v değişime göre gözün baktığı yönün sağa doğru, sola doğru ya da referansta olduğu tespit edilir.

Gözün hareketi algılandıktan sonra Master EKÜ tarafından Slave EKÜ' ye HC – 05 BT Modül ile göz hareketi sola doğru ise "A" karakteri, göz hareketi sağa doğru ise "B" karakteri gönderilir. Master sistemin algoritması Şekil 3.9' da yer almaktadır.



Şekil 3.8: Master sistem algoritması

Slave EKÜ HC – 06 BT modül üzerinden gelen karakter verisini algılar. Slave EKÜ' x, y ve z olmak üzere üç değişkene bağlı olarak robotu hareket ettirir. A karakteri geldiğinde z değeri ve x değeri, B karakteri geldiğinde z değeri ve y değeri içeriği 1 arttırılır. Yani z değeri içeriği her göz hareketinde 1 arttırılmaktadır. Gelen karaktere bağlı olarak robotun hareket durum bilgisi Tablo 3-18' de gösterilmiştir. Slave sistemin algoritması Şekil 3.10' de yer almaktadır.



Şekil 3.9: Slave sistem algoritması

Tablo 3-17: Robotun çalışma durumu kombinasyonları

A	B	x	y	z	Durum
-	-	0	0	0	Robot hareketsiz bekleyecektir.
1	0	1	0	1	Hasta 1 kez sola bakmıştır, ikinci komut beklenmektedir.
2	0	2	0	2	Hasta 2 kez sola bakmıştır, robot sola dönecektir.
0	1	0	1	1	Hasta 1 kez sağa bakmıştır, ikinci komut beklenmektedir.
0	2	0	2	2	Hasta 2 kez sağa bakmıştır, robot sağa dönecektir.
1	1	1	1	2	Hasta 1 kez sola ve 1 kez sağa bakmıştır, robot düz gidecektir.

4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında; motor hareketlerin tamamen yitirildiği ve hastanın hareket edemeyecek duruma geldiği kuadripleji, ALS vb. gibi hastalıklara yakalanan hastaların yaşamını kolaylaştırmak, hareket edebilmeleri için başkasına ihtiyaç duymadan istediği yere gidebilmelerini sağlamak için elektrotlar kullanılarak göz kaslarından elde edilen verilere bağlı olarak hastanın tekerlekli sandalyeyi kontrol etmesi sağlanmıştır.

Bu konuyla ilgili çalışmada yapılan analizler neticesinde; elektrotlardan alınan veriler kullanılan sabit bir referans değer üretmediğinden ve hastadan hastaya farklılık gösterdiğinden, okunan veri sabit bir referansa göre değerlendirilmemiştir. Elektrotlardan alınan verilerde, göz hareketlerinden dolayı meydana gelen voltaj farklılığı $0,3 \pm 0,13$ mV civarlarındadır ve bu değişim miktarı sabittir. Örneğin; bir hastada referans (düz bakma durumunda) 5 mV olarak ölçüldü ise, bu hastanın sol tarafa maksimum bakması neticesinde ölçülen değer $5,3 \pm 0,13$ mV, sağ tarafa maksimum bakması neticesinde ölçülen değer $4,7 \pm 0,13$ mV olur. Başka bir hastada referans değeri 11 mV olarak ölçüldüğünde; sol tarafa maksimum bakması neticesinde ölçülen değer $11,3 \pm 0,13$ mV, sağ tarafa maksimum bakması neticesinde ölçülen değer $10,7 \pm 0,13$ mV olur. Dolayısı ile burada referans değeri farklılık gösterse de değişim miktarı her hastada yaklaşık olarak aynı oranda olmuştur.

Yazılımda referansın sabit olmamasından dolayı gelen veriler değerlendirilirken veriler 10 byte'lık bir diziye aktarılmıştır ve ilk anda referans değeri sıfırdır. Dizinin ikinci byte'ına ikinci ölçüm yazılır ve birinci byte' daki ölçüm değeri ile aritmetik ortalaması alınır. İkinci ölçümün aritmetik ortalama ile farklı pozitif yönde $0,3 \pm 0,13$ ise hasta sola bakmıştır, negatif yönde $0,3 \pm 0,13$ ise hasta sağa bakmıştır. Bu durumlar gerçekleşmemiş ise ikinci ölçüm ile referans değeri arasında maksimum 10 uV civarlarında bir fark vardır bu durumda hastanın hiçbir yöne bakmadığı tespit edilir. 10 byte'lık dizi bu şekilde her seferinde durum kontrolü yapılarak doldurulur ve hastanın baktığı yön tespit edilir. Bu ölçüm metodunda referans değeri ölçüm değerlerinin ortalamasına göre belirlendiğinden hastalara göre farklılık teşkil etmesi problem oluşturmamaktadır.

