



**FATİH SULTAN MEHMET VAKIF ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI**

**PARKİNSON HASTALARININ EL HAREKETLERİNİ İZLEME
VE EL ALETLERİ KULLANIMINDA TİTREŞİMİ AZALTMAYA
YÖNELİK BİR DÜZENEK TASARIM VE GELİŞTİRMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MOHAMMED SALAH MURTAJA

İSTANBUL, 2024



**FATİH SULTAN MEHMET VAKIF ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI**

**PARKİNSON HASTALARININ EL HAREKETLERİNİ İZLEME
VE EL ALETLERİ KULLANIMINDA TİTREŞİMİ AZALTMAYA
YÖNELİK BİR DÜZENEK TASARIM VE GELİŞTİRMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MOHAMMED SALAH MURTAJA
(220231102)**

**Danışman
(Prof. Dr. Bahattin Karagözoğlu)**

İSTANBUL, 2024

12/06/2024

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği tezli yüksek programa öğrencisi 220231102 numaralı Mohammed Salah MURTAJA'nın hazırladığı "Parkinson Hastalarının El Hareketlerini İzleme ve El Aletleri Kullanımında Titreşimi Azaltmaya Yönelik Bir Düzenek Tasarım ve Geliştirilmesi" konulu Yüksek Lisans tezi ile ilgili Tez Savunma Sınavı, 12/06/2024 günü saat 11:00'da yapılmış, sorulara alınan cevaplar sonunda adayın tezinin **Kabulüne Oy Çokluğu/Oys Birliği** ile karar verilmiştir.

Tez adı değişikliği yapılması halinde: Tez adının
.....
şeklinde değiştirilmesi uygundur.

Jüri Üyesi	Karar
1. (Danışman) Prof. Dr. Bahattin KARAGÖZOĞLU	<i>Kabul</i>
2. Prof. Dr. Nihat KABAĞLU	<i>Kabul</i>
3. Dr. Öğr. Üyesi Orhan ÖZHAN	<i>Kabul</i>
4.
5.
6. (İkinci Danışman)*.....

*2. Danışman varsa doldurulması gerekmektedir.

ETİK BİLDİRİM

Bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bağılı olduğum üniversite veya bir başka üniversitedeki başka bir çalışma olarak sunulmadığını beyan ederim.

Mohammed Salah Murtaja

TEŞEKKÜR

Büyüme ve gelişme yolculuğum boyunca karşılaştığım zorluklar, zaman zaman mükemmeliyetçi yaklaşımla çalışmanın ne kadar zorlayıcı olabileceğini gösterdi. Ancak bu süreçte, başarıya ulaşmak ve kişisel gelişimim için çabalarımın güçlü bir itici güç olduğunu anladım.

Hocalarımla sürekli desteğiniz ve cesaretlendirici yaklaşımınız sayesinde bu seviyeye gelebildim. Tüm öğretim üyelerine her aşamada zaman ve çaba harcamalarından dolayı rehberlik etmek ve yardım için teşekkür ederim.

Bu akademik serüven boyunca bana rehberlik eden, bilgisini benimle paylaşarak başarılarımın ulaşmasını sağlayan Prof. Dr. Bahattin Karagözoğlu ve diğer saygın hocalarıma en içten teşekkürlerimi sunmak istiyorum. Ulaştığımız başarıya büyük bir rol oynadınız.

Bunun yanında, kıymetli üniversitemize de açık kalbimle şükranlarımı sunuyorum. Öğrenmek için ideal bir ortam oluşturan kurum Fatih Sultan Mehmet Vakıf Üniversitesi'dir. Bu başarıya ulaşabilmem için sizlerin sürekli desteğine ve cesaretlendirmesine ihtiyaç duydum.

Özel olarak, aileme ve sevdiğime sonsuz teşekkür etmek istiyorum, çünkü benden hiçbir zaman desteklerini esirgemediler ve bu süreç boyunca yanımda kalmaya devam ettiler. Bu başarı, yukarıda zikrettiğim tüm hocalarımla, akrabalarımla ve dostlarımla katkılarıyla gerçekleşti. Bilim dünyası ile paylaşacağım bu başarı için hepinize minnettarım.

Mohammed Salah Murtaja

PARKİNSON HASTALARININ EL HAREKETLERİNİ İZLEME VE EL ALETLERİ KULLANIMINDA TİTREŞİMİ AZALTMAYA YÖNELİK BİR DÜZENEK TASARIM VE GELİŞTİRMESİ

Mohammed Salah Murtaja

ÖZET

Parkinson hastalığı, titreme ve kas sertliği gibi motor zorluklara neden olur ve bu durumlar günlük aktiviteleri, özellikle yemek yeme gibi görevleri derinden etkiler. Hedefimiz bu zorluklara karşı hastalara yardımcı olacak bir akıllı kaşığın tasarlanmasına odaklanan özel bir çözüm sunmaktır. Temel motivasyon, gelişmiş sensör teknolojisiyle uyarlanabilir bir kaşık geliştirmektir. Tasarlanan cihaz, Parkinson hastalarının yemek sırasındaki el hareketlerini izleyerek istemsiz titremelerin kaşığa yansımalarını azaltarak yardımcı olur.

Bu tez, yemek zamanı aktiviteleri sırasında motor becerileri bozulmuş bireyler için bir mikrodenetleyici etrafında bir kontrol sistemi tasarımına odaklanmaktadır. Temel inovasyon, MPU6050 jiroskop ve ivmeölçer sensörünü cihaza sorunsuz bir şekilde entegre etme yeteneğinde yatar. Bu sayede, kaşık sapının hareketinin eğimini ve hızını doğru bir şekilde algılayabilir. Ayrıca, iki adet MG90S servomotor, kepçenin sürekli olarak düz bir konumda kalmasını sağlamak için dik açılarda stratejik bir şekilde yerleştirilmiştir. Böylece eldeki titreşimler algılandıktan sonra kaşık kepçesini kontrol eden motorlar ters yönde hareket ettirilerek kepçedeki yemeğin dökülmesi önlenmektedir.

Sistem ayrıca, titremeleri izleyerek bu verileri mobil bir uygulamaya aktarır. Bu, hastalara yardımcısız yemek yeme kolaylığı sağlarken, doktorların da hastanın durumunu ve hastalığın ilerlemesini izlemelerine olanak tanır. Bu cihaz, Parkinson hastalarının yemek yeme alışkanlıklarını değiştirerek onlara yeni bir bağımsızlık ve kendine güven kazandırma potansiyeline sahiptir.

Anahtar Kelimeler: Parkinson Hastalığı, Akıllı Kaşık, Titreme, Jiroskop, İvmeölçer.

DESIGN AND DEVELOPMENT OF A DEVICE FOR MONITORING THE HAND MOVEMENTS OF PARKINSON'S PATIENTS AND REDUCING VIBRATION WHEN USING HAND TOOLS

Mohammed Salah Murtaja

ABSTRACT

Parkinson's disease causes motor difficulties such as tremors and muscle stiffness, which profoundly affect daily activities, particularly tasks like eating. We aim to offer a specialized solution focused on designing a smart spoon to assist patients with these challenges. The primary motivation is to develop an adaptive spoon using advanced sensor technology. The designed device monitors the hand movements of Parkinson's patients during meals, reducing the impact of involuntary tremors on the spoon.

This thesis focuses on the design of a control system around a microcontroller for individuals with impaired motor skills during mealtime activities. The key innovation lies in seamlessly integrating the MPU6050 gyroscope and accelerometer sensor into the device. This allows for accurate detection of the angle and speed of the spoon handle's movement. Additionally, two MG90S servomotors are strategically placed at right angles to ensure that the scoop remains in a stable position. When vibrations are detected in the hand, the motors controlling the spoon's scoop move in the opposite direction, preventing the food from spilling.

The system also tracks tremors and transmits this data to a mobile application. This allows patients to eat without assistance and allows doctors to monitor the patient's condition and disease progression. This device has the potential to transform the eating habits of Parkinson's patients, granting them newfound independence and confidence.

Keywords: Parkinson's Disease, Smart Spoon, Tremor, Gyroscope, Accelerometer.

ÖNSÖZ

Bu proje, Parkinson hastalarının günlük yaşamını iyileştirmeyi hedeflemekte ve özellikle yemek yeme sıkıntılarını hafifletmeyi amaçlamaktadır. Parkinson hastalığı, motor becerileri üzerindeki etkisi nedeniyle hastaların günlük aktivitelerini gerçekleştirmelerini zorlaştırabilir. Bu zorlukları aşmak ve hastalara daha iyi bir yaşam kalitesi sunmak amacıyla, özellikle yemek yerken Parkinson hastalarının yaşadığı titreme ve kas sertliği gibi belirtilere odaklanarak özel bir akıllı kaşık geliştirmeyi düşündüm.

Projemin ana hedefi, bu zorlukları azaltmak ve hastaların yaşam kalitesini iyileştirmek üzerine odaklanarak, gelişmiş sensör teknolojisi, hassas kontrol birimi ve veri iletimi gibi elektronik bileşenleri kullanarak özel bir akıllı kaşık tasarlamaktı. Bu bağlamda, hareket özgürlüğü, sensör ve teknoloji kullanımı, mobil uygulamalarla iletişim ve kullanıcı odaklı inovasyon gibi önemli noktalara odaklandım. Projem kapsamında, genel başarı kriterlerini belirlemede bu noktalar beni yönlendirdi. Hareket özgürlüğü, sensör ve teknoloji kullanımı, mobil uygulamalarla iletişim ve kullanıcı odaklı inovasyon gibi önemli alanları ve pozitif etkiyi değerlendim.

Proje uygulaması sırasında çeşitli zorluklarla karşılaştım. Ancak, danışmanım Prof. Dr. Bahattin Karagözoğlu, bu zorlukları aşmam konusunda bana çok yardımcı oldu. Bu aşamada, kendisine içten şükranlarımı ve minnettarlığımı ifade etmek isterim. Projeyi başarıyla tamamlamama büyük katkı sağlayarak sürekli yönlendirme ve destek sunmuştur.

Mayıs, 2024

Mohammed Salah Murtaja

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
ÖNSÖZ.....	vii
SEMBOLLER.....	xi
KISALTMALAR.....	xii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
TABLO LİSTESİ.....	xv
GİRİŞ.....	1
BİRİNCİ BÖLÜM.....	3
1. PARKİNSON HASTALIĞININ NEDENLERİ VE ETKİLERİ.....	3
1.1. PARKİNSON HASTALIĞI TANIMI VE BELİRTİLERİ.....	3
1.1.1. Dopaminin Rolü.....	4
1.1.1. Parkinson Hastalığının Motor Belirtileri.....	5
1.1.1.1. Titreme.....	5
1.1.1.2. Bradikinesya (Yavaş Hareket).....	6
1.1.1.3. Rijidite (Sertlik).....	6
1.1.1.4. Postural İstikrarsızlık.....	6
1.1.2. Parkinson Hastalığının Motor Olmayan Belirtiler.....	7
1.2. PARKİNSON HASTALIĞININ NEDENLERİ.....	7
1.2.1. Genetik Nedenler.....	7
1.2.2. Çevresel Nedenler.....	8
1.3. PARKİNSON HASTALIĞININ TEŞHİSİ.....	9
1.4. PARKİNSON HASTALIĞININ TEDAVİSİ VE YÖNETİMİ.....	9
1.4.1. İlaç Tedavileri.....	10
1.4.2. Derin Beyin Stimülasyonu (DBS).....	11
1.5. PARKİNSON HASTALARI İÇİN AKILLI KAŞIK ÇALIŞMALARI.....	13
1.5.1. Akıllı Kaşığın Önemi.....	13
1.5.2. Akıllı Kaşık Geliştirme ile İlgili Örnek Çalışmalar.....	14
İKİNCİ BÖLÜM.....	15

2. PARKİNSON HASTALARI İÇİN AKILLI KAŞIK TASARIMI.....	15
2.1. AKILLI KAŞIK TANIMI VE KONTROL MEKANİZMASI.....	15
2.1.1. Akıllı Kaşık İşlevi.....	15
2.1.2. Akıllı Kaşık Kontrol Sistemine Genel Bir Bakış.....	17
2.2. ELEKTRONİK DEVRELERİN TASARIMI.....	18
2.2.1. Mikrodenetleyici- Arduino Nano.....	19
2.2.2. MPU 6050 Modülü.....	21
2.2.2.1. Akıllı Kaşık Projesinde Jiroskop ve İvmeölçer Hassasiyeti.....	22
2.2.2.2. Jiroskop Hassasiyeti (Açısal Hız).....	22
2.2.2.3. İvmeölçer Hassasiyeti.....	23
2.2.3. Tamamlayıcı Filtre.....	24
2.2.4. Arduino Nano'yu MPU6050 Sensörüne Bağlama.....	26
2.3. MG90S SERVOMOTOR.....	27
2.3.1. Arduino Nano'yu MG90S Motoruna Bağlama.....	29
2.4. GÜÇ KAYNAĞI VE BESLEME DEVRESİ.....	30
2.5. 128x32 OLED LCD EKLAN.....	33
2.6. HC-05 BLUETOOTH HABERLEŞME MODÜLÜ.....	36
2.6.1. HC-05 Bluetooth Modülü Arduino Nano'ya Bağlama.....	38
2.7. BASKI DEVRE (PCB) TASARIMI.....	39
2.7.1. Tasarım Aşaması.....	39
2.7.2. PCB Tasarım Yazılımı Kullanımı.....	40
2.8. ÜÇ BOYUTLU KUTU TASARIMI.....	41
ÜÇÜNCÜ BÖLÜM.....	45
3. TESTLER VE YORUMLAR.....	45
3.1. AKILLI KAŞIK TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ.....	45
3.1.1. Prototip Geliştirilmesi.....	45
3.1.2. Bluetooth Teknolojisi ile Hastalık İlerlemesinin İzlenmesi.....	46
3.1.3. Tamamlayıcı Filtrenin Kullanımı ve Önemi.....	48
3.2. PERFORMANS İÇİN KAPSAMLI TEST SÜRECİ.....	49
3.2.1. Hafif Titreşimde Dönme ve Sallanma Hareketinin Etkileri.....	51

3.2.2. Yüksek Titreşimde Dönme ve Sallanma Hareketinin Etkileri.....	56
3.2.3. Beş Denekten Elde Edilen Sonuçların Karşılaştırılması.....	61
3.3. TEST BULGULARININ YORUMU.....	65
3.4. KAŞIĞIN HAREKET ANALİZİ.....	65
3.5. KULLANICI ODAKLI İNOVASYON.....	66
3.6. PROJE UYGUN MALİYETLE GERÇEKLEŞTİRİLDİ.....	67
3.7. PARKİNSON HASTALARININ YAŞAM KALİTESİNE KATKI.....	68
3.8. PROJENİN GELECEK VİZYONU.....	69
SONUÇ.....	71
KAYNAKÇA.....	73
EKLER.....	76

SEMBOLLER

- SNCA** : Alfa-sinüklein
- PRKN** : Parkin proteini
- PINK1** : PTEN-indüklenmiş kinaz 1
- LRRK2** : Zengin tekrarlarla zenginleştirilmiş kinaz 2
- PARK7** : Protein deglikaz DJ-1
- GBA** : Glukosilseramidaz beta
- UCHL1** : Ubikuitin C-terminal hidrolaz L1
- COMT** : Katekol-O-metil transferaz
- MAO-B** : Monoamin oksidaz B

KISALTMALAR

PD	: Parkinson Hastalığı
DBS	: Derin Beyin Stimülasyonu
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
GND	: Toprak
ADC	: Analog-Dijital Dönüştürücü
MEMS	: Mikro Elektrik Mekanik Sistemler
DMP™	: Dahili Dijital Hareket İşlemcisi
SPP	: Seri Port Profili
PCB	: Baskılı Devre Kartı

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. 1: Parkinson hastalığının belirtileri.....	5
Şekil 1. 2: Parkinson hastalığı için DBS uygulaması (Stimson, 2010).....	12
Şekil 2. 1:Aşağı Yukarı Sallanma (Pitch) Hareketi (A) ve Dönme (Roll) Hareketi (B)..	16
Şekil 2. 2: Akıllı kaşığın fonksiyonel blok şeması.....	17
Şekil 2. 3: Elektronik devre bağlantı Şeması, EasyEDA da oluşturulmuş.....	18
Şekil 2. 4: Arduino Nano Pin Diyagramı (ARDUINONANO Datasheet, n.d.).....	19
Şekil 2. 5: Arduino Nano.....	20
Şekil 2. 6: MPU6050 Sensör (MPU6050 6 Eksenli Gyro ve Eğim Sensörü, n.d.).....	21
Şekil 2. 7: Tamamlayıcı filtre (WALTER T. HIGGINS, 1975).....	25
Şekil 2. 8: Arduino Nano'yu MPU6050 sensörüne bağlama	27
Şekil 2. 9: MG90S servo motor ve boyutları (MG90S Datasheet, n.d.).....	28
Şekil 2. 10: MG90S Servo Motorunun Pozisyon Tanımları.....	29
Şekil 2. 11: Güç Devresi Bağlantısı.....	30
Şekil 2. 12: lityum iyon pil 3.7 volt.....	31
Şekil 2. 13: TP4056 Şarj Modülü (TP4056 18650 Lityum Pil Şarj Modülü, n.d.).....	31
Şekil 2. 14: Voltaj Yükseltme Devresini (Ayarlanabilir Voltaj Regülatör Kartı, n.d.)....	32
Şekil 2. 15: Açma Ve Kapama Anahtar (2 Pin Açma Kapama Anahtarı, n.d.).....	32
Şekil 2. 16: Gerilim Bölücü Bağlantı Şeması.....	33
Şekil 2. 17: Roll ve pitch açısı gösterimi.....	34
Şekil 2. 18: 128x32 OLED EKCRAN (128x32 Oled Lcd Ekran, n.d.).....	35
Şekil 2. 19: OLED ekranının Arduino Nano'ya bağlanma yöntemi.....	35
Şekil 2. 20: HC-05 Bluetooth modülü.....	36
Şekil 2. 21: EasyEDA Programı ile Tasarlanan PCB Elektronik Devre Şeması.....	39
Şekil 2. 22: EasyEDA İle Oluşturulan PCB Tasarımı - A (Şematik Diyagram) ve B (Tamamlanmış PCB).....	40
Şekil 2. 23: Akıllı kaşığın Genel Tasarımı.....	41
Şekil 2. 24: X Ekseni Motor Bölümü.....	42
Şekil 2. 25: Y ekseni motorunu sabitleme ve motorların birbirine bağlanması.....	42
Şekil 2. 26: Kaşığın üst ve alt kapakları.....	43
Şekil 2. 27: Bağlantı ve Şarj Bölümü.....	44
Şekil 2. 28: Kaşık Kabı Şekli.....	44
Şekil 3. 1: Prototip 1.....	45
Şekil 3. 2: Prototip 2.....	46
Şekil 3. 3: Mobil Uygulamada Verilerin Görselleştirilmesi.....	47
Şekil 3. 4: Tamamlayıcı Filtre Kullanımının Açık Ölçümündeki Etkisi.....	48
Şekil 3. 5: Sensörün Kaşık kabına Yerleştirilmesi.....	49
Şekil 3. 6: Pirinç yüklü kaşık testi.....	50
Şekil 3.7: Boş kaşıқта hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	51
Şekil 3.8: Boş kaşıқта hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	52

Şekil 3. 9: 5 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	52
Şekil 3.10: 5 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	53
Şekil 3.11: 10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	54
Şekil 3. 12: 10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	54
Şekil 3. 13: 20 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	55
Şekil 3. 14: 20 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	55
Şekil 3. 15: Boş kaşıқта yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	56
Şekil 3. 16: Boş kaşıқта yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	57
Şekil 3. 17: 5 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	57
Şekil 3. 18: 5 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	58
Şekil 3. 19: 10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	59
Şekil 3. 20: 10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	59
Şekil 3. 21: 20 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri.....	60
Şekil 3. 22: 20 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri.....	61
Şekil 3. 23: Yüksek Titreşimde dönme (roll) Sapması.....	63
Şekil 3. 24: Hafif titreşimde dönme (roll) Sapması.....	63
Şekil 3. 25: Yüksek Titreşimde sallanma (pitch) Sapması.....	64
Şekil 3.26: Hafif Titreşimde sallanma (pitch) Sapması.....	64
Şekil 3. 27: Kaşığın Nihai Ağırlığı.....	67

TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1: Arduino Nano Pin Tanımları Tablosu.....	20
Tablo 2. 2: Jiroskop için hassasiyet Tablosu (MG90S Datasheet, n.d.).....	22
Tablo 2. 3: İvmeölçer için hassasiyet Tablosu (MPU-6050 Datasheet, n.d.).....	23
Tablo 3. 1: Beş denekten elde edilen kaşık performansı testi sonuçları.....	62
Tablo 3. 2: Malzeme ve Maliyet Tablosu.....	68

GİRİŞ

Parkinson Hastalığı (PD), beyin dopaminerjik sinir hücrelerinin kaybıyla başlayan ve zamanla artan bir zorluklar yumağına dönüşen kronik bir nörolojik bozukluktur. Bu rahatsızlık, dopamin adı verilen önemli bir nörotransmitterin eksikliği sonucu hareket kontrolünü ve koordinasyonunu olumsuz etkileyerek titreme, rijidite, hareketlerin yavaşlaması ve duruş istikrarsızlığı gibi belirtilerle kendini gösterir. İlk kez 1817'de ünlü İngiliz doktor James Parkinson tarafından tanımlanan bu hastalık, o zamandan beri önemli bir halk sağlığı sorunu haline gelmiştir. Alzheimer hastalığından sonra en yaygın nörodejeneratif bozukluklardan biridir ve yaşlı nüfusun artmasıyla birlikte giderek daha fazla insanı etkilemektedir (Beal, 2007; Przedborski, 2003).

Parkinson Hastalığının ilerleyen aşamalarında, bireyler günlük yaşamlarında giderek artan zorluklarla karşılaşır. Bu semptomlar, yaşam kalitesini ciddi şekilde etkileyebilir ve hastaların günlük aktivitelerini gerçekleştirmesini zorlaştırarak genellikle bağımsızlıklarını önemli ölçüde kısıtlar. Geleneksel tedaviler semptomları yönetmede yardımcı olabilirken, her hasta için etkili bir çözüm sunamazlar. Bu nedenle, derin beyin stimülasyonu (DBS) gibi yenilikçi cerrahi müdahalelerin önemi artmıştır. Ancak uygunluğu hastalar arasında değişebilir. Olası yan etkileri ve komplikasyonları tanımak önemlidir, çünkü bu önemli riskleri taşıyan bir cerrahi müdahaledir. Ayrıca, yaş, sağlık ve hasta tercihleri gibi faktörler, DBS'nin uygulanabilirliğini belirlemede kritik bir rol oynar. Ayrıca, bu prosedürle ilişkilendirilen yüksek maliyet nedeniyle ekonomik düşünceler sınırlayıcı olabilir (Jr., 2013).

Son yıllarda, teknolojik gelişmeler Parkinson Hastalığının yönetimini iyileştirmek için yeni olanaklar sunmuştur. Belirtileri gerçek zamanlı olarak izleyen giyilebilir cihazlardan, tele tıp ve uzaktan hasta izleme sağlayan mobil uygulamalara kadar, teknolojiler Parkinson tedavisinin ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir (Cao, 2020). Ancak, bu yeniliklere rağmen, hastaların günlük yaşamlarında karşılaştığı, öğün zamanı gibi, özel zorlukları ele almakta bir boşluk bulunmaktadır.

Öğün zamanı sadece işlevsel bir gereklilik değil, aynı zamanda bir kişinin yaşam kalitesiyle derinden bağlantılı sosyal ve kültürel bir etkinliktir. Parkinson hastalığı olan

bireyler için yemek yeme karmaşık bir görev haline gelebilir, bu da sadece beslenmeyi değil, aynı zamanda genel keyif ve sosyal katılımı da etkiler. Parkinson hastalarının öğün zamanındaki benzersiz ihtiyaçlarını ele almak, ergonomik tasarımı, ileri teknolojiyi ve kullanıcı odaklı yaklaşımları birleştiren özel çözümler gerektirir.

Bu bağlamda, bu proje Parkinson hastalığından etkilenen bireylerin günlük yaşamlarında karşılaştıkları zorlukları hafifletmek ve yaşam kalitelerini artırmak için geliştirilmiş bir çözüm sunmayı amaçlamaktadır. Özellikle, bu çözüm hastaların en temel ihtiyaçlarından biri olan yemek yeme sürecindeki zorluklara odaklanmaktadır. Parkinson hastalığının belirtileri arasında yer alan titreme ve diğer motor beceri zorlukları, yemek yeme sürecini oldukça zor hale getirebilir. Bu nedenle, akıllı bir kaşık gibi bir cihaz, hastaların yemek yeme sırasında daha iyi bir kontrol sağlayarak yaşam kalitelerini artırmayı amaçlamaktadır.

Akıllı kaşık, son teknoloji yenilikleriyle donatılmıştır. Özellikle, adaptif sensör teknolojisi ve mikrodenetleyici entegrasyonu gibi özellikler sayesinde, kaşık hastanın el hareketlerini hassas bir şekilde izleyebilir ve kaşık kepçesindeki titremeleri azaltabilir. Bu teknolojik yenilikler, hastaların yemek yeme sürecinde daha bağımsız olmalarını sağlayarak yaşam kalitelerini artırmayı hedefler. Ayrıca, bu akıllı kaşığın veri aktarımı ve hastalık izleme gibi özellikleri de projenin önemli bileşenlerindedir. Bu özellikler, hem hastaların tedavi süreçlerini daha iyi yönetmelerine hem de sağlık uzmanlarının hastaların durumu hakkında daha güvenilir verilere erişmelerine yardımcı olabilir.

Projenin bir diğer önemli hedefi, akıllı kaşığın tasarımında kullanıcı dostu ve akıllı özelliklerin bulunmasıdır. Bu sayede, hastaların cihazı kolayca kullanmaları ve günlük yaşamlarına sorunsuz bir şekilde entegre etmeleri sağlanır. Kullanıcı dostu bir tasarım, hastaların cihazı rahatlıkla kullanabilmelerini ve yemek yeme deneyimlerini olumlu yönde etkilemeyi amaçlar. Sonuç olarak, bu proje, Parkinson hastalığı ile yaşayan bireylerin yaşam kalitelerini artırmayı hedefler ve bu doğrultuda akıllı kaşığın tasarımı, teknolojik entegrasyonu ve kullanım kolaylığı gibi faktörler üzerinde odaklanır. Projenin tamamlanmasıyla, hastaların günlük yaşamlarında daha rahat ve bağımsız olmaları beklenmektedir.

