

**T.C.**  
**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KABLO TAHRİKLİ BİR REHABİLİTASYON ROBOTUNUN**  
**EMPEDANS TEMELLİ KONTROLÜ**

**EFE LEVENT OYMAN**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**  
**MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**  
**MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI**

**DANIŞMAN**  
**DR. ÖĞR. ÜYESİ. M. SELÇUK ARSLAN**

**İSTANBUL, 2018**

T.C.  
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KABLO TAHRİKLİ BİR REHABİLİTASYON ROBOTUNUN EMPEDANS  
TEMELLİ KONTROLÜ**

Efe Levent OYMAN tarafından hazırlanan tez çalışması 26.12.2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Tez Danışmanı**

Dr. Öğr. Üyesi. M. Selçuk ARSLAN  
Yıldız Teknik Üniversitesi

**Jüri Üyeleri**

Dr. Öğr. Üyesi. M. Selçuk ARSLAN  
Yıldız Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Cüneyt YILMAZ  
Yıldız Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi. Abdurrahman Eray BARAN  
İstanbul Bilgi Üniversitesi

## ÖNSÖZ

---

Fiziksel rehabilitasyon, fiziksel rahatsızlıkları veya engelleri bulunan insanların fonksiyonel yeteneklerini artırmayı ve kaybettikleri fonksiyonları onlara geri kazandırmayı amaçlayan bir kavramdır. Ülkemizde ve dünyada artan nüfus ile birlikte fiziksel rehabilitasyona ihtiyaç duyan insan sayısında da artış gözlenmiştir.

Bu tez çalışmasında 2017 yılında tasarlanmış Romres adı verilen fiziksel ve nörolojik rehabilitasyon robotunun tasarım konsepti, elektronik bileşenleri, kontrol metodu ve yazılım algoritması incelenmiş ve sistem performansının ölçülebilmesi için yapılan deneysel çalışmalar sunulmuştur.

Öncelikle bu tez çalışmasının her aşamasında değerli bilgilerini ve zamanını benden esirgemeyerek sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan yeri geldiğinde ise eleştirileriyle yol gösteren danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Selçuk ARSLAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Aynı zamanda yaptığım bu çalışmada bana kaynak ve yöntem açısından yardımda bulunan ve gelecekte çok daha başarılı olacağına inandığım değerli çalışma arkadaşım Muhammed Yusuf KORKUT'a ve sağlık alanında yaptığım literatür araştırmasında bana yardımcı olarak yol gösteren kıymetli eşim Fzt. Aylin OYMAN'a teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca Romres Rehabilitasyon Robotu'nun fikir sahibi olan ve robotun üretimini yapan KANORES şirketinin kurucusu Fzt. Özcan KALKAN'a ve projenin geliştirme aşamasında zamanını ve değerli bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen KANORES şirketinin akademik danışmanlarından Doç. Dr. Cüneyt YILMAZ'a teşekkür ve minnetimi özellikle belirtmek istiyorum. Son olarak üniversite hayatım boyunca bana kazandırdıkları her şey için üniversite hocalarıma hepsine, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen bu hayattaki en büyük şansım olan aileme ve projede emeği geçen herkese teşekkürü bir borç bilirim.

Aralık, 2018

Efe Levent OYMAN

## İÇİNDEKİLER

|                                                    | Sayfa |
|----------------------------------------------------|-------|
| SİMGE LİSTESİ .....                                | ix    |
| KISALTMA LİSTESİ .....                             | xi    |
| ŞEKİL LİSTESİ .....                                | xii   |
| ÇİZELGE LİSTESİ .....                              | xviii |
| ÖZET .....                                         | xix   |
| ABSTRACT .....                                     | xx    |
| BÖLÜM 1                                            |       |
| GİRİŞ.....                                         | 1     |
| 1.1 Tezin Gerekçesi ve Önemi .....                 | 1     |
| 1.2 Literatür Özeti .....                          | 2     |
| 1.3 Hipotez .....                                  | 5     |
| 1.4 Tezin Amacı .....                              | 5     |
| BÖLÜM 2                                            |       |
| REHABİLİTASYON HAKKINDA GENEL BİLGİLER .....       | 6     |
| 2.1 Açıklama .....                                 | 6     |
| 2.2 Anatomik Pozisyon, Eksenler ve Düzlemler ..... | 6     |
| 2.3 Osteokinematik Hareketler .....                | 10    |
| 2.4 Normal Eklem Hareketi .....                    | 10    |
| 2.5 Pasif Normal Eklem Hareketi.....               | 10    |
| 2.5.1 Aktif Yardımlı Normal Eklem Hareketi .....   | 10    |
| 2.5.2 Aktif Normal Eklem Hareketi .....            | 11    |
| 2.6 Egzersiz Tipleri .....                         | 11    |
| 2.6.1 Serbest Aktif Egzersiz .....                 | 11    |
| 2.6.2 Aktif Yardımlı Egzersiz .....                | 11    |
| 2.6.3 Aktif Dirençli Egzersiz .....                | 11    |
| 2.6.4 Gevşek Pasif Egzersiz .....                  | 12    |

|         |                                                   |    |
|---------|---------------------------------------------------|----|
| 2.7     | Kas Kontraksiyon(Kasılma) Tipleri .....           | 12 |
| 2.7.1   | İzometrik Kontraksiyon .....                      | 12 |
| 2.7.2   | İzotonik Kontraksiyon .....                       | 13 |
| 2.7.2.1 | Konsantrik Kasılma .....                          | 13 |
| 2.7.2.2 | Eksantrik Kasılma .....                           | 13 |
| 2.7.3   | İzokinetik Kontraksiyon .....                     | 14 |
| 2.8     | Normal Eklem Hareketinin Değerlendirilmesi.....   | 14 |
| 2.9     | Kas Kuvveti ve Değerlendirme Yöntemleri.....      | 15 |
| 2.10    | Kas Kuvvetine Etki Eden Faktörler.....            | 16 |
| 2.11    | Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi.....             | 16 |
| 2.11.1  | Tensiometre .....                                 | 17 |
| 2.11.2  | Dinamometre .....                                 | 17 |
| 2.11.3  | Bir Maksimum Tekrar.....                          | 17 |
| 2.11.4  | Bilgisayar İlaveli Aletlerle, Kuvvet Ölçümü ..... | 17 |
| 2.11.5  | Manuel Kas Testi .....                            | 17 |
| 2.12    | Spastisite .....                                  | 18 |
| 2.12.1  | Spastisitenin Etkileri.....                       | 18 |
| 2.12.2  | Spastisitenin Etiyolojisi .....                   | 19 |
| 2.12.3  | Spastisitede Ölçümler .....                       | 19 |

### BÖLÜM 3

|                                     |    |
|-------------------------------------|----|
| SİSTEMİN MEKANİK YAPISI .....       | 22 |
| 3.1 Açıklama .....                  | 22 |
| 3.2 Sistemin Genel Tanıtımı .....   | 22 |
| 3.3 Sistemin Mekanik Tasarımı ..... | 23 |
| 3.3.1 Makara Sistemi .....          | 24 |
| 3.3.2 Asansör Sistemi .....         | 24 |
| 3.3.3 Alt Gövde .....               | 25 |
| 3.3.4 Splint Mekanizması .....      | 25 |
| 3.3.5 Ara Bağlantı Profili .....    | 25 |

### BÖLÜM 4

|                                             |    |
|---------------------------------------------|----|
| SİSTEMİN ELEKTRONİK YAPISI .....            | 26 |
| 4.1 Açıklama .....                          | 26 |
| 4.2 Sistemin Genel Elektronik Şeması .....  | 26 |
| 4.3 Kontrol Elemanları ve Aktüatörler ..... | 27 |
| 4.3.1 PLC ve Hareket Kontrol Ünitesi .....  | 27 |
| 4.3.2 Bilgisayar .....                      | 27 |
| 4.3.3 Yük Hücresi Modülü .....              | 28 |
| 4.3.4 Ek Giriş-çıkış Modülü .....           | 28 |
| 4.3.5 Haberleşme Modülü .....               | 28 |
| 4.3.6 Servo Motor .....                     | 28 |
| 4.3.7 Servo Sürücü .....                    | 28 |

|                                                  |                                                                       |    |
|--------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------|----|
| 4.4                                              | Sensörler.....                                                        | 29 |
| 4.4.1                                            | Açı Ölçüm Sensörü .....                                               | 29 |
| 4.4.2                                            | Yük Hücresi.....                                                      | 29 |
| 4.4.3                                            | Endüktif Sensör .....                                                 | 29 |
| 4.5                                              | Diğer Elektronik Bileşenler .....                                     | 29 |
| <b>BÖLÜM 5</b>                                   |                                                                       |    |
| SİSTEM MODELİNİN OLUŞTURULMASI .....             |                                                                       | 30 |
| 5.1                                              | Açıklama .....                                                        | 30 |
| 5.2                                              | Yapılan Kabuller .....                                                | 30 |
| 5.3                                              | Sistemin Serbestlik Derecesi Hesabı .....                             | 32 |
| 5.4                                              | Sistemin Kinematik Analizi ve Modellenmesi .....                      | 33 |
| 5.5                                              | Jakobiyen Matrisinin Elde Edilmesi .....                              | 37 |
| <b>BÖLÜM 6</b>                                   |                                                                       |    |
| KONTROL SİSTEMİ TASARIMI.....                    |                                                                       | 40 |
| 6.1                                              | Açıklama .....                                                        | 40 |
| 6.2                                              | Empedans Kontrolcü Tasarımı.....                                      | 41 |
| 6.3                                              | Asansör Sistemleri Çalışma Algoritması ve PID Kontrolcü Tasarımı..... | 46 |
| 6.4                                              | Kural Tabanlı Dış Kontrolcü .....                                     | 48 |
| 6.5                                              | Bozucu Etki Gözleyicisi .....                                         | 52 |
| <b>BÖLÜM 7</b>                                   |                                                                       |    |
| SİMÜLASYON ÇALIŞMALARI.....                      |                                                                       | 54 |
| 7.1                                              | Açıklama .....                                                        | 54 |
| 7.2                                              | Sistem Modeli Simülasyonu .....                                       | 54 |
| 7.3                                              | Kontrol Sistemi Simülasyonu.....                                      | 58 |
| 7.3.1                                            | Asansör Hareketi Kontrolcüsü .....                                    | 60 |
| 7.3.2                                            | Asansör Hareketi Kompanzasyonu .....                                  | 60 |
| 7.3.3                                            | Hareket Planlayıcı .....                                              | 61 |
| 7.3.4                                            | Makara Sistemi Kontrolcüsü .....                                      | 62 |
| 7.3.5                                            | Bozucu Etki Gözleyicisi .....                                         | 63 |
| 7.4                                              | Simülasyon Sonuçları.....                                             | 64 |
| <b>BÖLÜM 8</b>                                   |                                                                       |    |
| SİSTEM ÜZERİNDE YAPILAN DENEYSEL ÇALIŞMALAR..... |                                                                       | 74 |
| 8.1                                              | Açıklama .....                                                        | 74 |
| 8.2                                              | Kontrolcü Stabilite ve Performansının Değerlendirmesi.....            | 74 |
| 8.2.1                                            | Deney Prosedürü .....                                                 | 75 |
| 8.2.2                                            | Deneyin Yapılış Şekli .....                                           | 75 |
| 8.2.3                                            | Deney Sonucu .....                                                    | 77 |
| 8.3                                              | Sistem Test Düzenekinin Oluşturulması.....                            | 78 |
| 8.4                                              | Sistem Performans Deney Kurulumu .....                                | 80 |

|                                         |                                                                |     |
|-----------------------------------------|----------------------------------------------------------------|-----|
| 8.5                                     | Sistem Performans Deneyi Sonuçları .....                       | 82  |
| 8.5.1                                   | Pasif Egzersiz .....                                           | 82  |
| 8.5.2                                   | Aktif Yardımlı Hareket .....                                   | 89  |
| 8.5.3                                   | Spastisiteye Yönelik Egzersiz .....                            | 94  |
| 8.5.4                                   | Bozucu Etki Gözleyicisi Performansının Değerlendirilmesi ..... | 100 |
| 8.6                                     | Sistemin İnsan Üzerinde Test Edilmesi .....                    | 103 |
| 8.6.1                                   | Güvenlik Önlemlerinin Alınması .....                           | 103 |
| 8.6.2                                   | Test Prosedürlerinin Belirlenmesi .....                        | 104 |
| 8.6.3                                   | Test Sonuçları .....                                           | 105 |
| 8.6.3.1                                 | Pasif Egzersiz .....                                           | 106 |
| 8.6.3.2                                 | Aktif Yardım .....                                             | 111 |
| 8.6.3.3                                 | Spastisite Durumu .....                                        | 116 |
| BÖLÜM 9                                 |                                                                |     |
| SONUÇ VE ÖNERİLER .....                 |                                                                | 121 |
| KAYNAKLAR .....                         |                                                                | 125 |
| EK-A                                    |                                                                |     |
| MATLAB\SIMULINK BLOK DİYAGRAMLARI ..... |                                                                | 131 |
| ÖZGEÇMİŞ .....                          |                                                                | 133 |

## SİMGE LİSTESİ

|                |                                                      |
|----------------|------------------------------------------------------|
| $SD$           | Mekanizmanın serbestlik derecesi                     |
| $l$            | Mekanizmadaki uzuv sayısı                            |
| $J$            | Mekanizmadaki mafsalsayısı                           |
| $f_i$          | Mafsalsalın serbestlik derecesi                      |
| $M_d$          | Sanal kütle katsayısı                                |
| $D_d$          | Sanal damper katsayısı                               |
| $K_d$          | Sanal yay katsayısı                                  |
| $e$            | Takip hatası                                         |
| $F_{dış}$      | Sisteme uygulanan dış kuvvet                         |
| $\theta$       | Ekstremitte pozisyonu                                |
| $\theta_{des}$ | Ekstremitte pozisyonu referansı                      |
| $F_{hasta}$    | Hasta kuvveti                                        |
| $T_{cont}$     | Kontrolcü tarafından makara motoruna gönderilen tork |
| $r$            | Makara yarıçapı                                      |
| $\psi$         | Motor pozisyonu                                      |
| $\psi_{des}$   | Motor pozisyonu referansı                            |
| $I$            | Makara sistemi toplam ataleti                        |
| $I_{makara}$   | Makara ataleti                                       |
| $I_{redüktör}$ | Redüktör ataleti                                     |
| $I_{motor}$    | Motor ataleti                                        |
| $i$            | Redüktör oranı                                       |
| $H_1$          | Sol asansör mekanizması yüksekliği                   |
| $H_2$          | Sağ asansör mekanizması yüksekliği                   |
| $H_{ref1}$     | Sol asansör mekanizması yükseklik referansı          |
| $H_{ref2}$     | Sağ asansör mekanizması yükseklik referansı          |
| $H_{yatak}$    | Yatak yüksekliği                                     |
| $L$            | Ekstremitte uzunluğu                                 |
| $X$            | İki makara arası mesafe                              |
| $Z$            | Eklem ile sağ makara arası mesafe                    |
| $b_1$          | Sol ip ile eklem arasındaki açı                      |
| $b_2$          | Sağ ip ile eklem arasındaki açı                      |
| $e_1$          | Sol yükseklik hatası                                 |
| $e_2$          | Sağ yükseklik hatası                                 |
| $V_1$          | Sol asansör kontrolcüsü hız çıkışı                   |

|             |                                      |
|-------------|--------------------------------------|
| $V_2$       | Sağ asansör kontrolcüsü hız çıkışı   |
| $K_p$       | Asansör kontrolcüsü oransal katsayı  |
| $K_d$       | Asansör kontrolcüsü damper katsayısı |
| $T_{motor}$ | Motor torku                          |
| $T_{ideal}$ | İdeal durumda motor torku            |
| $T_{cont}$  | Sürtünmeye harcanan tork             |
| $\alpha$    | Motor ivmesi                         |
| $H_{lp}$    | Alçak geçiren filtre fonksiyonu      |



## KISALTMA LİSTESİ

---

|        |                                        |
|--------|----------------------------------------|
| LPF    | Alçak geçiren filtre                   |
| ROMRES | Range of Motion Rehabilitasyon Sistemi |
| SD     | Mekanizmanın serbestlik derecesi       |
| SP     | Serebral Palsi                         |

## ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

|             |                                                                            |    |
|-------------|----------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2. 1  | Frontal Düzlem .....                                                       | 7  |
| Şekil 2. 2  | Sagital Düzlem .....                                                       | 7  |
| Şekil 2. 3  | Transversal Düzlem .....                                                   | 8  |
| Şekil 2. 4  | Vertikal Eksen .....                                                       | 8  |
| Şekil 2. 5  | Sagital Eksen .....                                                        | 9  |
| Şekil 2. 6  | Transvers Eksen .....                                                      | 9  |
| Şekil 2. 7  | İzometrik kasılma .....                                                    | 12 |
| Şekil 2. 8  | Konsantrik kasılma .....                                                   | 13 |
| Şekil 2. 9  | Eksantrik kasılma .....                                                    | 13 |
| Şekil 2. 10 | Isomed izokinetik egzersiz cihazı .....                                    | 14 |
| Şekil 2. 11 | Gonyometre .....                                                           | 15 |
| Şekil 3. 1  | Romres'in genel görünümü .....                                             | 23 |
| Şekil 3. 2  | Romres'in Bilgisayar Ortamında Çizimi .....                                | 24 |
| Şekil 4. 1  | Sistemin genel elektronik şeması .....                                     | 27 |
| Şekil 5. 1  | Sistemin yapılan kabullere göre temsili gösterimi .....                    | 31 |
| Şekil 5. 2  | Sistem mekaniği .....                                                      | 32 |
| Şekil 5. 3  | Sistemi oluşturan bileşenlerin çizgisel ve açısal hızları .....            | 33 |
| Şekil 5. 4  | Sistemi oluşturan bileşenlerin pozisyon vektörleri .....                   | 34 |
| Şekil 6. 1  | Makara sistemi ve üzerine etkiyen kuvvetler .....                          | 43 |
| Şekil 6. 2  | Geometrik Uzunluklar .....                                                 | 47 |
| Şekil 6. 3  | Durum Makinası: Durumlar arası geçiş koşulları .....                       | 49 |
| Şekil 6. 4  | Yüksek empedans durumunda sanal yay ve damperlerin temsili gösterimi ..... | 51 |
| Şekil 6. 5  | Düşük empedans durumunda sanal yay ve damperlerin temsili gösterimi .....  | 51 |
| Şekil 7. 1  | Hasta ekstremitesi ve sistem modeli blok diyagramı .....                   | 55 |
| Şekil 7. 2  | Sistem modelinin 3 boyutlu çıktısı .....                                   | 56 |
| Şekil 7. 3  | Asansör mekanizması modeli .....                                           | 56 |
| Şekil 7. 4  | Makara sistemi modeli .....                                                | 57 |
| Şekil 7. 5  | Ekstremita modeli .....                                                    | 58 |
| Şekil 7. 6  | Genel sistem ve kontrolcü blok diyagramı .....                             | 59 |
| Şekil 7. 7  | Asansör kontrolcüsü modeli .....                                           | 60 |
| Şekil 7. 8  | Asansör hareketi kompanzasyonu altsistemi .....                            | 61 |
| Şekil 7. 9  | Hareket planlayıcı altsistemi .....                                        | 62 |

|             |                                                                                       |    |
|-------------|---------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 7. 10 | Makara sistemi kontrolcüsü modeli .....                                               | 63 |
| Şekil 7. 11 | Bozucu etki gözleyicisi altsistemi .....                                              | 64 |
| Şekil 7. 12 | Bozucu etki gözleyicisi modeli .....                                                  | 64 |
| Şekil 7. 13 | Pasif Egzersiz Simülasyonu: Uygulanan dış kuvvet .....                                | 65 |
| Şekil 7. 14 | Pasif Egzersiz Simülasyonu: Ekstremitte Pozisyonu .....                               | 65 |
| Şekil 7. 15 | Pasif Egzersiz Simülasyonu: 1.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı .                 | 66 |
| Şekil 7. 16 | Pasif Egzersiz Simülasyonu: 2.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı .                 | 66 |
| Şekil 7. 17 | Pasif Egzersiz Simülasyonu: 3.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı .                 | 67 |
| Şekil 7. 18 | Pasif Egzersiz Simülasyonu: 4.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı .                 | 67 |
| Şekil 7. 19 | Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: Uygulanan dış kuvvet .....                       | 68 |
| Şekil 7. 20 | Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: Ekstremitte Pozisyonu .....                      | 69 |
| Şekil 7. 21 | Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: Ekstremitte pozisyonu, dış kuvvet ilişkisi ..... | 69 |
| Şekil 7. 22 | Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: 1.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı .....    | 70 |
| Şekil 7. 23 | Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: 2.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı .....    | 70 |
| Şekil 7. 24 | Spastisite Senaryosu: Uygulanan dış kuvvet .....                                      | 71 |
| Şekil 7. 25 | Spastisite Senaryosu: Ekstremitte pozisyonu .....                                     | 72 |
| Şekil 7. 26 | Spastisite Senaryosu: Ekstremitte pozisyonu, dış kuvvet ilişkisi .....                | 72 |
| Şekil 7. 27 | Spastisite Senaryosu: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....                   | 73 |
| Şekil 7. 28 | Spastisite Senaryosu: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....                   | 73 |
| Şekil 8. 1  | Kontrolcü stabilite ve performans değerlendirme deneyi kurulumu .....                 | 76 |
| Şekil 8. 2  | Kontrolcünün kararlı ve kararsız çalıştığı katsayı bölgeleri .....                    | 77 |
| Şekil 8. 3  | Çalışılabilir katsayı bölgesi .....                                                   | 77 |
| Şekil 8. 4  | Test aparatının bilgisayar ortamında çizimi .....                                     | 78 |
| Şekil 8. 5  | Test aparatının elektronik şeması .....                                               | 79 |
| Şekil 8. 6  | Test aparatının görseli .....                                                         | 79 |
| Şekil 8. 7  | Performans deneyi kurulumu .....                                                      | 80 |
| Şekil 8. 8  | Pasif Egzersiz Deneyi: Ekstremitte pozisyonu .....                                    | 82 |
| Şekil 8. 9  | Pasif Egzersiz Deneyi: Test düzeneği enkoder pozisyonu .....                          | 83 |
| Şekil 8. 10 | Pasif Egzersiz Deneyi: Dürtü .....                                                    | 84 |
| Şekil 8. 11 | Pasif Egzersiz Deneyi: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....                  | 84 |
| Şekil 8. 12 | Pasif Egzersiz Deneyi: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....                  | 85 |
| Şekil 8. 13 | Pasif Egzersiz Deneyi: 1.Motor tork değeri .....                                      | 86 |
| Şekil 8. 14 | Pasif Egzersiz Deneyi: 2.Motor tork değeri .....                                      | 86 |
| Şekil 8. 15 | Pasif Egzersiz Deneyi: Uygulanan ve ölçülen dış kuvvet .....                          | 87 |
| Şekil 8. 16 | Pasif Egzersiz Deneyi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....                  | 88 |
| Şekil 8. 17 | Pasif Egzersiz Deneyi: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....                  | 88 |
| Şekil 8. 18 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: Ekstremitte pozisyonu .....                           | 89 |
| Şekil 8. 19 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: Ekstremitte açısı, dış kuvvet ilişkisi .....          | 90 |
| Şekil 8. 20 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....         | 90 |
| Şekil 8. 21 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....         | 91 |
| Şekil 8. 22 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 1.Motor tork değeri .....                             | 92 |
| Şekil 8. 23 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 2.Motor tork değeri .....                             | 92 |

|             |                                                                                        |     |
|-------------|----------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 8. 24 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: Sisteme uygulanan ve ölçülen dış kuvvet .....          | 93  |
| Şekil 8. 25 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....          | 93  |
| Şekil 8. 26 | Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....          | 94  |
| Şekil 8. 27 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: Ekstremitte pozisyonu .....                      | 95  |
| Şekil 8. 28 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: Ekstremitte pozisyonu, dış kuvvet ilişkisi ..... | 95  |
| Şekil 8. 29 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 1.Motor pozisyon ve pozisyon referansı .....     | 96  |
| Şekil 8. 30 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 2.Motor pozisyon ve pozisyon referansı .....     | 96  |
| Şekil 8. 31 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 1.Motor kontrolcü çıkışı .....                   | 97  |
| Şekil 8. 32 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 2.Motor kontrolcü çıkışı .....                   | 97  |
| Şekil 8. 33 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: Uygulanan ve ölçülen dış kuvvet. ....            | 98  |
| Şekil 8. 34 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....    | 98  |
| Şekil 8. 35 | Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....    | 99  |
| Şekil 8. 36 | Bozucu etki gözleyicisi çalışırken pasif egzersiz durumu .....                         | 100 |
| Şekil 8. 37 | Bozucu etki gözleyicisi çalışmıyorken pasif egzersiz durumu .....                      | 100 |
| Şekil 8. 38 | Bozucu etki gözleyicisi çalışırken aktif yardımlı egzersiz durumu.....                 | 101 |
| Şekil 8. 39 | Bozucu etki gözleyicisi çalışmıyorken aktif yardımlı egzersiz durumu .                 | 101 |
| Şekil 8. 40 | Bozucu etki gözleyicisi çalışırken spastisite durumu.....                              | 102 |
| Şekil 8. 41 | Bozucu etki gözleyicisi çalışmıyorken spastisite durumu .....                          | 102 |
| Şekil 8. 42 | İnsan üzerinde yapılan deney kurulumu.....                                             | 104 |
| Şekil 8. 43 | İnsanlı Pasif Egzersiz: Ekstremitte pozisyonu .....                                    | 106 |
| Şekil 8. 44 | İnsanlı Pasif Egzersiz: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı.....                   | 107 |
| Şekil 8. 45 | İnsanlı Pasif Egzersiz: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı.....                   | 107 |
| Şekil 8. 46 | İnsanlı Pasif Egzersiz: 1.Motor tork değeri.....                                       | 108 |
| Şekil 8. 47 | İnsanlı Pasif Egzersiz: 2.motor tork değeri.....                                       | 109 |
| Şekil 8. 48 | İnsanlı Pasif Egzersiz: Cihaz tarafından ölçülen dış kuvvet .....                      | 109 |
| Şekil 8. 49 | İnsanlı Pasif Egzersiz: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı.....                   | 110 |
| Şekil 8. 50 | İnsanlı Pasif Egzersiz: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı.....                   | 110 |
| Şekil 8. 51 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: Ekstremitte pozisyonu .....                           | 112 |
| Şekil 8. 52 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....         | 112 |
| Şekil 8. 53 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....         | 113 |
| Şekil 8. 54 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 1.Motor tork değeri .....                             | 114 |
| Şekil 8. 55 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 2.Motor tork değeri .....                             | 114 |
| Şekil 8. 56 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: Robota uygulanan dış kuvvet.....                      | 115 |
| Şekil 8. 57 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....         | 115 |
| Şekil 8. 58 | İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı .....         | 116 |

|             |                                                                         |     |
|-------------|-------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 8. 59 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: Ekstremitte pozisyonu .....               | 117 |
| Şekil 8. 60 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı . | 117 |
| Şekil 8. 61 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı . | 118 |
| Şekil 8. 62 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: 1.Motor tork değeri.....                  | 118 |
| Şekil 8. 63 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: 2.Motor tork değeri.....                  | 119 |
| Şekil 8. 64 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: Cihaza uygulanan dış kuvvet .....         | 119 |
| Şekil 8. 65 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı . | 120 |
| Şekil 8. 66 | İnsanlı Spastisite Egzersizi: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı . | 120 |



## ÇİZELGE LİSTESİ

---

|                                                | Sayfa |
|------------------------------------------------|-------|
| Çizelge 2.1 Spastisitede Ölçüm Yöntemleri..... | 20    |
| Çizelge 2.2 Modifiye Ashworth Skalası.....     | 20    |
| Çizelge 2.3 Tardieu Skalası.....               | 21    |

### KABLO TAHRİKLİ BİR REHABİLİTASYON ROBOTUNUN EMPEDANS TEMELLİ KONTROLÜ

Efe Levent OYMAN

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi M. Selçuk Arslan

Bu tezde, 2017 yılında tasarlanmış Romres adı verilen nörolojik rehabilitasyon robotunun tasarım konsepti, elektronik bileşenleri, kontrol metodu ve yazılım algoritması hakkında bilgi verilmiştir. Romres, üst ve alt ekstremiteler hareketlerini geniş eklem açısı aralığında çalıştırabilen bir rehabilitasyon robotudur. Bu robotun en önemli özelliği tasarımı itibarıyla hastaya herhangi bir rahatsızlık vermeden yatak döneminde uzun süreli ve yoğun tedavi uygulayabilmesidir. Pasif, aktif yardımcı ve spastisite egzersizi olmak üzere üç tip egzersiz yaptırabilen bu robot hangi tip egzersiz yaptıracağına hastanın uyguladığı kuvvete göre kendi karar verebilmektedir. Sözü edilen rehabilitasyon robotunda kontrol yöntemi olarak empedans kontrol kullanılmıştır. Bu kontrol yöntemi, sistemde bulunan sürtünme gibi bozucu etkileri kompanse eden bir bozucu etki gözleyicisi ve kural tabanlı bir dış kontrol algoritması ile desteklenmiştir. Sistem performansı, sistemi test etmek için özel olarak üretilen hasta taklidi yapan bir test düzeneği üzerinde test edilmiş ve test sonuçları gösterilmiştir. Test düzeneği ile yapılan deneysel çalışmanın ardından sistem gerçek insan ile test edilmiş ve test sonuçları test düzeneği ile yapılan deneylerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Rehabilitasyon robotu, yardımcı egzersiz, empedans kontrol, üst ekstremiteler rehabilitasyonu, alt ekstremiteler rehabilitasyonu

### IMPEDANCE-BASED CONTROL OF A CABLE DRIVEN REHABILITATION ROBOT

Efe Levent OYMAN

Department of Mechatronics Engineering

MSc. Thesis

Adviser: Asst. Prof. M. Selçuk Arslan

In this thesis, the design concept, electronic components, control method and software algorithm of a rehabilitation robot, Romres, are presented. Romres is a neurological rehabilitation device, which can make patients do exercises for both upper and lower limbs within a wide range of motion. The most important property of Romres is that it has a special design, which allows doing intensive treatment to the patients, who are in the immobilization period, without any inconvenience for a long time. Romres rehabilitation robot can make three type of exercises. These are the passive exercise, the active assisted exercise and the spasticity exercise. The robot can decide to choose which type of exercise to apply to the patient depending on the force applied to the device by the patient. Impedance control is used as the control method. The control system supported with a disturbance observer for compensating friction and other disturbances and a rule based external controller. The performance of the robot is tested with custom-engineered test apparatus and a person. The results of these experiments are shown.

**Keywords:** Rehabilitation robot, assisted exercise, impedance control, upper limb rehabilitation, lower limb rehabilitation

### GİRİŞ

#### 1.1 Tezin Gerekçesi ve Önemi

Çok geniş kapsamlı bir terim olan rehabilitasyon en genel manada kaybedilen fonksiyonların geri kazanılması anlamına gelmektedir. Daha ayrıntılı tanımlamak gerekirse rehabilitasyon, bir hastalık ya da kaza sonucu rahatsızlıkları veya engelleri bulunan insanların hayat kalitesinin artmasını ve topluma ayak uydurmalarını amaçlayan bir kavramdır. Fiziksel rehabilitasyon ise fiziksel rahatsızlıkları veya engelleri bulunan ve bu sebeple belirli hareketleri yapamayan kişilerin günlük yaşama adaptasyonunu sağlayan hareketler, kuvvetlendirmeler, denge çalışmaları ve kişinin günlük yaşamda yeterince hareketli olabilmesini ve ihtiyacı olan hareketleri yapabilmesini sağlayan her türlü tedavi yöntemidir.

Ancak günümüzde fiziksel rehabilitasyon büyük oranda fizyoterapistler tarafından hastaya mekanik hareket ve kuvvet uygulanan egzersizler ile yapılmaktadır. Bu durum fiziksel rehabilitasyon ile ilgilenen sağlık çalışanlarının yaptıkları uygulamalarda yoğun iş gücü ve zaman harcanmasına neden olmakta aynı zamanda tedavi eden kişinin yorulmasından dolayı hastaya her zaman aynı kalitede ve yeterli süre egzersiz yaptırılmamasına yol açmaktadır.

Rehabilitasyon alanında robotik ürünlerin kullanımı son yıllarda oldukça artmıştır. Bu tip cihazların terapide yardımcı olarak kullanımıyla rehabilitasyonun anlaşılması ve artırılması sağlanmaktadır. Rehabilitasyon robotiğinin bugün geldiği noktada, çeşitli motor fonksiyonları asiste edilmekte ve hastanın motor performansının tayin edilmesi mümkün olmaktadır. Robotik cihazların fiziksel rehabilitasyon için kullanımı sağlık çalışanları üzerindeki iş yükünü azaltmakta dolayısı ile terapi maliyetlerini düşürmektedir. Aynı zamanda yapılan çeşitli

alışmalara göre robot destekli rehabilitasyon motor fonksiyonları üzerinde normal rehabilitasyona göre daha çok gelişme sağlamaktadır [1], [2].

## 1.2 Literatür zeti

Rehabilitasyon robotları, mekanik yapılarına göre tek noktadan uzva bağlanan robotlar ve dış iskelet robotları olmak üzere ikiye ayrılırlar. Tek noktadan bağlanan robotlar duvara veya yere bağlı olarak çalışırlar ve yalnızca uzva bağlı oldukları yerden kuvvet uygularlar. Bu sistemlerin avantajları, farklı uzuv uzunluklarına kolaylıkla ayarlanabilmeleri, basit, kullanışlı ve düşük maliyetli olmalarıdır. Dezavantajları ise, uzvun postürünün veya her bir eklemin etkileşim torklarının robot tarafından tamamıyla belirlenememesidir. Çünkü robot ve hasta tek bir noktada, yani uç işlevci vasıtasıyla, etkileşimdedirler. Bu tip robotların st uzuv için en bilineni, felçli hastaların tedavisinde kullanılan MIT-MANUS robotudur [3]. MIT-MANUS ile yapılan çalışmalarda aldıkları manuel terapiye ek olarak robotik terapi de alan hastaların robotik terapi almayan hastalara göre daha fazla gelişim gösterdiği görülmüştür [4].