Bu ölçüm sisteminin dezavantajı 10 byte'lık dizi doldurulur iken hasta herhangi bir yöne bakarsa, bu algılamayı düzgün gerçekleştirememektedir. Yani dizi 10 byte'lık veriyi alıp değerlendirirken hasta sağa ya da sola bakarsa sistem değerlendirme işlemini gerçekleştirdiğinden buradaki hareketi kaçırabilmektedir. Bunun için Master EKÜ

üzerinde bir LED konulmuştur. Bu LED dizi dolduruluyor iken pasif konumda, verileri alma aşamasında iken aktif konumdadır. Yani hasta bu LED durumuna göre göz hareketleri ile yön bilgisini göndermesi gerekmektedir.

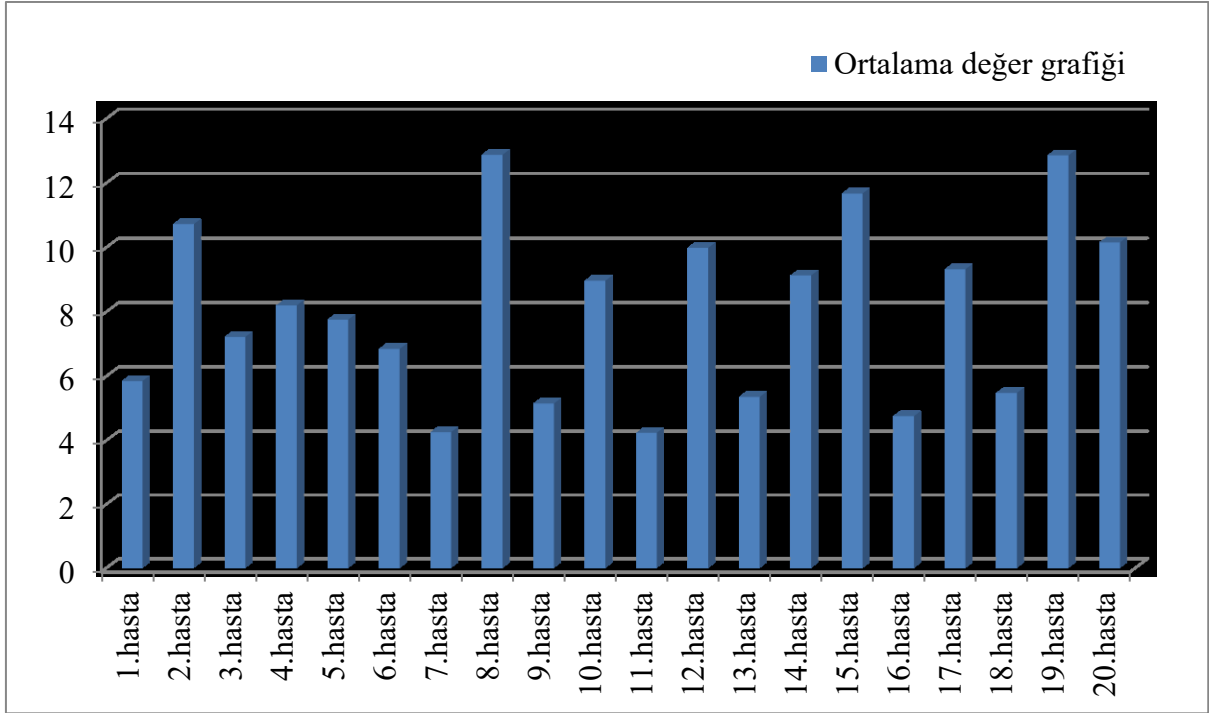
Bu tez çalışması 20 kişi üzerinde test edilmiş ve bu kişilerde gözün hareket etmediği anda referans değeri olarak farklı değerler ölçülmüştür.

Tablo 4-1’de bu çalışmanın test edildiği kişilere ait veriler yer almaktadır. Ref. değer olarak ifade edilen sütun; yapılan ölçümler neticesinde alınan ortalama değeri ve hastanın düz bakması durumunda alınan değeri ifade etmektedir. Sol max. olarak ifade edilen sütun referans değer ile sol yöne bakma neticesinde maksimum düzeyde meydana gelen değişimi, Sol min.; sol yöne bakma neticesinde yapılan ölçümler içerisinde minimum düzeyde meydana gelen değişimi ifade etmektedir. Sağ max. ve Sağ min. sütunları da sağ yön için maksimum ve minimum düzeyde meydana gelen değişimleri ifade etmektedir.