BİRİNCİ BÖLÜM

1. PARKİNSON HASTALIĞININ NEDENLERİ VE ETKİLERİ

Parkinson hastalığı, genellikle yaşlılık döneminde ortaya çıkan ve merkezi sinir sistemindeki bir bozukluk olarak tanımlanır. Titreme, kas sertliği, hareketlerde yavaşlama ve denge kaybı gibi belirtilerle karakterize edilen bu hastalık, bireylerin yaşam kalitesini ciddi şekilde etkileyebilir. Beyinde dopamin adı verilen bir kimyasalın eksikliği ile ilişkilendirilen Parkinson, genetik faktörler, çevresel etkenler ve yaşlanma süreci gibi birçok faktörün etkileşimi sonucunda ortaya çıkabilir. Hastalık genellikle 60 yaş ve üzeri bireylerde görülse de genç yaşlarda da ortaya çıkabilir. Kesin nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte, beyinde dopamin üreten hücrelerdeki kayıp, vücuttaki hareketleri düzenleyen sistemlerin bozulmasına neden olur ve bu da Parkinson belirtilerine yol açar (Marsden, 1994).

Hastalığın ana belirtileri arasında özellikle ellerde görülen titreme, kas sertliği, yavaş hareketler, denge sorunları ve postürde bozulma yer alır. Bu belirtiler genellikle hafif başlar ve zamanla şiddetlenebilir, günlük yaşam aktivitelerini etkileyebilir. Şu anda Parkinson hastalığının tam bir tedavisi bulunmamakla birlikte, belirtileri yönetmek için çeşitli tedavi seçenekleri mevcuttur. İlaçlar, fizik tedavi, konuşma terapisi ve cerrahi müdahaleler gibi yöntemler kullanılarak hastalığın ilerlemesi yavaşlatılabilir ve yaşam kalitesi artırılabilir. Ayrıca, hastalıkla başa çıkmak için destek grupları ve rehabilitasyon programları da önemli bir rol oynar.

1.1. PARKİNSON HASTALIĞI TANIMI VE BELİRTİLERİ

Parkinson hastalığı, beyindeki belirli bölgelerdeki dopamin üreten hücrelerin kaybıyla ilişkilidir. Dopamin, bedenin hareketleri düzenlemesine yardımcı olan bir nörotransmitterdir. Bu hücre kaybı, hastaların motor kontrol ve koordinasyon sorunları yaşamasına neden olur (Przedborski, 2003). Hastalığın belirtileri genellikle titreme, özellikle ellerde, kas sertliği, yavaş hareket ve denge sorunlarıdır. Titreme çoğunlukla istirahat halindeyken ortaya çıkar ve hastaların günlük yaşam aktivitelerini etkileyebilir.

Kas sertliği, hareketin başlamasını veya tamamlanmasını zorlaştırabilir. Hareket yavaşlaması, hasta için basit görevleri yerine getirmeyi zorlaştırabilir ve denge sorunları günlük yaşamda düşme riskini artırabilir.

Parkinson hastalığının tam nedeni bilinmemekle birlikte, genetik faktörler, çevresel etmenler ve yaşlanma sürecinin etkisi araştırmaların odak noktalarıdır. Genetik yatkınlığın yanı sıra, çevresel toksinlere maruz kalma da hastalığın ortaya çıkmasında etkili olabilir. Hastalığın tanısı genellikle klinik belirtilere göre yapılır ve genellikle nörolojik muayene ve hastanın tıbbi geçmişine dayanır. Gelişmiş görüntüleme teknikleri, hastalığın teşhisini desteklemek için kullanılabilir. Tedavi, genellikle hastanın belirtilerini hafifletmeye odaklanır. İlaçlar, özellikle dopamin düzeylerini artırmaya yönelik olanlar, sıkça kullanılır. Fizik tedavi ve konuşma terapisi, hastanın günlük yaşam aktivitelerini sürdürmesine yardımcı olabilir. Cerrahi seçenekler de bazı durumlarda düşünülebilir.

1.1.1. Dopaminin Rolü

Dopamin, beyin fonksiyonlarında kilit bir nörotransmitter olarak, sinir hücreleri veya nöronlar arasında bir haberci olarak görev yapar. Tiroksin amino asidinden sentezlenen dopamin, substantia nigra dahil olmak üzere çeşitli beyin bölgelerinde üretilir. Sinaps- nöronlar arasındaki boşluk- geçerek ve postsinaptik membran üzerindeki reseptörlere bağlanarak sinyallerin iletilmesini kolaylaştırarak nöro transmisyonun temel bir rolünü oynar. Bu nörotransmitter, presinaptik hücre içindeki veziküllerde depolanır ve uyarıldığında geri dönüştürülür veya yeni serbest bırakılır (David Meder, 2019).

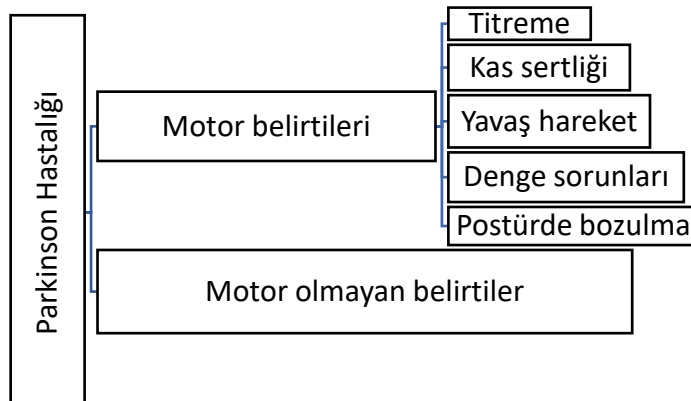
Motor fonksiyon bağlamında dopamin, özellikle hareketi ve koordinasyonu düzenleme açısından son derece önemlidir. Orta beyinde bulunan substantia nigra, dopamin üretimi için önemli bir alan olarak görev yapar. Ancak Parkinson hastalığında substantia nigra'da dopamin üreten nöronlarda progresif bir kayıp olur, bu da dopamin seviyelerinde önemli bir azalmaya yol açar. Bu eksiklik, titreme, rijidite ve hareketin yavaşlaması gibi karakteristik motor belirtilere neden olur. Parkinson hastalığı ile dopamin eksikliği arasındaki bağlantı, dopamin üreten nöronların kaybıyla

ilişkilendirilen anormal protein kümeleri olan Lewy cisimcikleri tarafından daha da vurgulanır.

Araştırmalar, dopamin hücre kaybının yaşlanma ile yavaş gerçekleştiğini, ancak Parkinson hastalığının bu süreci hızlandığını göstermektedir. Biyokimyasal ölçümler ve görüntüleme çalışmaları, motor belirtiler ortaya çıktığında dopamin seviyelerinde önemli bir azalma olduğunu gösterir, bu da Parkinson'un normal yaşlanmada görülen hücre ölümünün hızlandırılmış bir versiyonu olarak betimlenir. Dopaminin nörotransmisyonadaki karmaşık rolünün anlaşılması ve Parkinson hastalığındaki etkileri, terapötik müdahalelerin ilerlemesi ve nörolojik bozuklukların karmaşıklıklarının ele alınması açısından hayati önem taşır (Saad Latif, 2021).

1.1.1. Parkinson Hastalığının Motor Belirtileri

Parkinson hastalığı belirtileri genellikle aniden fark edilmeyebilir ve erken belirtiler hafif olabilir ve gözden kaçabilir. Belirtiler genellikle vücudunuzun bir tarafında başlar ve genellikle bu tarafta daha kötü kalmaya devam eder, hatta belirtiler her iki tarafı etkilemeye başladıktan sonra bile. Parkinson hastalığının belirtileri genellikle motor belirtiler ve motor olmayan belirtiler olmak üzere iki kategoriye ayrılır (Sveinbjornsdottir, 2016). Motor belirtiler titreme, bradikinesya (yavaş hareket), rijidite (sertlik) ve postürde istikrarsızlık olarak görülür (Şekil 1.1).



Şekil 1. 1 Parkinson hastalığının belirtileri

1.1.1.1. Titreme

Parkinson hastalığının en yaygın belirtisi tek taraflı titremedir. Titreme, dopamin ve asetilkolin dengesizliği ile ilişkilidir, bu nedenle dopamin replasman tedavisine en az cevap veren belirti olabilir. Genellikle el veya kol istirahat halindeyken ortaya çıkar. Parkinson hastalığındaki titremelerin genişlikleri kişiden kişiye değişir ve hafiften orta şiddete kadar değişebilir. Ancak, Parkinson hastalığındaki titremelerin frekansı muhtemelen saniyede 4 ila 6 Hertz arasındadır (Baumann, 2012).

1.1.1.2. Bradikinesya (Yavaş Hareket)

Parkinson hastalığının tanımlayıcı bir özelliği olan bradikinesya, spontane hareketin genel bir azalmasını da tanımlar, bu da anormal bir hareketsizlik izlenimi yaratabilir ve yüz ifadesinde azalmaya neden olabilir. Parmağını tıklamak gibi tekrarlayan hareketlerde zorluk yaşatabilir. Parkinson hastalığı olan bir kişi günlük işlevleri gerçekleştirmekte zorlanabilir. Hareketin azalması ve bradikinesya tarafından neden olunan hareket aralığının sınırlı olması, Parkinson ilerledikçe konuşmayı etkileyebilir, bu da zamanla daha sessiz ve daha belirsiz hale gelebilir.

1.1.1.3. Rijidite (Sertlik)

Eklem ve gövdedeki sertlik ve esneklik eksikliğine neden olur. Kaslar normalde hareket ettiklerinde uzar ve dinlendiklerinde gevşer. Parkinson'daki sertlikte, etkilenen bir uzvun kas tonusu her zaman serttir ve asla gevşemez, bazen hareket aralığının azalmasına katkıda bulunabilir. Parkinson hastası insanlar genellikle boyun, omuz ve bacaklarda sıkılığı yaşarlar. Sertlik ve bradikinesya olan bir kişi yürürken genellikle kollarını sallamaz. Sertlik rahatsız edici veya hatta ağrılı olabilir.

1.1.1.4. Postural İstikrarsızlık

Dengesizlik ve düşme olasılığı, Parkinson hastalığının başlıca belirtileri arasındadır. Kontrolsüz ve istemsiz hareket aniden ortaya çıkmaz, ancak hastalığın başlangıcında hafif olup zamanla artar ve daha sonra daha belirgin hale gelir. Sabit bir pozisyonu ve düz bir duruşu koruyamama veya dengede kalamama şeklinde ortaya

çıkar; Basit bir itme kişinin sallanmasına veya düşmesine neden olabilir, bu da kırık riskini artırır (Sveinbjornsdottir, 2016).

1.1.2. Parkinson Hastalığının Motor Olmayan Belirtiler

Hareketle ilgili olmayan belirtiler, genellikle Parkinson hastalığına eşlik eden ve yaşam kalitesini önemli ölçüde etkileyen bir dizi semptomu içerir. Bu belirtiler, hastalığın beynin çeşitli bölgelerini etkilemesi nedeniyle ortaya çıkar. Parkinson hastalığına sahip bireyler, bilişsel bozukluklarla karşılaşabilir, bellek, dikkat ve diğer bilişsel fonksiyonlarda zorluk yaşayabilir. Ayrıca, duygudurum bozuklukları da sık görülür; depresyon ve anksiyete, hastaların genel yaşam kalitesini olumsuz etkileyebilir. Uykuya dalmada zorluklar, huzursuz bacak sendromu ve REM uyku davranış bozukluğu gibi uyku sorunları da non-motor belirtiler arasında yer alır. Otonomik disfonksiyon, kan basıncı düzensizlikleri, sindirim ve mesane kontrol problemleri gibi otonomik fonksiyonlarda sorunlar yaşanmasını içerir. Bazı durumlarda, psikoz da görülebilir, bu da halüsinasyonlar veya sanrılar gibi psikotik belirtilerle kendini gösterebilir (Dr K Ray Chaudhuri, 2006). Hareketle ilgili olmayan bu belirtilerin anlaşılması ve ele alınması, Parkinson hastalığına sahip bireylerin günlük yaşamlarını yönetmelerine yardımcı olmak ve genel yaşam kalitelerini artırmak açısından önemlidir.

1.2. PARKİNSON HASTALIĞININ NEDENLERİ

Parkinson hastalığının nedenlerine ilişkin araştırmalar devam etmektedir ve bilim insanları, genetik yatkınlık ile çevresel faktörler arasındaki karmaşık etkileşimleri anlamak için çalışmalarını sürdürmektedirler. Son çalışmalar, toksin maruziyeti, inflamasyon, oksidatif stres gibi çevresel faktörlerin hastalık riskini artırabileceğini öne sürmektedir. Ayrıca, genetik faktörlerin de hastalık gelişiminde belirleyici bir rol oynadığı düşünülmektedir.

1.2.1. Genetik Nedenler

Parkinson hastalığı, etkilenen bireylerin birinci derece yakınları arasında genel nüfusa kıyasla 2 ila 14 kat daha yüksek bir riskle ilişkilendirilmiştir, bu da hastalığın

genetik yatkınlıkla bağlantılı olduğunu göstermektedir. Özellikle SNCA gibi belirli genlerdeki mutasyonlar doğrudan hastalığa neden olabilir, ancak bu tür mutasyonlar genellikle nadir görülür ve çoğunlukla birden fazla etkilenen üyesi olan ailelerde bulunur. Bununla birlikte, Parkinson hastalığı ile ilişkilendirilen diğer genler arasında PRKN, PINK1 (bir proteinin kodunu içeren, kalp ve iskelet kaslarında bulunan), LRRK2 ve PARK7 bulunmaktadır. GBA ve UCHL1 gibi genlerdeki mutasyonlar da Parkinson hastalığı riskini artırabilir. Bu bulgular, hastalığın karmaşık bir etiolojiye sahip olduğunu ve genetik faktörlerin hastalık gelişiminde önemli bir rol oynadığını göstermektedir. (Thomas T. Warner PhD, 2003; Beal, 2007).

1.2.2. Çevresel Nedenler

Çevresel faktörler, özellikle pestisitlere artan maruziyet, Parkinson hastalığı geliştirme riskiyle ilişkilendirilmiştir. Pestisitler, tarımsal ortamlarda zararlıları kontrol etmek için kullanılan kimyasal maddelerdir. Ancak, uzun süreli veya sık maruz kalma durumunda, özellikle Parkinson gibi nörolojik durumlar üzerinde potansiyel etkilere sahip olabileceği endişeleri bulunmaktadır. Araştırma çalışmaları, belirli pestisitlere mesleki maruziyet ile Parkinson hastalığının yüksek bir riski arasında bir korelasyon olduğunu göstermiştir. Permethrin gibi insektisitler, beta-heksaklorosikloheksan (beta-HCH) ve paraquat ile 2,4-diklorofenoksiasetik asit gibi herbisitler, potansiyel risk faktörleri olarak tanımlanmıştır. Bu kimyasallar, zararlıların sinir sistemlerini etkiler ve uzun süreli maruziyet, insan sinir sistemi üzerinde benzer etkilere yol açabilir.

Ancak, çevresel toksinlere maruz kalma tek başına Parkinson'a neden olacak kadar yeterli değildir, çünkü toksinlere maruz kalan çoğu bireylerde hastalık belirtileri görülmez. Herhangi bir çevresel faktörün, tek başına, hastalığın tek nedeni olarak kabul edilebilecek kesin bir kanıt yoktur. Bununla birlikte, çevresel faktörler, Parkinson hastalığı laboratuvar modellerini incelemekte önemli bir rol oynamış ve bilim insanları, Parkinson hastalığının meydana gelme nedenini daha iyi anlamak için bu ipuçlarını araştırmaya devam etmektedirler (A. R. Chade, 2006).

1.3. PARKİNSON HASTALIĞININ TEŞHİSİ

Parkinson hastalığı teşhisi, kapsamlı bir değerlendirmeyi gerektirir; bu da detaylı bir tıbbi geçmiş ve nörolojik muayene de dahil olmak üzere çeşitli unsurları içerir. Şu anda, genetik olmayan Parkinson vakaları için özel bir kan veya laboratuvar testi bulunmamaktadır. Bunun yerine, doktorlar, diğer bozuklukları elemeye yardımcı olmak için MRI, beyin ultrasonu ve PET gibi görüntüleme testlerine güvenirlir, ancak bu testler Parkinson teşhisi koymak için özellikle etkili değildir (Brooks, 2012).

Teşhis, özellikle bir hastanın Levodopa adlı ilaca verdiği tepkiyi gözlemleyerek doğrulanır; bu ilaç, Parkinson belirtilerini yönetmek için kullanılır. Hastalığın kesin kanı, otopsi sırasında beyinde Lewy cisimlerinin tespit edilmesiyle genellikle bulunur. Zamanla, klinik seyir farklı bir durumu ortaya koyabilir ve doğru bir teşhis için klinik sunumun periyodik olarak gözden geçirilmesi gerekebilir.

Parkinson'u taklit edebilen birkaç durum vardır, bunlar arasında inme ve ilaç kaynaklı parkinsonizm bulunmaktadır. Diğer sendromlar, örneğin progresif supranükleer palsi ve çoklu sistem atrofisi, dışlanmalıdır. İngiliz Beyin Bankası ve Ulusal Nörolojik Bozukluklar ve İnme Enstitüsü gibi tıbbi kuruluşlar tarafından belirlenen kriterler, teşhis sürecini standartlaştırmaya yardımcı olur. Bu kriterler, bradikinezi ile rijitlik, tremor veya postural instabilite bulunmasını, diğer potansiyel nedenleri elemeyi gerektirir. Sonuç olarak, teşhis için bir tarafta başlangıç, dinlenme tremoru, asimetrik motor belirtiler ve Levodopa tedavisine en az beş yıl olumlu cevap gibi üç veya daha fazla destekleyici özellik gereklidir (Jankovic, 2007).

1.4. PARKİNSON HASTALIĞININ TEDAVİSİ VE YÖNETİMİ

Parkinson hastalığı, karmaşık nörolojik bir yapıya sahip olduğu için tedavi için kapsamlı ve kişiselleştirilmiş bir yaklaşım gerektirir. Hastalığın şu anda bir tedavisi olmasa da, çeşitli tedaviler semptomları hafifletmeyi ve genel yaşam kalitesini artırmayı amaçlar. Bu tedaviler arasında ilaç rejimleri, Derin Beyin Uyarımı (DBS) gibi cerrahi müdahaleler, fiziksel ve mesleki terapi ve yaşam tarzı değişiklikleri yer alır.

1.4.1. İlaç Tedavileri

Parkinson hastalığının tedavisinde kullanılan ilaçlar, semptomların yönetiminde kritik bir rol oynar ve hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde artırabilir. İşte Parkinson hastalığının ilaç tedavisi için kullanılan temel ilaç sınıfları:

1. Levodopa: Parkinson hastaları için kritik olan levodopa, dopamin eksikliğini hedef alarak titreme ve sertlik gibi motor semptomlara çözüm sunar. Levodopa beyinde dopamin üretimini artırır ve semptomların kontrol altına alınmasına yardımcı olur. Ancak, uzun süreli kullanımında bazı yan etkiler görülebilir ve zamanla etkisi azalabilir (Goldenberg, 2008).
2. Dopamin Agonistleri: Dopamin agonistleri, dopamin etkilerini taklit ederek dopamin reseptörlerini etkinleştirir ve böylece rahatlama sağlar. Özellikle hastalığın erken evrelerinde levodopa ile birlikte veya onun yerine kullanılabilirler. Dopamin agonistleri, levodopa ile birlikte kullanıldığında tedavi etkinliğini artırabilir.
3. MAO-B İnhibitörleri: MAO-B inhibitörleri, beyindeki dopaminin parçalanmasını engelleyerek dopamin seviyelerini artırır. Bu ilaçlar, Parkinson hastalığındaki eksikliklere karşı telafi yapar ve semptomların şiddetini azaltmaya yardımcı olabilir.
4. COMT İnhibitörleri: COMT inhibitörleri, levodopa'nın etkinliğini uzatarak onun parçalanmasını engeller. Bu ilaçlar, levodopa ile kombinasyon halinde kullanıldığında tedavi edici etkilerini artırır ve motor semptomların kontrolünü sağlar (Aguilar, 2008).

Bu ilaçlar genellikle Parkinson hastalığındaki biyokimyasal dengesizliklere çözüm sunmak için bir araya gelir ve her hasta için optimal sonuçları elde etmek amacıyla tedaviyi kişiselleştirir. Ancak, ilaçların yan etkileri ve etkileşimleri olabilir, bu nedenle tedaviyi belirlerken dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve takip edilmesi önemlidir.

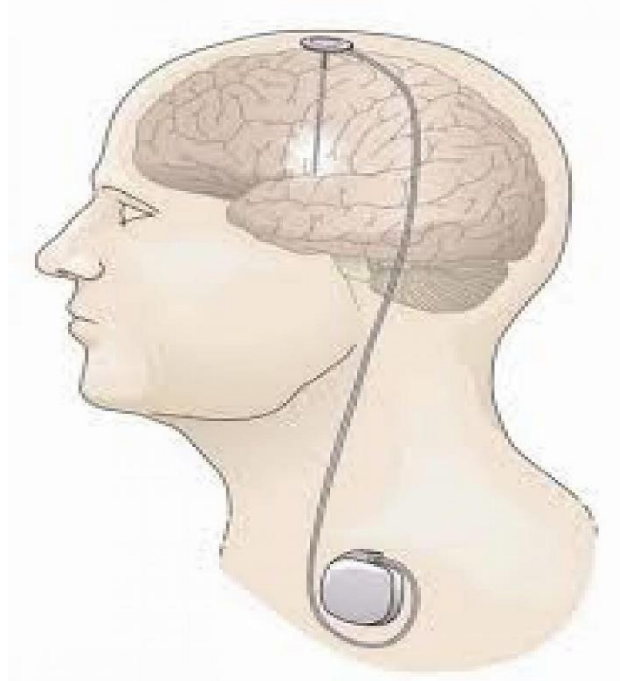
1.4.2. Derin Beyin Stimülasyonu (DBS)

İlaçlar önemli olsa da bazı bireyler bunları yetersiz bulabilir veya tahammül edilemez yan etkiler yaşayabilir, bu da Derin Beyin Uyarımı (DBS) adlı çığır açan bir müdahalenin önünü açar. DBS, bu engelleyici semptomları hafifletmek için titiz bir hedefleme stratejisi temsil eder. Bu inovatif prosedür, Parkinson hastalığının temel patolojisiyle ilişkilendirilen belirli beyin bölgelerine cerrahi olarak elektrot yerleştirilmesini içerir. Bu elektrotlar hassas bir şekilde kontrol edilen elektriksel uyarılar gönderir ve böylece işlevsiz nöral devreleri etkili bir şekilde yeniden kalibre eder. DBS, bu sayede motor semptomları hafifletmeyi ve belirli durumlarda non-motor belirtileri iyileştirmeyi amaçlar, yaşam kalitesini artırmak için yeniden umut verici perspektifler sunar (Benabid, 2003).

DBS cerrahisi, titiz planlama ve uygulama gerektiren çok aşamalı bir süreçtir ve genellikle iki temel aşamayı içerir: beyin cerrahisi ve göğüs duvarı cerrahisi. Beyin cerrahisi prosedürü, öncelikle özel bir baş çerçevesi kullanılarak başınızın sabitlenmesiyle başlar. Bu stereotaktik çerçeve, prosedür sırasında başınızı hareketsiz tutmak ve cerrahin hassas işlem yapmasını sağlamak için kullanılır. Ardından, nörogörüntüleme teknikleri olan MR veya BT taramalarıyla beyin haritalanarak, elektriksel uyarıların yerleştirileceği belirli alanı belirlerler. Bu planlama aşaması, cerrahin operasyonu daha önceden belirli bir plana göre gerçekleştirmesine olanak tanır.

Elektriksel uyarılar genellikle hastanın uyanık olduğu sırada yerleştirilir. Bu, uyarıların etkisinin doğrudan test edilebilmesini sağlar. Cerrahi sırasında genellikle lokal anestezi uygulanır çünkü beyin kendisi ağrı reseptörlerine sahip değildir, bu nedenle beynin içine anestezi uygulanması gerekmez. Cerrah, beyne çoklu temas sağlayan ince bir tel olan elektrotları yerleştirir. Bu elektrotlar, cilt altından boynun yakınında bulunan puls jeneratöre bağlanır. Operasyon sırasında, nörolog ve cerrah, elektrot yerleşiminin doğru olduğundan emin olmak için beyin aktivitesini dikkatlice izlerler. Bu süreç, prosedürün başarılı bir şekilde gerçekleşmesi ve hastanın güvenliğinin sağlanması açısından son derece önemlidir.

Göğüs duvarı cerrahisi prosedürünün ikinci kısmında, cerrah, pilleri içeren cihazın (puls jeneratör) cildin altına, boynun yakınına yerleştirilmesini gerçekleştirir. Bu aşamada genellikle genel anestezi kullanılır. Beyinden gelen elektriksel iletilerin telleri cildin altına yerleştirilir ve bir pil tarafından beslenen puls jeneratöre yönlendirilir. Jeneratör, beyne sürekli elektriksel uyarılar göndermek üzere programlanır. Cihaz eve götürülen özel bir uzaktan kumanda ile açıp kapatılabilir. Bazı durumlarda doktor, evde küçük ayarlamalar yapmak için puls jeneratörü programlayabilir. Bu aşama, prosedürün tamamlanması ve hastanın sonraki süreçte cihazı etkin bir şekilde kullanabilmesi için önemlidir (Şekil 1.2).



Şekil 1. 2 Parkinson hastalığı için DBS uygulaması (Stimson, 2010)

Derin Beyin Stimülasyonu (DBS), Parkinson hastalığının yönetiminde etkili bir araç olmasına rağmen, her hasta için uygunluğu farklılık gösterebilir. Potansiyel yan etkiler ve komplikasyonların farkında olmak büyük önem taşır. Her cerrahi müdahalede olduğu gibi, DBS de riskler içerir ve risklerden kaçınan hastalar alternatif tedavilere yönelebilirler. Bu durum, Parkinson hastalığının tedavisinde çeşitli yöntemlerin bir arada kullanılmasının önemini ortaya koymaktadır. Ayrıca, yaş ve genel sağlık durumu gibi

faktörler, DBS'nin uygunluğunu belirlemede kritik bir rol oynar. Yaşlı bireyler veya sağlık sorunları olanlar cerrahi müdahaleyle ilgili ek zorluklarla karşılaşabilir ve bu da DBS'nin tercih edilmesini azaltabilir. Hastanın beklentileri de önemlidir. Kimi hastalar semptomların azaltılmasını, kimileri ise genel yaşam kalitesinin artırılmasını öncelikli olarak değerlendirebilir. Bu nedenle, her hasta için uygun tedavi seçeneğinin belirlenmesinde hastanın bireysel ihtiyaçları ve tercihleri dikkate alınmalıdır (Hariz, 2002).