Dış iskelet robotları ise ekstremiteye her bir eklemdede ayrı ayrı bağlanarak hastayı ekstremitede hareketleri ile uyumlu bir şekilde çalıştırılırlar. Bu tip robotların avantajı ekstremitenin postürünü tam olarak belirleyebilmesi ve ekstremitenin her bir eklemine uygulanan torku ayrı ayrı kontrol edilebilmeleridir. Bu tip rehabilitasyon robotlarının dezavantajları ise ekstremitede uzunluğuna göre robot segmentlerinin ayarlanma gereksinimi ve hasta üzerine bağlanma zorluğudur. Dış iskelet robotlarına en iyi örneklerden birisi ARMin adlı robottur [5], [6].

Egzersiz şekillerine göre bir sınıflandırma yapmak gerekirse bu sistemler pasif, aktif ve etkileşimli olarak üç gruba ayrılabilirler. Pasif robotlar diğer tip robotlara göre daha güvenli, hafif, ucuz ve kullanımı kolaydır. Dezavantajları ise yerçekimi haricindeki bir kuvvete karşı hastaya destek olamamalarıdır. Bu tip robotlar daha çok hafif rahatsızlıkları olan felçli hastaların tedavisi için uygundur. Aktif robotlar hareketi elektriksel, pnömatik veya hidrolik aktüatörler vasıtasıyla oluşturan robotlardır. Aktüatörler robotun cinsine göre hasta ile robot arasındaki etkileşim kuvvetlerini ya da doğrudan robotun pozisyonunu kontrol edebilirler. Hastaya yardım ya da direnç uygulayabilen bu tip robotlar aynı zamanda hastanın istemli olarak uyguladığı kuvveti, eklem hareket açıklığını ve spastisite seviyesini nesnel olarak ölçmede de kullanılırlar [7], [8]. Etkileşimli robotlar ise, sadece aktüatörler bakımından değil, aynı zamanda, hastanın eforuna karşılık verebilen sofistike empedans ve diğer kontrol

stratejileri içermesi bakımından diğerlerinden ayrılır. Bu sistemlerde pozisyon ve kuvvet sensörleri ile etkileşim tespit edilir ve kontrolcülere iletilir.

Rehabilitasyon robotlarında özellikle aktif ve etkileşimli olanlarında bozucu etkilerin kompanse edilmesi gerekmektedir. Bu bozucu etkiler arasında özellikle sürtünmenin kompanse edilmesi büyük öneme sahiptir. Sürtünmeler doğası gereği yüksek hassasiyet gerektiren sistemleri etkiler ve istenmeyen durumlara yol açabilirler. Hasta hareketini kolaylaştırma fonksiyonu bulunan aktif ve etkileşimli robotlarda ise sürtünme hasta hareketini kısmen zorlaştıran ve kolaylaştırma hassasiyetini olumsuz yönde etkileyen bir durumdur.

Sürtünme kuvvetleri, viskoz ve kolomb sürtünmesi olmak üzere ikiye ayrılabilir. Viskoz sürtünme, birbirine göre hareketli iki yüzey arasında oluşan sürtünmedir ve hıza bağlı olarak değişir. Kolomb sürtünmesi ise durgun halde bulunan sürtünmedir. Kolomb ve viskoz sürtünmenin modellenmesinde sürtünme modeli çıkarılacak sistem üzerinde deneysel çalışmalar yapılarak sürtünme modeli katsayıları elde edilebilmektedir. Bu sürtünme modelinin elde edilmesi için farklı yaklaşımlar kullanılmaktadır. Bu yaklaşımlardan bazıları, Hafızasız viskoz, kolomb sürtünme modeli, Armstrong Modeli ve Lugre modelidir. Deneysel çalışmalara örnek olarak motora sabit tork girişi verilerek hız ölçümü yapılması örnek verilebilir [9], [10].

Rehabilitasyon ile ilgili robotik sistemlerin hemen hemen hepsi hasta ve dış çevre ile doğrudan etkileşim içinde çalışmaktadır. Bu çalışma şekli robotlarda modellenemeyen bazı belirsizliklere ve tahmin edilemeyen dış kaynaklı kuvvetlere yol açmaktadır. Sistemleri bu tür bozucu etkilere karşı güçlü hale getirmek için kullanılan yöntemlerden biri de bozucu etki gözleyicileridir. Model tabanlı çalışan yöntemlerden biri olan bozucu etki gözleyicileri genellikle sistemin tersine modelinden ve alçak geçiren bir filtreden oluşmaktadır. Bozucu etki gözleyicileri, genellikle robotik sistemler üzerinde olmak üzere birçok alanda kullanılabilmektedir [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17]. Bu alanlara ek olarak rehabilitasyon robotları ile ilgili yapılan çalışmalarda da bozucu etki gözleyicilerinin kullanıldığı görülmektedir [18], [19], [20], [21]. Bozucu etki gözleyicilerinde genel olarak daha yüksek dayanıklılığın, kullanılan alçak geçiren filtrenin daha yüksek bant genişliği ile elde edildiği bilinmektedir. Bununla birlikte, pratikte yüksek bant genişlikli filtrenin gerçekleştirilmesi ile ilgili sorunlarla karşılaşmaktadır. Bu sorunlardan biri bozucu etki gözleyicisindeki zaman türeviyle çarpılan yüksek frekanslı gürültünün kararsızlığa neden olmasıdır [22]. Bu nedenle bozucu etki gözleyicilerinde

kullanılan alçak geçiren filtreler gözleyicinin kullanıldığı sistemin kararlı çalışmasında büyük etkiye sahiptir. Bozucu etki gözleyicileri, rehabilitasyon robotlarında sisteme uygulanan dış kuvvetlerin tahmin edilmesi için kullanılabilirler [23]. Bu şekilde sistemlerin bu tür bozucu dış kuvvetlere karşı direnci de artmaktadır. Bozucu etki gözleyicilerinin rehabilitasyon alanında bir diğer kullanım alanı da robota bağlı ekstremite uyumunu ölçmektir [24]. Sistemde bulunan sürtünme kuvvetlerinin modellenmesinin zor olduğu ya da sürtünme kuvvetinin zamana bağlı olarak farklılaşabildiği durumlarda sürtünme kuvveti de bozucu bir dış kuvvet gibi düşünülebilir. Böylece bozucu etki gözleyicisi sürtünme kuvvetini tahmin etmek amacıyla da kullanılabilir. Bozucu etki gözleyicilerinin bu şekilde sürtünme kompanzasyonu için de kullanıldığı çalışmalar mevcuttur [25].

Rehabilitasyon robotları üzerinde birçok kontrol yaklaşımı kullanılmıştır. Bu kontrol yaklaşımları ile ilgili literatürde birçok örnek bulunmaktadır. Bu kontrol yaklaşımlarının başlıcalarına örnek olarak PID kontrol, haptik kontrol ve bulanık kontrol yaklaşımları verilebilir.

**PID Kontrol:** Rehabilitasyon robotlarının verilen yörüngeyi takip etmesi için sıklıkla kullanılan basit bir yaklaşımdır. İnsan ve robot etkileşimli sistemlerde, PID kontrolörün sertliği, konfor ve güvenlik açısından sorunlara neden olur. Verilen şartlarda, sertlikten kaynaklanan problemleri çözme amacı ile bu kontrol metodu ile adaptif ve bulanık yöntemler hibrit olarak kullanılabilmektedir [26], [27].

**Haptik Kontrol:** İnsan ve robot etkileşimli sistemlerde sıklıkla kullanılan bu tip kontrol metodlarında sensörlerden alınan kuvvet geri beslemesi ile sistem ve hasta arası uyum sağlanmaktadır [28]. Bu tip kontrol metoduna örnek olarak kompliyans kontrol verilebilir. Bu yöntemde, PID pozisyon kontrolcüsü gibi verilen pozisyon referansı takip edilmektedir. Ancak katı bir pozisyon takibi yerine sensörlerden kuvvet geri beslemesi yapılarak hasta ile uyumlu bir pozisyon kontrolü sağlanmaktadır [29]. Bu yöntem empedans ve admitans kontrol olarak iki grupta incelenebilir. Empedans kontrol, sistem modeline bağlı olarak çalışan pozisyon geri beslemeli bir kuvvet kontrolcüsüdür. Aktif yardım yapabilen rehabilitasyon robotlarında sıkça kullanılan bu yöntem katılığı yüksek olan sistemlerde iyi performans gösterir. Admitans kontrol ise kuvvet geri beslemeli bir pozisyon kontrol yöntemidir. Empedans kontrolün aksine katılığı düşük olan sistemlerde iyi performans gösterir [30], [31].

**Bulanık Kontrol:** Bulanık kontrolörler rehabilitasyon cihazlarında yaygın olarak kullanılan kontrolcü tiplerinden biridir. Bunun sebebi bulanık kontrolörlerin de hastayı olumsuz etkileyecek ani hız değişimlerine sebep olmayan yöntemler olmalarıdır [32], [33].

Rehabilitasyon cihazları ile ilgili yapılan bu çalışmalar literatüre önemli katkılarda bulunmuştur. Romres çalışma şekli itibari ile hastaya tek noktadan bağlanan bir rehabilitasyon robotudur. Cihaz ile ilgili isterlere göre pasif çalışma sırasında hasta, belirlenen kuvvet limitinin üzerinde bir kuvvet uygularsa cihaz, pasif yörünge takibini bırakacak ve hastaya yardımcı olarak kendi uyguladığı kuvvet ile hareket etmesini sağlayacaktır. Yapılan taramalara göre bu şekilde bir çalışma için haptik kontrol uygun bulunmuştur. Sistem yapısı itibariyle yüksek katılıkta çalışacağından ötürü empedans kontrol tercih edilmiştir. Sürtünme etkisinin giderilmesi için bozucu etki gözleyicisi algoritmasından yararlanılmış ve hasta davranışına göre cihazın tepkisini belirlemek amacıyla kural tabanlı bir kontrol sistemi oluşturulmuştur.

### 1.3 Hipotez

Bu tezde, kablo tahrikli spesifik bir rehabilitasyon robotu olan Romres rehabilitasyon robotunun sürtünmeler ihmal edilerek matematiksel modeli çıkarılmış ve bu modele göre bir empedans kontrol yaklaşımı geliştirilmiştir. Bu kontrol yaklaşımı robotun egzersiz sırasında hastanın uyguladığı kuvvete göre anlık olarak pasif, aktif yardımcı ve spastisiteye yönelik egzersizler arası geçiş yapabilmesini sağlayan kural tabanlı bir yapı ile desteklenmiştir. Oluşturulan kontrol algoritması ve kural tabanlı yapıya ek olarak sistemde oluşan sürtünme ve öngörülemez bozucu etkileri kompanse etmek amacıyla sürtünme ve bozucu etki kompanzasyon algoritması oluşturulmuştur. Geliştirilen tüm bu algoritmalar hem bilgisayar ortamında simüle edilmiş hem de gerçek sistem üzerinde denenmiştir. Simülasyon ve deneysel çalışma sonuçları grafiksel olarak verilmiş ve karşılaştırılmıştır.

### 1.4 Tezin Amacı

Bu tez, inme geçirmiş ve felçli hastalara yönelik çalışan ve esnek bağlantı şekilleri sayesinde dirsek, omuz, diz, kalça ve ayak bileği eklemlerinde fleksiyon ve ekstansiyon yönünde pasif, aktif yardımcı ve dirençli egzersiz yaptıran Romres rehabilitasyon robotunun eş zamanlı olarak kuvvet ve pozisyon kontrolünü amaçlamaktadır. Cihaz, hastanın pozisyon hissini iyi algılaması için çok yavaş bir şekilde ve hep aynı hızda egzersiz yaptırmelidir.

### REHABİLİTASYON HAKKINDA GENEL BİLGİLER

#### 2.1 Açıklama

Bu bölümde rehabilitasyon hakkında genel bilgiler verilecek ve Romres'in otomatik olarak yaptırdığı egzersiz çeşitlerinin sağlık alanında manuel olarak uygulama yöntemleri gösterilecektir. Bu şekilde Romres'in çalışma şekli ve ne tip hastalara uygun olduğu daha rahat anlaşılabilir. Sağlık alanına özgü açıklama ve tanımları içeren bu bölüm Romres'in çalışma mantığının kavranabilmesi ve deneysel çalışma senaryolarının anlaşılması açısından önemli bir yere sahiptir. Bu bölümde robotun etkili olarak çözüm sunabildiği ve birçok hastada meydana gelen spastisite durumundan da bahsedilmiştir.

#### 2.2 Anatomik Pozisyon, Eksenler ve Düzlemler

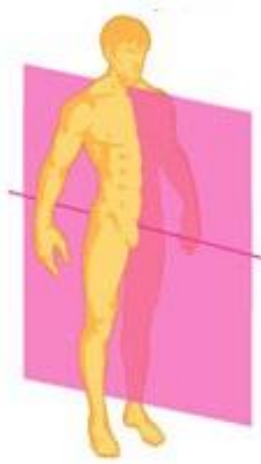
Eksen, etrafında hareketin meydana geldiği çizgidir. Düzlem ise, eksene dik olan ve hareketin yapıldığı alandır. Eksen ve düzlem, eklemlere göre düşünülür. Bütün hareketler, ayakta duruş pozisyonunda, baş ileri, üst ekstremiteler yanlarda, baş parmak ve parmaklar ekstansiyonda avuçlar karşıya bakacak şekilde ve ayakların bir arada tutulduğu “**Anatomik pozisyona**” göre tanımlanır. Vücut içinden geçen üç tane belirli düzlem ve eksen olup, bunlar birbirine diktir. Hepsinin kesiştiği nokta vücudun ağırlık merkezidir. Ağırlık merkezi anatomik yapının etkisiyle, erkeklerde ve çocuklarda daha yukarıdadır. Bunun nedeni, vücut ağırlığının büyük bir kısmını vücudun üst yarısında taşımasıdır. Düzlemler frontal düzlem, sagittal düzlem ve transversal düzlem olarak üçe ayrılabilir. Aynı şekilde eksenler de vertikal eksen, sagittal eksen ve transvers eksen olarak üçe ayrılır [38].

**Frontal Düzlem:** Alına paralel, yukarıdan aşağıya doğru uzanan vücudu ön ve arka olarak ikiye ayıran düzlemdir. Abduksiyon ve adduksiyon hareketleri bu düzlemde ortaya çıkmaktadır. Frontal düzlemin insan vücuduna göre pozisyonu Şekil 2. 1’de gösterilmiştir.



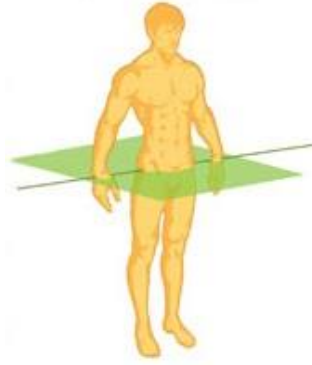
Şekil 2. 1 Frontal Düzlem

**Sagittal Düzlem:** Vücudu önden arkaya dik keser. Vücudu sağ ve sol olarak 2 çeşit parçaya ayırır. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri bu düzlemde ortaya çıkar. Sagittal düzlemin insan vücuduna göre pozisyonu Şekil 2. 2’de gösterilmiştir.



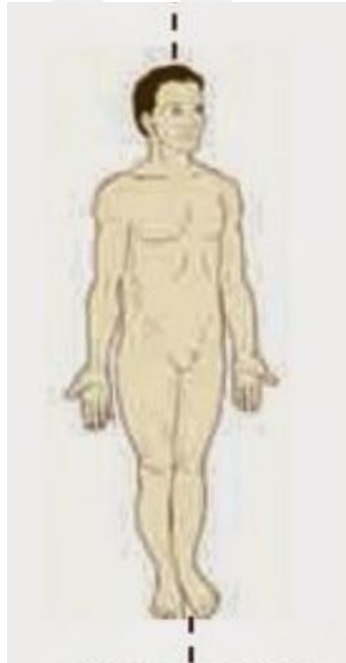
Şekil 2. 2 Sagittal Düzlem

**Transversal Düzlem:** Yere paralel ve diğer düzlemlere dik olarak geçen düzlemdir. Vücudu üst ve alt bölümlere ayırır. Rotasyon hareketleri bu düzlemde ortaya çıkar. Transversal düzlemin insan vücuduna göre pozisyonu Şekil 2. 3’de gösterilmiştir.



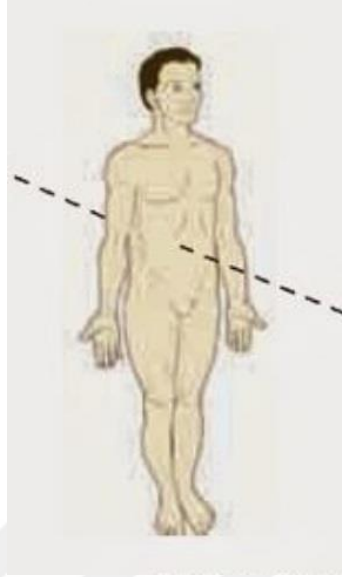
Şekil 2. 3 Transversal Düzlem

**Vertikal Eksen:** Baştan ayaklara doğru düşey inen, yere dik eksendir. İç rotasyon ve dış rotasyon hareketleri bu eksen üzerinde ortaya çıkar. Vertikal eksenin insan vücuduna göre pozisyonu Şekil 2. 4’de gösterilmiştir.