Tablo 4-1 : Hastalardan alınan ölçüm değerleri

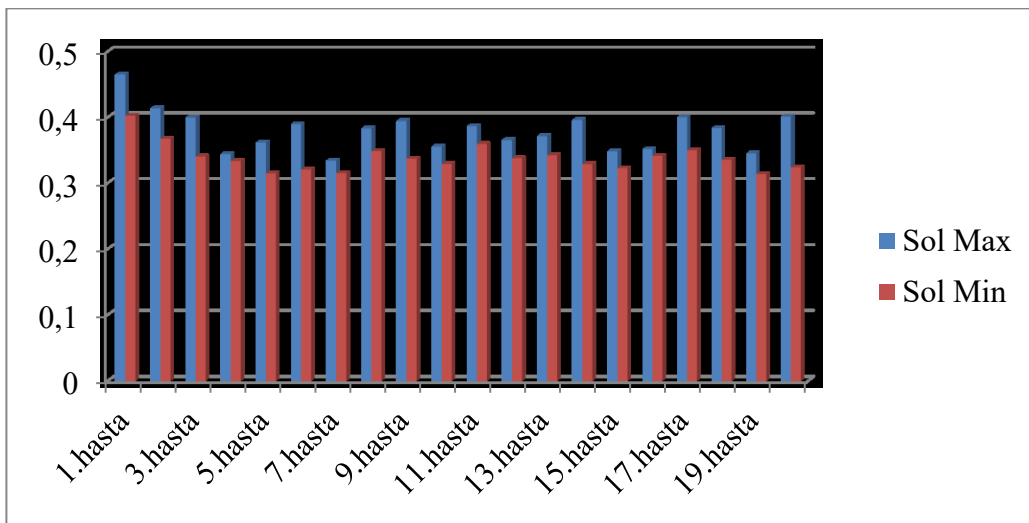
	Ref. değer	Sol max.	Sol min.	Sağ max.	Sağ min.
1.hasta	5,847	0,465073	0,402573	0,46875	0,34375
2.hasta	10,722	0,413654	0,36748	0,38366	0,34248
3.hasta	7,217	0,39962	0,34042	0,39976	0,37141
4.hasta	8,197	0,34407	0,3335	0,39935	0,31903
5.hasta	7,754	0,36172	0,31472	0,39045	0,35475
6.hasta	6,846	0,38946	0,32058	0,37418	0,33141
7.hasta	4,257	0,33417	0,31523	0,33705	0,31274
8.hasta	12,875	0,38306	0,34868	0,37432	0,34285
9.hasta	5,149	0,39437	0,3374	0,34691	0,31741
10.hasta	8,964	0,35555	0,32917	0,40109	0,36048
11.hasta	4,236	0,38652	0,35952	0,38153	0,37996
12.hasta	9,986	0,36545	0,33783	0,37695	0,34081
13.hasta	5,356	0,37125	0,34217	0,3273	0,3189
14.hasta	9,129	0,39617	0,32896	0,33771	0,35951
15.hasta	11,671	0,34831	0,32287	0,40121	0,38551
16.hasta	4,759	0,35162	0,34148	0,39493	0,35316
17.hasta	9,319	0,40026	0,3499	0,39031	0,36526
18.hasta	5,478	0,38364	0,33536	0,36505	0,35926
19.hasta	12,857	0,34523	0,31382	0,36649	0,31414
20.hasta	10,153	0,40104	0,32412	0,38541	0,3661

Şekil 4.1'de hastalardan alınan ölçümlerde; hastaların düz yönde bakması durumunda ortalama ölçüm değerini içeren grafik yer almaktadır.



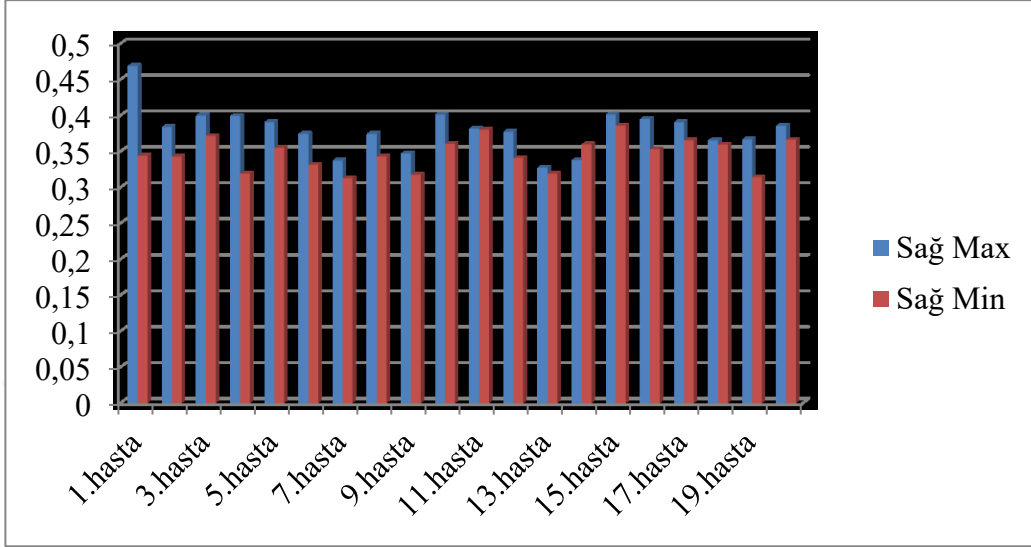
Şekil 4.1: Hastalardan alınan referans ölçüm değerleri

Şekil 4.2'de hastaların sol yöne bakması neticesinde maksimum ve minimum değişimini gösteren grafik yer almaktadır. Örneğin hasta yedi kez sol yöne baktı ise bu yedi ölçümün maksimum ve minimum değerleri bu grafikte gösterilmiştir.