1.5. PARKİNSON HASTALARI İÇİN AKILLI KAŞIK ÇALIŞMALARI

1.5.1. Akıllı Kaşığın Önemi

Parkinson hastalığı ile ilişkili zorluklara değinen birkaç dikkate değer proje, özellikle günlük aktiviteleri kolaylaştırmak, örneğin yemek yeme gibi zorluklarla başa çıkmak isteyen bireyler için tasarlanmıştır. Aşağıda, yardımcı cihazların tasarımı ve geliştirilmesine dair bilgiler sunarak yenilikçi yaklaşımlar ve çözümlerle ilgili projeler bulunmaktadır.

Parkinson hastaları gibi motor becerileri bozulmuş bireylere yardımcı olmak amacıyla bir otomatik dengeleyici kaşık geliştirme konusunda bir proje yürütülmüştür. Araç, sap eğimini ve hızdaki değişiklikleri tespit etmek için jiroskop ve ivmeölçer içeren sensörleri kullanır. İki destekleyici motor, istikrarı artıran iki serbestlik derecesine sahip bir sistem sunar ve IMU'dan uygun değerleri almak için bir tamamlayıcı filtre kullanır. Deneysel sonuçlar, SG90 tipi motorların yüksek frekansta Parkinson titremeleri ile uyumsuz olması gibi bazı sınırlamalarla birlikte umut verici performans göstermiştir (DANMO, 2017).

Parkinson hastalarının performansı ve memnuniyeti üzerinde adaptif bir beslenme cihazının faydalarını vurgulayan bir çalışma yapılmış ve cihazın kullanımından sonra verimlilik ve memnuniyette istatistiksel olarak önemli bir artışı olduğu gözlemlenmiştir. Düşük maliyetli, özelleştirilebilir yardımcı teknolojilerin geliştirilmesinin, Parkinson hastalarının günlük aktivitelerini artırmak için ne kadar önemli olduğu vurgulanmıştır (Alessandra Cavalcanti, 2020).

1.5.2. Akıllı Kaşık Geliştirme ile İlgili Örnek Çalışmalar

Al-Ahliyya Amman Üniversitesi'nde uygulanan ayarlanabilir kaşık projesi, Arduino NANO, servo motorlar ve bir ADXL345 yerçekimi sensörü kullanmıştır. Hedef, Parkinson hastalarına yemekler sırasında kaşığın yukarıda tutulmasına yardımcı olarak yiyecek dökülmesini önlemektir. Proje, yiyecek sıcaklığını ölçmek için bir DS1820 sıcaklık sensörü içermekte ve sonuçlarını bir 7-segment ekran üzerinde göstermektedir (Al-Ghraibah, 2022).

Arduino Nano'nun bir kontrol cihazı olarak kullanılmasıyla, proje GY-273 modülü içindeki bir jiroskop ve ivmeölçerden alınan okumalara dayalı bir dengeleme mekanizması uygulamaktadır. Önerilen metodoloji, sensör değerlerini dönüştürdükten sonra eşit ve zıt kalibrasyonu içerir. Özellikle, çalışmada analog motorlar (HS-125MG) kullanılmış olmakla birlikte şu anda kullanılan projeden farklı olan, dijital motorları kullanan bir özellik olduğu belirtilmektedir (Jaswanth D K, 2020).

Yukarıda özetlenen ilgili projeler, Parkinson hastalığı ile ilişkili zorluklara dair değerli perspektifler sunmakta ve yardımcı cihazların geliştirilmesine yönelik çeşitli yaklaşımları sergilemektedir. Mevcut proje, bu temeller üzerine inşa edilmeyi amaçlamakta olup, titreme izleme gibi yeni özellikler ekleyerek Parkinson hastaları için yardımcı teknolojiyi daha da ileri taşımayı hedeflemektedir.

İKİNCİ BÖLÜM

2. PARKİNSON HASTALARI İÇİN AKILLI KAŞIK TASARIMI

Önceki bölümde, Parkinson hastalığının semptomları, nedenleri ve mevcut tedavileri detaylı bir şekilde inceleyerek, kontrol edilemeyen titremelerin hastalar üzerindeki etkilerini anlattık. Bu bağlamda, günlük yaşam aktiviteleri, özellikle de yemek yeme gibi temel eylemleri ne kadar etkilediğini gözlemledik. Bu bölümde odaklanacağımız şey, akıllı kaşığın tasarımında kullanılan elektronik bileşenlerin detaylı bir açıklamasını sunmaktır.

Tasarım sürecinde kullanılan elektronik bileşenlerin her birinin işlevini ve nasıl çalıştığını ayrıntılı olarak açıklayacağız. Ayrıca, bu bileşenlerin nasıl bir araya getirildiğini ve kaşığın elektronik sistemi içindeki yerini tartışacağız. Elektronik devrelerin tasarımındaki ana stratejileri ve bileşenler arasındaki etkileşimleri vurgulayarak, akıllı kaşığın istenilen performansı sağlamak için nasıl optimize edildiğini göstereceğiz. Bu şekilde, kaşık üzerindeki elektronik tasarımın titreme kontrolüne nasıl katkı sağladığını ve hastaların günlük yaşamını nasıl kolaylaştırdığını daha iyi anlayabileceğiz.

2.1. AKILLI KAŞIK TANIMI VE KONTROL MEKANİZMASI

2.1.1. Akıllı Kaşığın İşlevi

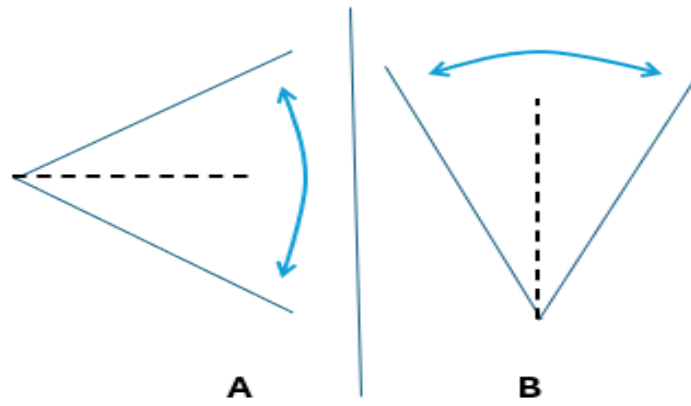
Akıllı kaşık, özellikle Parkinson hastalığı gibi durumlardan etkilenenler olmak üzere titremeye mücadele eden bireyler için gelişmiş stabilite ve bağımsızlık sağlamak amacıyla tasarlandı. Bu yenilikçi araç, iki önemli serbestlik derecesini içermektedir:

1. Y-Ekseni Etrafındaki Sallanma Hareketi (Pitch):

Bu serbestlik derecesi, kaşığın Y eksenine etrafındaki dönel hareket yeteneğine sahiptir ve çıkma hareketini sağlar. Bu özellik, kaşığın yukarı ve aşağı yönlerde hareket etmesine izin verir. Kaşık, Y eksenine etrafında yukarı doğru 90 derece veya aşağı doğru 90 derece kadar bir açı ile sapma yapabilir. Aşağı yukarı sallanma hareketi Şekil 2.1 A'de gösterilmiştir.

2. X-Ekseni Etrafındaki Dönel Hareket (Roll):

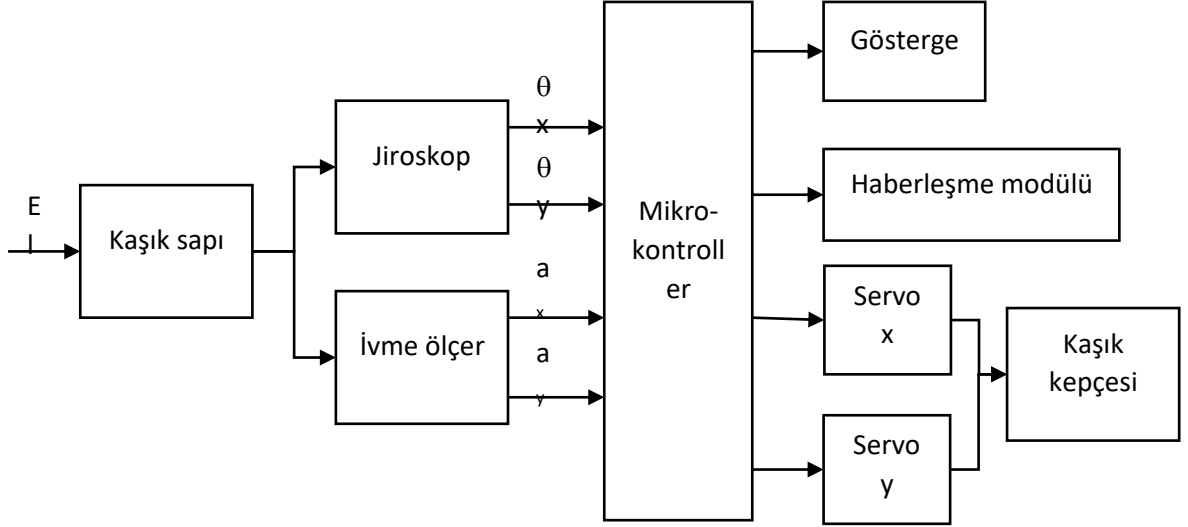
Kaşık, aynı zamanda X eksenini etrafında dönmesini ve hareket etmesini sağlar. Bu ek serbestlik derecesi, akıllı kaşığın sağa ve sola doğru hareket etmesine izin verir. Kaşık, X eksenini etrafında sağa doğru 90 derece veya sola doğru 90 derece kadar bir açı yapabilir. Şekil 2.1 B'da dairesel açısal hareket gösterilmektedir.



Şekil 2. 1 Aşağı Yukarı Sallanma (Pitch) Hareketi (A) ve Dönme (Roll) Hareketi (B)

Z eksenini, X ve Y eksenlerine dik olan hareketlere karşı koymak için bir motor içermez. Bu stratejik karar, projenin ana hedeflerine minimum karmaşıklık ve maliyetle ulaşmayı amaçlar. X ve Y eksenleri etrafındaki hareket, stabilite sağlamak için yeterli kabul edilir. Z eksenini, projenin karmaşıklığını ve maliyetini artırarak kontrol ve programlamayı zorlaştırabilir. Bu nedenle, X ve Y eksenlerine odaklanarak projenin tatmin edici bir işlevselliğe sahip olduğu ve maliyetleri kontrol altında tutarak en iyi performansı sağladığı düşünüldüğünde, Z eksenini eklenmemiştir. Ayrıca, Z eksenini boyunca istenmeyen bir hareket olmadığından, Z eksenini kontrol etmeye ihtiyaç yoktur.

2.1.2. Akıllı Kaşık Kontrol Sistemine Genel Bir Bakış

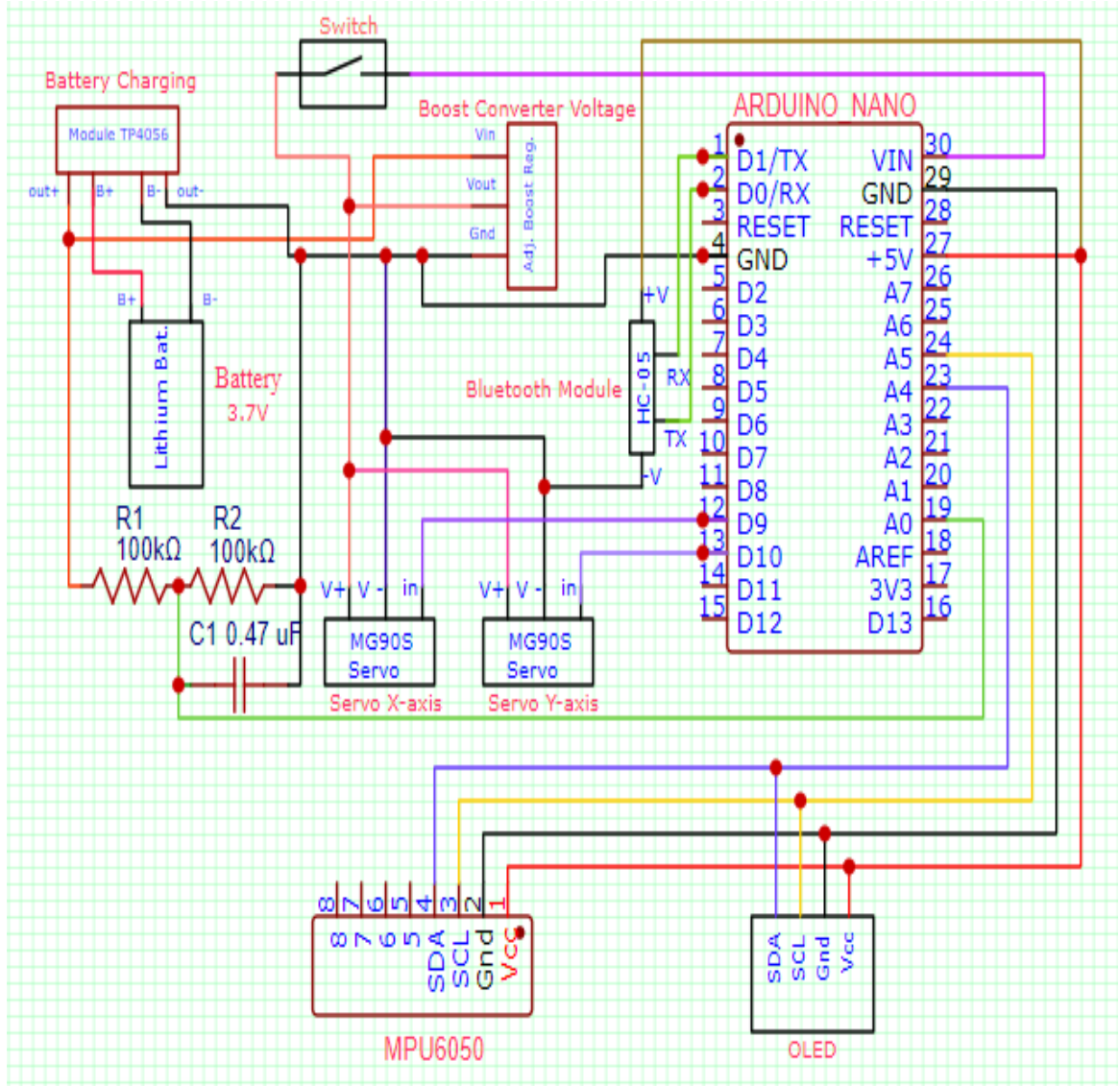


Şekil 2. 2 Akıllı kaşığın fonksiyonel blok şeması

Akıllı kaşık, elle tutulan kaşık sapı ile kaşığın kepçesi arasına yerleştirilen bir kontrol mekanizması yoluyla eldeki titreşimlerin kaşık kepçesine yansımalarını önleyerek Parkinson hastalarının yardımcısız yemek yiyebilme yetisini kazanmalarını amaçlar. Öngörülen kontrol mekanizmasının blok şeması Şekil 2.2’de gösterilmektedir. Eldeki yatay ve düşey yönlerdeki dönmeler jiroskoplarla ve savrulmalar da ivme ölçerle algılanmaktadır. MPU6050 entegre devresi her iki sensör tipini de içeren tümleşik sensörlerle donatılmıştır. Sensörlerin çıkışları bir mikrokontrolöre uygulanmaktadır. Mikrokontrolör olarak fonksiyonel uygunluğu açısından Arduino Nano kullanılmaktadır. El titremeleri algılandığında, Arduino ünitesi bu bilgileri işler ve yatay ve düşey yönde hareket eden servomotorları kontrol eden sinyaller gönderir. Motorlar, elin titremesine zıt yönde hareket ederek kaşığın stabilitesini artırır. Bu, el titremeleriyle mücadele eden bireylere pratik bir çözüm sunar. Sisteme titreşimleri izleyebilmek için bir haberleşme modülü ve gösterge de eklenmiştir.

2.2. ELEKTRONİK DEVRELERİN TASARIMI

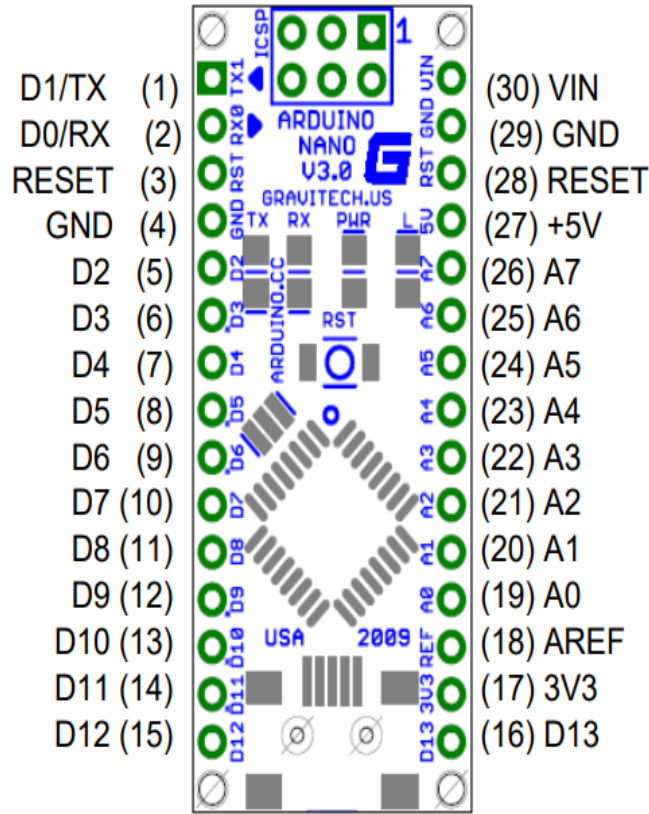
Projenin elektronik bileşenleri, Şekil 2.3'te gösterilen elektronik şemada belirtildiği gibi Arduino Nano ile bütünleşik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2. 3 Elektronik devre bağlantı Şeması, EasyEDA da oluşturulmuş

2.2.1. Mikrodenetleyici- Arduino Nano

Arduino Nano, kompakt boyutları ve bütünleşmiş USB arabirimiyle dikkat çeken bir mikrodenetleyici kartıdır. ATmega328P mikrodenetleyicisi sayesinde programlama ve seri iletişim kolaylaşır. Kart, 22 dijital I/O pini, 8 analog giriş, 6 PWM çıkışı ve diğer birçok özelliği içerir. Ayrıca, CH340 USB dönüştürücüsü ile bilgisayara kolayca bağlanabilir. Şekil 2.4, Arduino Nanonun pinlerini açıklayan bir diyagram sunmaktadır. (Arduino Nano , n.d.) Tablo 2.1’de Arduino Nano pin tanımları verilmektedir.



Şekil 2. 4 Arduino Nano Pin Diyagramı (ARDUINONANO Datasheet, n.d.)

Tablo 2. 1: Arduino Nano Pin Tanımları Tablosu

Pin No.	Adı	Türü	Açıklama
1-2, 5-16	D0-D13	G/Ç	Dijital giriş/çıkış portu 0 ila 13
3, 28	RESET	Giriş	Sıfıra düşük reset (aktif)
4, 29	GND	Güç	Besleme toprağı
17	3V3	Çıkış	+3.3V çıkışı (FTDI'dan)
18	AREF	Giriş	ADC referansı
19-26	A0-A7	Giriş	Analog giriş kanalı 0 ila 7
27	+5V	Çıkış veya Giriş	+5V çıkışı (kurulu regülatörden) veya +5V (harici güç kaynağından)
30	VIN	Güç	Besleme gerilimi

Programcılar, kullanıcı deneyimini geliştiren ve hem giriş seviyesinde hem de ileri seviyede programlamayı kolaylaştıran, C/C++ temelleri üzerine inşa edilen Arduino dilini kullanırlar. Bu uyarlanabilirlik, Nano'yu sayısız uygulama için çekici bir seçenek haline getirir.

Bu proje, Akıllı Kaşık, Arduino Nano'nun küçük boyutu, geniş özellik yelpazesi ve kullanımı kolay tasarımı sayesinde projenin gereksinimleriyle mükemmel bir uyum içinde olduğunu gösterdi. Şekil 2.5'te Arduino Nano'nun görüntüsü görülmektedir. Bu kompakt kontrol ünitesi, Akıllı Kaşık içindeki görevleri gerçekleştirmek için ideal bir beyin olarak hareket etmekte ve bu, sensörler, motorlar ve diğer elektronik bileşenler arasında bir entegrasyon ile sağlanmaktadır.

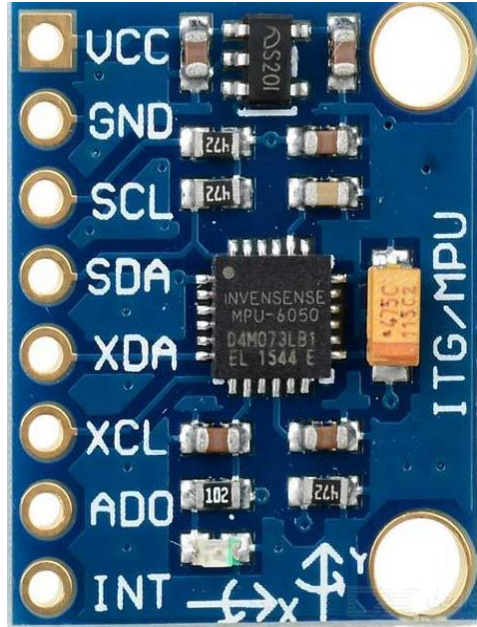


Şekil 2. 5 Arduino Nano

2.2.2. MPU 6050 Modülü

MPU6050 sensör modülü, akıllı kaşık projesinin yeteneklerini önemli ölçüde artıran önemli bir bileşen olarak yer alıyor. Bu modül, üç eksenli bir jiroskop ve üç eksenli bir ivmeölçeri tek bir kart üzerinde birleştiriyor. Özellikle, hassas kullanıcı hareketlerinin takibini kolaylaştıran bir Onboard Dahili Dijital Hareket İşlemcisi (DMP™) içeriyor. Üç eksenli Mikro Elektrik Mekanik Sistemler (MEMS) teknolojisini kullanan hem jiroskop hem de ivmeölçer ile yapılan iş birliği, sensörün cihazın açılma konumunu ve ivmesi hakkında detaylı bilgi elde edilmesini sağlıyor.

Kompakt boyutu ve erişilebilir açık kaynaklı kütüphanelerle uyumlu olması, MPU6050'nin akıllı kaşık uygulaması için özellikle uygun bir seçim yapıyor. Sensör, kullanıcının elindeki titreşimleri ve hareketleri yakalıyor ve bu verileri Arduino Nano denetleyicisine ileterek işliyor. Bu bilgiyle birlikte Arduino Nano, akıllı kaşığa bağlı motorların hareketini kontrol ediyor. Bu kontrol mekanizması, kaşığın kullanıcının el hareketlerine bağlı olarak konumunu ayarlamasına ve stabilize etmesine olanak tanıyor. Şekil 2.6, MPU6050 Modülü'nün şeklini göstermektedir.



Şekil 2. 6 MPU6050 Sensör (MPU6050 6 Eksenli Gyro ve Eğim Sensörü, n.d.)

2.2.2.1. Akıllı Kaşık Projesinde Jiroskop ve İvmeölçer Hassasiyeti

Akıllı bir kaşık tasarlarken, özellikle Parkinson hastalığı gibi rahatsızlıklardan etkilenen kişiler için cihazın hareketlerinin hassas bir şekilde kontrol edilmesinin önemli olduğu unutulmamalıdır. MPU6050 sensörü, açısal hız (jiroskop) ve ivmelenme (ivmeölçer) için doğru okumalar sağlayarak bu hassasiyetin elde edilmesinde kritik bir rol oynar. Bu okumaları anlamlı fiziksel birimlere çevirmek için her iki bileşen için Tam Ölçek (FS) aralığı ve Tam Ölçek Seçimi (FS_SEL) ile ilişkilendirilen hassasiyet ayarlarını anlamak önemlidir.

Bu hassasiyet değerlerine dayalı olarak uygun bölme kullanarak, akıllı kaşık, kullanıcının amaçladığı hareketleri hassas bir şekilde yorumlayabilir ve yanıt verebilir. Bu durum özellikle Parkinson hastalığına yakalanan bireyler için stabilite ve bağımsızlığı artırır. Böylece, entegre hassasiyet ayarları, akıllı kaşığın hastanın el hareketlerini doğru bir şekilde algılamasına ve ona uygun şekilde tepki vermesine olanak tanır. Dolayısıyla, kullanıcının günlük yaşamını kolaylaştırabilir ve yaşam kalitesini artırabilir.

2.2.2.2. Jiroskop Hassasiyeti (Açısal Hız)

Jiroskop, dönüş hızını saniye başına derece ($^{\circ}/s$) cinsinden ölçer. Tablo 2.2 jiroskopun hassasiyet ayarlarını göstermektedir.

Tablo 2. 2: Jiroskop için hassasiyet Tablosu (MG90S Datasheet, n.d.)

FS_SEL	Tam Ölçek Aralığı	LSB Hassasiyeti
0	$\pm 250^{\circ}/s$	131 LSB/ $^{\circ}/s$
1	$\pm 500^{\circ}/s$	65.5 LSB/ $^{\circ}/s$
2	$\pm 1000^{\circ}/s$	32.8 LSB/ $^{\circ}/s$
3	$\pm 2000^{\circ}/s$	16.4 LSB/ $^{\circ}/s$

Jiroskoplar, dönme hızını ölçerek açısal bilgileri sağlayan önemli sensörlerdir. Ancak, seçilen jiroskopun sadece dönme ve aşağı yukarı sallanma (roll and pitch) hareket açılarını hesaplama amacına yönelik olması, bazı zorlukları beraberinde getirebilir.

Tablo 2.2'deki hassasiyet tablosu, jiroskopun çeşitli tam ölçek aralıklarında ne kadar hassas ölçümler yapabileceğini göstermektedir. Örneğin, FS_SEL 1'e (± 500 °/s) ayarlandığında, 65.5 LSB'lik bir değişiklik, açısal hızda 1°/s'lik bir değişikliğe eşdeğerdir. Ancak, bu hassasiyet ölçüleri, jiroskopun kendine özgü sınırlamalarına ve çevresel faktörlere karşı duyarlılığını yansıtmaktadır.

Jiroskopun sadece dönme ve aşağı yukarı hareket açılarını hesaplama yeteneği, dış etkenlerin ve çevresel koşulların yaratabileceği hataları hesaba katmada sınırlamalara neden olabilir. Özellikle, sıcaklık değişimleri, hava koşulları ve diğer çevresel faktörler, jiroskopun hassasiyetini etkileyebilir ve zamanla bir tür "sürüklenme (drift)" veya kayma oluşturabilir. Bu durum, uzun vadeli açısal hız ölçümlerinde doğruluk kaybına yol açabilir.

2.2.2.3. İvmeölçer Hassasiyeti

İvmeölçer, ivmeyi yerçekimi cinsinden ölçer (g). İvmeölçer için hassasiyet ayarları Tablo 2.3'te verilmiştir.