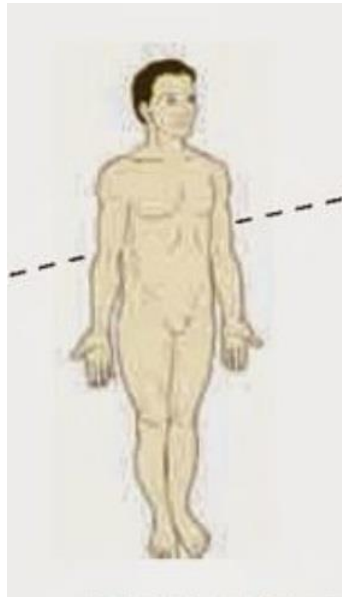
Şekil 2. 4 Vertikal Eksen

**Sagital Eksen:** Yere paralel, önden arkaya veya arkadan öne geçen eksenidir. Abduksiyon ve adduksiyon hareketleri bu eksende ortaya çıkar. Sagital eksenin insan vücuduna göre pozisyonu Şekil 2. 5’de gösterilmiştir.



Şekil 2. 5 Sagital Eksen

**Transvers Eksen:** Yere paralel sağdan sola, soldan sağa geçen eksenidir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri ortaya çıkar. Transvers eksenin insan vücuduna göre pozisyonu Şekil 2. 6’da gösterilmiştir.



Şekil 2. 6 Transvers Eksen

## 2.3 Osteokinematik Hareketler

Eklem hareketleri kayma(gliding), açısall(angular), rotasyon(dönme) ve sirkumdiksiyon(konik) olmak üzere 4 çeşide ayrılabilir [45].

**Kayma Hareketi:** Eklem yüzeyleri birbiri üzerinde rotasyon veya açısall hareket olmadan kayar. Tüm hareketli eklemlerde bir miktar kayma vardır.

**Açısall Hareket:** Uzun kemikler arasında fleksiyon/ekstansiyon, adduksiyon/abduksiyon hareketleridir.

**Dönme Hareketi:** Sabit bir aks çevresinde yapılan hareketlerdir.

**Konik Hareket:** Kemik başı eklem çukurundayken distal (uç kısımdaki) kemik konik hareketlerle çember çizer.

## 2.4 Normal Eklem Hareketi

İnsan vücudundaki eklemlerin normal olarak yapabildikleri hareketlere normal eklem hareketi denmektedir. Her eklem farklı tip ve açılarda normal eklem hareketlerine sahiptir. Örneğin omuz eklemi fleksiyon/ekstansiyon, abduksiyon/adduksiyon, rotasyon ve sirkumdiksiyon hareketlerini belli açılarda yapabilmektedir. Normal eklem hareketleri pasif normal eklem hareketi, aktif yardımcı normal eklem hareketi ve aktif normal eklem hareketi olarak 3 bölüme ayrılmaktadır [46].

## 2.5 Pasif Normal Eklem Hareketi

Kişinin istemli kas kontraksiyonu(kasılması) olmadan, eksternal(dış) kuvvetlerle hareketin yapılması ve kontrol edilmesidir.

### 2.5.1 Aktif Yardımlı Normal Eklem Hareketi

Kişinin eksternal(dış) bir kuvvetin yardımına istemli kas kasılması ile katılarak, hareketin küçük ya da büyük bir kısmını yapması ve kontrol etmesidir. Örneğin; başka bir kişiden, vücudun diğer kısımlarından veya mekanik bir araçtan yardım alma.

### **2.5.2 Aktif Normal Eklem Hareketi**

Kişinin, eksternal(dış) bir kuvvetin direnci ya da yardımı olmadan istemli kas kasılması ile eklem hareketini yapması ve kontrol etmesidir [46].

## **2.6 Egzersiz Tipleri**

Egzersiz tipleri hastanın kendi yaptığı, hastaya dışarıdan kuvvetle yapılan ya da hastanın dış kuvvet yardımı ile yaptığı egzersizleri içermektedir.

### **2.6.1 Serbest Aktif Egzersiz**

Serbest aktif egzersiz, hasta tarafından istemli olarak yapılır. Fizyoterapistin yardımına veya herhangi bir araca gerek yoktur. Egzersizi yapan kaslar, eksternal olarak sadece yerçekiminin direnci veya yardımından etkilenirler. Serbest aktif egzersizlere örnek olarak jimnastikteki yer egzersizleri, koşma, yürüme, sıçrama ve aerobik egzersizler verilebilir.

### **2.6.2 Aktif Yardımlı Egzersiz**

Aktif yardımlı egzersiz adından da anlaşılacağı gibi, hastanın yardımla yaptığı egzersizlerdir. Yardım makara sistemi, süspansiyon askıları gibi mekanik olarak veya fizyoterapistin eli ile sağlanabilir ve hastanın harekete katılımının istenmesiyle devam eder. Egzersizler yapılırken yardım, hastanın sağlam ekstremitesi ile sağlanıyorsa bu egzersizlere oto-yardımlı egzersiz denilmektedir.

### **2.6.3 Aktif Dirençli Egzersiz**

Aktif dirençli egzersiz dirence karşı yapılmaktadır. Direnç, fizyoterapist tarafından el ile uygulanabilir ya da izokinetik dinamometreler, çok amaçlı jimnastik aletleri, bisiklet ergometreleri, kum torbaları, dambıllar(küçük halterler), egzersiz topları ve therabantlarla da dirençli egzersizler yapılabilir. Ayrıca su içinde yapılan egzersizler, suyun yardım etmesi, destek olması veya direnç oluşturması gibi nedenlerle oldukça etkilidir. Hasta direnci kendi kendine veriyorsa, “örneğin; bir bacağı ile diğer bacağın ekstansiyonuna direnç uyguluyorsa”, buna da oto-dirençli egzersiz denilmektedir.

#### 2.6.4 Gevşek Pasif Egzersiz

Pasif hareketler, tamamen fizyoterapist tarafından yaptırılmaktadır. Hastanın çaba harcaması gerekmez. Pasif hareketler, bilinci kapalı veya spinal yaralanmaya bağlı aktif hareketi olmayan hastalar gibi benzeri birçok hastada, farklı amaçlar için kullanılmaktadır [46], [47].

Pasif hareketin kullanım amaçları;

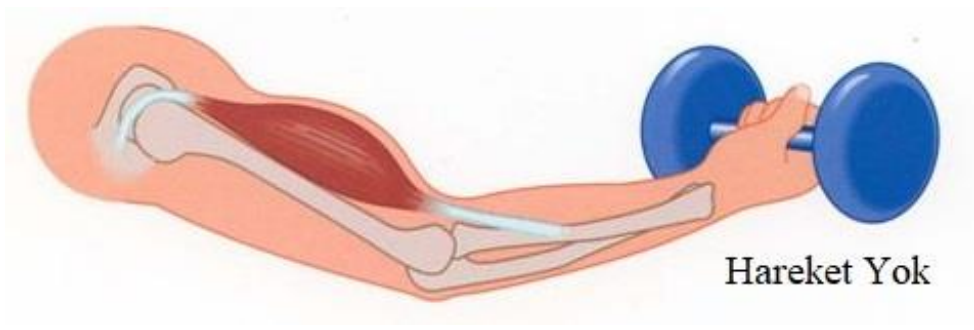
- Kas paralizlerinde ve izotonik kontraksiyonunun kontraendike olduğu durumlarda, normal eklem hareket sınırını korumak .
- Yumuşak doku uzunluğunu korumak.
- Kan dolaşımını sağlamak ve korumak .
- Pasif yardımcı hareketler ve elevasyon ile birlikte ödemi azaltmak.
- Ağrıyı inhibe etmek.
- Hastanın propioseptif duygusunu korumaktır.

#### 2.7 Kas Kontraksiyon(Kasılma) Tipleri

Kas kontraksiyon tipleri kasın boyuna ve tonusunun değişimine göre sınıflandırılabilir.

##### 2.7.1 İzometrik Kontraksiyon

Kelime anlamı olarak izo(aynı,sabit) ve metrik(uzunluk) kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur. Bu, kasılmanın olduğunu, ancak gözle görülür bir eklem hareketinin oluşmadığını gösterir. Bu durumda kas tonusunda artma olur ancak kasın uzunluğu ise oluşan gerilimle değişiklik göstermez. İzometrik kasılma, statik bir kasılma tipidir. Sabit bir duvarı itmeye çalışmak bu kasılma tipine bir örnektir. İzometrik kasılan kas Şekil 2. 7'de gösterilmektedir.



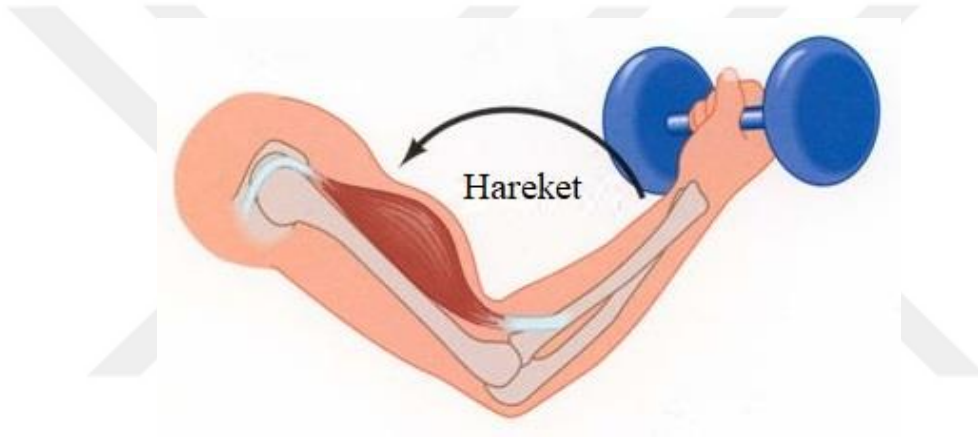
Şekil 2. 7 İzometrik kasılma

## 2.7.2 İzotonik Kontraksiyon

Bu kasılma şeklinde kasın boyu değişirken, gerimi(tonusu) sabit kalmaktadır. Burada da kelime anlamı olarak izo(aynı, sabit) ve tonik(gerim) demektir. Eklem veya kas grubu dirence karşı kontraksiyon boyunca hareket eder. İzotonik kontraksiyon dinamik bir kas kasılması tipidir ve izotonik kontraksiyon sırasında hareketin hızı değişebilmektedir. Konsantrik kasılma ve eksantrik kasılma olarak ikiye ayrılır.

### 2.7.2.1 Konsantrik Kasılma

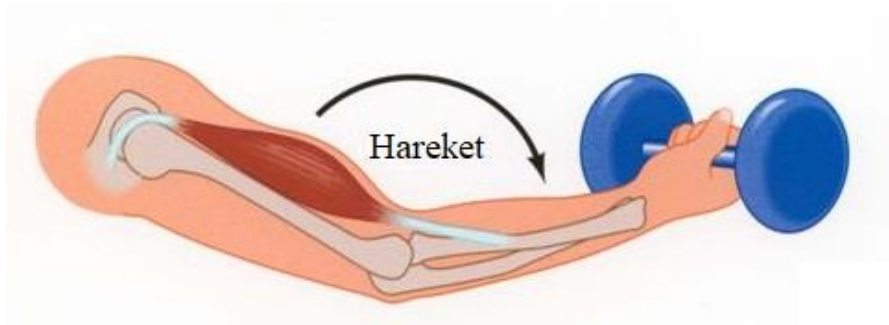
Kas kontraksiyonu sonucu oluşan gerimin kasın başlangıç ve bitiş noktasını birbirine yaklaştırır ve kasın kısalmasıyla sonuçlanır. Konsantrik kasılan kas Şekil 2. 8’de gösterilmektedir.



Şekil 2. 8 Konsantrik kasılma

### 2.7.2.2 Eksantrik Kasılma

Devamlı bir direnç uygulanırken bile kontraksiyon boyunca kas uzar, böylece kasın başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki uzaklık artar ve kasın uzamasıyla sonuçlanır. Bu kontraksiyonda eklem üzerindeki gerim daha azdır. Eksantrik kasılan kas Şekil 2. 9’da gösterilmektedir.



Şekil 2. 9 Eksantrik kasılma

### 2.7.3 İzokinetik Kontraksiyon

Kelime anlamı olarak aynı hızda demektir. Bu bütün hareket boyunca, ekstremitenin aynı hızda hareket etmesini sağlamakla eş anlamlıdır. Bunun için, direnç bütün hareket sınırı boyunca sabit ve eşit uygulanır. Bu tarz egzersizler izokinetik sistem adı verilen cihazlar ile yapılır. İzokinetik dinamometreler yardımı ile egzersiz yapan kasların hızları, hareket boyunca kontrol edilebilmektedir. Hareketin hızı sabittir ve eksternal direnç değişken olup, ayarlanabilir. İzokinetik egzersizler eksantrik veya konsantrik olarak yapılabilir. Ancak, yaygın olarak hareketlerin çoğu sadece konsantrik egzersize olanak sağlamaktadır [46], [48]. Şekil 2. 10'da izokinetik egzersiz yaptıran egzersiz cihazı gösterilmektedir.

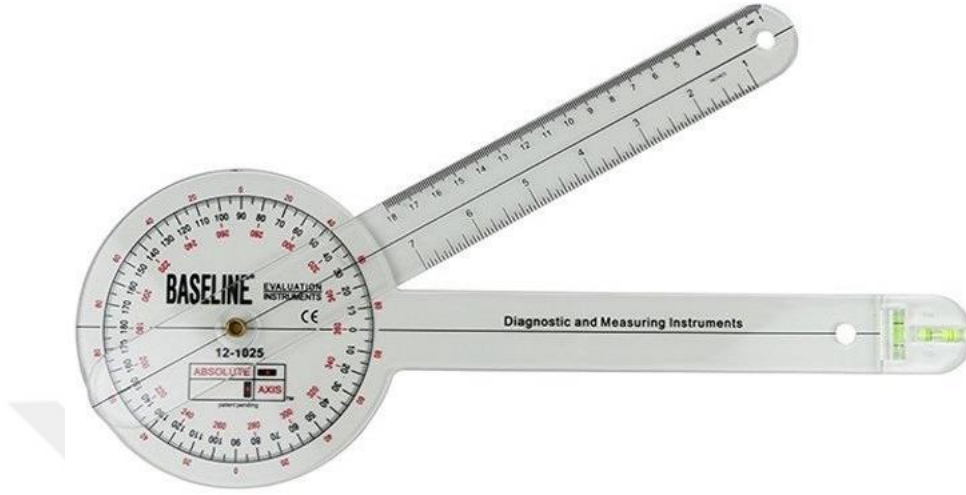


Şekil 2. 10 Isomed izokinetik egzersiz cihazı

### 2.8 Normal Eklem Hareketinin Değerlendirilmesi

I.dünya savaşından sonra, askerlerin sakatlık derecelerine ve emekliye ayrılmalarına karar vermek için sistemli bir değerlendirme yöntemine gereksinim duyulmuş, hatasız bir ölçüm şekli bulabilmek için günümüze kadar çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiştir. Günümüzde eklem hareket açıklığı değerlendirilmesi; kısıtlılık derecesini belirlemek, tedaviye yanıtını değerlendirmek, engellilik oranını saptamak ve çalışmalarda kullanılmak üzere gonyometre ile belirli standartlara uyularak yapılır. Gonyometre; basit, dayanıklı, taşınması kolay ve her eklemden kolaylıkla kullanılabilen bir alettir. Universal gonyometre kullanım pratikliği nedeniyle

kliniklerde yaygın olarak tercih edilmektedir. Gonyometrenin 180 derecelik ve 360 derecelik kadranı ile iki kolu bulunmaktadır. Kolları, ölçülen eklemin büyüklüğüne göre farklı boyutlarda olabilir. Gonyometrenin görseli Şekil 2.11’de gösterilmektedir.



Şekil 2. 11 Gonyometre

Normal eklem hareketleri, aktif veya pasif hareketlerle değerlendirilebilir. Sağlıklı bir gonyometrik ölçüm için hareketin, tanımlanan düzlem içerisinde ve en önemlisi kompensasyon olmadan yapılması, gonyometrenin kolları arasındaki dönme ekseninin(pivot) eklemin eksenine, gonyometrenin kollarının ise eklemin kollarına uygun olacak şekilde yerleştirilmesi gerekmektedir. Gonyometrik ölçüm yapılırken eklem açısı değerlendirilecek kişi düzgün ve rahat bir pozisyonda yatırılmalı, ekstremitelerini hareket ettirirken eklemin yerinin değişmemesine dikkat edilmelidir. Ölçüm başlamadan önce hareket kişiye anlatılmalı, gerekiyorsa gösterilmeli ve düzgün yapılması için uyarıda bulunulmalıdır [38], [39], [40].

## 2.9 Kas Kuvveti ve Değerlendirme Yöntemleri

Kas kuvveti, bir kas veya kas grubunun maksimal efor ile dirence karşı harcadığı güç olarak tanımlandığı gibi, kişinin belli bir zaman içerisinde kasta oluşan kuvvet veya torku ortaya çıkarma yeteneği olarak da tanımlanmaktadır. Bu yetenek, kasların kasılma gücüne bağlıdır.

## 2.10 Kas Kuvvetine Etki Eden Faktörler

**Kasılmaya katılan fibril(lif) sayısı ve bu fibrillerin enine kesit alanının büyüklüğü:** Kasılmaya katılan fibril sayısı ve bu fibrillerin enine kesit alanının büyüklüğü arttıkça kas kuvveti artmaktadır. Bu duruma örnek olarak vücut geliştirerek kollarını kalınlaştıran(doğal yoldan) birinin kuvvetinin artması verilebilir.

**Kas lifinin tipi:** Tip I lifleri, aerobik kapasitesi yüksek ve uzun süre yorulmadan kasılan fibrillerdir. Bunlara kırmızı, tonik, yavaş kasılan kaslar da denilmektedir. Tip II lifleri ise, enerji depoları az aerobik kapasiteleri yüksek ve çabuk yorulan fibrillerdir.