Şekil 4.2: Hastanın sol yöne bakması durumunda meydana gelen max. ve min. değişim

Şekil 4.3’de hastaların sağ yöne bakması neticesinde maksimum ve minimum değişimini gösteren grafik yer almaktadır.



Şekil 4.3: Hastanın sağ yöne bakması durumunda meydana gelen max. ve min. değişim

Yukarıda Şekil 4.2 ve Şekil 4.3’te yer alan grafikler incelendiğinde hastaların sağ ve sol yöne bakması neticesinde maksimum ve minimum düzeyde meydana gelen değişimler $0,3 \pm 0,13$ mV mertebelerinde gerçekleşmiştir. Ortalama değer grafiği incelendiğinde ise her hastada farklı bir ortalama değer meydana geldiği görülmüştür. Dolayısı ile gerçekleştirilen ölçümler değişken referansa göre değerlendirildiğinden hastaların referans değerlerinin farklılık göstermesi sistemin kararlı çalışmasına engellememiştir.

KAYNAKLAR

1. Thakkar A. , Shah D. (2014), “*Eye Monitored Wheel Chair Control for people suffering from Quadriplegia*”, Cornell University Master Engineering Project Report
2. Uşaklı A., Gürkan S. (2009), “*Elektrookülogram Tabanlı Yeni Bir İnsan Bilgisayar Arabirimine Sanal Klavye Olarak Uygulaması*”, 14. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı (BIYOMUT'09)
3. Uşaklı A. (2015), “*Felçli Hastalar İçin EOG Tabanlı İletişim*”, Gülhane Biyomedikal Günleri
4. Esas M., Latifoğlu F. (2015), “*Computer-Based Design with Dual Channel Device Electrooculography and EyeMovement Tracking*”, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi
5. Chen Y. , Newman S. (2004), “*A Human – Robot Interface Based On Electrooculography*”, IEEE International Conference on Robotics & Automation
6. Özyurt O. (2012), “*Hareketsiz Hastalar İçin Gerçek Zamanlı Göz Kırpma İletişim Sistemi Tasarımı ve Uygulaması*”, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
7. Youngmin K., Nakju D., Youngil Y. (2001), Wan C. “*Development of Human-mobile Communication System Using ElectroOculoGram Signals*”, IEEE/RJS International Conference on Intelligent Robots and Systems
8. Desai Y. (200 “*Driver’s alertness detection for based on eye blink duration via EOG & EEG*” International Journal of Advanced Computer Research (ISSN (print): 2249-7277 ISSN (online): 2277-7970)Volume-2 Number-4 Issue-7
9. Barea R., Boquete L. , Mazo M. , Lopez E. , Bergasa L.M. (2000)“*EOG Guidance of a Wheelchair Using Neural Networks*”, IEEE Proceedings 15th International Conference on Pattern Recognition.
10. Sing C. , Tsui L. , Jia P., Gan J. Q. , Hu H. , Yuan K. (2007)“*EMG-based Hands-Free Wheelchair Control with EOG Attention Shift Detection*” Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics
11. Barea R. , Boquete L. , Bergasa L. M., Lopez E. , Mazo M. (2003), “*Electro-Oculographic Guidance of a Wheelchair Using Eye Movements Codification*” The International Journal of Robotics Research 22(7-8):641-652

12. Wijesoma W. S. , Wee K. S. , Wee O. C. , Balasuriya A. P. , San K. T. , Soon L. K. (2005), “*EOG Based Control of MobileAssistive Platforms for the Severely Disabled*”, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics
13. Bulling A., Ward J. A. , Gellersen H. , Tröster G. (2011), “*Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography*” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 33, No. 4
14. Tamura H. , Miyashita M. , Tanno K. , Fuse Y. (2010), “*Mouse Cursor Control System Usingelectrooculogram Signals*” World Automation Congress
15. Martinez J. A. , Ubeda A. , Lanez E. , Azorin J. M. , Vidal C. P. (2013), “*Multimodal System Basedon Electrooculography and VoiceRecognition to Control a Robot Arm*” International Journal of Advanced Robotic Systems
16. Septanto, H., Prihatmanto, A.S., Indrayanto, A., (2009), “*A Computer Cursor Controlled by Eye Movements and Voluntary Eye Winks Using A Single Channel EOG*”, International Conference on Electrical Engineering and Informatics, Bangi Selangor, Malaysia, 117-120.
17. Zheng, X., Li, X., Liu, J., Chen, W., Hao, Y., (2009), “*A portable wireless eye movement-controlled Human-Computer Interface for the Disabled*”, International Conference on Complex Medical Engineering, Salzburg, Austria, 1-5.
18. Yamada, M., Fukuda, T., (1986), “*Eye word processor (EWP) and peripheral controller for the ALS patient*” Physical Science, Measurement and Instrumentation, Management and Education -Reviews, 134 (4), 328-330.
19. Soundari, B.N., Nandakumar, M., Nivetha, R., Rajakumari, K., (2011), “*Extension of Desktop Control to Robot Control by Eye Blinks Using Support Vector Machine (SVM)*”, International Conference on Recent Trends in Information Technology, Tamil Nadu, India, 1121-1125.
20. Kurylyak, Y., Lmonaca, F., Mirabelli, G., Boumbarov, O., Pnev, S., (2011), “*The Infrared Camera-based System to Evaluate the Human Sleepiness*” Medical Measurements and Applications Proceedings, MeMeA 2011, Bari, Italy, 253-256.
21. MEGEP, Biyomedikal Cihaz Teknolojileri Elektrotlar, 12-17
22. www.arduino.cc 15.10.2016 tarihinde erişildi.
23. <http://www.electrobotic.org/> 17.12.2016 tarihinde erişildi.