Tablo 2. 3: İvmeölçer için hassasiyet Tablosu (MPU-6050 Datasheet, n.d.)

AFS_SEL	Tam Ölçek Aralığı	LSB Hassasiyeti
0	$\pm 2g$	16384 LSB/g
1	$\pm 4g$	8192 LSB/g
2	$\pm 8g$	4096 LSB/g
3	$\pm 16g$	2048 LSB/g

Bu değerler, bir g değişikliğinin kaç LSB olduğunu gösterir. Örneğin, AFS_SEL 0'a ($\pm 2g$) ayarlandığında, 16384 LSB'lik bir değişiklik, ivmelenmede 1g'lik bir değişikliğe eşdeğerdir.

Dönme ve Sallanma hareket açıları, ivmeölçer verileri kullanılarak hesaplanır (How to Use a Three Axis Accelerometer for Tilt Sensing, n.d.). İlgili formüller şu şekildedir:

- **Dönme (Roll) açısı:**

$$\text{Roll} = \arctan(\text{AccY}/\text{AccZ})$$

- **Aşağı yukarı sallanma hareket (pitch) açısı:**

$$\text{Pitch} = \arctan(-\text{AccX} / \sqrt{\text{AccY}^2 + \text{AccZ}^2})$$

Burada:

AccX: ivme ölçerden gelen x eksenindeki ivme.

AccY: ivme ölçerden gelen y eksenindeki ivme.

AccZ: ivme ölçerden gelen z eksenindeki ivme.

Ancak, sadece ivmeölçer verileri kullanarak açıları hesaplamamanın, gürültüye duyarlı olduğunu ve bu nedenle hassas sonuçlar elde etmenin zor olabileceğini unutmamanız önemlidir.

Jiroskoptaki sapma sorununu gidermek ve ivmenin neden olduğu gürültüyü azaltmak amacıyla, tamamlayıcı filtre ve Kalman filtresi gibi bazı filtreler kullanılmaktadır. Projede tamamlayıcı filtre kod içinde daha kolay uygulanabilir olduğundan tercih edildi. Kalman filtresi, daha yüksek hassasiyetli sonuçlar sağlayabilir, ancak kod içine entegre etmesi biraz daha karmaşık olabilir.

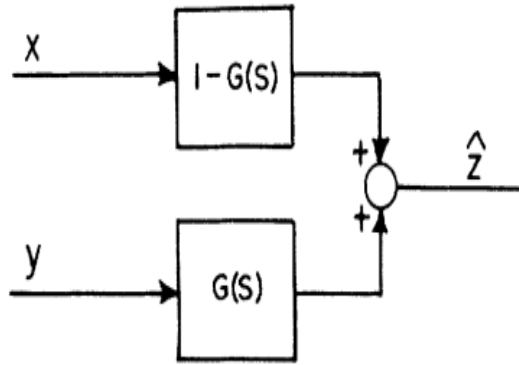
2.2.3. Tamamlayıcı Filtre

Tamamlayıcı bir filtre, birden fazla sensörden gelen çıktıları birleştirmek için kullanılan ve belirli bir değişken veya durum için ölçümlerin hassasiyetini ve güvenilirliğini artıran bir sinyal işleme tekniğidir. Genellikle yüksek frekanslı gürültü ve

düşük frekanslı sürüklenme içeren senaryolarda uygulanan bu filtre, MPU6050 sensör okumalarındaki tutarsız ve bazen düzensiz değerler sorununu giderir.

Tamamlayıcı filtrenin temel konsepti, sensör sinyallerinden istenmeyen bileşenleri elemek için alçak geçiren filtre ve yüksek geçiren filtre kombinasyonunun kullanılmasıdır. Alçak geçiren filtre, yavaş değişimleri veya sapmaları temsil eden düşük frekanslı bileşenlerin geçişine izin verirken aynı zamanda yüksek frekanslı gürültüyü bastırır. Buna karşılık, yüksek geçiren filtre hızlı değişimlere veya gürültüye karşılık gelen yüksek frekanslı bileşenlerin iletimine izin verirken düşük frekanslı sapmayı azaltır.

MPU6050 sensörden doğru ve net değerler elde etmek için zaman zaman ortaya çıkan uyumsuzlukları düzeltmek ve sağlamak için bir tamamlayıcı filtre uygulaması zorunlu hale gelir. Bu filtre konfigürasyonu genellikle bir alçak geçiren filtre ($G(s)$) ve bir yüksek geçiren filtre ($1-G(s)$) içerir. Şekil 2.7'da, yüksek frekanslı sinyal (y) ve düşük frekanslı sinyal (x)'in alçak geçiren filtre ve yüksek geçiren filtre birleşiminin bir blok diyagramı bulunmaktadır. Elde edilen filtrelenmiş sinyal \hat{z} olarak adlandırılır (WALTER T. HIGGINS, 1975).



Şekil 2. 7 Tamamlayıcı filtre (WALTER T. HIGGINS, 1975)

Filtreyi kullanarak açığı hesaplamak için aşağıdaki temel denklem kullanılır:

$$\hat{Z} = G(S) \cdot Y + (1 - G(S)) \cdot X$$

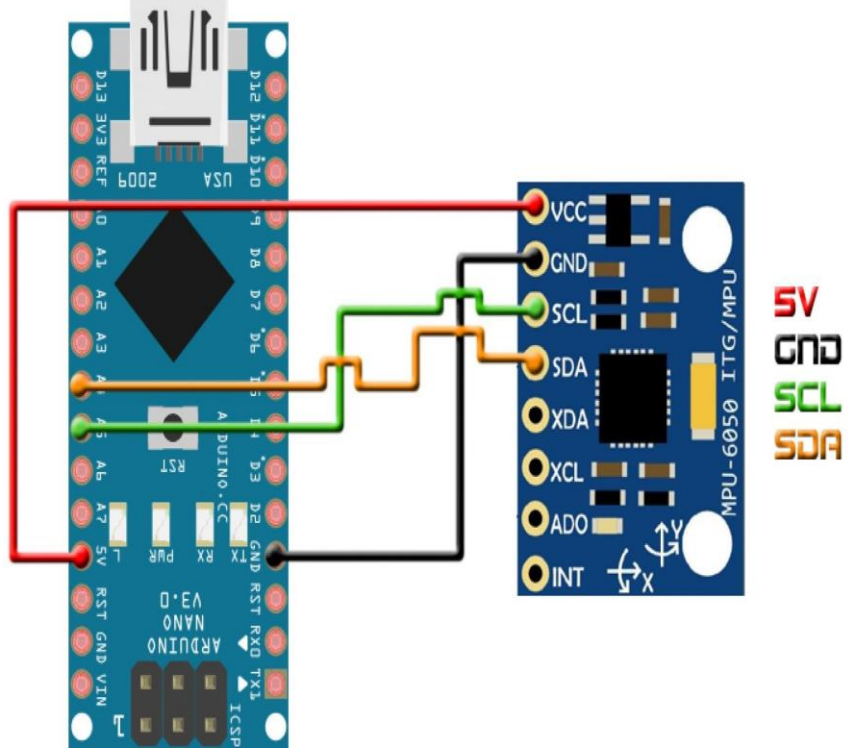
Burada:

- \hat{Z} , Roll ve Pitch açılarının geliştirilmiş tahmini değerini ifade eder.
- $G(S)$, filtrenin transfer fonksiyonu (düşük geçiş filtresi) ve yüksek frekanstaki gürültüyü filtreleme etkinliğini temsil eder.
- Y , yüksek frekanstaki gürültülü sensör okuması.
- X , düşük frekanstaki gürültülü sensör okuması.

Bu filtre sayesinde elde edilen \hat{Z} değerleri, MPU6050 sensöründen gelen verileri gürültüye karşı daha dayanıklı yapar ve doğru açı tahminleri sağlar. Bu durum, özellikle yüksek frekanslı gürültü ve düşük frekanslı sürüklenmenin olduğu senaryolarda faydalıdır.

2.2.4. Arduino Nano'yu MPU6050 Sensörüne Bağlama

MPU6050 sensörünü bir Arduino'ya bağlamak için öncelikle MPU6050'nin VCC pini ile Arduino'nun 5V pinini bağlamalısınız. Eğer MPU6050 3,3V'ta çalışıyorsa, bunun yerine Arduino'daki 3,3V pinini kullanabilirsiniz. I2C iletişimi için MPU6050 üzerindeki SDA (Seri Veri) pinini Arduino üzerindeki veri hattı görevi gören A4 analog pinine bağlanır. Benzer şekilde, MPU6050 üzerindeki SCL (Seri Saat) pini, saat hattı olarak işlev görecektir şekilde Arduino üzerindeki A5 analog pinine bağlanır. Bu bağlantılar, MPU6050 sensörü ile Arduino arasında kesintisiz iletişim sağlayarak çeşitli uygulamalar için sensör verilerinin alışverişini kolaylaştırır. MPU6050 sensörünün Arduino Nano'ya nasıl bağlanacağını daha açıklayıcı bir şekilde Şekil 2.8'de gösterilmiştir.



Şekil 2. 8 Arduino Nano'yu MPU6050 sensörüne bağlama (Arduino Drone V2.0, n.d.)

2.3. MG90S SERVOMOTOR

MG90S servo, tek rulmanlı kompakt ve hafif bir metal dişli servo, RC uçaklar, helikopterler, quadcopter'lar ve robotlar dahil olmak üzere çeşitli uygulamalar için yüksek çıkış gücüne ve uyumluluğa sahip çok yönlü ve güvenilir bir eleman. Metal dişlileri, gücünü ve dayanıklılığını artırmak için katkıda bulunur, bu da çeşitli projeler için mükemmel bir seçimdir.

Temel özellikleri arasında 1.8 kgf·cm (4.8V) ve 2.2 kgf·cm (6V) çalışma torku, 0.1 s/60 derece (4.8V) ve 0.08 s/60 derece (6V) hız, 4.8V ile 6.0V arasındaki çalışma voltaj aralığı bulunur. Servonun ölü bant genişliği ise 5 µs'tir. MG90S, yalnızca 13,4 gram ağırlığında ve yaklaşık 22.5 x 12 x 35.5 mm boyutlarında olan minyatür bir yapıya

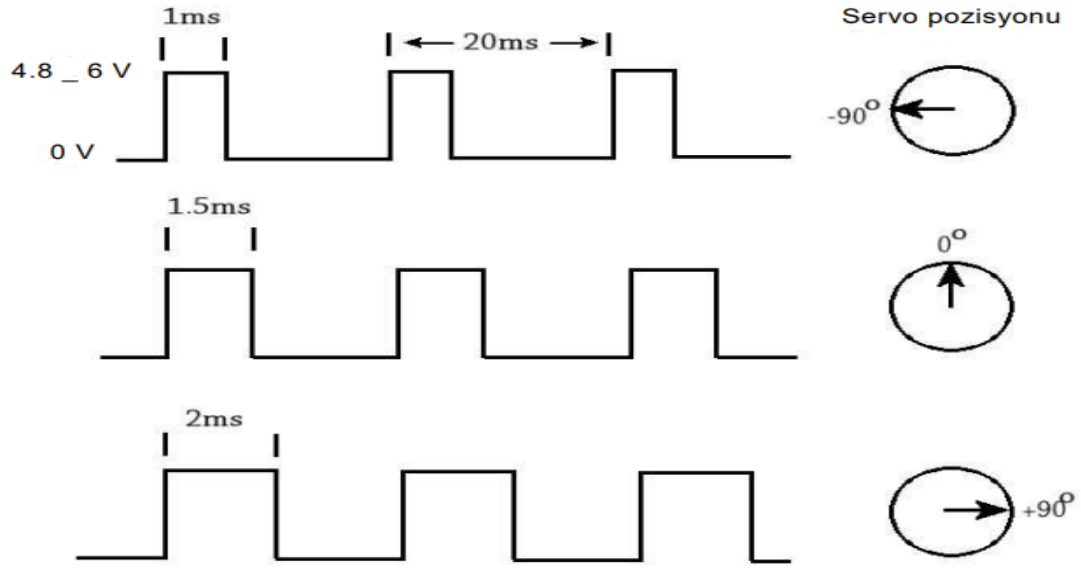
sahiptir (MG90S Datasheet, n.d.) . Bu servo, yaklaşık 180 derece dönebilme yeteneğine sahiptir (her bir yönde 90 derece), bu da standart servolarla işlevsel uyum sağlarken daha yerden tasarruflu bir form faktörü sunar. Şekil 2.9'de bu özellikler detaylı gösterilmiştir.



Şekil 2. 9 MG90S servo motor ve boyutları (MG90S Datasheet, n.d.)

Ayrıca, MG90S, kullanımı kolay üç adet boynuz ile donatılmıştır. "0" pozisyonu ortaya denk gelir (1.5 ms darbe), "90°" (~2 ms darbe) sağa tamamen döner ve "90°" (~1 ms darbe) sol tarafa tamamen döner. Bu özellikler, servo motorun çeşitli uygulamalarda esnek ve kullanıcı dostu bir şekilde kullanılmasını sağlar (MG90S Datasheet, n.d.). Şekil 2.10'da bu boynuzların konumlarına daha detaylı bir şekilde verilmiştir.

Önceki çalışmalarda, FS90 ve SG90 gibi motorların hafif titreşim aralıklarında başarılı sonuçlar verdiği görüldü. Ancak, bu motorların yüksek titreşimlere etkin bir şekilde karşı koyamaması, özellikle zorlu yüksek titreşimlerle etkili bir şekilde başa çıkmak için daha yüksek hızlı motorlar arayışına neden oldu. MG90S servo motorunun projeye entegre edilmesi, yüksek titreşim sorunlarıyla başa çıkmada önemli bir rol oynadı. Bu motor, akıllı kaşık stabilitesini artırmakla kalmadı, aynı zamanda genel performansını da iyileştirdi. Bu stratejik seçimin yapılması, titreşimlerin kullanıcı deneyimine olan olumsuz etkisini büyük ölçüde azalttı ve önceki projelerde kullanılan düşük hızlı motorlara kıyasla büyük bir iyileşmeye yol açtı.



Şekil 2. 10 MG90S Servo Motorunun Pozisyon Tanımları

2.3.1. Arduino Nano'yu MG90S Motoruna Bağlama

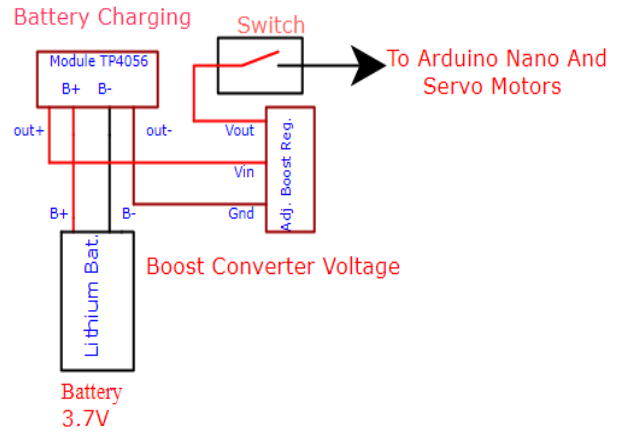
MG90S MG90S servo motorunu bir Arduino Nano'ya bağlamak için, servo motorundan üç tel kullanmanız gerekecek: güç (kırmızı), toprak (kahverengi) ve kontrol sinyali (turuncu veya sarı). Kırmızı tel, Arduino Nano'daki 5V çıkışına bağlanarak servo motora güç sağlar. Kahverengi tel, servo motorundan gelen toprak kablosudur ve

Arduino Nano'daki herhangi bir GND (toprak) pinine bağlanarak devreyi tamamlar. Son olarak, servo motorundan gelen turuncu veya sarı tel, Arduino Nano'daki bir dijital PWM (Darbe Genişlik Modülasyonu) pinine bağlanır. Bu bağlantılar sayesinde, servo motoru Arduino Nano üzerinden kontrol edilebilir

Akıllı Kaşık projesinde kullanılan lityum pilin 3.7 volt gerilimi yeterli olmadığından, voltaj değerini artırmak için bir voltaj dönüştürücü kullanılarak motorlara gerekli güç sağlanabilir. İki motoru Arduino Nano'ya bağlamak için x eksenli motorun pin D9'a ve Y eksenli motorun pin D10'a bağlandı. Bu sayede, motorlara yeterli güç sağlayarak projenin performansı artırılmış oldu. Böylece, voltaj değerini yükselterek enerji verimliliğini artırmak ve mekanik parçalar için yeterli gücü sağlamak için etkili önlemler alınmış oldu. Bu işlem, akıllı cihaz projeleri tasarlarken enerji yönetiminin önemli bir adımıdır.

2.4. GÜÇ KAYNAĞI VE BESLEME DEVRESİ

Projenin güç devresinde, 3.7 volt gücündeki hafif ve küçük boyutlu bir pil kullanılmaktadır. Bu pilin, şarj edilebilir hale getirilmesi için devre şarj modeli ile bağlanır. Ayrıca, pili MG90S servo motorlarını çalıştırmak için gerekli olan voltaja yükseltmek için bir voltaj yükseltme devresine de bağlanır. Ayrıca, açma/kapama işlemine kontrol sağlamak için bir anahtar da devreye entegre edilir. Bu güç devresinin bağlantı şeklini Şekil 2.11'de ayrıntılı gösterilmiştir.



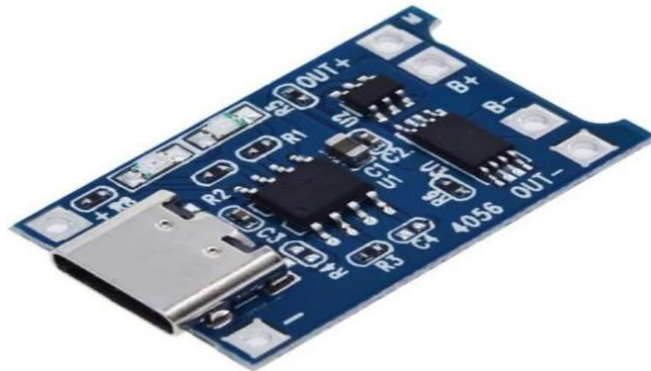
Şekil 2. 11 Güç Devresi Bağlantısı

3.7 volt değerindeki lityum iyon pil, kompakt boyutu ve hafifliği sayesinde ideal bir seğenektir. Şekil 2.12'de görüldüğü gibi, özellikle akıllı kaşık gibi küçük cihazlar için uygundur. Pilin enerji seviyesini korumak ve uzun süreli kullanım sağlamak için Şarj devresine bağlanarak kullanılabilir.



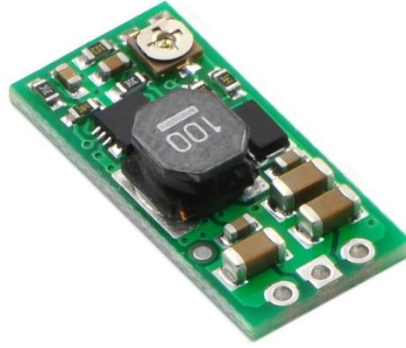
Şekil 2. 12 lityum iyon pil 3.7 volt (Power-Xtra PX502050 3.7V 500 mAh Li-Polymer Pil, n.d.)

TP4056 Şarj Modülü, projenin g yönetimi için hayati bir bileŐendir. Bu modül, kullanılan 3.7 volt'luk lityum iyon pilin Şarj edilmesini sağlar, böylece cihazın sürekli ve güvenilir bir Şekilde çalıŐmasını destekler. Şarj modeli Şekil 2.13'de gösterilmiştir



Şekil 2. 13 TP4056 Şarj Modülü (TP4056 18650 Lityum Pil Şarj Modülü, n.d.)

Ayrıca, MG90S motorlarının 4.8 ila 6 voltluk bir aralıkta çalıştığı unutulmamalıdır. Bu nedenle, motorları gereken voltajda çalıştırmak için voltaj yükseltme devresi kullanıldı. Bu devre, motorlardan daha fazla güç ve hız elde etmek için voltajı artırarak işlev görür. Özellikle motorlardan daha iyi performans beklendiğinde veya hastalardan gelen yüksek titreşimlere maruz kaldığında, kaşık hareketinin daha hızlı olması gerektiğinde bu yüksek voltaj önemlidir. Şekil 2.14'te voltaj yükseltme devresi gösterilmektedir.



*Şekil 2. 14 Voltaj Yükseltme Devresini
(Ayarlanabilir Voltaj Regülatör Kartı, n.d.)*

Bu devrede kaşığın otomatik açılıp kapanması bir anahtar kullanılarak kontrol edilmektedir. Kullanılan anahtarın Şekil 2.15'te gösterilen bir aç/kapa anahtarıdır. Anahtarın güç kontrol devresine bağlanmasıyla bu işlem gerçekleştirilir. Bu sayede kullanıcı, ihtiyacına göre kaşığı açma ve kapatma yeteneğine sahip olacaktır.



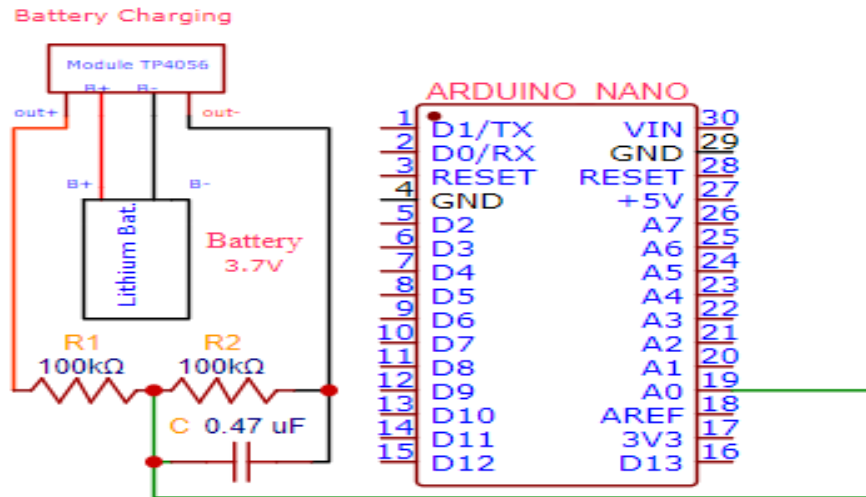
*Şekil 2. 15 Açma Ve Kapama Anahtar (2 Pin Açma
Kapama Anahtarı, n.d.)*

2.5. 128x32 OLED LCD EKCRAN

Akıllı kaşık projesine, kullanıcılara değerli bilgiler sunacak küçük bir OLED ekran eklenmiştir. Aşağıda belirtilen avantajlar, bu ekranın eklenmesi ile elde edilmektedir:

1. Pil seviyesi gösterimi

Pil Seviyesi Gösterimi için kullanılan OLED ekran, mevcut pil seviyesini net bir şekilde göstererek kullanıcılara kalan gücü görsel olarak sunar. Bu özellik, kullanıcı deneyimini geliştirir, cihazın güç durumu hakkında bilgi sahibi olmalarını sağlar ve pilin zamanında şarj edilmesine olanak tanır. Pil voltajını Arduino üzerinde görüntülemek için, pil voltajını A0-A7 arasındaki analog giriş pinlerinden birine bağlamak gerekmektedir. A0 noktasını tercih edildi, ancak bazı Arduino analog girişleri yalnızca 3.3 volta kadar desteklerken, kullanılan pilin voltajı 4.2 volta kadar çıkabilmektedir. Bu gerilim farkından kaynaklanan potansiyel hasarı önlemek adına, ek bir adım olarak gerilim bölücü kullanıldı. Bu, seri bağlı iki direnç ve ikinci direnç ile toprak noktası arasında bir kondansatör içerir. Bu eklemeler, Arduino'nun analog girişlerini korumak, ölçümü sabitlemek ve gürültüyü filtrelemek amacıyla yapıldı. Bağlantı yöntemi Şekil 2.16'te gösterilmektedir.



Şekil 2. 16 Gerilim Bölücü Bağlantı Şeması

2. Gerçek zamanlı dönme ve yukarı aşağı hareket açısı gösterimi

Ekran, dönme ve aşağı yukarı hareket değerlerini canlı olarak Şekil 2.17'de görüldüğü gibi hareketin doğasına ve açılardaki değişikliklere dair daha fazla ayrıntı sunar. Bu gerçek zamanlı analiz, titreşimleri daha iyi anlamak için kullanıcılara ve sağlık profesyonellerine yardımcı olur. Bu sayede mevcut durumu daha iyi anlamalarına ve uygun bakım ve iyileştirme kararları almalarına olanak tanır.



Şekil 2. 17 Roll ve pitch açısı gösterimi

3. Kompakt Boyut ve Kullanıcı Dostu Ekran

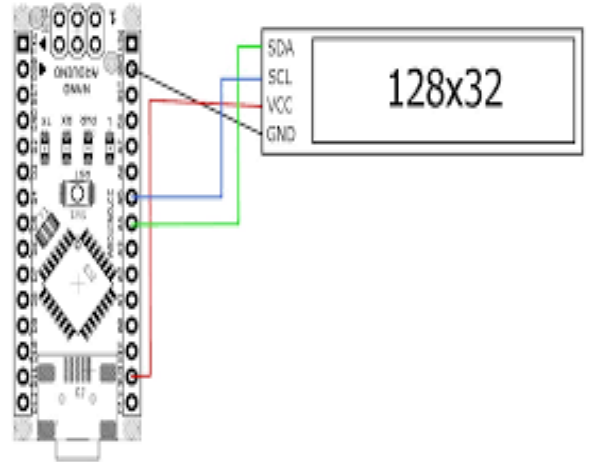
OLED ekranın küçük boyutu ile, akıllı kaşığın genel kompakt tasarımında önemli bir yer tutar. Ekranın boyutu 128x32 piksel olarak belirlenmiştir, bu da cihazın taşınabilirliği ve kullanılabilirliği için ideal bir denge sağlar. Bu boyut ile temel bilgiler net ve anlaşılır bir şekilde görüntülenebilir ve böylece kullanıcı arayüzü basit ve etkili bir şekilde kullanılabilir hale gelir. Bu durum, akıllı kaşığın hem kullanıcı dostu hem de ergonomik bir tasarıma sahip olmasını destekler. Şekil 2.18'de gösterilen ekran, bu özellikleriyle birlikte, kullanıcının ihtiyaç duyduğu bilgileri hızlı ve kolay bir şekilde gösterir.



Şekil 2. 18 128x32 OLED EKLAN (128x32 Oled Lcd Ekran, n.d.)