**Yaş:** Kuvvet yaşamın ilk 20 yılında artış gösterirken, bu yaştan sonra 5-10 yıl aynı düzeyde kalıp, daha sonra dereceli olarak azalmaktadır.

**Cinsiyet:** Kadınlarda kas kuvvetinin erkeklerden daha düşük değerlere sahip olduğu, bunun nedeninin erkelerde kas kitlesinin daha büyük olması gösterilmektedir.

**Yorgunluk:** Yorgunlukta, uyarılara cevap veren fibril sayısı azaldığı için kas kuvveti de azalmaktadır.

**Beslenme:** Uzun süreli açlıkta kas enerji deposu azalacağı için kas kuvveti de azalmaktadır.

## 2.11 Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi

Kas kuvvet testleri, kas veya kas gruplarının fonksiyonel gücünü, stabilite ve destek sağlayabilme yeteneğini belirlemek amacı ile yapılmaktadır. Değerlendirmede aşağıdaki yöntemler kullanılmaktadır:

- Tensiometre
- Dinamometre
- Bir maksimum tekrar
- Bilgisayar ilaveli aletlerle, kuvvet ve kasın yaptığı işin gösterilerek belirlenmesi
- Manuel kas testi

### **2.11.1 Tensiometre**

Eklemde hareket olmadan, statik veya izometrik kasılma ile kasta oluşan çekme gücü ölçülmektedir. Tensiometre hafif, dayanıklı, taşınabilir ve birçok kas grubunun kuvvetini ölçmek için adapte edilebilir özelliktedir. Tensiometre ile yapılan testler objektif olmakla birlikte, testlerin 2-3 kez tekrarlanması daha iyi sonuç vermektedir [38].

### **2.11.2 Dinamometre**

El ve bacak-sırt dinanometresi olarak kullanılmaktadır. Dinamometre ile ölçüm, kompresyon prensibine dayanır. Dinanometreye dışarıdan kuvvet uygulandığı zaman, çelik ve yay komprese olur. İbre hareket ederek parmak kavrama, bacak ve sırt kuvvetleri kgf veya pound olarak kaydedilir [38], [41].

### **2.11.3 Bir Maksimum Tekrar**

Kas kuvvetinin değerlendirilmesinde dinamik bir yöntemdir. Ağırlık kaldırma şeklindeki kuvvetlendirme egzersizlerinden önce, programa temel teşkil eden bir maksimum ağırlık saptanmalıdır. Buna göre hastanın 10 maksimum tekrarı bulunarak tedavi programı çizilmektedir [38].

### **2.11.4 Bilgisayar İlaveli Aletlerle, Kuvvet Ölçümü**

İzokinetik kas kuvveti, sabit bir hızla ekstremité hareketine izin veren elektromekanik aletlerle ölçülmektedir. İzokinetik terimi ilk defa 1960'lı yıllarda Cybex I dinanometresinin geliştirilmesi ile ortaya çıkmıştır. Son yıllarda çeşitli izokinetik aletler geliştirilmiş, ancak kaynakların çoğunda Cybex II izokinetik dinanometresi üzerine yoğunlaşmıştır. İzokinetik aletler sadece kas kuvvetini değil, kas enduransını değerlendirmek amacıyla da kullanılmaktadır. İzokinetik dinamometreler, ekstremité hareket ederken torku ölçtüğü için, izokinetik testler, "dinamik testler" olarak da isimlendirilmektedir [38], [42].

### **2.11.5 Manuel Kas Testi**

Elle yapılan kas testine manuel kas testi adı verilir. Bu teste kas kuvveti 0 ile 5 arasında bir numara verilerek derecelendirilir. Bu numaraları kısaca tanımlamak gerekirse,

**5 (normal):** Kas elle uygulanan dirence karşı eklem hareketlerini tamamlar ve sürdürür.

**4 (iyi):** Kas el ile uygulanan daha az dirence karşı eklem hareketlerini tamamlar ve sürdürür.

**3(orta):** Kas yerçekimine karşı eklem hareketini herhangi bir direnç olmadan tamamlar.

**2(zayıf):** Kas yerçekimi ortadan kaldırıldıktan sonra hareketi tamamlar.

**1(eser kas gücü):** Palpasyonla(el ile kasa dokunularak) kas kontraksiyonu hissedilir ya da gözle zayıf kasılmalar görülür ancak hareket ortaya çıkmaz.

**0(sıfır):** Kasılma yoktur, hareket ortaya çıkmaz [38], [43], [44].

## **2.12 Spastisite**

Spastisite beyin veya omurilik hasarı sonucunda sinir sistemi ve kaslar arasındaki sinyal dengesinin bozulması olayıdır. Klinik olarak tanımlamak gerekirse spastisite, hıza bağımlı olarak pasif kas gerilmesine karşı artan bir dirençtir. Artmış tonus, hiperaktif refleksler, güçsüzlük ve zayıf koordinasyon gibi birden fazla bulgunun oluşturduğu klinik bir tablodur.

Spastisite, etkilenen bölgeye göre sınıflandırılabilir. Eğer tüm ekstremiteler etkilenmiş ise “spastik quadriparezi”, yalnız alt ekstremiteler etkilenmiş ise “spastik dipleji ya da spastik paraparezi”, aynı taraftaki kol ve bacak etkilenmiş ise “spastik hemiparezi”, sadece bir uzuv etkilenmiş ise “spastik monoparezi” tanımını alır. Boyun kasları ya da gövde de etkilenmiş olabilir ancak sınıflamalarda bu durum gözetilmez.

### **2.12.1 Spastisitenin Etkileri**

**Negatif etkileri:** Hareket güçlüğü, oturuken ve ayakta dururken anormal postür, deformitelere sebep olan eklem kontraktürleri, mobilizasyonu etkilemesine bağlı olarak bası yaraları ve ağrı başlıca negatif etkileridir.

**Pozitif etkileri:** Artmış tonus sayesinde hasta bacaklarını düz şekilde tutabilir ve bu sayede kişi ağırlığına ve yer çekimine karşı koyabilir. Arka gövde kaslarındaki artmış tonus yardımı ile kişi ayağa kalkıp birkaç adım atabilir. Spastisite, kas kütlesinin ve kemik yoğunluğunun korunmasına da yardımcı olur.

### 2.12.2 Spastisitenin Etiyolojisi

Spastisite; serebal korteks(beynin istemli hareketlerden sorumlu bölümü), beyin sapı (beyin ve omurilik arasında bağlantı kuran kısım) ve omuriliğin hasarı sonucu ortaya çıkar. Tüm spastik hastaların yaklaşık üçte ikisinin etiyolojisinde serebral palsi(SP) yer almaktadır.

Serebral palsi, primer(birincil) olarak hareket ve postürü etkileyen bir hastalıktır. Tanım olarak; beynin erken dönemdeki gelişimi sırasında oluşan lezyon ya da anomalilere sekonder(ikincil) ortaya çıkan motor geriliğe bağlı, ilerleyici olmayan ancak genellikle değişken tabloyu tanımlayan bir terimdir. Burada birincil lezyon, anamoli ya da yaralanma süreç boyunca sabittir ancak büyüme ve gelişmeye bağlı olarak hastanın klinik durumu zaman içinde değişebilir. Bunun dışında spastisite ortaya çıkması olası durumlar aşağıda verilmiştir,

- Travmatik Beyin Yaralanması
- Serebrovasküler Hastalıklar(inme)
- Multiple Sklerozis
- Spinal Kord Yaralanmaları
- Anoksi

### 2.12.3 Spastisitede Ölçümler

Spastisitenin ölçümünde klinik muayene, mekanik enstrumanlar ve elektrofizyolojik teknikler kullanılabilir. Klinik olarak yönetimde Modifiye Asworth ve Tardieu Skala'ları yaygın olarak kullanılır. Bunlar, tonusun şiddetine yönelik ölçüm sağlarlar ancak spastisitenin fonksiyona etkisini değerlendirmezler. Günümüzde pasif gerilmeye bağlı kasların direncini değerlendiren mekanik enstrumanlar ve elektrofizyolojik ölçümler sadece araştırma amaçlı kullanılmaktadır.

Çizelge 2.1 Spastisitede Ölçüm Yöntemleri

| Spastisitede Ölçüm Yöntemleri |                               |
|-------------------------------|-------------------------------|
| Klinik Ölçümler               | Eklem hareket açıklığı        |
|                               | Tonus yoğunluğu ölçümleri     |
|                               | Modifiye Ashworth Skalası     |
|                               | Tardieu Skalası               |
| Mekanik enstrümanlar          | Pendulum Testi                |
| Elektrofizyolojik ölçümler    | H refleksi                    |
|                               | Vibrasyon inhibisyonu indeksi |
| Fonksiyonel ölçümler          | Üst ekstremité fonksiyonları  |
|                               | Yürüme analizi                |

**Modifiye Ashworth Skalası:** Spastisite için uluslararası platformda en sık kullanılan değerlendirme metodudur. Hasta sırt üstü ve gevşemiş bir durumda iken muayene edilmelidir. Eklem pasif olarak, tekrarlayıcı ve hızlı bir şekilde hareket ettirilmeli ve muayene bulgularına göre direnç evrelendirilmelidir [49], [50].

Çizelge 2.2 Modifiye Ashworth Skalası

| Modifiye Ashworth Skalası |                                                                                                                    |
|---------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 0                         | Tonus artışı yok                                                                                                   |
| 1                         | Hareket açıklığının sonunda yakalama ve gevşeme veya minimal bir direnç ile karakterize hafif tonus artışı mevcut  |
| 1+                        | Eklem hareket açıklığının yarıdan azı boyunca, minimal direncin izlendiği hafif kas tonusu artışı mevcut           |
| 2                         | Kas tonusu tüm eklem hareket açıklığı boyunca ve daha fazla artmış, fakat eklemler kolayca hareket ettirilebiliyor |
| 3                         | Pasif hareketi zorlaştıran belirgin tonus artışı mevcuttur                                                         |
| 4                         | Etkilenen kısımlar fleksiyon ve ekstansiyonda rijittir                                                             |

**Tardieu Skalası:** Kas tonusunun şiddeti, belirlenmiş değişik hızlarda değerlendirilir. Eklemde direncin artışının saptandığı ilk açı kaydedilir. Hareket açıklığı tamamlandığı açı ile kıyaslanır [49], [51].

Çizelge 2.3 Tardieu Skalası

| Tardieu Skalası - Derecelendirme |                                                                                                                     |
|----------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Derece                           |                                                                                                                     |
| 0                                | Pasif hareket boyunca direnç yok                                                                                    |
| 1                                | Pasif hareket boyunca hafif direnç ancak herhangi bir spesifik açıda yakalama hissi yok                             |
| 2                                | Pasif hareket spesifik açıda yakalama hissi ile kesilir daha sonra rahatlama olur                                   |
| 3                                | Basınç devam ettirildiğinde spesifik bir açıda oluşan 10 saniyeden daha az devam eden yorgunluk oluşturan klonus    |
| 4                                | Basınç devam ettirildiğinde spesifik bir açıda oluşan 10 saniyeden daha fazla devam eden yorgunluk oluşturan klonus |
| Değerlendirilemeyen              | Tutarsız ölçümler veya farklı açılarda yakalama hissi olduktan sonra rahatlama olmaması                             |

### SİSTEMİN MEKANİK YAPISI

#### 3.1 Açıklama

Bu bölümde Romres'in mekanik tasarımı verilmektedir. Bu mekanik tasarımın nasıl ve neden oluşturulduğunun anlaşılması için öncelikle sistem hakkında genel olarak bilgi verilmiş. Sonraki bölümlerde ise sistemin genel mekanik yapısını oluşturan temel bileşenler ve bu bileşenlerin işlevleri açıklanmıştır. Bu kısım ayrıca, 5. SİSTEM MODELİNİN OLUŞTURULMASI bölümünde gösterilen analiz ve modellerin de temelini oluşturmaktadır.

#### 3.2 Sistemin Genel Tanıtımı

Romres, Şekil 3. 1'de görüldüğü üzere yatağın iki tarafında yer alan sağ parça ve sol parça olarak isimlendirilen simetrik iki parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar gerçekleştirdikleri işlevlerine bağlı olarak makara sistemi, alt pano ve asansör sistemi olarak üç bileşene ayrılmıştır. Makara sistemi, hasta uzvuna kuvvet ve hareket iletimini sağlayan ip, makara ve kasnakların bulunduğu kısımdır. Asansör sistemi, bu makara sisteminin yukarı-aşağı yönlü hareketini sağlamakla görevli bileşendir. Makara sisteminin egzersiz sırasında bu şekilde hareket etmesi eklem hareket açıklığının artmasını sağladığından Romres'in işlevini büyük ölçüde artırmaktadır. Asansör sisteminin çalışma şekli ve kullanılma nedeni 6.3 Asansör Sistemleri Çalışma Algoritması ve PID Kontrolcü Tasarımı başlığı altında verilmiştir. Bu bölümde ise mekanik yapısı açıklanmıştır. Alt gövde ise sistemin tüm elektronik bileşenlerinin içinde bulunduğu, sistemi taşıyan kısımdır.

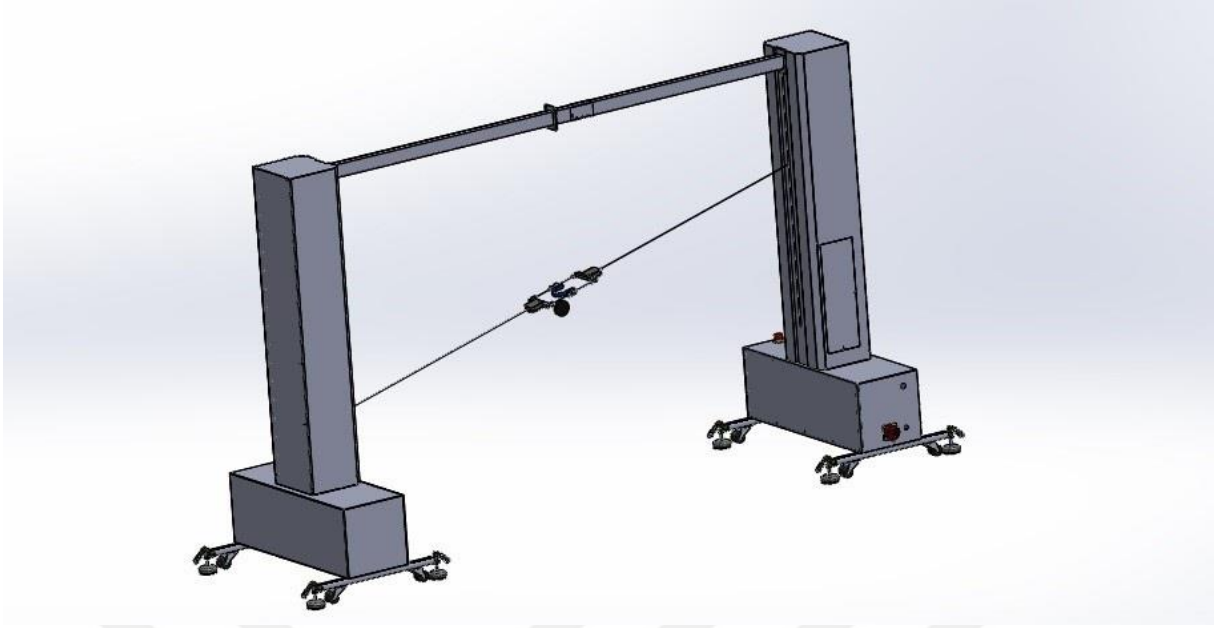


Şekil 3. 1 Romres'in genel görünümü

Romres bahsedilen iki simetrik parça dışında ara bağlantı profili ve splint mekanizması isimli iki adet bileşene daha sahiptir. Ara bağlantı profilinin görevi simetrik iki parçayı üstten birbirine bağlayarak bu parçaların egzersiz sırasında birbirine yaklaşmasını önlemektir. Splint mekanizması ise hastanın sisteme bağlanmasını sağlayan bileşendir.

### 3.3 Sistemin Mekanik Tasarımı

Romres'i oluşturan her bir bileşen bilgisayar ortamında tasarlanmış ve bu tasarıma göre en uygun ölçülerde sistem oluşturulmuştur. Yapılan ilk tasarım çalışmalarının ardından çeşitli kurumlardan da danışmanlık hizmetleri alınarak sistemin tıbbi cihaz olma koşullarına uygun hale getirilmesi için tasarımda revizyonlar yapılmıştır. Bu revizyonlarda açık halde duran asansör ve makara sistemleri gibi hareketli parçalar sac kapamalarla kaplanarak bu parçaların kapamalar içinde hareket etmesi sağlanmıştır. Böylece sistemin dış ortamda bulunan insanlara da herhangi bir risk teşkil etmesi önlenmiştir. Sistemin bilgisayar ortamındaki güncel tasarımı Şekil 3. 2'de gösterilmiştir.