EKLER

EK-1: Master Sistem Yazılımı

```

#include "Wire.h"
#include <SoftwareSerial.h>

#define ads1110 0x48

char c,config;
float voltage, data, readdata[20],sum,avg;
byte highbyte, lowbyte, configRegister;
byte i,j,x,y;

SoftwareSerial mySerial(10, 9); // RX, TX
int led = 4;

void setup()
{
  pinMode(led, OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
  mySerial.begin(9600);

  Wire.begin();

  i=1;
}
void loop()
{
  if(x==1)
  {
    mySerial.println("A");
    Serial.println("___SOL___");
    x=0;
    y=0;
  }
  if(y==1)
  {
    mySerial.println("B");
    Serial.println("___SAG___");
    y=0;
    x=0;
  }
}

Wire.requestFrom(ads1110, 3);
while(Wire.available()) // ensure all the data comes in
{

  highbyte = Wire.read(); // high byte * B11111111
  lowbyte = Wire.read(); // low byte
}

```

```

configRegister = Wire.read();
}

data = highbyte * 256;
data = data + lowbyte;

voltage = data * 2.048 ;
voltage = voltage / 32768.0;
voltage=voltage*1000;
readdata[i]=voltage;
i++;

if(i>=10)
{
for(j=1;j<i;j++)
{
digitalWrite(led, HIGH);
Serial.print("Readdata:");
Serial.println(readdata[j],DEC);
digitalWrite(led, LOW);

sum+=readdata[j];
avg=sum/j;

if(readdata[j]>=avg+0.27)
{
// mySerial.println("A");
Serial.println("SOL");
x=1;
}

if(readdata[j]<=avg-0.3)
{
Serial.println("SAG");
y=1;
}

}
avg=0;
sum=0;
digitalWrite(13, LOW);

i=1;

}

delay(80);

}

```

EK-2: Slave Sistem Yazılımı

```

#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial mySerial(10, 9); // RX, TX
int dirA = 12;
int dirB = 13;
int pwmA = 3;
int pwmB = 11;
byte x,y,z,a;

void setup()
{
  pinMode(dirA, OUTPUT);
  pinMode(dirB, OUTPUT);
  pinMode(pwmA, OUTPUT);
  pinMode(pwmB, OUTPUT);

  Serial.begin(9600);
  mySerial.begin(9600);

  Serial.println("Slave App. Start");
  analogWrite(pwmA,0);
  analogWrite(pwmB,0);
  digitalWrite(dirA,LOW);
  digitalWrite(dirB,LOW);
}

void loop()
{
  char ch = mySerial.read();
  if( z==2)
  {
    if( x==1 && y==1)
    {
      Serial.println("____ DUZGIT ____ ");
      Serial.println("  ");
      Serial.println("  ");
      analogWrite(pwmA,255);
      analogWrite(pwmB,255);
      digitalWrite(dirA,LOW);
      digitalWrite(dirB,LOW);
      delay(500);
      analogWrite(pwmA,0);
      analogWrite(pwmB,0);
      digitalWrite(dirA,LOW);
      digitalWrite(dirB,LOW);
      x=0;
      y=0;
      z=0;
    }
  }
}

```

```

if(x==0 && y>=1)
{
  Serial.println("____ SAGAGIT ____ ");
  analogWrite(pwmA,255);
  analogWrite(pwmB,255);
  digitalWrite(dirA,LOW);
  digitalWrite(dirB,HIGH);
  delay(300);
  analogWrite(pwmA,0);
  analogWrite(pwmB,0);
  digitalWrite(dirA,LOW);
  digitalWrite(dirB,LOW);
  Serial.println("  ");
  Serial.println("  ");
  x=0;
  y=0;
  z=0;
}
if(x>=1 && y==0)
{
  Serial.println("____ SOLAGIT ____ ");

  analogWrite(pwmA,255);
  analogWrite(pwmB,255);
  digitalWrite(dirA,HIGH);
  digitalWrite(dirB,LOW);
  delay(300);
  analogWrite(pwmA,0);
  analogWrite(pwmB,0);
  digitalWrite(dirA,LOW);
  digitalWrite(dirB,LOW);

  Serial.println("  ");
  Serial.println("  ");

  x=0;
  y=0;
  z=0;
}
}