4. Arduino Nano ile entegrasyon

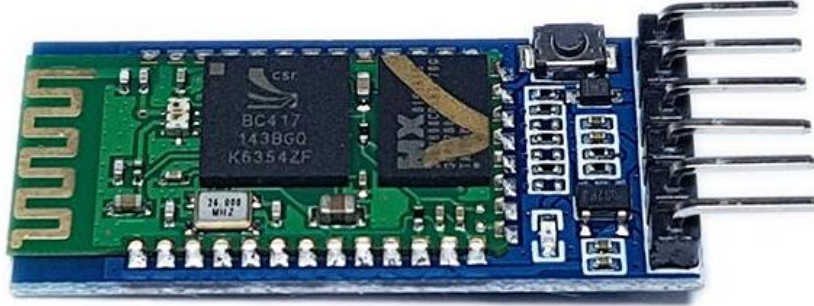
OLED ekran, Arduino Nano'ya doğrudan bağlanmış durumdadır, bu da sistem genelinde sorunsuz bir entegrasyon sağlar. Arduino Nano, MPU6050 gibi çeşitli sensörlerden alınan verileri işleyerek, ilgili bilgileri hızla OLED ekrana iletebilir. Bu entegrasyon, sistemdeki veri akışını optimize eder ve kullanıcıya anlık geri bildirim sağlar. Şekil 2.19'de gösterilen bağlantı yöntemleri, OLED ekranını Arduino Nano'ya nasıl entegre edeceğinizi detaylı olarak açıklar. Bu sayede, akıllı kaşık sisteminin verimliliği artar ve kullanıcı deneyimi iyileşir.



Şekil 2. 19 OLED ekranının Arduino Nano'ya bağlanma yöntemi

2.6. HC-05 BLUETOOTH HABERLEŞME MODÜLÜ

Şekil 2.20' de gösterilen HC-05 Bluetooth haberleşme modülü, kablosuz veri iletimi yetenekleriyle akıllı kaşık projesinde kritik bir bileŐendir. Bu modül, Bluetooth 2.0 standardında çalıŐan ve kısa mesafelerde güvenilir ve etkili iletişimi destekleyen çeşitli bileşenleri içerir. Bluetooth yongası, bir anten ve destek devresi gibi temel bileŐenlerden oluŐur. HC-05, SPP desteği sayesinde akıllı kaşığın mobil cihazla sanal bir seri bağlantı kurmasına izin verir.



Şekil 2. 20 HC-05 Bluetooth modülü

Modül, genellikle 10 metreye kadar bir menzile sahiptir, bu da HC-05'in kablosuz bağlantının önemli olduğu uygulamalar için ideal bir seçenek olduğunu gösterir. Ayrıca Arduino ve birçok mikrodenetleyici ile uyumlu olması, çeşitli projelere başarıyla entegre edilmesini sağlar. HC-05'in akıllı kaşığın mobil cihaza Roll ve Pitch açısı verilerini iletim yeteneği, sağlık profesyonellerinin uzaktan izleme ve analiz yapma yeteneklerini artırarak projenin potansiyelini artırır.

Karşılaşılan zorluklardan biri, kullanılan kodun 115200 baud hızı ile Bluetooth modülünün 9600 baud hızı arasındaki uyumsuzluktu. Veriyi başarıyla mobil telefona aktarmak için, kod ve Bluetooth modülü arasındaki baud hızlarının aynı olması önemliydi. Bu nedenle, Bluetooth modülünün programlamasını değiştirerek baud hızını 9600'den 115200'e çıkarılıp, veri transfer işlemi mobil uygulama için kolaylaŐtırıldı.

Baud Hızını 9600'den 115200'e değiştirmek için HC-05 Bluetooth modülünün AT komutlarını kullanmak için şu adımları takip edildi:

1. AT Modunu Açın

- HC-05 modülündeki düğmeye basılı tutun.
- Modüle güç sağlayın.
- Düğmeyi serbest bırakın.
- Üzerindeki LED yaklaşık 2 saniye aralıklarla yanıp sönüyorsa, HC-05 başarıyla AT moduna girmiştir.

2. Modülü Bağlayın

- Arduino IDE'yi başlatın.
- HC-05 modülünün güçlü ve AT modunda olduğundan emin olun (LED yavaşca yanıp sönüyor).
- HC-05 modülünü bilgisayarınıza bağlayın.(HC-05 COM portu olarak tanınacaktır.)

3. Seri Monitörü Açın

- Arduino IDE'de Araçlar > Port'a gidin ve HC-05 modülüne karşılık gelen COM portunu seçin.
- Araçlar > Seri Monitör'ü açın.
- Sağ alt köşede baud oranını 38400 olarak ayarlayın ve 'Her ikisi de NL ve CR' seçeneğinin işaretli olduğundan emin olun.

4. Mevcut Baud Oranını Sorgulamak İçin AT Komutunu Gönderin

- Seri Monitör'ün üstündeki metin kutusuna AT+UART? yazın ve Gönder düğmesine tıklayın.
- +UART=****, ****, **** OK formatında bir yanıt almalısınız.

5. Baud oranını değiştirin

- Baud oranını 115200'e değiştirmek için Seri Monitör'e şu komutu yazın:
- AT+UART=115200,1,0
- Bu komut, baud oranını 115200, 1 stop bit ve eşlik biti olmadan ayarlar.

6. Değişikliği doğrulamın

- AT+UART? yazın ve gönder'e basın.
- Yeni baud oranını gösteren bir yanıt almalısınız, örneğin:
+UART:115200,1,0 OK.

Böylece Bluetooth modülünün baud hızı başarıyla değiştirilmiş olur. (Configuring the HC-05 using AT commands, n.d.). Böylece, projedeki iletişim sorunu çözümlü oldu ve mobil cihaza titreşim verilerini başarılı bir şekilde aktarılabilir. Bu değişiklik sayesinde, sağlık çalışanlarına uzaktan izleme ve analiz yapma konusunda daha etkili bir araç sağlanmış oldu. Dolayısıyla, HC-05 Bluetooth modülünün projedeki rolü daha da güçlendi ve kablosuz veri iletişimi güvenilir hale geldi. Bu başarı, projenin geliştirilmesine ve kullanım alanlarının genişletilmesine olanak tanıdı.

2.6.1. HC-05 Bluetooth Modülü Arduino Nano'ya Bağlama

Arduino Nano ile HC-05 Bluetooth modülünü bağlamak için adımları takip etmek gerekir:

Adım 1: Güç Bağlantıları:

- HC-05'in VCC pinini Arduino Nano'nun 5V pinine bağlayın.
- HC-05'in GND pinini Arduino Nano'nun GND pinine bağlayın.

Adım 2: Seri İletişim Bağlantıları:

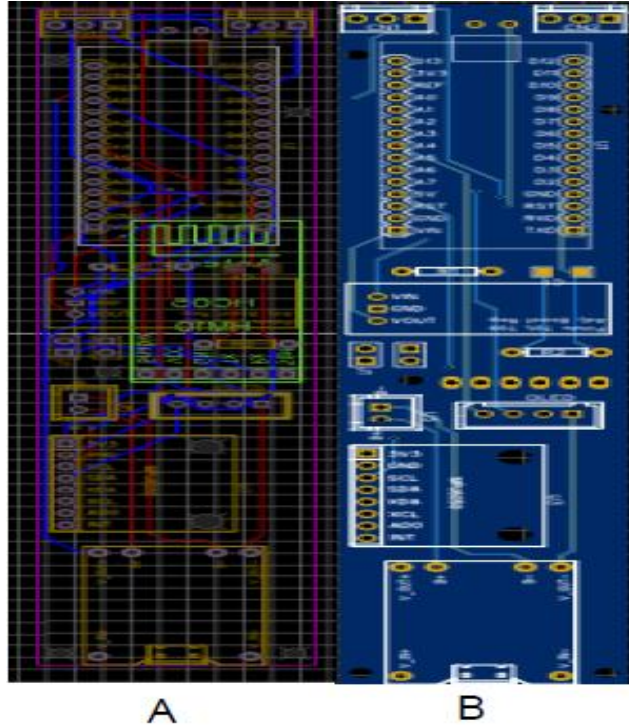
- HC-05'in TXD pinini Arduino Nano'nun RX pinine (pin 0) bağlayın.
- HC-05'in RXD pinini Arduino Nano'nun TX pinine (pin 1) bağlayın.

Bu adımlar, Arduino Nano ile HC-05 Bluetooth modülü arasında güç ve seri iletişim bağlantılarını sağlar.

2.7.2. PCB Tasarım Yazılımı Kullanımı

Elektronik şemalar oluşturulduktan sonra, PCB tasarım yazılımlarıyla bu şemalar gerçek dünya uygulamalarına dönüştürülür. Bu yazılımlar, kullanıcıların komponent yerleşimi, iz yolu planlaması, katman sayısı ve boyutlandırma gibi detayları belirlemesine olanak tanır. Bu aşamada, devre kartının fiziksel tasarımı oluşturulur ve elektronik şemanın 3 boyutlu bir temsilini sağlar.

Şekil 2.22, PCB tasarımının pratik bir örneğini göstermektedir. A numaralı bölüm, EasyEDA programı kullanılarak oluşturulan şematik diyagramı içerir. Bu diyagram, bileşenlerin ve bağlantıların düzenini gösterir. B numaralı bölüm ise PCB'nin tamamlanmış halini, yani baskıdan çıktıktan sonraki fiziksel görünümünü sunar. Bu şekilde, elektronik projelerin prototipleri hızlı bir şekilde üretilebilir ve tasarım süreci verimli bir şekilde yönetilebilir. PCB baskı işlemi iki katmanda gerçekleştirildi; bu, elektronik devrenin, yollar ve bileşenler devrenin temel malzemesinin iki zıt katmanına yerleştirilecek şekilde tasarlandığı anlamına gelir.



Şekil 2. 22 EasyEDA ile Oluşturulan PCB Tasarımı - A (Şematik Diyagram) ve B (Tamamlanmış PCB)

2.8. ÜÇ BOYUTLU KUTU TASARIMI

Akıllı kaşık tasarımının üç boyutlu modellemesi başarıyla tamamlandı ve tüm parçalar, PLA plastik malzeme kullanılarak ALUTEAM Merkezi'nde bulunan yazıcıda üretildi. Tasarımın genel görünümünü Şekil 2.23'te gösterilmektedir.



Şekil 2. 23 Akıllı kaşığın Genel Tasarımı

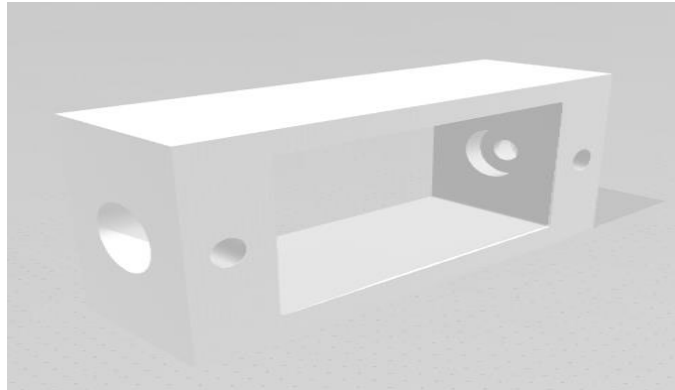
Özellikle kaşık kapağının çapı, kullanıcıların kaşığı daha rahat ve pratik bir şekilde kullanmalarını sağlamak açısından kritiktir. Bu nedenle kaşık kapağının çapının 35 milimetre olduğunu belirtmek önemlidir. Doğru çap seçimi, kaşığın elde rahatça tutulabilmesini sağlamanın yanı sıra estetik şeklin vurgulanması açısından da önemlidir. Estetik unsurların düşünülmesi, tasarımın sadece işlevselliğini değil, aynı zamanda görsel olarak çekici olmasını sağlar. Bu da hastaların ve kullanıcıların kaşığı olumlu bir şekilde deneyimlemelerini sağlayarak ürünün genel kullanılabilirliğini artırabilir.

Şekil 2.24, X eksenine ait motorun yer aldığı bölümü gösterir. Motor, özel vidalar ile güvenli bir şekilde monte edilir. Bu montaj, motorun istenilen konumda güvenli bir şekilde sabitlenmesine yardımcı olur. Yan tarafta, cihazın açma/kapama düğmesine özel bir açıklık bulunur ve arka kısımda cihazın üst ve alt kapakları monte edilir. Bu tasarım, motora güçlü ve güvenli bir montaj sağlamanın yanı sıra, cihazın açma/kapama düğmesine erişimi kolaylaştırır ve üst-alt kapakların montajını sağlar.



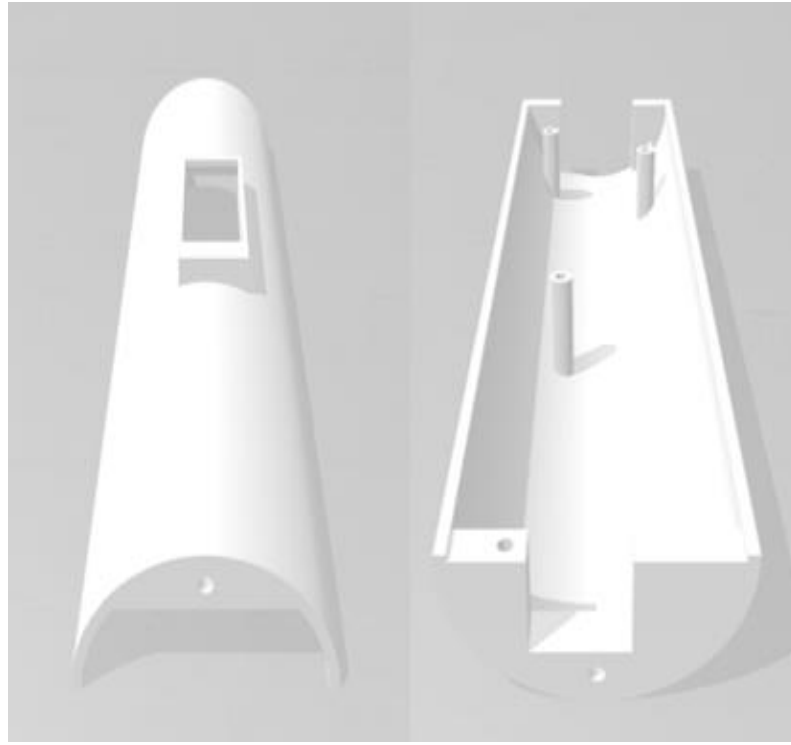
Şekil 2. 24 X Eksenli Motor Bölümü

Şekil 2.25'te görüldüğü gibi belirli bir bölüm, X eksenini motoru vida ile sabitlemek ve aynı zamanda motorları birbirine bağlamak için kullanılır. Yan tarafta iki delik bulunur ve Y eksenli motoru vida ile bu deliklere sabitlenir. Bu bağlantının ana amacı, kaşık kullanıldığında düzgün ve hassas bir hareket elde etmektir. Böylece kaşığın etkin bir şekilde çalışabilmesi için gerekli olan güç ve stabiliteye sahip olur. Kaşığın işlevselliği artar ve kullanıcıya daha iyi bir deneyim sunar.



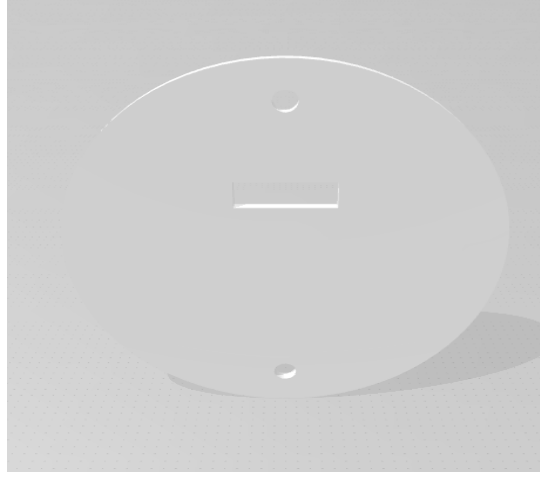
Şekil 2. 25 Y eksenli motorunu sabitleme ve motorların birbirine bağlanması

Şekil 2.26’da görüldüğü gibi, kaşığın üst ve alt kısımlarının hassas bir şekilde monte edilmesi gerçekleştirilir. Bu, cihazın duyarlı bileşenlerini etkili bir şekilde koruma ve izolasyon sağlamak amacıyla yapılır. Üst kapağın üstten monte edilmesi, alt kapağın ise alttan sabitlenmesi, iç bileşenlerin güvenli bir şekilde korunmasına katkıda bulunur. Parçaların tasarımı, cihazın genel performansını artırmayı ve kaşığın kullanımının güvenli ve etkili olmasını sağlamayı amaçlamaktadır. Bu montaj yöntemi, cihazın sağlamlığını ve dayanıklılığını artırarak uzun ömürlü bir kullanım sunar.



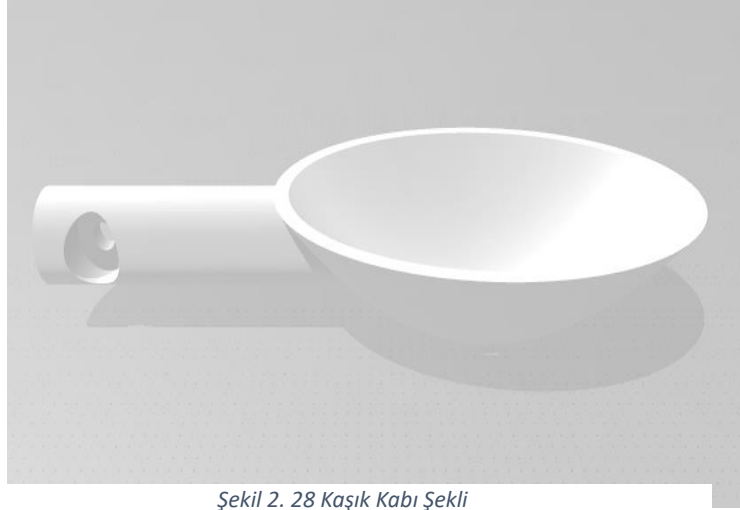
Şekil 2. 26 Kaşığın üst ve alt kapakları

Şekil 2.27, kaşığın üst kapağını arkadaki alt kapağına sağlam bir şekilde bağlayan bölümü gösterir. Ayrıca, cihazın şarj edilmesi için bir giriş noktası da içermektedir. Bu bölüm, kaşığın bütünlüğünü sağlamak ve aynı zamanda kullanım esnasında güvenliğini garanti altına almak için kritik bir role sahiptir. Ayrıca, şarj edilebilir bir cihaz olarak tasarlandığından, bu giriş noktası kullanıcılara kolay ve erişilebilir bir şekilde cihazlarını şarj etme imkânı sunar.



Şekil 2. 27 Bağlantı ve Şarj Bölümü

Son bileşen, şekil 2.28'de gösterilen kaşık kabıdır ve doğrudan dış destek motorunun y eksenine üzerine monte edilir. Bu bileşen özellikle kaşığın desteklenmesi ve kullanıcının yeme alışkanlıklarına hassas bir şekilde uyum sağlamak için tasarlanmıştır. Bu bağlamda, kaşık kabının montajı, cihazın tamamen entegre ve kullanıma hazır hale gelmesi için önemli bir adımdır.



Şekil 2. 28 Kaşık Kabı Şekli

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

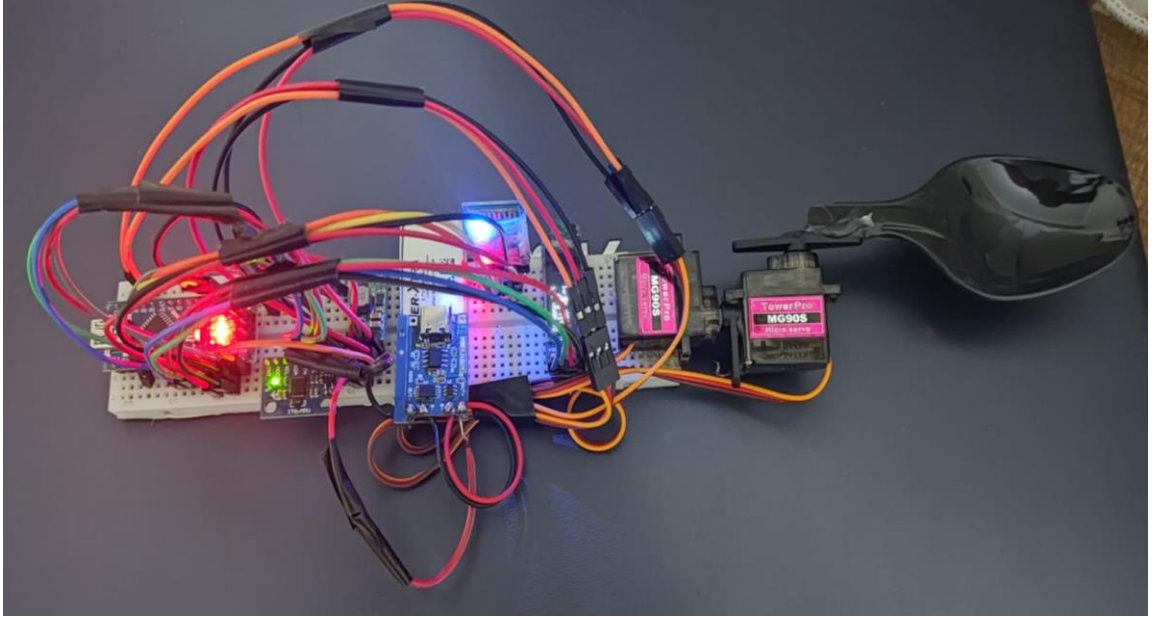
3. TESTLER VE YORUMLAR

3.1. AKILLI KAŞIK TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ

3.1.1. Prototip Geliştirilmesi

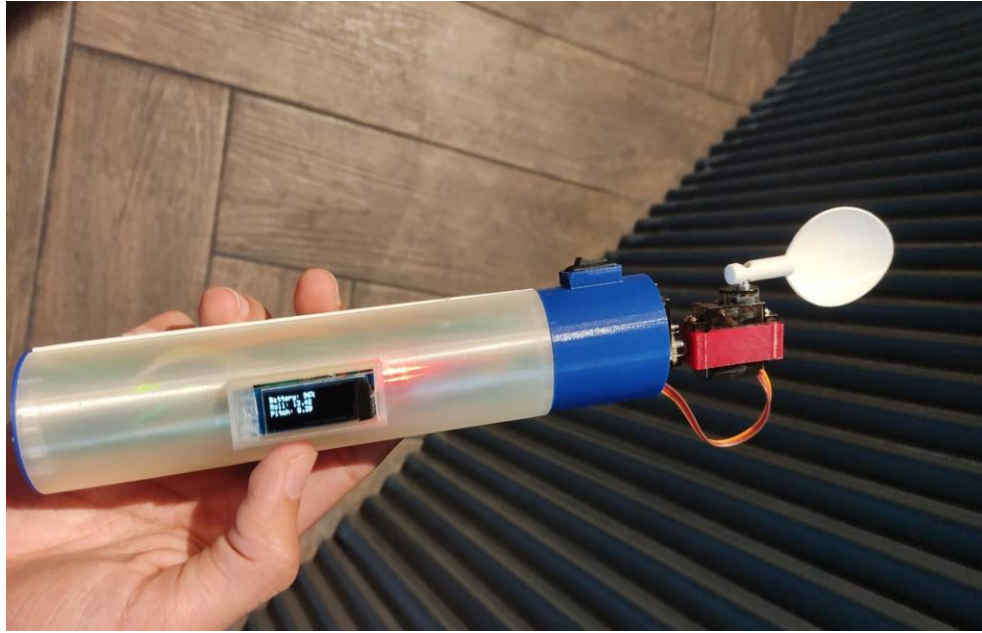
Bu proje kapsamında odak noktası, özel olarak tasarlanmış bir akıllı kaşığın geliştirilmesi idi. Özellikle Parkinson hastalarının ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla tasarlanan bu akıllı kaşık, hastaların yemek yeme deneyimini iyileştirmeyi hedeflemektedir. Kaşık, hastaların ellerinin hareketlerini izleyerek ve titremeleri azaltarak yemek yeme sırasında daha iyi kontrol sağlamayı amaçlıyor. Bu yaklaşım, hastaların özel ihtiyaçlarına tam olarak uygun bir çözüm sunarak yemek deneyimlerini geliştirmeyi sağlar.

İlk olarak, tasarımın prototipi olan "Prototip 1" adı verilen model, bir breadboard üzerinde gerçekleştirildi. Bu aşamada, fikirlerin hızlı bir şekilde test edilmesine ve öncül prototipin oluşturulmasına imkân tanıyan bir yöntem olan breadboard kullanıldı (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1 Prototip 1

Sonraki aşamada, "Prototip 2" adı verilen nihai tasarımın geliştirilmesi için bilgisayar destekli tasarım (EasyEDA) yazılımı kullanıldı. Bu aşamada, tasarımın tüm detayları incelenerek, Parkinson hastalarının ihtiyaçlarını en iyi şekilde karşılayacak şekilde optimize edildi. Ardından, tasarımın parçaları 3D yazıcı ile üretildi ve bir araya getirilerek nihai ürün elde edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2 Prototip 2

Akıllı kaşığın özenle tasarlanmasıyla, kullanıcıların yaşamlarına sunduğu çeşitli avantajlar ve iyileştirmeler, kullanımının etkinliğini ve konforunu artırmayı amaçlamaktadır. Bu özel tasarım, Parkinson hastalarının günlük yaşamlarını kolaylaştırmak ve yemek deneyimlerini daha keyifli hale getirmek için önemli bir adım olarak kabul edilmektedir.

3.1.2. Bluetooth Teknolojisi ile Hastalık İlerlemesinin İzlenmesi

Bluetooth teknolojisi kullanılarak, akıllı kaşığın izleme cihazlarıyla entegre edilmesi sayesinde hastalık ilerlemesinin etkili bir şekilde izlenmesi mümkündür. Bluetooth, verilerin kablosuz ve etkili bir şekilde iletilmesine olanak tanır, bu da uzaktan bilgi güncellemeyi ve doğru bir şekilde analiz etmeyi kolaylaştırır. Bluetooth, akıllı

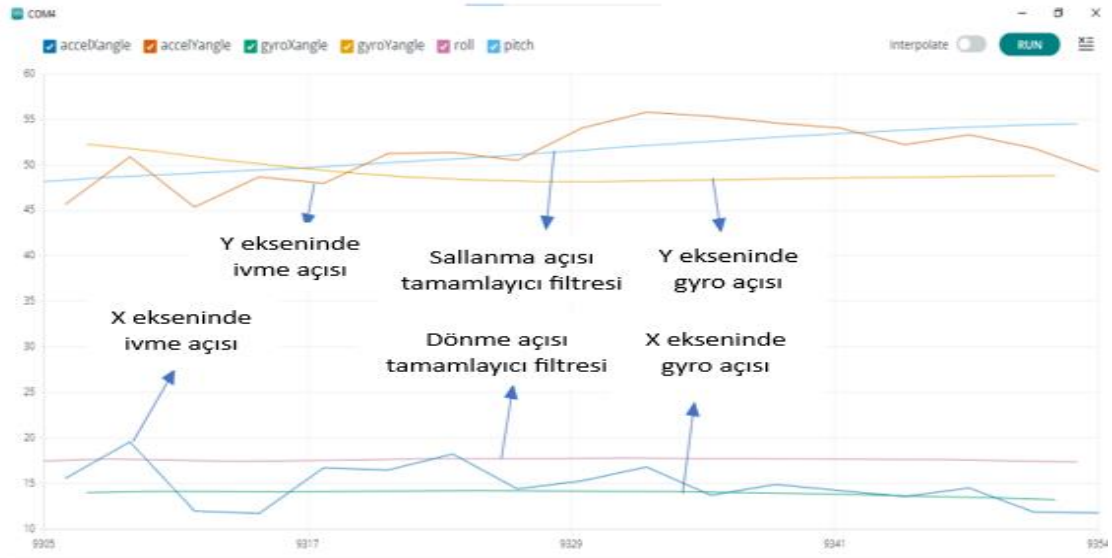
Bu kablosuz bağlantı sayesinde hastalığın ilerlemesini izleme süreci kolaylaşır, bu da sağlık hizmetlerinin kalitesini artırır ve hastanın durumundaki değişikliklere daha hızlı yanıtlar sağlar. Bu yenilikçi teknoloji sayesinde, doktorlar ve sağlık profesyonelleri canlı ve düzenli olarak güncellenen verilere dayanarak hastalığın gelişimine dair anında bilgilere erişebilir.