Şekil 3. 2 Romres'in Bilgisayar Ortamında Çizimi

### 3.3.1 Makara Sistemi

Makara sistemi; makara ve bu makaraya sarılı bir şekilde duran ip, yardımcı kasnaklar ve bir adet servo motordan oluşmaktadır. Egzersiz sırasında servo motor, hareket kontrol ünitesinden aldığı tork bilgisine göre makaraya tork uygulayarak hastaya uygun şekilde egzersiz yaptırılmasını sağlar. Makaraya sarılı olan ip hasta ekstremitesine bağlı splinte takılarak servo motor tarafından oluşturulan torku hasta eklemine kuvvet olarak iletir. Yardımcı kasnakların görevi ise ipin makara dışına çıkmasını engellemek ve makaraya düzgün sarılmasını sağlamaktır. Ancak bu şekilde yardımcı kasnak kullanılmasının en büyük dezavantajı sistem çalışması sırasında sürekli olarak sürtünmelerin oluşmasıdır.

### 3.3.2 Asansör Sistemi

Asansör sistemi, temel olarak triger ve kasnak sisteminden oluşmaktadır. Triger ve kasnak sistemi olarak hazır olarak temin edilmiş 64x64 Lineer Trigerli Kompakt Modül kullanılmaktadır. Bu modül alt kısmından bir servo motorla tahrik edilerek iplerin sarılı olduğu makara sistemi istenilen pozisyona istenilen hızda hareket ettirilebilmektedir.

### **3.3.3 Alt Gövde**

Alt gövde, asansör sisteminin bağlı olduğu, sistemin dik durmasını sağlayan kısımdır. Kontrolcü, sürücü gibi elektronik komponentler bu kısımda yer almaktadır. Sistemin kalan kısmını taşıdığı için alt gövde üzerinde bol miktarda destek profili bulunmaktadır.

### **3.3.4 Splint Mekanizması**

Splint mekanizması, cihazın hasta ekstremitesine bağlanarak hasta ile doğrudan temas eden kısımdır. Splint mekanizmasının hasta ile temas eden kısmına splint adı verilmektedir. Hasta konforunu sağlamak amacıyla bu kısım silikon ve yumuğak plastozot malzemeden yapılmığtır. Splint mekanizması, bağlantı mekanizması ve aı ölçer splinti olmak üzere iki kısımdan oluğmaktadır. Bağlantı mekanizmasının görevi makara sistemine bağlı iplerin hareket ve kuvvetini hasta ekstremitesine iletmektir. Aynı zamanda üzerinde bulunan iki adet yk hücresi ile hastanın uyguladığı kuvvet miktarını algılayarak yk hücresi modülü vasıtasıyla hareket kontrol ünitesine bilgi göndermektedir. Aı ler splinti ise egzersiz yaptırılan hasta ekstremitesinin orta kısımlarına doğru takılır. zerinde bulunan aı ölçüm sensörü ile ekstremita açısını sürekli olarak hareket kontrol ünitesine göndermektedir.

### **3.3.5 Ara Bağlantı Profili**

Ara bağlantı profili, cihazı oluğturan birbirine simetrik iki parçayı birbirine bağlayan kısımdır. Bu iki parça üzerinde bulunana servo motorlar, hasta uzvuna bağlı ipleri gergin tutmak amacıyla iplere çekme yönünde kuvvet uyguladıkları zaman bu parçaların birbirine yaklağması ara bağlantı profili ile önlenmektedir. Aynı zamanda parçalar arasındaki g ve haberleğme kabloları da ara bağlantı profili içinden geçerek aktarılmaktadır.

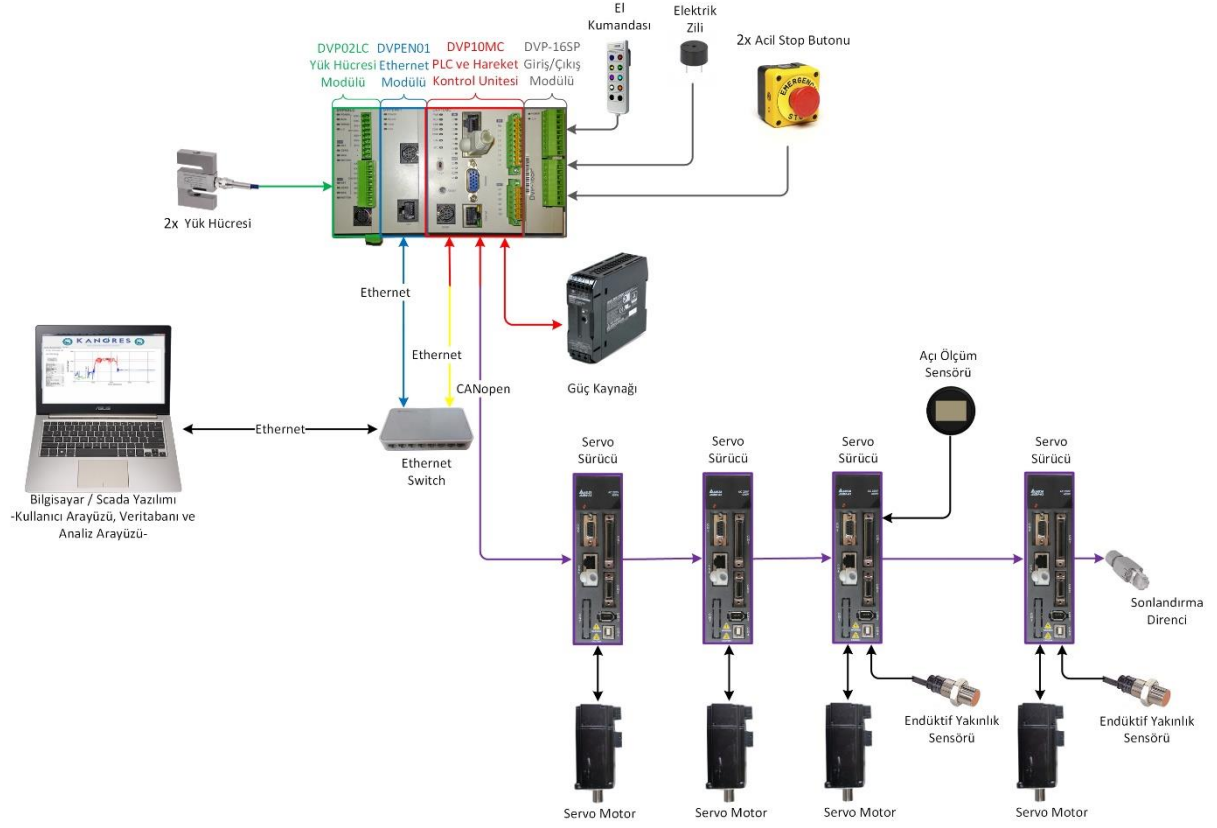
### SİSTEMİN ELEKTRONİK YAPISI

#### 4.1 Açıklama

Bu bölümde sistemin elektronik şeması gösterilecek ve sistemde kullanılan elektronik komponentler ve bu komponentlerin işlevleri hakkında bilgi verilecektir. Bu bölümde öncelikle sistemin genel elektronik yapısı gösterilmiş. Sonrası kısımlarda ise sistemi oluşturan sensör, aktuatör, kontrol elemanları tanıtılmıştır.

#### 4.2 Sistemin Genel Elektronik Şeması

Robot, temel olarak servo motor, hareket kontrol ünitesi\PLC, bilgisayar, bağlantılar için gerekli ek modüller, yük hücresi ve bir adet açı ölçüm sensöründen oluşmaktadır. Bunun dışında birçok elektronik komponent içermektedir. Robotu oluşturan elektronik komponentler bu bölümün devamında anlatılmaktadır. Sistemin elektronik şeması Şekil 4. 1’de gösterilmiştir.



Şekil 4. 1 Sistemin genel elektronik şeması

#### 4.3 Kontrol Elemanları ve Aktüatörler

##### 4.3.1 PLC ve Hareket Kontrol Ünitesi

Sistemle ilgili tüm kontrol algoritmalarının gerçek zamanlı olarak çalıştığı bileşendir. PLC ve hareket kontrol ünitesi bu modülün içinde bütünleşik olarak bulunmaktadır. Ancak PLC ve hareket kontrol ünitesinin haberleşme girişleri ayrı yapılmaktadır. Servo sürücüler CANopen haberleşme protokolü ile hareket kontrol ünitesine bağlıdır. Sistemde bir adet DVP10MC11T PLC ve hareket kontrol ünitesi kullanılmıştır.

##### 4.3.2 Bilgisayar

Sistemin kullanıcı arayüzünün kullanılması için bilgisayar gerekmektedir. Aynı zamanda veritabanı oluşturulması ve yapılan egzersizlerin analiz edilmesi de bilgisayar üzerinden yapılacaktır. Bilgisayar için spesifik bir marka ya da model gerekmemektedir. Windows tabanlı ortalama bir bilgisayar sistemin çalıştırılabilmesi için uygundur.

#### **4.3.3 Yük Hücresi Modülü**

Hasta ekstremitesine baēlı iplerin kuvvetini ölçen yk hücrelerinin baēlı olduēu modüldür. Aynı zamanda kendi içinde bulunan yazılımı ile yk hücresi verilerini filtreleyerek yumuşatabilmektedir. Sistemde iki adet yk hücresinden aynı anda veri alabilen bir adet Delta DVP202LC yk hücresi modülü kullanılmıştır.

#### **4.3.4 Ek Giriş-ıkış Modülü**

Sistemde bulunan kumanda, elektrik zili ve acil stop butonları gibi elektronik komponentler ile ana kontrolcü arasındaki sinyal alışverişini saēlayan modüldür. Sistemde bir adet Delta DVP-16SP serisi ek giriş-çıkış modülü kullanılmıştır.

#### **4.3.5 Haberleşme Modülü**

Hareket kontrol nitesi ile bilgisayarın haberleşmesini saēlayan modüldür. Bilgisayar ve hareket kontrol ünitesinin haberleşmesinde ethernet protokolü kullanılmaktadır. Sistemde bir adet Delta DVPEN01 serisi haberleşme modülü kullanılmıştır.

#### **4.3.6 Servo Motor**

Servo motorlar, sürücü üzerinden ayarlanan pozisyon, tork ya da hız bilgisine göre sistemi tahrik eden bileşenlerdir. Sistemde 2 adedi makara sistemlerine 2 adedi ise triger kasnak sistemlerine baēlı olmak üzere 4 adet servo motor kullanılmıştır. Makara sistemlerinin hareketini saēlayan servo motorlar tork referansına göre, asansör mekanizmalarını tahrik eden servo motorlar ise hız referansına göre çalışmaktadır. Sistemde Delta ECMA10604GS serisi servo motor kullanılmıştır.

#### **4.3.7 Servo Sürücü**

Kontrol nitesinden hesaplanan pozisyon, tork ya da hız bilgisine göre servo motorları kontrol eden bileşenlerdir. Sistemde her motor için birer adet olmak üzere 4 adet Delta ASD-A2-0421M serisi servo sürücü kullanılmıştır.

## **4.4 Sensörler**

### **4.4.1 Açı Ölçüm Sensörü**

Açı ölçüm sensörü, hasta ekstremitesi açısını sürekli ölçerek bu açı değerini hareket kontrol ünitesine anlık olarak ileten sensördür. Sistemde açı ölçüm sensörü olarak Atek eğimölçer sensörü kullanılmıştır. Bu sensör 0° ile 180° arası açı bilgisi vermektedir. Hasta ekstremitte hareket açıklığı bu değerlerin üzerine çıkamayacağından bu aralıkta açı bilgisi veren sensör yeterli bulunmuştur.

### **4.4.2 Yük Hücresi**

Yük hücreleri, hasta ekstremitesinin doğrudan bağlı olduğu splint mekanizmasının üzerinde karşılıklı olarak bulunmaktadır. Splinte bağlı ipler dengede durduklarında birbirine çok yakın değer veren bu yük hücreleri splint mekanizmasının iç kısmına herhangi bir kuvvet uygulandığı zaman farklı değer vermektedir. Bu değer farkları kullanılarak hastanın uyguladığı aktif kuvvet ya da spastisite kuvveti tahmin edilebilmektedir. Sistemde Mavin NA32 lama tipi yük hücreleri s tipi yük hücrelerine dönüştürülerek kullanılmıştır.

### **4.4.3 Endüktif Sensör**

Endüktif sensörler cihaz ilk açıldığında asansör sistemlerinin sıfır pozisyonunu bulma işlemi için kullanılmaktadır. Asansör sistemi, makara sistemlerini belli bir yükseklik değerinin altına indirdiğinde makara sistemlerinin metal kısmı bu sensörlerin görüş alanına girmekte böylece sensörlerden PLC'ye "1" sinyali gönderilmektedir. Metal kısmın sensörün görüş alanına girdiği ilk pozisyon değeri sıfır konumu olarak kabul edilmektedir. Sistemde 4 mm algılama mesafeli Omron endüktif sensör kullanılmıştır.

## **4.5 Diğer Elektronik Bileşenler**

Sistemde sözü edilen elektronik elemanların dışında bir adet Allen-Bradley CAT 1606-XLP50E 100-240V AC/24-28V DC güç kaynağı, elektronik filtreler, sigortalar, kaçak akım rölesi, acil stop butonları, ethernet switch ve el kumandası bulunmaktadır. Bu ekipmanların sistem çalışmasını etkileyecek spesifik bir özelliği bulunmadığı için ayrıntılı bilgi verilmemiştir.

### SİSTEM MODELİNİN OLUŞTURULMASI

#### 5.1 Açıklama

Bu bölümde sistemin modelleme çalışmalarından bahsedilmiştir. İlk etapta sistemin modellenenebilmesi için yapılan kabuller anlatılmıştır. Bir sonraki etapta sistemin serbestlik derecesinin hesaplanmasından bahsedilmiştir. Ardından sistemin kinematik olarak modeli çıkartılmış ve sistemin jakobiye matrisi bulunmuştur.

#### 5.2 Yapılan Kabuller

Sistemin kinematik modelinin oluşturulmasında robotun yapısından kaynaklanan çeşitli problemler ortaya çıkmıştır. Bu problemlerin başında iplerin katı bir cisim olmaması ve net bir modelinin çıkarılamaması gelmektedir. Bu problemin çözümünde egzersiz sırasında robotta bulunan iplerin her zaman gergin tutulması prensibinden yararlanarak kabuller yapılmıştır. Aynı zamanda robota bağlanacak hasta uzvunun yeri ve geometrik şeklinin belli olmaması da hesaplar açısından belirsizlik oluşturmaktadır. Bu belirsizliklerin ortadan kaldırılması için yapılan kabuller aşağıda gösterilmektedir.

**Kabul-1:** Hasta uzvu düz bir çubuk olarak kabul edilmektedir. Omuz gibi iki eklemlili uzuvlara dirsek ekleminin bükülmemesi ve hareketin yalnızca omuz ekleminden verilmesi amacıyla immobilizer kullanılacak bu şekilde dirsek ekleminin hareketi engellenecektir.

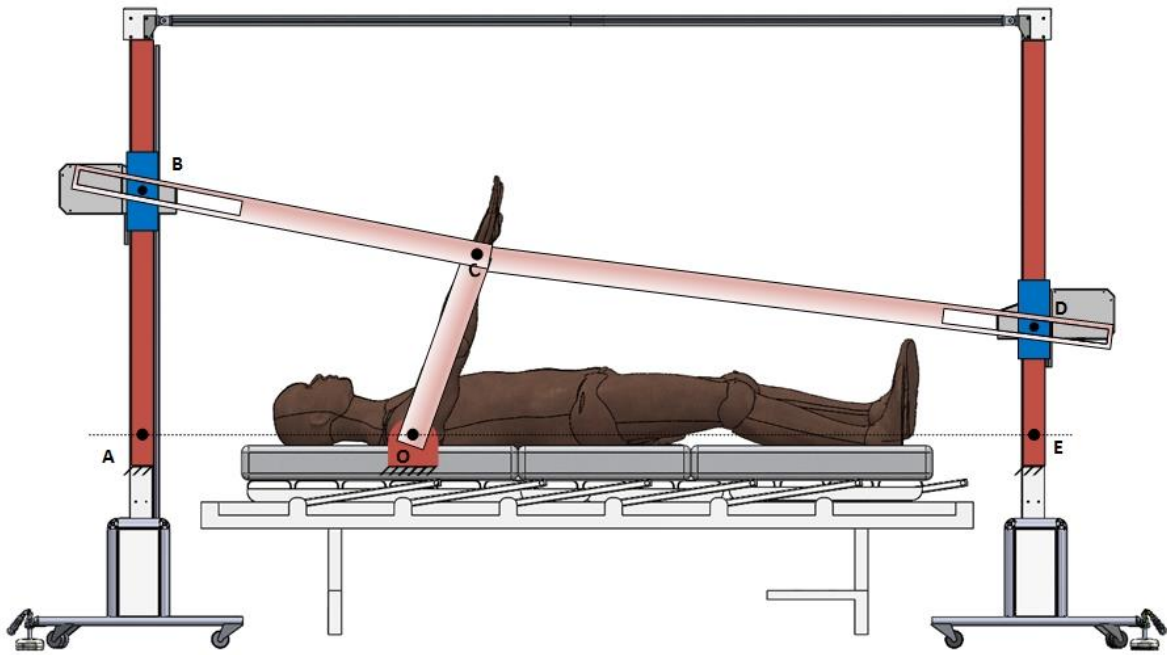
**Kabul-2:** Sistem iki boyutlu kabul edilmiştir ve hasta uzvunun hareket doğrultusu dışındaki hareketleri ihmal edilmiştir. Bunun sebebi doğru pozisyonlama ve iplerin gergin tutulması ile

yanal hareketlerin etkisi büyük oranda azaltılmıştır. Aynı zamanda bu etkiler ağırlık ölçümünden kompanse edilebilmektedir.