```

```

//Serial.println(ch,DEC);
if (ch == 'A')
{
  x=x+1;
  z=z+1;
  Serial.print("x degeri:");
  Serial.println(x,DEC);
}

```

```
        Serial.print("z degeri:");  
        Serial.println(z,DEC);  
    }  
    if (ch == 'B')  
    {  
        y=y+1;  
        z=1+z;  
        Serial.print("y degeri:");  
        Serial.println(y,DEC);  
        Serial.print("z degeri:");  
        Serial.println(z,DEC);  
    }  
}
```



ÖZGEÇMİŞ



Onur İlyas YAVUZ

Tel: 0 (546) 219 24 19

Adres: Güzelyurt mh. Mimarsinan cd. No:55 D.3 Esenyurt / İSTANBUL

Doğum Tarihi ve Yeri: 08.09.1990 Fatih / İSTANBUL

Medeni Durumu: Evli

Yabancı Dil : İngilizce (Pre-Intermediate)

Askerlik Durumu : Tecilli (01.02.2018)

Eğitim Durumu :

2015 – 201.. **Gelişim Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**
Mekatronik Mühendisliği Yüksek Lisans Programı

2010 – 2013 **Uşak Üniversitesi Mühendislik Fakültesi**
Makine Mühendisliği

2007 - 2009 **Kırıkkale Üniversitesi Kırıkkale Meslek Yüksek Okulu**
Endüstriyel Otomasyon Bölümü

2004 – 2007 **Avcılar Anadolu Teknik, Teknik ve Endüstri Meslek Lisesi**
Elektronik Bölümü

Deneimler :

2015 – **MT Bilgi Teknolojileri Dış Ticaret A.S.**
Donanım Tasarım Mühendisi

- 2013 – 2015 **Spinamer Sağlık Ürünleri Sanayi ve Teknoloji LTD. ŞTİ.**
Ar&Ge Sorumlusu
- 2012 – **Uşak Üniversitesi**
Robot Kulübü Onursal Başkanlığı
- 2011 **RoboCup 2011 Uluslararası Robot Yarışması**
Junior Soccer League Hakemliği
- 2010 – 2012 **Uşak Üniversitesi**
Robot Kulübü Kurucu Üyesi ve Başkanlığı
- 2009 – 2010 **Kırıkkale Üniversitesi**
Mekatronik Topluluğu Onursal Başkanlığı
- 2009 – 2010 **Biomekatronik Ltd. Şti.**
Elektronik Tasarım Sorumlusu
- 2007 – 2009 **Kırıkkale Üniversitesi**
Mekatronik Topluluğu Kurucu Üyesi ve Başkanlığı

Sektörel Bazda Yapmış Olduğu Çalışmalar :

- 2015 – 2016 **MT Bilgi Teknolojileri Dış Ticaret A.Ş.**
Proje Adı : Smart Card Reader
Projedeki Görevi :
Smart Card Reader’ın elektronik donanım tasarımı
Security Microcontroller low level yazılımı
- 2013 – 2015 **Spinamer Sağlık Ürünleri San. ve Tek. LTD. ŞTİ.**
Proje Adı : Medikal Uzatma ve Düzeltme Robotu
Destekleyen Kurum ve Çağrı Numarası : TÜBİTAK 1511
Proje Numarası : 1120146
Projedeki Görevi :
Robotun kontrol kartının tasarımı
Kontrol kartında kullanılan PIC18F4550’nin yazılımı
Belirli parçaların mekanik tasarımlarının gerçekleştirilmesi
SW Sim Pro ile Mekanik analizlerinin gerçekleştirilmesi
Mekanik testlerinin (basma-çekme) gerçekleştirilmesi
OGP Kameralı Ölçüm Cihazı ile ilerleme testlerinin gerçekleştirilmesi
- 2011– 2012 **Biomekatronik LTD. ŞTİ.**
Proje Adı : Etüv ve İnkübatör Cihazlarının Tasarımı
Destekleyen Kurum: KOSGEB
Projedeki Görevi :
Cihazın kontrol kartının tasarımı
Kontrol kartında kullanılan PIC16F877’nin yazılımı

- 2009 – 2010 **Biomekatronik LTD. STİ.**
Proje Adı : Biyokimya Otoanalizörü Cihazının Elektronik Kart Tasarımları
Destekleyen Kurum: TÜBİTAK
Projedeki Görevi :
 Step motor sürücü devresi tasarımı
 Sürücü devresi testi için test yazılımı geliştirilmesi

Üniversite Bünyesinde Yapmış Olduğu Çalışmalar :