3.1.3. Tamamlayıcı Filtrenin Kullanımı ve Önemi

MPU6050 sensörünü kullanarak kaşığın hareketini hassas bir şekilde analiz ettiğimizde, sıradaki adım filtre kullanımımızdır. Bu tamamlayıcı filtre, jiroskop kullanımından kaynaklanan kayma sorunları ve ivme kullanımından kaynaklanan gürültüyü azaltma konularında önemini ortaya koymaktadır.

Sadece jiroskop kullanımında zamanla kayma olarak adlandırılan sorunlar ortaya çıkabilir. Diğer taraftan, sadece ivme kullanımı daha fazla gürültü içerebilir. Tamamlayıcı filtre, jiroskop ve ivme sensörlerinden gelen sinyalleri kullanarak, ölçümlerin doğruluğunu artırmak için kayma ve gürültü etkilerini azaltma amacını taşır.

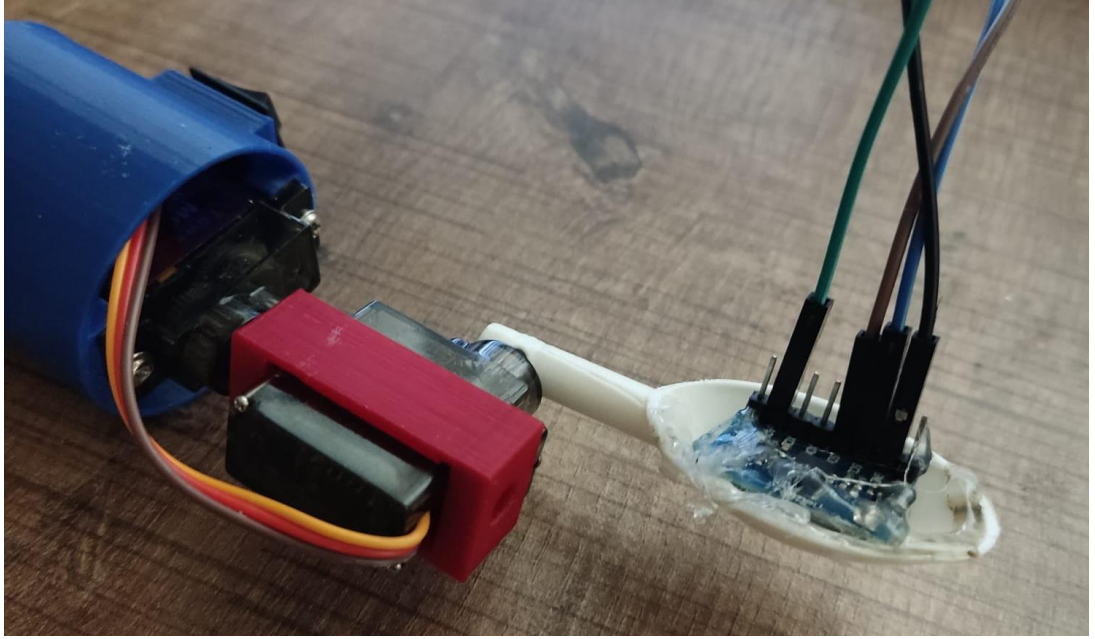
Şekil 3.4'teki örneğin gösterdiği gibi, sinyallerin filtrelenmesiyle ölçümlerin stabilitesi artırılabilir. Bu yaklaşım, kaşığın hareketini ölçerken karşılaşılan teknik zorlukları aşmak için etkili bir yöntemdir ve güvenilir ve doğru sonuçlar elde etmemize yardımcı olabilir.



Şekil 3. 4 Tamamlayıcı Filtre Kullanımının Açı Ölçümündeki Etkisi

3.2. PERFORMANS İÇİN KAPSAMLI TEST SÜRECİ

Ek bir MPU6050 sensörü, detaylı bir test için kullanıldı. Sensör, özenle bir kaşık kabına yerleştirildi ve bu konum Şekil 3.5'de detaylandırıldı. Kaşık sapındaki ana sensör hareket ettiğinde, kaşık otomatik olarak tepki verir ve bu da ek sensörün kaşık kabındaki hareketini tetikler. Bu yaklaşım, kaşığın hareketinin ve izlediği açılar doğruluğunu kontrol etme olanağı sağlar.



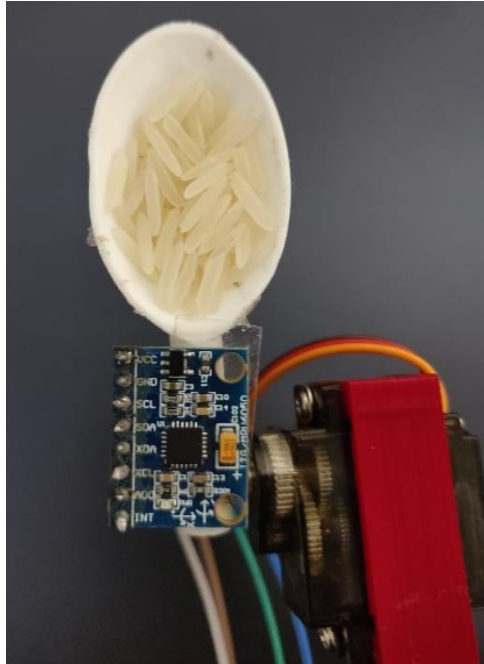
Şekil 3. 5 Sensörün Kaşık kabına Yerleştirilmesi

Ek sensörü Arduino Nano'ya bağlamak için sensörün adresini değiştirmek önemli bir adımdı. Böylece, sap içindeki sensörle bilgilerin karışmasını engellemek mümkün oldu. AD0 noktasından 5V noktasına bir tel bağlanarak ve aynı zamanda toprak ile toprak bağlantısı yapılarak bu değişiklik sağlandı. Ayrıca, SDA noktası A4'e, SCL noktası ise A5'e bağlandı. Bu adımlar, ikinci sensörün adresini başarıyla değiştirmek ve ana sensörle çakışmayı önlemek için gerçekleştirildi (Easily Changing I2C Address Of MPU6050 Accelerometer + Gyroscope, n.d.).

Bu test, kaşığın hafif ve yüksek titreşimlere karşı performansını ve çeşitli ağırlıklara dayanma yeteneğini değerlendirmek için yapılmıştır. Pirinç, temel bir gıda olarak yaygın olarak bulunduğu ve popüler olduğu için deneylerde kullanılmıştır. Kaşık

performansını belirlemek için dört farklı durumda deneyler yapılmıştır: tamamen boş olduğunda ve içine farklı miktarlarda pirinç konulduğunda. Kaşığın içine sırasıyla 5 gram, 10 gram ve 20 gram pirinç eklenmiştir (Şekil 4.6). Sapma katsayıları, ek sensörden ölçülen hareket açısının kaşığın kolu üzerindeki temel sensör tarafından hesaplanan açıdan ne kadar farklı olduğunu tahmin etmek için kullanılır.

Eğer Sapma düşükse, bu, kaşığın titreşimlere iyi uyum sağlayıp hareketini etkili bir şekilde koruma yeteneğine işaret eder. Öte yandan, eğer Sapma yüksekse, bu, kaşığın çevresel zorluklarla başa çıkmakta zorlandığını ve bu durumun performansını ve hassas hizmet sunma yeteneğini etkileyebileceğini gösterebilir. Bu analiz, akıllı kaşığın performansını çeşitli koşullarda geliştirmek için tasarımını anlama konusunda kıymetli geri dönüş sağlar.



Şekil 3. 6 Pirinç yüklü kaşık testi

Bu deneylerin amacı, kaşığın içine konulan pirinç miktarının, kaşığın taşıma kapasitesi ve dayanıklılığı üzerindeki etkisini belirlemektir. Bu bilgi, kaşığın günlük kullanımında ne kadar ağırlık taşıyabileceğini anlamak için önemlidir. Ayrıca, kaşık üzerindeki titreşimlerin pirinç miktarına bağlı olarak nasıl değiştiğini ve kaşığın

titreşimlere karşı nasıl direnç gösterdiğini anlamak da amaçlanmıştır. Ek olarak, belirtmek gerekirse, her bir deneyin 30 saniye sürdüğü ve sonuçların bu süre boyunca elde edildiği not edilmelidir.

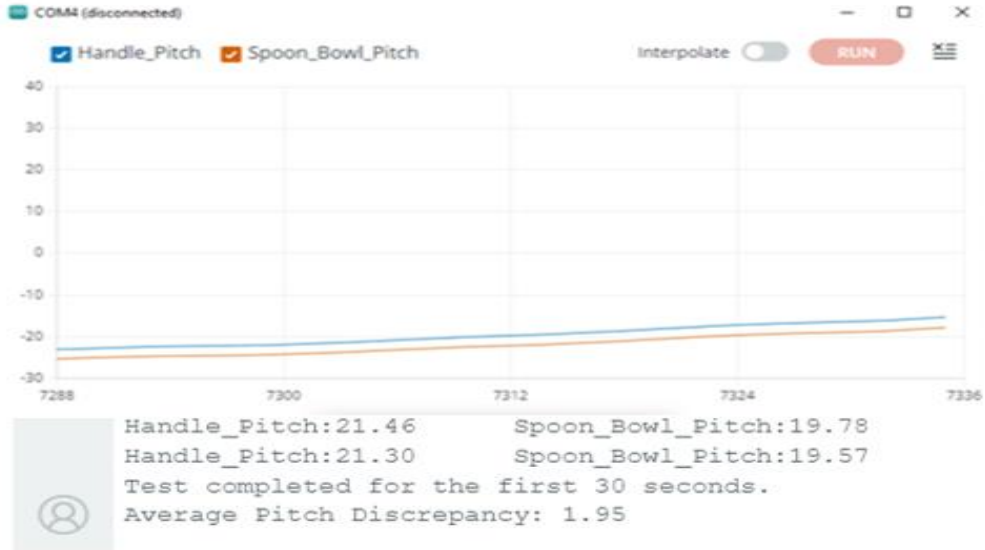
3.2.1. Hafif Titreşimde Dönme ve Sallanma Hareketinin Etkileri

1. Kaşık boşken:

Şekil 4.7 ve Şekil 4.8 boş kaşıқта dönme ve sallanma hareketlerinin kaşık üzerindeki etkilerini göstermektedir. Hafif titreşim testlerinde kaşığın aşağı yukarı ve sağa sola $\pm 30^\circ$ 'lik sapma olarak uygulanmıştır. Eldeki hareket kaşığa yaklaşık %2 oranında yansımakta ve normal değişim sınırları içinde kaşıktaki titreşimler doğal olarak eldeki titreşimleri izlemektedir. Kaşık üzerine sırasıyla 5 gram, 10 gram ve 20 gram yükler konarak testler tekrar edilecektir.



Şekil 3. 7 Boş kaşıқта hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri

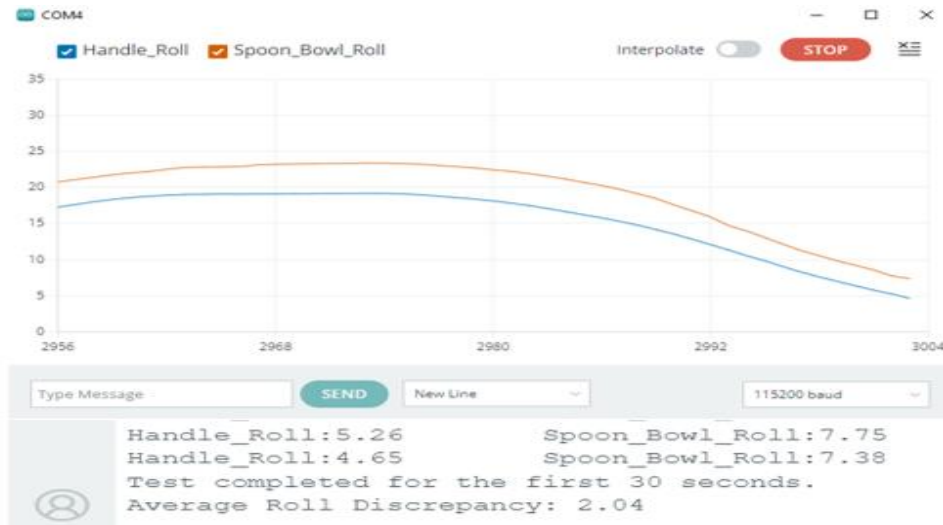


Şekil 3. 8 Boş kaşıkta hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri

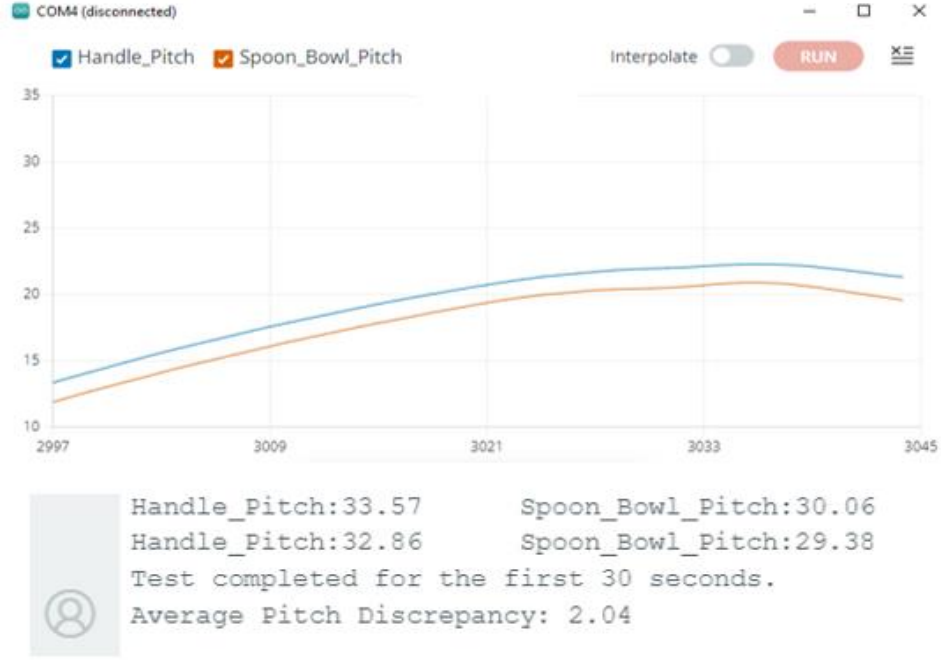
2. 5 gram pirinç ile:

Kaşığa 5 gram pirinç yüklenerek tekrar edilen dönme ve sallanma hareketinin etkilerini gösteren testlerin sonuçları Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da sırasıyla dönme ve sallanma için gösterilmektedir. Bu testlerde dönme açısı artarken hemen hemen sabit kalan titreşimler dönme açısı arttıkça düşmeye başlamıştır.

Sallanma hareketinde ise artan açı ile önce sürekli artış ve artan açı belli değerin üzerine çıktığında düşüş gözlemlenmektedir.



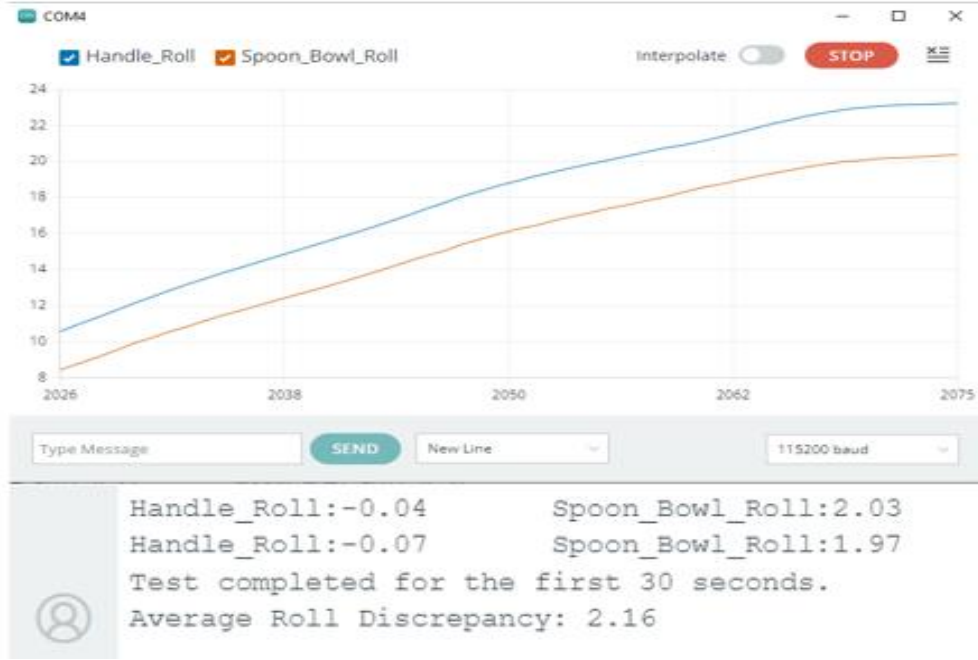
Şekil 3. 9: 5 gram pirinç ile yüklü kaşıkta hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri



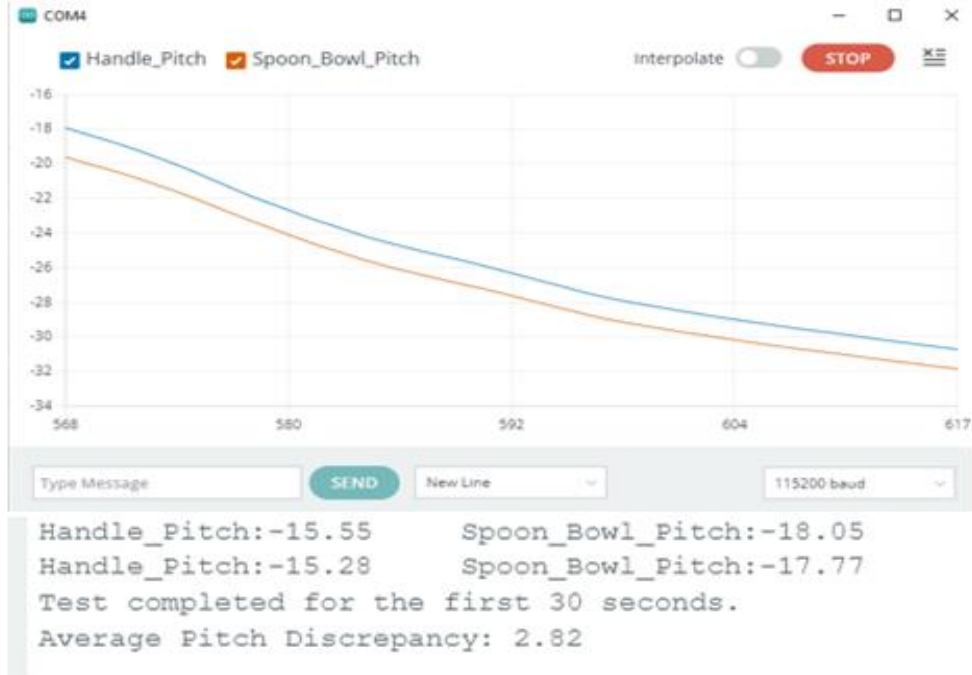
Şekil 3. 10 : 5 gram pirinç ile yüklü kaşıktaki hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri

3. 10 gram pirinç ile:

Kaşığa 10 gram pirinç yüklendiğinde elde edilen sonuçlar sırasıyla dönme ve sallanma hareketleri için Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de gösterilmektedir. Hareket açısının artması ile dönmeden elde edilen titreşimler sürekli artmakta olmasına rağmen sallanmada düşüş göstermektedir. Kaşıktaki titreşim de eldeki titreşimin sırasıyla dönme ve sallanma için %2.16 ve %2.82 olmaktadır.



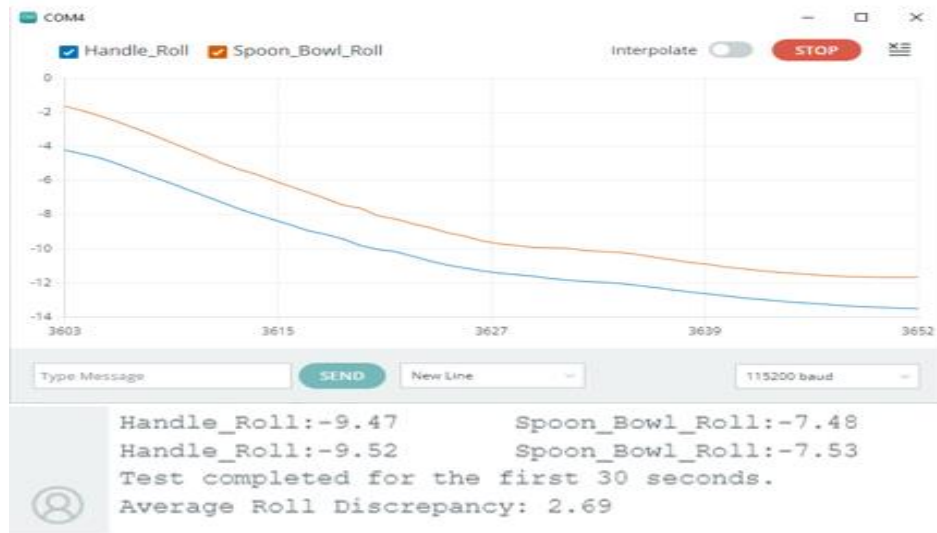
Şekil 3. 12: 10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri



Şekil 3. 11: 10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri

4. 20 gram pirinç ile:

Kaşığa yük testini son değeri olarak 20 gram pirinç yüklendiğinde elde edilen sonuçlar sırasıyla dönme ve sallanma hareketleri için Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'de gösterilmektedir. Hareket açısının artması ile dönmeden ve sallanmadan elde edilen titreşimler sürekli düşüş göstermektedir. Kaşıktaki titreşim de eldeki titreşimin sırasıyla dönme ve sallanma için %2.69 ve %2.94 olmaktadır.



Şekil 3. 14: 20 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde dönme hareketinin etkileri



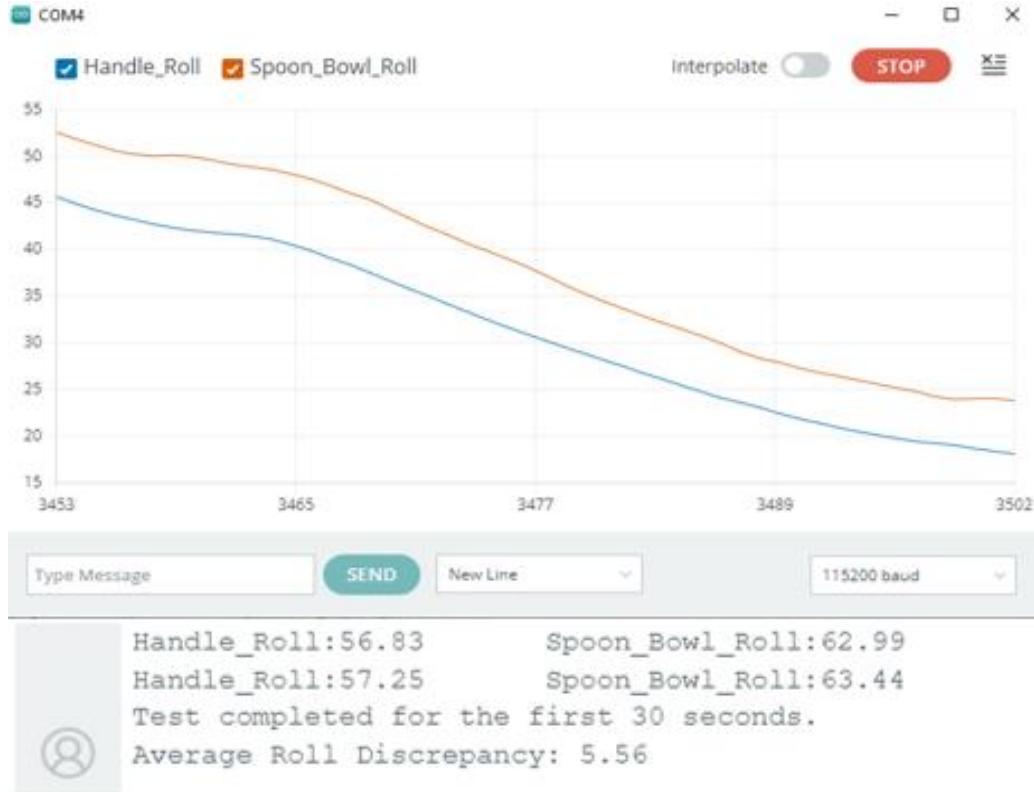
Şekil 3. 13 : 20 gram pirinç ile yüklü kaşıқта hafif titreşimde sallanma hareketinin etkileri

3.2.2. Yüksek Titreşimde Dönme ve Sallanma Hareketinin Etkileri

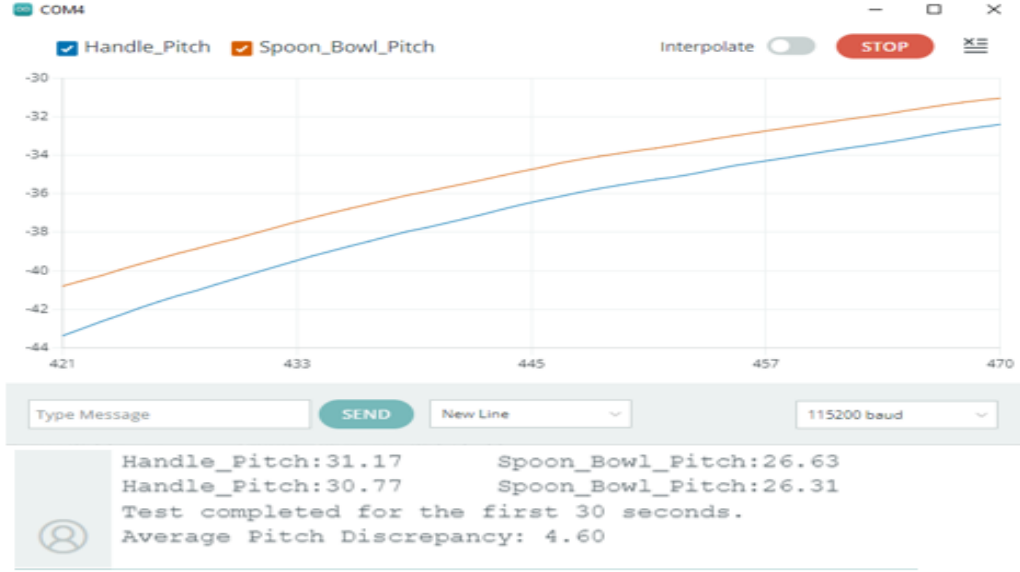
Küçük salınım testlerinden sonra kaşığa sınır değerlerine kadar uzanan yüksek salınım testleri uygulanmış ve hafif titreşimdeki yöntem tekrarlanmıştır. Sağa sola ve aşağı yukarı $\pm 90^\circ$ 'lik salınımınlar uygulanmıştır.