**Kabul-3:** Hasta uzuv ekleminin pozisyonu sabit olarak kabul edilmiştir.

**Kabul-4:** Hastanın uzvuna bağlı olan ipler; uçları serbest mafsallara bağlı, uzunluğu değişen ve ağırlığı ihmal edilebilecek kadar küçük katı çubuklar olarak kabul edilmiştir.

Yapılan bu kabullere göre modellenecek olan sistem temsili olarak Şekil 5. 1’de gösterilmektedir.

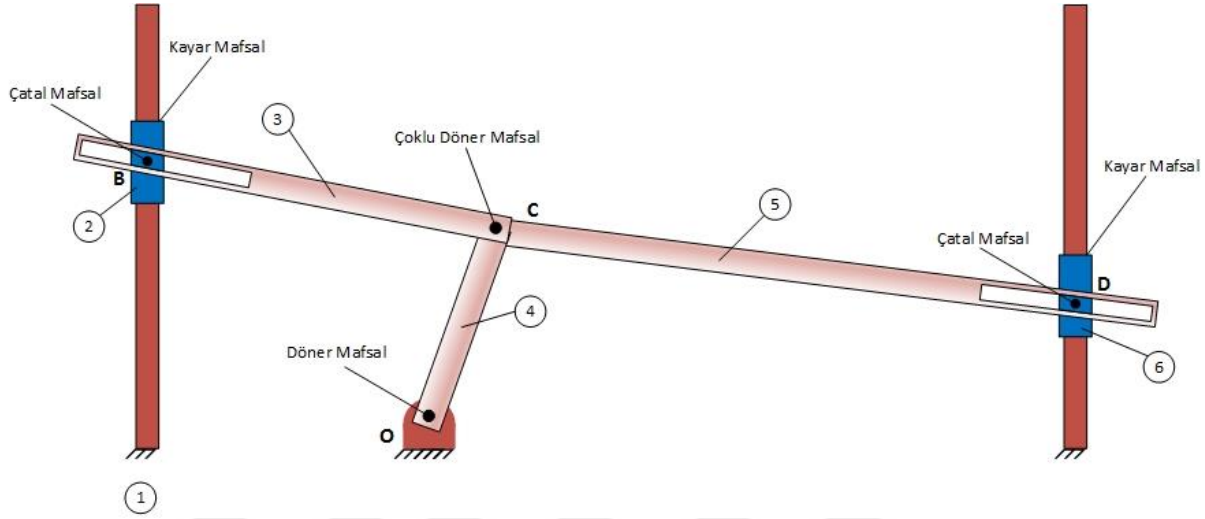


Şekil 5. 1 Sistemin yapılarındaki kabullere göre temsili gösterimi

Şekli incelemek gerekirse  $|OC|$  çubuğu hasta uzvunu,  $|BC|$  ve  $|CD|$  çubukları ise hasta uzvuna bağlı ipleri temsil etmektedir. İpleri temsil eden bu çubuklar asansör mekanizmalarına B ve D noktalarından bağlıdır ve bu noktalarda doğrusal ve dairesel olarak hareket edebilmektedir. Bu doğrusal hareket ipin makara tarafından sarılmasını ve salınmasını temsil etmektedir. Dönel hareket ise ip gergin olsa bile çıkış noktasından itibaren herhangi bir doğrultuda olabileceğini göstermektedir. B ve D noktaları asansör mekanizması üzerinde olduğu için düşey doğrultuda hareket edebilmektedirler. Kahverengi renk ile gösterilen kısımlar ise sabittir ve yere bağlıdır.

### 5.3 Sistemin Serbestlik Derecesi Hesabı

Kontrol algoritması yapılırken sistemin kaç eksen kullanılarak kontrol edileceğinin belirlenmesi için sistemin kaç serbestlik derecesine sahip olduğunun bilinmesi gerekmektedir.



Şekil 5. 2 Sistem mekaniği

Şekil 5. 2'ye göre sistem mekanizması 5 adet bağlantı parçasından oluşmaktadır. Kahverengi renk ile gösterilen kısımlar yer kabul edilmiştir. Sistem mekanizmasına göre yer ve bu bağlantı parçaları O, B, C ve D noktalarında mafsallar ile birbirlerine bağlıdırlar. Burada, 2 adet kayar mafsal, 1 adet döner mafsal, 2 adet çatal mafsal ve bir adet çoklu döner mafsal bulunmaktadır. C noktasında bulunan çoklu döner mafsal 3 adet bağlantı elemanını birleştirmektedir. Bu nedenle bu mafsal iki adet döner mafsal olarak düşünülebilir. Çatal mafsallar hem döner hem de kayar hareket yapmaktadır bu nedenle ikinci dereceden mafsal kategorisine girmektedir [52].

Bu bağlamda sistemin serbestlik derecesi,

$$F = \lambda(l - J - 1) + \sum_{i=1}^n f_i \quad (5.1)$$

Formülü kullanılarak hesaplanabilir. Burada,

**F:** Mekanizmanın serbestlik derecesi

**$\lambda$ :** Düzlemsel mekanizmalar için 3, uzaysal mekanizmalar için 6

**$l$ :** Mekanizmadaki uzuv sayısı (sabit uzuv dahil)

***J***: Mekanizmadaki mafsals sayısı

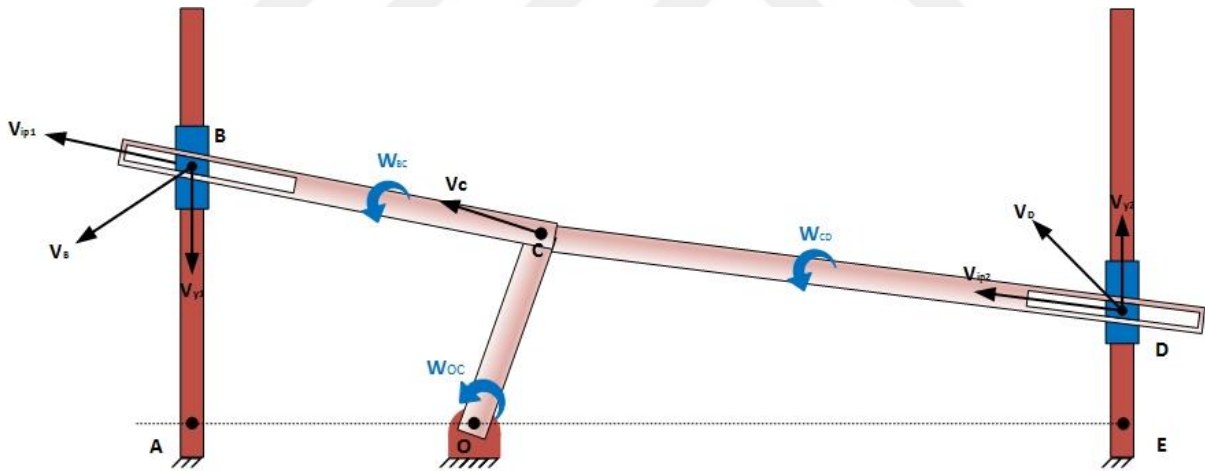
***fi***: Mafsalsın serbestlik derecesidir.

Bu formüle göre  $\lambda=3$ ,  $l=6$ ,  $J=7$  ve toplam  $fi=9$  olmaktadır. Bu değerler formül üzerinde yerine konulduğunda sistemin serbestlik derecesi 3 olarak bulunur.

Gerçekten de sisteme bakıldığında B ve D noktasında bulunan asansör mekanizmalarının yukarı aşağı hareketleri ve |BC| ya da |CD| çubuğunun doğrusal hareketi ayarlanarak hasta ekstremitesini temsil eden |OC| çubuğunun pozisyonu kontrol edilebilmektedir. Bu yaklaşıma göre sistemin serbestlik derecesi 3 kabul edilmiştir.

#### 5.4 Sistemin Kinematik Analizi ve Modellenmesi

Sistemin kontrol algoritmasının oluşturulmasında jakobiyen vektörü önemli yer tutmaktadır. Bu jakobiyen vektörünün elde edilmesi sistem kinematiği kullanılarak yapılacaktır. Bu amaçla sistem, öncelikle kinematik olarak modellenmiştir. Sistemi oluşturan komponentlerin çizgisel ve açısal hızları Şekil 5. 3'te gösterilmektedir.



Şekil 5. 3 Sistemi oluşturan bileşenlerin çizgisel ve açısal hızları

Şekil 5. 3'ten faydalanılarak sistemin kinematik hız denklemleri,

$$\vec{V}_C = \vec{V}_B + \vec{V}_{C \setminus B} \quad (5.2)$$

$$\vec{V}_C = \vec{\omega}_{OC} * \vec{r}_{O \setminus C} \quad (5.3)$$

$$\vec{V}_B = \vec{V}_{ip1} + \vec{V}_{y1} \quad (5.4)$$

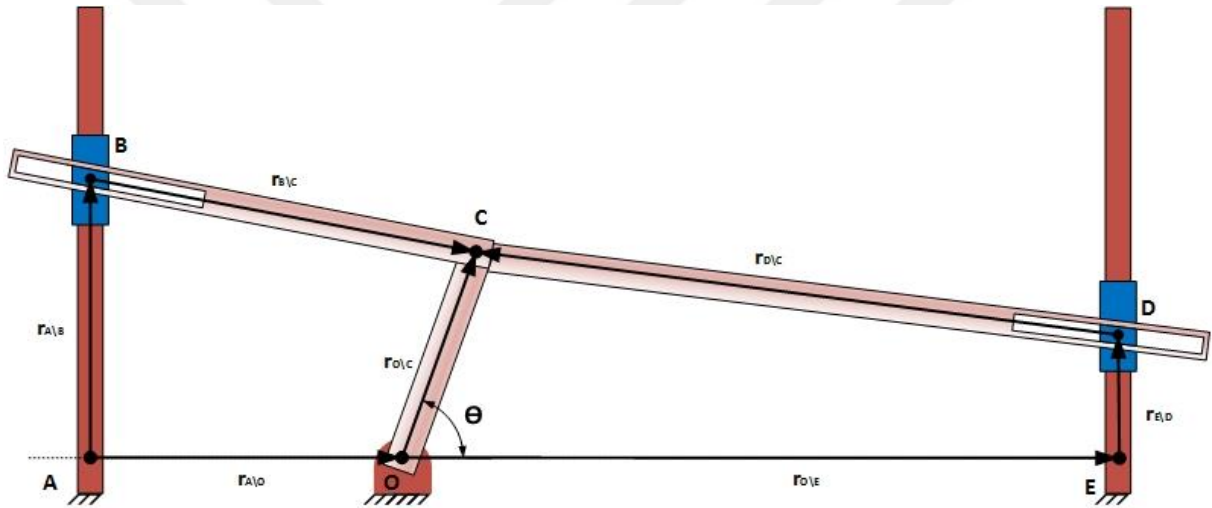
$$\vec{V}_{C \setminus B} = \vec{\omega}_{BC} * \vec{r}_{B \setminus C} \quad (5.5)$$

$$\vec{V}_C = \vec{V}_D + \vec{V}_{C \setminus D} \quad (5.6)$$

$$\vec{V}_D = \vec{V}_{ip2} + \vec{V}_{y2} \quad (5.7)$$

$$\vec{V}_{C \setminus D} = \vec{\omega}_{CD} * \vec{r}_{D \setminus C} \quad (5.8)$$

olarak elde edilmiştir. Şekilde bulunan  $\vec{r}_{O \setminus C}$ ,  $\vec{r}_{B \setminus C}$  ve  $\vec{r}_{D \setminus C}$  pozisyon vektörlerinin elde edilmesinde sistemin geometrisinden ve uzunluğu ve yönü belli olan diğer pozisyon vektörlerinden faydalanılmıştır. Sistemde bulunan pozisyon vektörleri Şekil 5. 4'de gösterilmektedir.



Şekil 5. 4 Sistemi oluşturan bileşenlerin pozisyon vektörleri

$$\vec{r}_{O \setminus C} = r_{O \setminus C} \cos \theta (\vec{i}) + r_{O \setminus C} \sin \theta (\vec{j}) \quad (5.9)$$

$$\vec{r}_{B \setminus C} = [r_{A \setminus O} + r_{O \setminus C} \cos \theta](\vec{i}) - [r_{A \setminus B} - r_{O \setminus C} \sin \theta](\vec{j}) \quad (5.10)$$

$$\vec{r}_{D \setminus C} = -[r_{O \setminus E} - r_{O \setminus C} \cos \theta](\vec{i}) + [r_{O \setminus C} \sin \theta - r_{E \setminus D}](\vec{j}) \quad (5.11)$$

işlem ve okuma kolaylığı açısından (5.10) ve (5.11) numaralı denklemlerde bulunan ifadelerin,

$$A = [r_{A\backslash O} + r_{O\backslash C} \cos \theta] \quad (5.12)$$

$$B = -[r_{A\backslash B} - r_{O\backslash C} \sin \theta] \quad (5.13)$$

$$C = -[r_{O\backslash E} - r_{O\backslash C} \cos \theta] \quad (5.14)$$

$$D = [r_{O\backslash C} \sin \theta - r_{E\backslash D}] \quad (5.15)$$

olarak kısaltılması uygun bulunmuştur. Bu kısaltmalar ile pozisyon vektörleri,

$$\vec{r}_{B\backslash C} = A(\vec{i}) + B(\vec{j}) \quad (5.16)$$

$$\vec{r}_{D\backslash C} = C(\vec{i}) + D(\vec{j}) \quad (5.17)$$

olarak elde edilir. (5.2) ve (5.8) numaraları arasındaki denklemlerde kullanılan hız vektörleri ise,

$$\vec{V}_{y1} = -V_{y1}(\vec{j}) \quad (5.18)$$

$$\vec{V}_{y2} = V_{y2}(\vec{j}) \quad (5.19)$$

$$\vec{w}_{OC} = w_{OC}(\vec{k}) \quad (5.20)$$

$$\vec{w}_{BC} = w_{BC}(\vec{k}) \quad (5.21)$$

$$\vec{w}_{CD} = w_{CD}(\vec{k}) \quad (5.22)$$

$$\vec{V}_{ip1} = \left[ -\frac{A}{\sqrt{A^2 + B^2}}(\vec{i}) - \frac{B}{\sqrt{A^2 + B^2}}(\vec{j}) \right] V_{ip1} \quad (5.23)$$

$$\vec{V}_{ip2} = \left[ \frac{C}{\sqrt{C^2 + D^2}}(\vec{i}) + \frac{D}{\sqrt{C^2 + D^2}}(\vec{j}) \right] V_{ip2} \quad (5.24)$$

Şeklinde birim vektörler cinsinden yazılmaktadır. Elde edilen bu denklemlerden (5.3), (5.4) ve (5.5) numaralı denklemleri (5.2) numaralı denklemde ve aynı şekilde (5.3), (5.7) ve (5.8) numaralı denklemleri (5.6) numaralı denklem üzerinde yerine yazarsak,

$$\vec{w}_{OC} * \vec{r}_{O \setminus C} = \vec{V}_{ip1} + \vec{V}_{y1} + \vec{w}_{BC} * \vec{r}_{B \setminus C} \quad (5.25)$$

$$\vec{w}_{OC} * \vec{r}_{O \setminus C} = \vec{V}_{ip2} + \vec{V}_{y2} + \vec{w}_{CD} * \vec{r}_{D \setminus C} \quad (5.26)$$

denklemlerini elde ederiz. (5.25) numaralı denklemde bulunan ifadelerin birim vektörler cinsinden gösterimi sırasıyla (5.20), (5.9), (5.23), (5.18), (5.21) ve (5.16) numaralı denklemlerde yer almaktadır. Bu denklemleri (5.25) numaralı denklemde bulunan ifadelerin yerine yazarsak,

$$\begin{aligned} w_{OC}(\vec{k}) * [r_{O \setminus C} \cos \theta (\vec{i}) + r_{O \setminus C} \sin \theta (\vec{j})] \\ = \left[ -\frac{A}{\sqrt{A^2 + B^2}} (\vec{i}) - \frac{B}{\sqrt{A^2 + B^2}} (\vec{j}) \right] V_{ip1} - V_{y1} (\vec{j}) + w_{BC}(\vec{k}) \\ * [A(\vec{i}) + B(\vec{j})] \end{aligned} \quad (5.27)$$

ifadesi elde edilir. Aynı şekilde (5.26) numaralı denklemde bulunan ifadelerin birim vektörler cinsinden gösterimi sırasıyla (5.20), (5.9), (5.24), (5.19), (5.22) ve (5.17) numaralı denklemlerde yer almaktadır. Bu denklemleri (5.26) numaralı denklemde yerine yazarsak,

$$\begin{aligned} w_{OC}(\vec{k}) * [r_{O \setminus C} \cos \theta (\vec{i}) + r_{O \setminus C} \sin \theta (\vec{j})] \\ = \left[ \frac{C}{\sqrt{C^2 + D^2}} (\vec{i}) + \frac{D}{\sqrt{C^2 + D^2}} (\vec{j}) \right] V_{ip2} + V_{y2} (\vec{j}) + w_{CD}(\vec{k}) \\ * [C(\vec{i}) + D(\vec{j})] \end{aligned} \quad (5.28)$$

ifadeleri elde edilmiş olur. (5.27) ve (5.28) numaralı bu ifadelerde yer alan vektörel çarpım işlemlerinin yapılması ve ifadelerin düzenlenmesi ile,