- 2011 – 2012 **Uşak Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü**
Proje Konusu : Düzlemde Hareket Edebilen 3 Uzunlu Robot Kol'un Tasarımı ve Kinematik Analizi
Danışman : Yrd. Doç. Dr. Kemal MAZANOĞLU
- 2012 – 2013 **Uşak Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü**
Proje Konusu : Rulmanlarda Titreşim İzleme Yöntemi ile Hata Tesbiti
Danışman : Prof. Dr. İsa YEŞİLYURT
- 2012 – 2013 **Uşak Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü**
Proje Konusu : 3 Farklı Malzemeden Oluşan Kompozit Duvarın Belirli Noktalarındaki Sıcaklıkların Sayısal ve ANSYS ile Analizi
- 2012 – 2013 **Uşak Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü**
Proje Konusu : Uzayda Hareket Edebilen 5 Eksenli Robot Kolun Tasarımı Kinematik ve Dinamik Analizi
Danışman : Yrd. Doç. Dr. Kemal MAZANOĞLU

Akademik Yayınlar :

- 2016 Mayıs **Elektrik Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu**
EEB2016 – Tokat
 İki Tekerlekli Kendini Dengeleyen Robot'ta Üç Farklı Kontrol Algoritması Kullanarak (PI,PD,PID) En İyi Kontrol Algoritmasının Tespit Edilmesi

Verdiği Kurslar ve Eğitimler :

- 2014 **Yıldız Teknik Üniversitesi Yıldız Teknopark**
 Robotik Elektronik ve PIC Programlama Kursu Eğitimliği
- 2012 – 2013 **Uşak Üniversitesi Teknoloji Merkezi**
 Robotik Elektronik ve PIC Programlama Kursu Eğitimliği

- 2012 – 2013 **İstanbul Atatürk Fen Listesi**
Robotik Elektronik ve PIC Programlama Kursu Eğitimliği
- 2011 – 2013 **Özel Üftade Lisesi**
Robot Kulübü Eğitimliği
- 2011 **Uşak Üniversitesi Sürekli Eğitim Merkezi**
Robotik Elektronik ve Programlama Kursu Eğitimliği
- 2010– 2012 **Uşak Üniversitesi**
Robot Kulübü Robotik Eğitimliği
- 2008 – 2009 **Kırıkkale Üniversitesi**
Mekatronik Topluluğu Robotik Eğitimliği

Katıldığı Etkinlikler ve Eğitimler :

- 2014 Ağustos **TEKYAZ Teknolojik Yazılımlar AŞ.**
Solidworks Profesional Fatigue Eğitimi
- 2014 Haziran **TEKYAZ Teknolojik Yazılımlar AŞ.**
Solidworks Premium Nonlinear Eğitimi
- 2014 Mayıs **Kişiyeye Özel Protez Gelişim Çalıştayı (Boğaziçi Üniversitesi)**
Katılımcı
- 2014 Mart **4. Robotik ve Mekatronik Sempozyumu (WIN Fuarı)**
Katılımcı
- 2014 Şubat **Yenasoft AŞ.**
ESPRIT CAM Programı Eğitimi
- 2013 Kasım **TEKYAZ Teknolojik Yazılımlar AŞ.**
Solidworks Profesional Static Simulation Eğitimi
- 2013 Ekim **Gebze Sanayici ve İşadamları Derneği**
CE İşaretleme ve Teknik Dosya Hazırlama Eğitimi
- 2013 Eylül **Star Kayar A.S**
Fanuc 31i – Model B Kayar Otomat Eğitimi

Aldığı Başarılar ve Ödüller :

- 2015 Ocak **12. Teknoloji Ödülleri ve Kongresi (TÜBİTAK, TÜSİAD, TTGV)**
Küçük Ölçekli Firma Ürün Kategorisi **Finalisti**
- 2015 Ocak **Yıldız Teknik Üniversitesi Teknolojinin Yıldızları Proje Yarışması**