1. Kaşık boşken:

Şekil 4.15 ve Şekil 4.16 kaşık boşken elde edilen sonuçları sergilemektedir. Dönmede salınım açısı ile sensör çıktıları azalırken sallanmada artma gözlemlenmektedir. Kaşıktaki titreşim de eldeki titreşimin sırasıyla dönme ve sallanma için %5.56 ve %4.6 olmaktadır.



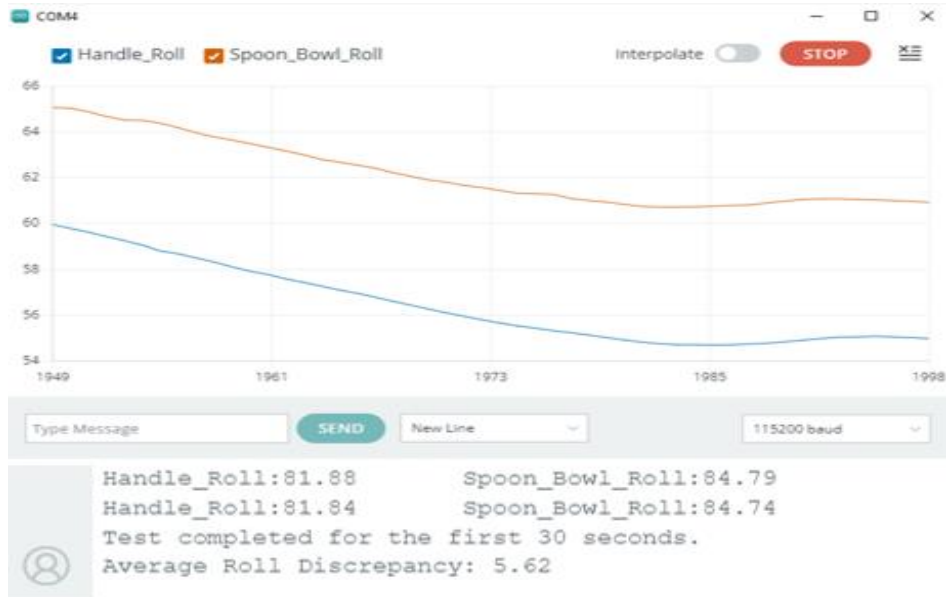
Şekil 3. 15: Boş kaşıқта yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri



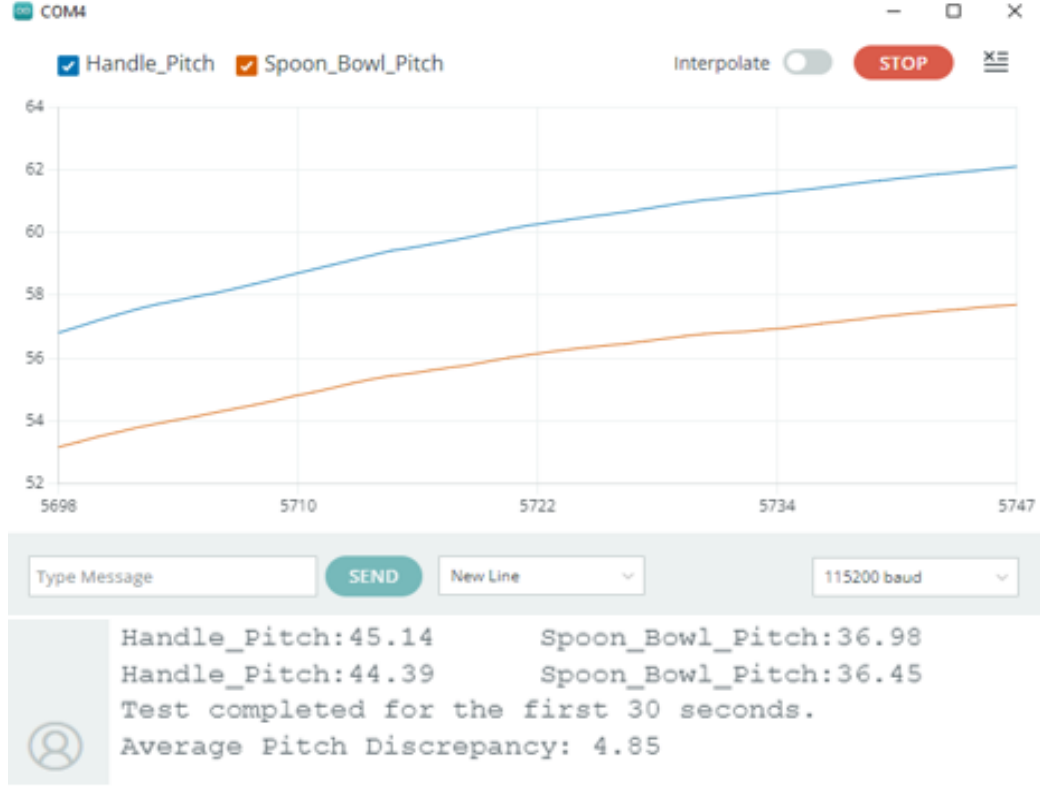
Şekil 3. 16: Boş kaşıktaki yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri

2. 5 gram pirinç ile:

Şekil 4.17 ve Şekil 4.18 kaşık 5 gram pirinç ile yüklü iken elde edilen sonuçları sergilemektedir. Dönmede salınım açısı ile sensör çıktıları azalırken sallanmada artma gözlemlenmektedir. Kaşıktaki titreşim de eldeki titreşimin sırasıyla dönme ve sallanma için %5.62 ve %4.85 olmaktadır.



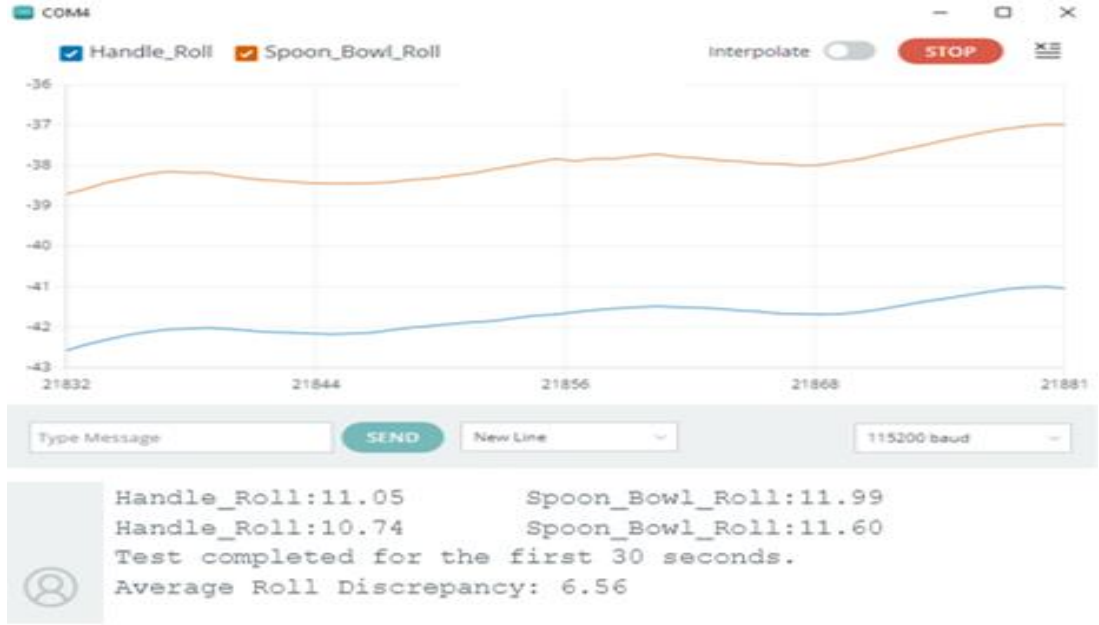
Şekil 3. 17 : 5 gram pirinç ile yüklü kaşıktaki yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri



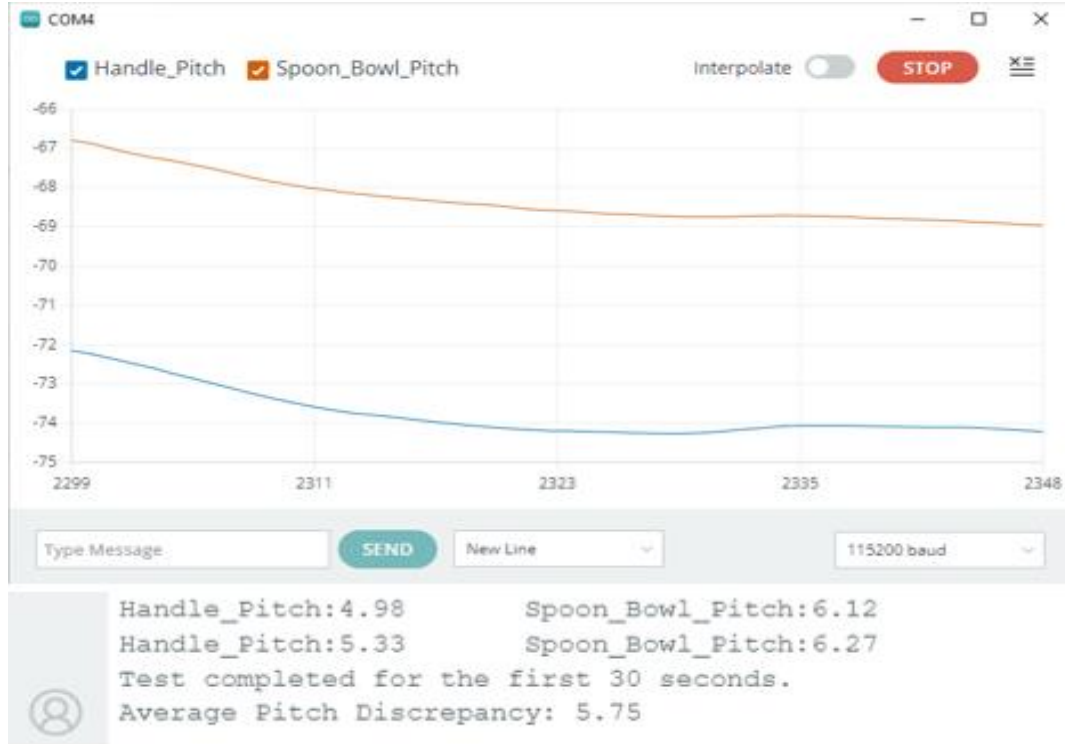
Şekil 3. 18 : 5 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri

3. 10 gram pirinç ile:

Şekil 4.19 ve Şekil 4.20 kaşık 10 gram pirinç ile yüklü iken elde edilen sonuçları sergilemektedir. Dönmede salınım açısı ile sensör çıktıları yatay bir seyir takip ederken sallanmada azalma gözlemlenmektedir. Kaşıktaki titreşim de eldeki titreşimin sırasıyla dönme ve sallanma için %6.56 ve %5.75 olmaktadır.



Şekil 3. 20: 10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri



Şekil 3. 19 :10 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri

4. 20 gram pirinç ile

Kaşığa yük testini son değeri olarak 20 gram pirinç yüklendiğinde elde edilen sonuçlar sırasıyla dönme ve sallanma hareketleri için Şekil 4.21 ve Şekil 4.22'de gösterilmektedir. Hareket açısının artması ile dönmede ve sallanmada elde edilen titreşimlerde nispeten yatay bir seyir görülmektedir. Kaşıktaki titreşim de eldeki titreşimin sırasıyla dönme ve sallanma için %7.16 ve %5.91 olmaktadır.



Şekil 3. 21: 20 gram pirinç ile yüklü kaşıқта yüksek titreşimde dönme hareketinin etkileri



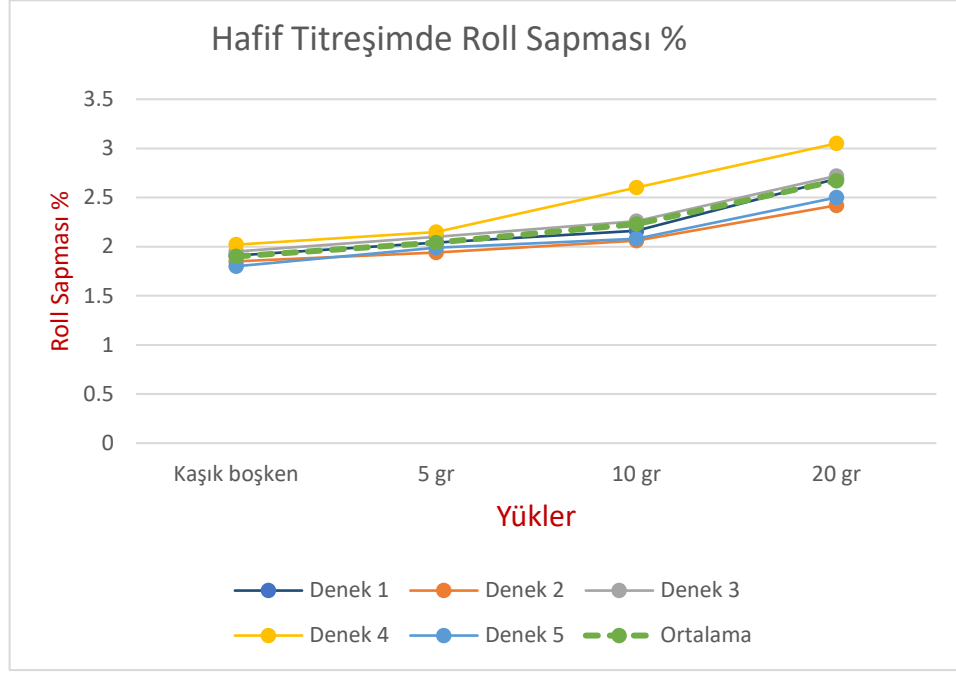
Şekil 3. 22 : 20 gram pirinç ile yüklü kaşıkta yüksek titreşimde sallanma hareketinin etkileri

3.2.3. Beş Denekten Elde Edilen Sonuçların Karşılaştırılması

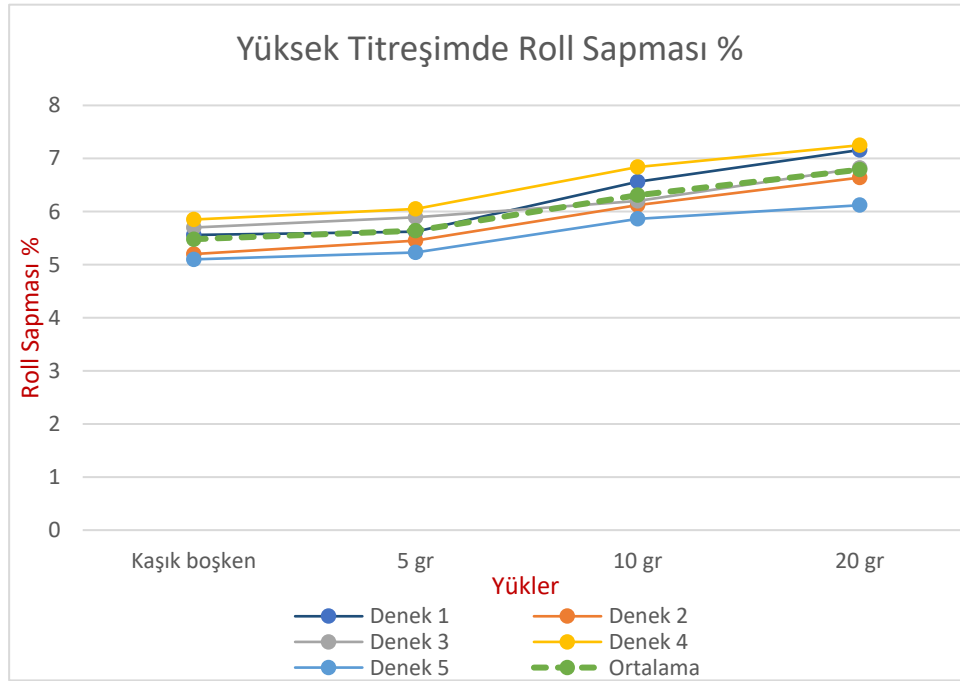
Önceki sonuçlar, tek bir denekten elde edilen ortalama değerler idi. Testler dört denekte daha tekrar edildi elde edilen sonuçlar Tablo 4.1’de özetlendi. Hafif titreşimdeki ve yüksek titreşimdeki dönme sonuçları sırasıyla Şekil 4.23 ve Şekil 4.24’te ve sallanma sonuçları ise sırasıyla Şekil 4.25 ve Şekil 4.26’da gösterilmektedir.

Tablo 3. 1: Beş denekten elde edilen kaşık performansı testi sonuçları

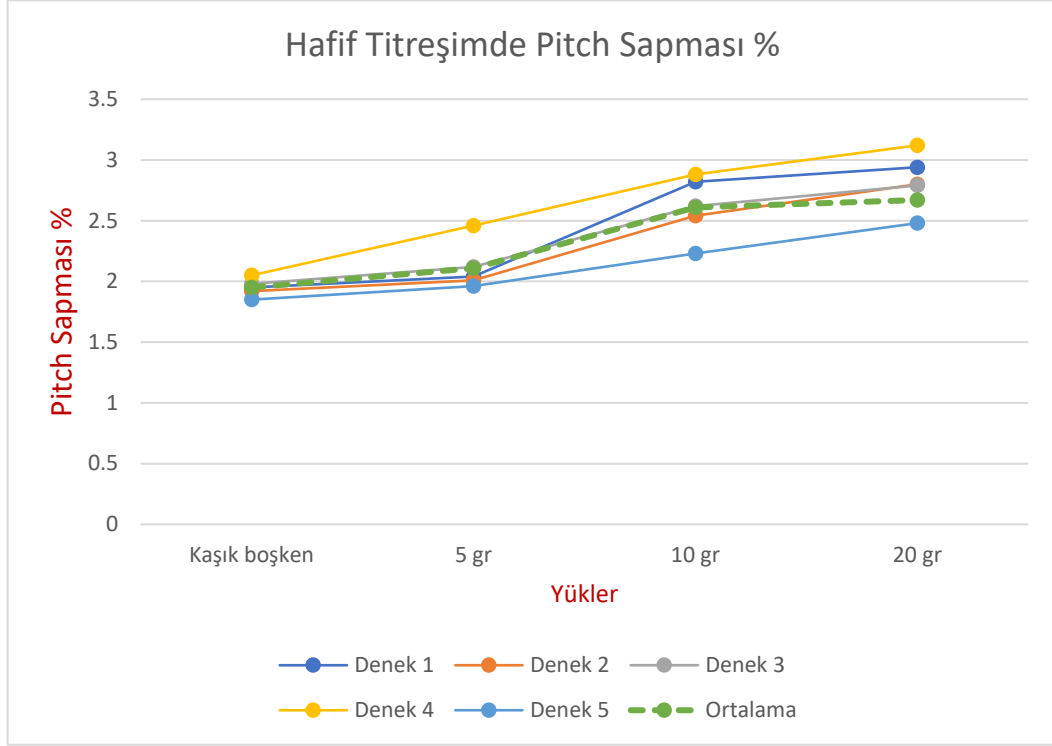
Denek	Durum	Roll Sapması %				Pitch Sapması %			
		Kaşık boşken	5 gr	10 gr	20 gr	Kaşık boşken	5 gr	10 gr	20 gr
Denek 1	Hafif Titreşim	1.91	2.04	2.16	2.69	1.95	2.04	2.82	2.94
	Yüksek Titreşim	5.56	5.62	6.56	7.16	4.60	4.85	5.75	5.91
Denek 2	Hafif Titreşim	1.85	1.94	2.06	2.42	1.92	2.01	2.54	2.80
	Yüksek Titreşim	5.20	5.45	6.12	6.64	4.72	4.92	5.44	5.68
Denek 3	Hafif Titreşim	1.95	2.10	2.26	2.72	1.98	2.12	2.62	2.79
	Yüksek Titreşim	5.70	5.89	6.20	6.82	4.86	5.02	5.98	6.18
Denek 4	Hafif Titreşim	2.02	2.15	2.60	3.05	2.05	2.46	2.88	3.12
	Yüksek Titreşim	5.85	6.05	6.84	7.25	4.92	5.46	6.82	7.04
Denek 5	Hafif Titreşim	1.80	1.99	2.08	2.50	1.85	1.96	2.23	2.48
	Yüksek Titreşim	5.10	5.23	5.86	6.12	4.42	4.65	4.89	5.02
Ortalama	Hafif Titreşim	1.90	2.04	2.23	2.67	1.95	2.11	2.61	2.82
	Yüksek Titreşim	5.48	5.64	6.31	6.79	4.70	4.98	5.77	5.96



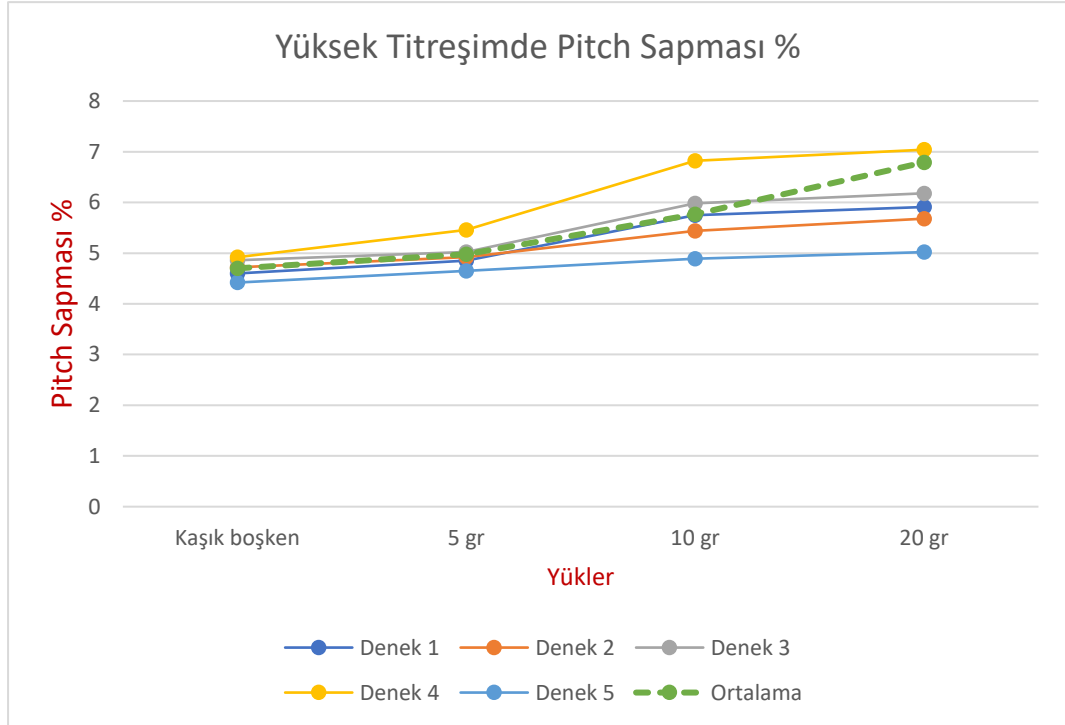
Şekil 3. 24 Hafif titreşimde dönme (roll) Sapması



Şekil 3. 23 Yüksek Titreşimde dönme (roll) Sapması



Şekil 3. 26 Hafif Titreşimde sallanma (pitch) Sapması



Şekil 3. 25 Yüksek Titreşimde sallanma (pitch) Sapması

3.3. TEST BULGULARININ YORUMU

Test sonuçlarını kaşık performansını farklı koşullar altında değerlendirmek için kullandık ve MG90S tipi motorların kullanımının kaşığın doğruluğunu ve performansını belirgin bir şekilde artırdığını bulduk. Bu motorlar önemli bir tork değerine sahiptir, (1.8 kgf·cm (4.8V) ve 2.2 kgf·cm (6 V)), bu da kaşığın etkili bir şekilde hareket etmesi için gerekli gücü sağlar. Ayrıca, mükemmel bir hıza sahiptirler, 0.1 s/60 derece (4.8 V) ve 0.08 s/60 derece (6 V) hızına ulaşırlar (MG90S Datasheet, n.d.).

MG90S motorunun dayanıklılığı ve güvenilirliği de dikkate değerdir, yüksek titreşimli durumlarda bile istikrarlı bir performans sergiler. Eklenen ağırlıkları değiştirmemize rağmen, kaşığın performansı büyük ölçüde etkilenmedi, bu da bu tür motorların gücünü ve dayanıklılığını göstermektedir.

Hafif titreşimlerde yaklaşık %2 ve yüksek titreşimlerde yaklaşık %6 olan hata oranı, kaşığın kabında bulunan MPU6050 sensörünün yüksek hassasiyetinden kaynaklanır.

Sonuç olarak, MG90S motorlarının kullanımı önceki projelerde kullanılan SG90 motorlara kıyasla yüksek doğruluk göstermiştir; bu projelerde hata oranları sırasıyla %17 ve %61'e ulaşmıştır (DANMO, 2017). Genel olarak, testler MG90S motorlarının kaşığın performansını iyileştirmek ve günlük kullanımda farklı ağırlıklara ve titreşimlere dayanıklılığını artırmak için etkili bir çözüm sunduğunu göstermektedir.