- Arge Destekli Proje Yıldızı Ödülü**
- 2012 Mayıs **Uşak Üniversitesi**
2011-2012 yılı en iyi kulüp ödülü
- 2012 Nisan **Sakarya Üniversitesi Robot Yarışması**
Mini Sumo robot katagorisinde 70 robot arasından **2. lik**
- 2011 Mayıs **Uşak Üniversitesi**
2010-2011 yılı en iyi kulüp ödülü
- 2011 Mayıs **Sakarya Üniversitesi Robot Yarışması**
Mini Sumo robot katagorisinde 50 robot arasından **2. lik**
- 2011 Mayıs **Uludağ Üniversitesi Robot Robot Günleri**
Serüven Kategorisi **Teşvik Ödülü**
- 2011 Nisan **İstanbul Teknik Üniversitesi Robot Olimpiyatları**
Labirent katagorisi **Teşvik Ödülü**
- 2009 Mayıs **International Joint Robotic Competiton and Symposium**
Çizgi izleyen robot katagorisinde 25 robot arasından **1. lik**
Mini Sumo robot kategorisinde 26 robot arasından **4. Lük**
- 2009 Nisan **Sakarya Üniversitesi Robot Yarışması**
Mini Sumo robot katagorisinde 32 robot arasından **2. lik**
- 2009 Nisan **İstanbul Teknik Üniversitesi Robot Olimpiyatları**
Çizgi izleyen robot katagorisinde 64 robot arasından 21.lik
Mini Sumo robot katagorisinde 82 robot arasından 6. lik
- 2009 Nisan **Cankaya Üniversitesi Robot Yarışması**
Mini Sumo robot katagorisinde 64 robot arasından 8. lik
Sumo robot katagorisinde 32 robot arasından **1. lik**
- 2009 Mart **Orta Doğu Teknik Üniversitesi Uluslararası Robot Günleri**
Çizgi İzleyen robot katagorisi 260 robot arasından 27.lik
- 2008 Mart **Ege Bölgesi Sanayi Odası Ulusal Robot Yarışması**
Çizgi İzleyen robot katagorisi 70 robot arasından 13.lük
- 2008 Nisan **İstanbul Teknik Üniversitesi Robot Olimpiyatları**
Mini Sumo robot katagorisinde 68 robot arasından **4. lük**
- 2008 Mart **Orta Doğu Teknik Üniversitesi Uluslararası Robot Günleri**
Çizgi İzleyen robot katagorisinde 96 robot arasından 23.lük
Sumo robot katagorisinde 5.lik
- 2007 Mayıs **Boğaziçi Üniversitesi Robot Günleri**

Çizgi izleyen katagorisinde 36 robot arasından 14. lük

2007 Nisan

İstanbul Teknik Üniversitesi Robot Olimpiyatları

Çizgi İzleyen robot katagorisinde 168 robot arasından 32. lik

Düzenlediği Konferanslar ve Seminerler :

2012 Mayıs

Uşak Üniversitesi Konferans ve Söyleşi

İnsan-Makine Arayüzü Olarak Robotlar

Konuşmacı : Devrim ÇAMOĞLU (Bilgisayar Kontrollü Robotik Kitabı Yazarı)

2011 Aralık

Uşak Üniversitesi Konferans ve Söyleşi

Ar-Ge ve Mekatronik Uygulamaları

Konuşmacı : Dr. Süleyman CANAN (ELFATEK Elektronik Ar&Ge Mühendisi – Yönetici)

2011 Mayıs

Uşak Üniversitesi Konferans ve Söyleşi

Yapay Zekâ ve Robotik

Konuşmacı : Tekin MERİÇLİ (Boğaziçi Üniversitesi Yapay Zekâ Lab. Sorumlusu)

2009 Mayıs

Kırıkkale Üniversitesi Konferans ve Söyleşi

Robotik Uygulamalarda Yapay Zekâ Kullanımı

Konuşmacı : Tekin MERİÇLİ (Boğaziçi Üniversitesi Yapay Zekâ Lab. Sorumlusu)

Verdiği Konferanslar ve Seminerler :

2015 Mart

Uşak Üniversitesi Geleceğin Sahiplerine Öneriler Sempozyumu

Topluluk Çalışmalarının İş Hayatındaki Önemi Konferansı

Kullandığı Programlar :

- Altium Designer (İleri seviyede)
- Eclipse Luna (Orta seviyede)
- MikroC (Orta seviyede)
- MATLAB (Başlangıç seviyesinde)
- Micro Code Studio & Pic Basic Pro (İleri seviyede)
- Proton Basic (Orta seviyede)
- Proteus (Ares & İsis) (İleri seviyede)
- AutoCAD (Orta seviyede)
- SolidWorks (Orta seviyede)
- SolidWorks Simulation (Orta seviyede)
- ANSYS (Orta seviyede)
- Netbeans Java (Başlangıç seviyesinde)
- Microsoft Ofis Programları (İleri seviyede)

İlgilenilen Alanlar : Robotik , Masa Tenisi , Basketbol.

Referanslar :

- **E-Bebek Mağazası ve Anadolu Ulaşım A.S**
Yönetim Kurulu Başkanı
Halil ERDOĞMUŞ Tel : 0532 296 51 75
- **Spinamer Sağlık Ürünleri San. ve Tek. LTD. ŞTİ.**
Yönetim Kurulu Başkanı
Op. Dr. Hacı KUTLU Tel : 0532 323 33 22
- **Yıldırım Bevizit Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dekanı**
Prof. Dr. Veli ÇELİK Tel : 0542 265 29 33
- **Uşak Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği**
Bölüm Başkanı
Prof. Dr. Osman ASİ Tel : 0533 543 64 80
- **Uşak Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği**
Bölüm Başkan Yardımcısı
Prof. Dr. Halit GÜN Tel : 0505 873 15 89
- **Uşak Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği**
Prof. Dr. İsa YEŞİLYURT Tel : 0505 514 84 93
- **Uşak Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği**
Yrd. Doç. Dr. Kemal MAZANOĞLU Tel : 0505 815 74 26