3.4. KAŞIĞIN HAREKET ANALİZİ

Kaşığın hareket analizi sürecinde, hareket ölçüm alanındaki en hassas ve etkili sensörlerden biri olan MPU6050 kullanıldı. Bu sensör, açısal hızı ölçmek için jiroskop ve hareket sırasında ivmeyi ölçmek için ivme ölçer olmak üzere iki sensor birimini bir araya getirir. Temelde, sensör, kaşığın hareketinden kaynaklanan açı ve ivme değişikliklerini kaydetmek üzere çalışır. Bu hassas analiz, hareketleri son derece doğru bir şekilde izleyebilme yeteneği sağlar; açıları yüksek hassasiyetle belirleyebilme özelliği sayesinde kaşığın hareketlerini çok hassas bir şekilde takip etme olanağı tanır.

Bu gelişmiş analizden faydalanarak, proje, kaşığın açılardaki değişikliklere üstün bir tepki yeteneği elde etti. Bu, kaşığın açılımları değiştiğinde hareketlerini etkili ve hızlı bir şekilde belirleyebildiği anlamına gelir; bu da kaşığın kullanıcının veya hasta kişinin el hareketleriyle etkileşimini daha da iyileştirir. Bu hassas analiz, akıllı kaşığın teknolojisine önemli bir katkı sağlar, yemek yeme deneyimini belirgin bir şekilde iyileştirir ve kolaylaştırır.

3.5. KULLANICI ODAKLI İNOVASYON

Kullanıcı odaklı inovasyon stratejisi, bu projenin temelini oluşturur. Bu proje, cihazın kullanıcılarının ihtiyaçlarını etkili bir şekilde karşılamayı ve en üst düzeyde konfor, kontrol ve deneyim sunmayı hedefler. Tasarım süreci, özellikle cihazın kullanıcının eliyle etkileşimini maksimuma çıkarmaya odaklanır. Ana amaç, cihazın kullanıcının eli ile etkileşimini etkin bir şekilde gerçekleştirmektir. Bu amaçla, boyutların büyük ve rahatsız edici olmamasına özel bir vurgu yapılır. Örneğin, kaşık çapının 35 milimetre olması, özellikle hasta eli için uygun bir boyut olarak belirlenir. Bu boyut, hastanın kaşığı kullanırken rahat ve sağlam bir kavrama sağlar. Ayrıca, kaşığın ağırlığı da önemlidir çünkü uygun bir ağırlık, kullanıcının kaşığı daha rahat kontrol etmesini sağlar. Bu bağlamda, kaşığın nihai ağırlığı 110 gram olarak belirlenmiştir ve bu ağırlık, Parkinson hastaları için uygun ve kullanışlı kabul edilmektedir. Kullanıcı deneyimini iyileştirmek ve kullanım kolaylığı sağlamak amacıyla bu çapa ve ağırlığa odaklanılarak, hasta yemek alırken rahatlığı artırılır. Kaşığın ağırlığı Şekil 5.1'de terazide gösterilmektedir.



Şekil 3. 27 Kaşığın Nihai Ağırlığı

3.6. PROJE UYGUN MALİYETLE GERÇEKLEŞTİRİLDİ

Projede maliyet etkinliği tüm uygulama süreçlerinde göz önünde bulundurulmuş olup, maliyet unsurları hassasiyetle kontrol edilmiştir. Yüksek kalitedeki performansın korunmasına zarar vermeden maliyet unsurlarını etkin bir şekilde yönetmek hedeflenmiştir. Verimli tekniklerin ve gelişmiş teknolojinin stratejik bir şekilde yatırım yapılması, maliyetin karşılığında maksimum değer elde edilmesini sağlamıştır. Projenin maliyeti ile ilgili detaylar Tablo 5.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3. 2: Malzeme ve Maliyet Tablosu

Bileşen	Açıklama	Fiyat (Türk Lirası)	Fiyat (Dolar cinsinden)
Arduino Nano	Projeyi kontrol etmek için minyatür işlem birimi	94 TL	2.98 \$
MPU6050	Yüksek Hassasiyetli Hareket Sensörü	49 TL	1.56 \$
MG90S Motorları	Kaşığı hareket ettirmek için güçlü ve etkili motorlar	142 TL (bir motor için 71)	4.51 \$
HC-05 Bluetooth Modülü	Kablosuz iletişim için	105 TL	3.33 \$
128x32 OLED LCD Ekran	Bilgilerin görselleştirilmesi için ekran	64 TL	2.03 \$
Lityum Pil (3.7V)	Projeyi beslemek için şarj edilebilir pil	119 TL	3.78 \$
TP4056 Şarj Modülü	Lityum pilin şarj edilmesi için modül	8 TL	0.25 \$
Voltaj Yükseltme Devresini	Voltajın düzenlenmesi için modül	63 TL	2.00 \$
3D Tasarım Baskısı	Kaşığın 3D tasarımının basımı	Üniversitedeki ALUTEAM Merkezi ücretsiz basım yaptı, maliyeti Yaklaşık 200 TL.	6.35 \$
PCB Baskısı	Devre kartı baskısının yapılması	5 adet 900 TL (her biri 180)	5.71 \$
Ek Malzemeler	Kablo, dirençler, kondansatör , vidalar ve diğer malzemeler	30 TL	0.95 \$
Toplam Maliyet		1054 TL	33.45 \$

3.7. PARKİNSON HASTALARININ YAŞAM KALİTESİNE KATKI

Mükellef olmayan yeme zorlukları yaşayan bireylerin yaşam kalitesini yükseltmeyi amaçlayan akıllı kaşık projesi, etkili bir katkı sağlayarak bu bireylerin yaşam deneyimini geliştirmektedir. Bu projenin öne çıkan katkısı, doğal beslenme yeteneklerinde kısıtlama yaşayan bireyler için yenilikçi bir çözüm sunmasıdır.

Projenin sağladığı katkılar arasında, kullanıcıların yemek yeme deneyimini kolaylaştırmak için etkili ve akıllı bir araç sunması bulunmaktadır. Akıllı kaşık, kullanıcıların yemek yeme sürecini daha bağımsız ve rahat hale getirmekle kalmayıp aynı zamanda kaşığın hareketlerini hassas ve etkili bir şekilde kontrol etme imkanı sağlamaktadır.

Ayrıca, proje bu bireylerin günlük yaşamlarını iyileştirmek amacıyla teknolojiyi kullanma potansiyelini artırmaktadır. Akıllı ve yenilikçi bir yemek kaşığı sunarak, bu bireylerin çevreleriyle etkileşimde bulunma yeteneklerini genişletir ve teknolojinin ilerlemelerinden günlük yaşamlarını zenginleştirmek için faydalanmalarına olanak tanır. Projedeki bu gelişmeler, Parkinson hastalarının yaşam kalitesini artırmak ve onlara daha fazla bağımsızlık sağlamak için kapsamlı bir yaklaşım sunmaktadır.

3.8. PROJENİN GELECEK VİZYONU

Akıllı kaşık projemizin gelecekteki vizyonu, önemli iyileştirmelerle donatılmış bir teknoloji sunmaktadır. Bu iyileştirmelerin bir parçası, tamamlayıcı filtrelerin Kalman filtresi ile değiştirilmesini içerir. Bu adım, açı ölçümlerinin hassasiyetini artırarak kaşığın görevlerini daha doğru ve entegre bir şekilde yerine getirmesini sağlayacak ve kullanıcı hareketlerini daha etkili bir şekilde analiz etme yeteneğini güçlendirecektir.

Ayrıca, kullanıcılar için özel bir uygulama geliştirilebilir, yapay zekâ ve algoritmaların yeteneklerine odaklanılarak. Kaşığın yapay zekâsı, verileri akıllıca analiz ederek desenleri ve detayları yüksek hassasiyetle anlamaya yardımcı olabilir. Bu ilerleme, hastanın durumu ve hastalığın gelişimi hakkında doktorlara daha ayrıntılı bilgi sağlayarak doğru ve etkili kararlar almalarına yardımcı olur. Bu yaklaşım, yapay zekâ kullanımını akıllı kaşık teknolojisinde doğru ve gelişmiş bilgiler sunmak için hayati bir kaynak haline getirecek ve sağlık hizmetlerinin kalitesini artırarak hastaların durumunu daha derinlemesine anlamayı destekleyecektir.

Ayrıca, gelecekteki gelişim alanlarımızdan biri, kaşığın fiziksel tasarımındaki iyileştirmelerdir. Özellikle, hastaların kullanımını daha kolay ve rahat hale getirmek için kaşık boyutları ve şekli üzerinde çalışmalar yapılabilir. Bu çaba içinde, hastaların

ellerindeki kavrama yeteneği göz önünde bulundurularak, kaşık şekli ve boyutları yeniden düzenlenebilir. Örneğin, kaşık daha ergonomik bir yapıya sahip olacak şekilde tasarlanabilir ve aynı zamanda daha hafif olması sağlanarak, hastaların elinde daha kolay ve akıcı bir şekilde hareket etmesi desteklenebilir. Bu sayede, hastaların daha rahat bir şekilde yemek yeme deneyimi yaşamaları ve kaşığın kullanımıyla ilgili güçlükleri azaltmaları hedeflenebilir.

Bu tasarım değişiklikleri, hastaların kaşığı daha rahat bir şekilde kullanmalarını sağlayacak ve yeme içme süreçlerini daha keyifli hale getirecektir. Ayrıca, daha küçük ve uygun boyutlardaki kaşık, özellikle yaşlı ve ellerinde hareket kısıtlılığı olan hastalar için daha erişilebilir olacaktır. Bu şekilde, kaşığın boyut ve şekil üzerinde yapılan iyileştirmeler, kullanıcı deneyimini artırırken hastaların yaşam kalitesini de olumlu yönde etkileyecektir.

SONUÇ

Elde edilen sonuçlar, projenin hedeflerine ulaştığını ve belirlenen kriterler doğrultusunda başarılı bir şekilde tamamlandığını göstermektedir. Bu proje, Parkinson hastaları gibi ellerindeki titreme veya hareket kısıtlılığı nedeniyle yemek yeme zorluğu yaşayan bireylerin yaşam kalitesini artırmayı amaçlayan yenilikçi bir çözümdür. Projenin başarıya ulaşmasında birkaç ana faktör öne çıkmaktadır: kaşığın hareket analizi, kullanıcı odaklı inovasyon, uygun maliyetle gerçekleştirilmesi ve nihayetinde Parkinson hastalarının yaşam kalitesine sağladığı katkılar.

Projede önceki çalışmalara göre önemli ölçüde ilerleme kaydetmiştir. Kaşığın hareket analizi, projenin en önemli bileşenlerinden biridir. Özellikle, kaşığın hareket analizi konusunda yapılan yenilikler ve kullanıcı odaklı tasarım stratejileri ile rakiplerinden ayrılmaktadır. Hassas sensörler ve ileri teknolojiler kullanılarak kaşığın hareketleri detaylı bir şekilde izlenmiş ve analiz edilmiştir. Bu analiz, kaşığın kullanıcı el hareketlerine mükemmel uyum sağlamasını ve böylece kullanıcının yemek yeme sürecini daha bağımsız ve rahat hale getirmesini mümkün kılmıştır. Bu, önceki projelerdeki hareket izleme ve tepki süresindeki eksikliklerin giderilmesi açısından büyük bir ilerleme olarak değerlendirilebilir.

Özellikle, projemizde kullanılan MG90S motorları, yüksek tork ve hassas kontrol yetenekleri sayesinde, yüksek frekanslı titremeleri etkili bir şekilde yönetmiştir. Bu motorlar, kaşığın hareketlerini stabilize ederek, kullanıcının elindeki titremelerden kaynaklanan büyük sarsıntıları minimize etmiştir. Önceki projelerde kullanılan motorların bu yüksek titreşimleri yeterince bastıramaması, kullanıcıların yemek yeme sürecinde yaşadığı zorlukları artırmaktaydı. Ancak, MG90S motorlarının yüksek performansı sayesinde, bu sorunlar büyük ölçüde giderilmiştir.

Kullanıcı odaklı inovasyon, projenin bir diğer kritik bileşenidir. Bu bağlamda, cihazın ergonomisi ve kullanıcı deneyimi üzerinde yoğun bir şekilde çalışılmıştır. Özellikle kaşığın boyutu ve ağırlığı, kullanıcıların konforunu maksimize edecek şekilde tasarlanmıştır. Kaşığın çapı ve ağırlığı, Parkinson hastalarının kaşığı rahatça

kavrayabilmesi ve kontrol edebilmesi için optimize edilmiştir. Önceki projelere kıyasla, bu projenin kullanıcı dostu tasarımı ve ergonomisi, kullanıcıların cihazı daha rahat ve etkin bir şekilde kullanabilmelerine olanak tanımaktadır.

Projenin maliyet etkinliği de önemli bir başarı kriteridir. Yüksek performanslı ve hassas eleman komponent kullanılarak maliyetler dikkatlice kontrol edilmiştir. Bu, projenin hem ekonomik hem de yüksek performanslı olmasını sağlamış, bu da teknolojinin daha geniş bir kullanıcı kitlesi tarafından erişilebilir olmasını mümkün kılmıştır. Önceki çalışmalara karşılaştırıldığında,, bu projede maliyet etkinliği ve yüksek performans dengesinin daha iyi sağlandığı görülmektedir.

Son olarak, bu projenin Parkinson hastalarının yaşam kalitesine sağladığı katkılar, projenin en değerli çıktılarından biridir. Akıllı kaşık, bu bireylerin yemek yeme sürecini daha bağımsız ve kolay hale getirmiştir. Bu da onların günlük yaşamlarında daha fazla bağımsızlık kazanmalarını ve yaşam kalitelerini önemli ölçüde artırmalarını sağlamıştır. Önceki projelerde bu derece kapsamlı ve etkili sonuçlara ulaşılammışken, bu projede elde edilen sonuçlar, Parkinson hastalarının günlük yaşamlarını önemli ölçüde iyileştirmekte ve bağımsızlıklarını artırmaktadır.

Bu yenilikler ve ilerlemeler, projenin Parkinson hastaları ve benzer zorluklar yaşayan bireyler için sunduğu çözümlerin etkinliğini ve değerini artırmaktadır. Proje, önceki çalışmalardan aldığı derslerle geliştirilmiş olup, kullanıcı dostu ve maliyet etkin bir çözüm sunarak, bu alandaki yenilikçi yaklaşımlara önemli katkılarda bulunmaktadır.

KAYNAKÇA

- WALTER T. HIGGINS.** (1975). A Comparison of Complementary and Kalman Filtering. IEEE, 321-325.
- A. R. Chade, M. K.** (2006). Nongenetic causes of Parkinson's disease. Journal of Neural Transmission, 70:147-51.
- 128x32 Oled Lcd Ekran.** (tarih yok). f1depo: <https://www.f1depo.com/urun/0-91-128x32-oled-lcd-ekran> adresinden alındı
- Aguilar, J. J. (2008).** Current approaches to the treatment of Parkinson's disease.
- Alessandra Cavalcanti, Z. d.** (2020). Adaptive Eating Device: Performance and Satisfaction of a Person with Parkinson's Disease. Journal of Occupational Therapy.
- 2 Pin Açma Kapama Anahtarı.** (tarih yok). robotus: <https://www.robotus.net/2-pin-acma-kapama-anahtari-2-durumlu> adresinden alındı
- Al-Ghraibah, M. A.-A.** (2022). Smart Assistive Spoon for people with Parkinson's Disease
- Arduino Drone V2.0.** (tarih yok). electronoobs: https://electronoobs.com/eng_robotica_tut9_2.php adresinden alındı
- Arduino Nano .** MANTECH ELECTRONICS: <https://www.mantech.co.za/datasheets/products/a000005-6s.pdf> adresinden alındı
- Arduino Nano-Bluetooth.** newbiely: <https://newbiely.com/tutorials/arduino-nano/arduino-nano-bluetooth> adresinden alındı
- ARDUINONANO Datasheet.** (tarih yok). Electronic Components Datasheet Search: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1424859/ETC/ARDUINONANO.html> adresinden alındı
- Ayarlanabilir Voltaj Regülatör Kartı.** (tarih yok). robotshop: <https://www.robotshop.com/urun/ayarlanabilir-voltaj-regulator-karti-4-25v> adresinden alındı
- Baumann, C. R.** (2012). Epidemiology, diagnosis and differential diagnosis in Parkinson's disease tremor.
- Beal, B. T.** (2007). Parkinson's disease. *Human Molecular Genetics*, 16(R2), R183–R194.

- Benabid, A. L.** (2003). Deep brain stimulation for Parkinson's disease.
- Brooks, D. J.** (2012). Parkinson's disease: Diagnosis.
- Cao, W. C.** (2020). Evaluation of Wearable Sensor Devices in Parkinson's Disease: A Review of Current Status and Future Prospects. Hindawi.
- Configuring the HC-05 using AT commands.** (tarih yok). Last Minute ENGINEERS : <https://lastminuteengineers.com/hc05-at-commands-tutorial/> adresinden alındı
- DANMO, J. A.** (2017). The Stabilizing Spoon.
- David Meder, D. M.** (2019). The role of dopamine in the brain - lessons learned from Parkinson's disease.
- Dr K Ray Chaudhuri, D. .,** (2006). Non-motor symptoms of Parkinson's disease: diagnosis and management. The Lancet Neurology.
- Easily Changing I2C Address Of MPU6050 Accelerometer + Gyroscope.** (tarih yok). forum.arduino.cc: <https://forum.arduino.cc/t/easily-changing-i2c-address-of-mpu6050-accelerometer-gyroscope/246036/1> adresinden alındı
- Goldenberg, M. M.** (2008). Medical Management of Parkinson's Disease. NCBI.
- Hariz, M. I.** (2002). Complications of deep brain stimulation surgery.
- HC05 Arduino Bluetooth Modül.** (tarih yok). direnc.net: <https://www.direnc.net/hc05-arduino-bluetooth-modul> adresinden alındı
- How to Use a Three Axis Accelerometer for Tilt Sensing.** (tarih yok). DIFROBOT: https://wiki.dfrobot.com/How_to_Use_a_Three-Axis_Accelerometer_for_Tilt_Sensing adresinden alındı
- How to wire and run a 128x32 OLED display with SSD1306 driver with an Arduino.** (tarih yok). thesolaruniverse: <https://thesolaruniverse.wordpress.com/2019/10/28/how-to-wire-and-run-a-128x32-oled-display-with-ssd1306-driver-with-an-arduino/> adresinden alındı
- Jankovic, J.** (2007). Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry.
- Jaswanth D K, C. L.** (2020). Self-Stabilizing Spoon for Parkinson's Ailment. MECS.
- Jr., A. J.** (2013). Risks of common complications in deep brain stimulation surgery: management and avoidance. JOURNAL OF NEUROSURGERY, 132–139.
- Marsden, C. D.** (1994). Parkinson's disease. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 672 - 681.

- MG90S Datasheet.** (tarih yok). Electronic Components Datasheet Search: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1132104/ETC2/MG90S.html> adresinden alındı
- MPU6050 6 Eksenli Gyro ve Eğim Sensörü.** (tarih yok). direnc.net: <https://www.direnc.net/mpu6050-3-axis-gyro-ve-egim-sensoru> adresinden alındı
- MPU-6050 Datasheet.** (tarih yok). Electronic Components Datasheet Search: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/517744/ETC1/MPU-6050.html> adresinden alındı
- Power-Xtra PX502050 3.7V 500 mAh Li-Polymer Pil.** (tarih yok). Power-Xtra: <https://www.power-xtra.com/tr/urun/lithium-polymer/power-xtra-px502050-37v-500-mah-li-polymer-pil-pcm15a/608> adresinden alındı
- Przedborski, W. D.** (2003). Parkinson's Disease: Mechanisms and Models. A Cell Press journal, 889-909.
- Saad Latif, M. J.** (2021). Dopamine in Parkinson's disease.
- Servo Motor Tutorial for Arduino, ESP8266 and ESP32.** (tarih yok). diyı0t: <https://diyı0t.com/servo-motor-tutorial-for-arduino-and-esp8266/> adresinden alındı
- Stimson, D.** (2010). Deep Brain Stimulation at Two Different Targets Produces Similar Motor Improvements in Parkinson's Disease. National Institutes of Health (NIH)
- Sveinbjornsdottir, S.** (2016). The clinical symptoms of Parkinson's disease. Journal of Neurochemistry.
- Thomas T. Warner PhD, F. A.** (2003). Genetic and environmental factors in the cause of Parkinson's disease. Journal of American Neurological Association.
- TP4056 18650 Lityum Pil Şarj Modülü.** (tarih yok). direnc.net: <https://www.direnc.net/tp4056-18650-lityum-pil-sarj-modulu-usb-tip-c> adresinden alındı

EKLER

PROJEDE KULLANILAN KOD

```
#include <Wire.h>
#include <Servo.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#include <SoftwareSerial.h>

// MPU6050 address
#define MPU_ADDRESS 0x68

// OLED display parameters
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 32

// Battery parameters
#define BATTERY_PIN A0
#define BATTERY_READINGS_COUNT 10
#define BLUETOOTH_RX 2
#define BLUETOOTH_TX 3
#define V_LOW_BATTERY 2.75
#define V_HIGH_BATTERY 4.20

// Update intervals
#define SCREEN_UPDATE_INTERVAL 2000
#define BATTERY_UPDATE_INTERVAL 100

// Bluetooth
SoftwareSerial bluetoothSerial(BLUETOOTH_RX, BLUETOOTH_TX);

// MPU6050 variables
float accelX, accelY, accelZ = 0;
float accelXangle, accelYangle = 0;
float gyroX, gyroY, gyroZ = 0;
float gyroXangle, gyroYangle, gyroZangle = 0;
float roll, pitch = 0;
float Ts = 0;

// Battery variables
int val = 0;
```

```

float vin = 0.00;
int batteryPercentage = 0;
float vinReadings[BATTERY_READINGS_COUNT];
int vinIndex = 0;

// Servo motors
Servo servoRoll;
Servo servoPitch;

// OLED display
Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT,
&Wire, -1);

// Time variables
unsigned long lastScreenUpdate = 0;
unsigned long lastBatteryUpdate = 0;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  Wire.begin();
  resetMPU();
  setGyroSensitivity(0x00);
  setAccelSensitivity(0x00);
  servoRoll.attach(9);
  servoPitch.attach(10);

  // Bluetooth initialization
  bluetoothSerial.begin(115200);

  // OLED display initialization
  if (!display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C)) {
    Serial.println(F("SSD1306 allocation failed"));
    for (;;)
  }
  display.clearDisplay();
  display.display();
}

void loop() {
  readAccel(16384.0);
  readGyro(131.0);
  dataFusion();
}

```

```

    unsigned long currentTime = millis();

    if (currentTime - lastScreenUpdate >=
        SCREEN_UPDATE_INTERVAL) {
        displayData();
        lastScreenUpdate = currentTime;
    }

    if (currentTime - lastBatteryUpdate >=
        BATTERY_UPDATE_INTERVAL) {
        getBatteryPercentage();
        lastBatteryUpdate = currentTime;
    }

    Serial.print("roll:");
    Serial.print(roll);
    Serial.print(",");
    Serial.print("pitch:");
    Serial.println(pitch);
}

void displayData() {
    int batteryPercentage = getBatteryPercentage();
    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(SSD1306_WHITE);
    display.setCursor(0, 0);
    display.print(F("Battery: "));
    display.print(batteryPercentage);
    display.print("%");
    display.setCursor(0, 10);
    display.print("Roll: ");
    display.print(roll);
    display.setCursor(0, 20);
    display.print("Pitch: ");
    display.print(pitch);
    display.display();
}

int getBatteryPercentage() {
    val = analogRead(BATTERY_PIN);

```

```

    vin = 2 * val * ((V_HIGH_BATTERY - V_LOW_BATTERY) / 1023)
+ V_LOW_BATTERY;

    // Use a simple moving average to stabilize the readings
    vinReadings[vinIndex] = vin;
    vinIndex = (vinIndex + 1) % BATTERY_READINGS_COUNT;

    float vinSum = 0.0;
    for (int i = 0; i < BATTERY_READINGS_COUNT; i++) {
        vinSum += vinReadings[i];
    }
    vin = vinSum / BATTERY_READINGS_COUNT;

    batteryPercentage = ((vin - V_LOW_BATTERY) /
(V_HIGH_BATTERY - V_LOW_BATTERY)) * 100;
    batteryPercentage = constrain(batteryPercentage, 0, 100);

    return batteryPercentage;
}

void dataFusion() {
    roll = 0.98 * (roll + gyroXangle * Ts) + 0.02 * accelXangle;
    pitch = 0.98 * (pitch + gyroYangle * Ts) + 0.02 * accelYangle;

    int rollPosition = map(roll, -90, 90, 0, 180);
    int pitchPosition = map(pitch, -90, 90, 180, 0);

    rollPosition = constrain(rollPosition, 0, 180);
    pitchPosition = constrain(pitchPosition, 0, 180);

    servoRoll.write(rollPosition);
    servoPitch.write(pitchPosition);
}

void readAccel(float accelDivisor) {
    Wire.beginTransaction(MPU_ADDRESS);
    Wire.write(0x3B);
    Wire.endTransmission();
    Wire.requestFrom(MPU_ADDRESS, 6);

    if (Wire.available() >= 6) {
        int16_t temp0 = Wire.read() << 8;

```

```

int16_t temp1 = Wire.read();
accelX = (float)(temp0 | temp1) / accelDivisor;

temp0 = Wire.read() << 8;
temp1 = Wire.read();
accelY = (float)(temp0 | temp1) / accelDivisor;

temp0 = Wire.read() << 8;
temp1 = Wire.read();
accelZ = (float)(temp0 | temp1) / accelDivisor;
}

accelXangle = atan2(accelY, accelZ) * 180 / PI;
accelYangle = atan2(-accelX, sqrt(pow(accelY, 2) + pow(accelZ, 2))) *
180 / PI;
}
void readGyro(float gyroDivisor) {
float lastTime = millis();
Ts = (millis() - lastTime) / 1000;
Wire.beginTransmission(MPU_ADDRESS);
Wire.write(0x43);
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(MPU_ADDRESS, 6);

if (Wire.available() >= 6) {
int16_t temp0 = Wire.read() << 8;
int16_t temp1 = Wire.read();
gyroX = (float)(temp0 | temp1) / gyroDivisor - 4.20;

temp0 = Wire.read() << 8;
temp1 = Wire.read();
gyroY = (float)(temp0 | temp1) / gyroDivisor - 1.50;

temp0 = Wire.read() << 8;
temp1 = Wire.read();
gyroZ = (float)(temp0 | temp1) / gyroDivisor + 1.70;
}

gyroZangle += gyroZ * Ts;
}
void setAccelSensitivity(uint8_t g) {
Wire.beginTransmission(MPU_ADDRESS);

```

```
Wire.write(0x1C);  
Wire.write(g);  
Wire.endTransmission();  
}  
void setGyroSensitivity(uint8_t dps) {  
Wire.beginTransmission(MPU_ADDRESS);  
Wire.write(0x1B);  
Wire.write(dps);  
Wire.endTransmission();  
}  
void resetMPU() {  
Wire.beginTransmission(MPU_ADDRESS);  
Wire.write(0x6B);  
Wire.write(0x00);  
Wire.endTransmission();  
}
```