$$\begin{aligned} w_{OC} r_{O \setminus C} \cos \theta (\vec{j}) - w_{OC} r_{O \setminus C} \sin \theta (\vec{i}) \\ = -\frac{AV_{ip1}}{\sqrt{A^2 + B^2}} (\vec{i}) - \frac{BV_{ip1}}{\sqrt{A^2 + B^2}} (\vec{j}) - V_{y1} (\vec{j}) + Aw_{BC}(\vec{j}) - Bw_{BC}(\vec{i}) \end{aligned} \quad (5.29)$$

$$\begin{aligned} w_{OC} r_{O \setminus C} \cos \theta (\vec{j}) - w_{OC} r_{O \setminus C} \sin \theta (\vec{i}) \\ = \frac{CV_{ip2}}{\sqrt{C^2 + D^2}} (\vec{i}) + \frac{DV_{ip2}}{\sqrt{C^2 + D^2}} (\vec{j}) + V_{y2} (\vec{j}) + Cw_{CD}(\vec{j}) - Dw_{CD}(\vec{i}) \end{aligned} \quad (5.30)$$

denklemleri elde edilmektedir. Görüldüğü üzere bu denklemler yalnızca (İ) ve (J) çarpanı içeren ifadelerden meydana gelmektedir. Bu durumda bu ifadelerde bulunan (İ) ve (J) içeren terimleri kendi içerisinde birbirine eşitleyip eşitliğin sol tarafında toplarsak,

$$w_{OC}r_{O\backslash C} \cos \theta + \frac{BV_{ip1}}{\sqrt{A^2 + B^2}} + V_{y1} - Aw_{BC} = 0 \quad (5.31)$$

$$w_{OC}r_{O\backslash C} \sin \theta - \frac{AV_{ip1}}{\sqrt{A^2 + B^2}} - Bw_{BC} = 0 \quad (5.32)$$

$$w_{OC}r_{O\backslash C} \cos \theta - \frac{DV_{ip2}}{\sqrt{C^2 + D^2}} - V_{y2} - Cw_{CD} = 0 \quad (5.33)$$

$$w_{OC}r_{O\backslash C} \sin \theta + \frac{CV_{ip2}}{\sqrt{C^2 + D^2}} - Dw_{CD} = 0 \quad (5.34)$$

denklemleri elde edilir. (5.32) ve (5.34) numaralı denklemde bulunan  $w_{BC}$  ve  $w_{CD}$  ifadeleri yalnız bırakılıp (5.31) ve (5.33) numaralı denklemler üzerinde yerine konursa,

$$w_{OC} = -\frac{V_{ip1}\sqrt{A^2 + B^2} + BV_{y1}}{r_{O\backslash C} (B \cos \theta - A \sin \theta)} \quad (5.35)$$

$$w_{OC} = \frac{V_{ip2}\sqrt{C^2 + D^2} + DV_{y2}}{r_{O\backslash C} (D \cos \theta - C \sin \theta)} \quad (5.36)$$

ifadeleri elde edilir. Bu iki ifade, hasta ekstremitesinin açısal hızını ifade eden  $w_{OC}$  teriminin, iplerin ve asansör mekanizmalarının hızlarını temsil eden  $V_{ip1}$ ,  $V_{ip2}$ ,  $V_{y1}$  ve  $V_{y2}$  cinsinden bulunmasını sağlamaktadır.

## 5.5 Jakobiyen Matrisinin Elde Edilmesi

Bir robotun jakobiyen matrisi o robotun uç işlevcisinin hızı ile robotta bulunan eklemlerin hızları arasındaki ilişkiyi tanımlayan matris olarak tanımlanabilmektedir. Romres rehabilitasyon cihazında amaç hasta ekstremitesini istenen şekilde hareket ettirerek egzersiz yaptırmak olduğu için uç işlevci olarak hasta ekstremitesi tanımlanmıştır. Sistemde kullanılan eklemler olarak da motorların bağlı olduğu asansör ve makara sistemleri de uç işlevcinin hareketini sağlayan eklem noktaları olarak kabul edilmiştir. Ancak sistem 3 serbestlik

derecesine sahip olmasına rağmen 4 adet eklem bulunmaktadır. Bu şekilde bir durumun oluşma sebebi, gerçek sistemde hasta uzvunun ipler kullanılarak hareket ettirilmesidir. Dolayısı ile hasta uzvunu saat yönünün tersine doğru hareket ettirirken B noktasında bulunan makara sistemi hasta uzvunu çekmektedir. İp ile itme kuvveti uygulanamayacağından dolayı bu durumda D noktasında bulunan makaranın ipin hareketine bir etkisi yoktur, yalnızca iplerde belirli bir gerginliği sağlayarak hareketi takip eder. Hasta uzvunun saat yönündeki hareketinde ise yni durumun tersi geçerlidir. Bu durumda hasta uzvunun saat yönüne ve saat yönünün tersine hareketi için ayrı jekobiyen matrisi bulunmuştur.

Uç işlevcinin hız vektörü,

$$V = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \\ w_x \\ w_y \\ w_z \end{bmatrix} \quad (5.37)$$

şeklinde genel olarak ifade edilebilir. Burada uç işlevcide yalnızca  $w_z$  açısal hızı bulunmaktadır diğer yönler ise hareket edemediği kabul edilmiştir bu nedenle hız vektörü,

$$V = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ w_{oc} \end{bmatrix} \quad (5.38)$$

olarak yazılabilir. Saat yönü ve saat yönünün tersi için hasta uzvunun açısal hızının asansör sistemleri ve iplerin hızı ile olan ilişkisini veren (5.35) ve (5.36) numaralı denklemler kullanılarak,

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ w_{oc} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\sqrt{A^2 + B^2}}{r_{o/c}(B \cos \theta - A \sin \theta)} & -\frac{B}{r_{o/c}(B \cos \theta - A \sin \theta)} & \frac{D}{r_{o/c}(D \cos \theta - C \sin \theta)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{ip1} \\ V_{y1} \\ V_{y2} \end{bmatrix} \quad (5.39)$$

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}_{w_{oc}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ \frac{\sqrt{C^2 + D^2}}{r_{O \setminus C} (D \cos \theta - C \sin \theta)} & -\frac{B}{r_{O \setminus C} (B \cos \theta - A \sin \theta)} & \frac{D}{r_{O \setminus C} (D \cos \theta - C \sin \theta)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{ip2} \\ V_{y1} \\ V_{y2} \end{bmatrix} \quad (5.40)$$

ifadeleri elde edilebilir. Bu durumda saat yönü ve saat yönünün tersine göre jakobiyen matrisleri

$$J_1 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\sqrt{A^2 + B^2}}{r_{O \setminus C} (B \cos \theta - A \sin \theta)} & -\frac{B}{r_{O \setminus C} (B \cos \theta - A \sin \theta)} & \frac{D}{r_{O \setminus C} (D \cos \theta - C \sin \theta)} \end{bmatrix} \quad (5.41)$$

$$J_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ \frac{\sqrt{C^2 + D^2}}{r_{O \setminus C} (D \cos \theta - C \sin \theta)} & -\frac{B}{r_{O \setminus C} (B \cos \theta - A \sin \theta)} & \frac{D}{r_{O \setminus C} (D \cos \theta - C \sin \theta)} \end{bmatrix} \quad (5.42)$$

olarak bulunur. Burada en alt satır haricindeki satırların sıfır olma nedeni uç işlevcinin sadece tek bir doğrultuda hareket etmesidir.

### KONTROL SİSTEMİ TASARIMI

#### 6.1 Açıklama

Robotun kontrol algoritması oluşturulma aşamasında öncelikle isterler göz önünde bulundurulmuştur. Robotun isterlerine göre hasta ekstremitelerinin verilen referansa göre hareketinin yapılması gerekmektedir. Ancak bu hareketin katı bir pozisyon kontrolü şeklinde değil hasta hareketlerine uyumlu bir şekilde yapılması gerekmektedir. Literatürde kullanılan yöntemler incelendiğinde bu işlemi yapmak açısından empedans kontrol yöntemi uygun bulunmuştur. Aynı zamanda robotun çalıştırabildiği eklem hareket açıklığının da mekaniksel olarak mümkün olan en yüksek seviyeye çıkarılması gerekmektedir. Bu durum hasta ekstremitesi ile ipler arasındaki açının  $90^\circ$  olması ile sağlanabilmektedir. Bu sebeple asansör mekanizmalarının, hasta ekstremitesi ile ipler arasındaki açı değerini  $90^\circ$ 'ye en yakın tutacak şekilde hareket etmesi gerekmektedir. Bu durumda sağlanması açısından asansör mekanizmaları makara sisteminin aksine verilen pozisyon referansına dış kuvvetlerden etkilenmeyecek şekilde oturmalı ancak hasta konforunun bozulmaması açısından yüksek ivmeli sert hareketlerden ve ani yön değişimlerinden kaçınılmalıdır. Bu nedenle asansör sistemi hareketinin sağlanmasında empedans kontrol kullanımı uygun bulunmamış onun yerine katı bir PD ya da PID kontrolcü kullanımı daha uygun bulunmuştur.

Bu durumda kontrol sistemi makaraların kontrolünü sağlayan bir ana kontrolcüden ve ana kontrolcüye paralel olarak çalışan asansör sistemlerini kontrol eden basit yapılı kontrolcülerden oluşacaktır.

## 6.2 Empedans Kontrolcü Tasarımı

Empedans kontrol yöntemi ile ilgili teorik bilgi vermek gerekirse bu yöntemde amaç, dış kuvvet ve pozisyon takip hatası arasında ilişki kuracak olan bir kontrolcü kuvveti elde etmektir [18]. Bu ilişki yapılan çalışmalara göre farklılık gösterebilmesine rağmen genel anlamda ikinci dereceden

$$M_d\ddot{e} + D_d\dot{e} + K_de = F_{dış} \quad (6.1)$$

denklemini kullanarak ifade edilmektedir. Bu denklemde yer alan terimler,

$M_d$ : Sanal Kütle Katsayısı

$D_d$ : Sanal Damper Katsayısı

$K_d$ : Sanal Kütle Katsayısı

$e$ : Takip Hatası

$F_{dış}$ : Sisteme Uygulanan Dış Kuvvet

olarak ifade edilmektedir. Bu terimlerden takip hatası,

$$e = \theta - \theta_{des} \quad (6.2)$$

şeklinde yazılabilmektedir. Bu denklemde,

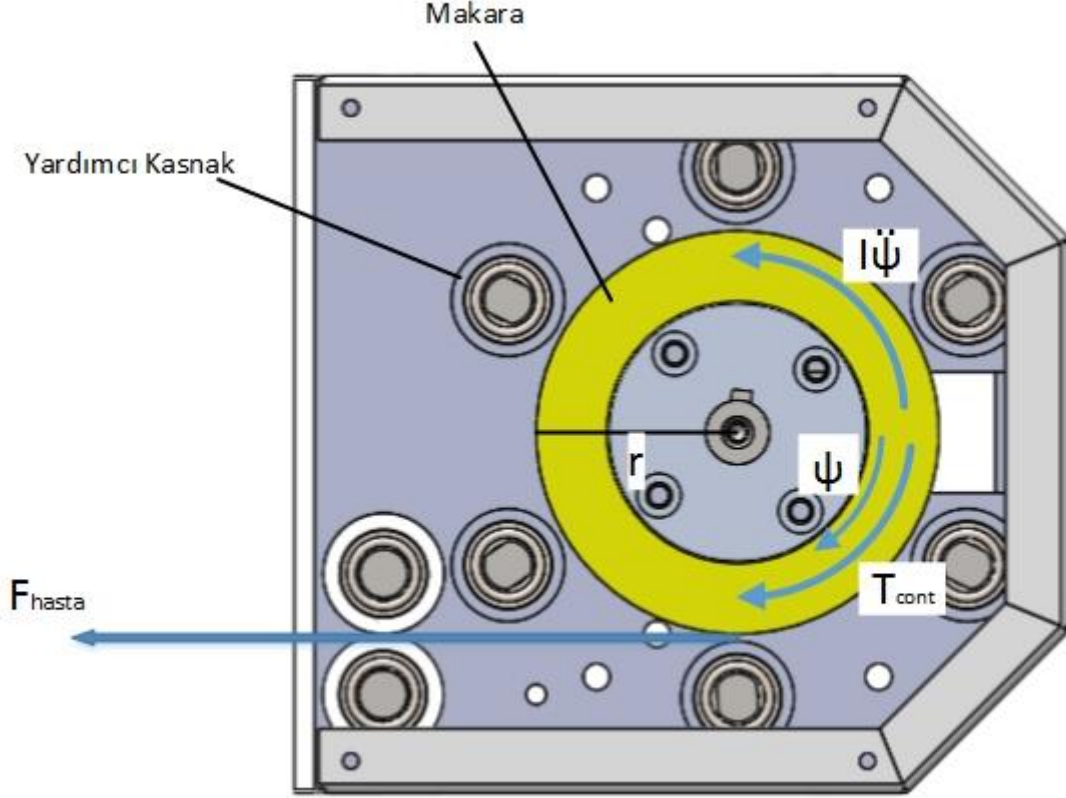
$\theta$ : Ekstremitenin Pozisyonu

$\theta_{des}$ : Ekstremitenin Pozisyonu Referansı

olarak bulunabilir. Yapılan ilk çalışmalarda jakobiyen matrisleri kullanarak tüm kuvvetler hasta ekstremitesine indirgenmiş ve kontrol algoritması hasta ekstremitesine göre oluşturulmuştur. Bu yaklaşımda kontrol algoritması takip hatası değeri  $e$ , (6.2) numaralı denklem kullanarak hasta ekstremitenin pozisyonu ve pozisyon referansına göre hesaplanmaktadır. Robota uygulanmak üzere oluşturulan empedans kontrol algoritması ise bu hata değerini giriş olarak almakta ve makaraları kontrol eden motorlara eş zamanlı olarak komut göndererek hasta ekstremitesinin istenen pozisyonunda tutulmasını sağlamaktadır. Ancak bu algoritma simülasyonda verilen pozisyon referansını doğru bir şekilde takip edebilmesine rağmen robot üzerinde uygulandığında doğru çalışmamıştır. Bu durumun sebebini bulmak

amacıyla yapılan çalışmalarda kontrolcünün doğru çalışmama sebebinin robotta kullanılan açı ölçüm sensörünün 100 ms örnekleme aralığında değer göndermesi ve üzerinde bulunan filtrelerden dolayı 500 ms gecikmesinin bulunması olduğu ortaya çıkarılmıştır. 100 ms’de bir alınan bu açı bilgisi ile gerçek sistemde yüksek takip hataları meydana gelmiş ve simülasyon ortamında olduğu gibi kararlı bir şekilde verilen pozisyon takip edilememiştir. Bu problemin ortadan kaldırılabilmesi için açı ölçüm sensörünün değiştirilip daha hızlı açı bilgisi gönderen bir açı ölçüm sensörü kullanılması gerekmektedir. Ancak 5 ms ve daha düşük örnekleme aralığına sahip açı ölçüm sensörlerinin maliyetleri yüksek olduğundan doğrudan motor pozisyon bilgisine bağlı olarak çalışan bir yaklaşım geliştirilmesinde karar kılınmıştır.

Geliştirilen yeni yaklaşıma göre, daha önce bir bütün olarak düşünülen cihaz birbiri ile uyumlu çalışan iki ayrı sistem olarak düşünülmüştür. Bu sistemler makara ve bu makaranın dikey yönde hareketini sağlayan asansör mekanizmasından oluşmaktadır. Burada makara sistemleri doğrudan hasta uzvuna bağlı ipleri kontrol etmektedir. Dikey yönde hareketi sağlayan asansör mekanizmasının görevi ise ipin hasta uzvuna en dik açı ile bağlanmasını sağlamaktır ve doğrudan hasta uzvuna hareket vermemektedir. Bu bilgilere göre asansör mekanizmasının dış kuvvetlerden etkilenmeyen sert bir kontrolcü ile kontrol edilmesi, makara sisteminin ise hasta konforunu sağlamak ve aktif yardımcı egzersiz yaptırmaya amacıyla empedans kontrolü ile kontrol edilmesi gerekli ve yeterlidir. Bu yaklaşım empedans kontrol algoritmasının tek serbestlik dereceli makara sistemi üzerinde uygulanmasına olanak tanımıştır. Asansör sistemleri ise makara sistemi kontrolcülerini ile paralel olarak çalışan ayrı pozisyon kontrolcülerini ile kontrol edilmektedir. Bu kontrolcülerin birbiri ile uyumlu olarak çalışması bir üst katmanda çalışan kural tabanlı bir algoritma ile sağlanacaktır. Bu algoritmanın diğer bir avantajı da her makaranın kendi empedans kontrolcülerinin bulunmasıdır. Bu durumda kontrolcü yalnızca makarayı kontrol ettiği için jakobiyen matrisi empedans kontrolcü içinde kullanılmamaktadır. Ancak bu durumda asansör sistemlerinin yukarı aşağı hareketleri hasta ekstremitelerini de hareket ettireceğinden jakobiyen matrisi bu hareketlerin kompanse edilmesi için kontrolcü dışında kullanılacaktır. Kontrolcünün yapısını ifade etmek amacıyla sistemde kullanılan makara sistemi ve makara üzerine etkiyen kuvvetler Şekil 6. 1’de gösterilmektedir.



Şekil 6. 1 Makara sistemi ve üzerine etkiyen kuvvetler

$F_{hasta}$ : Sisteme Uygulanan Hasta Kuvveti

$T_{cont}$ : Kontrolcü Tarafından Makara Motoruna Gönderilen Tork

$r$ : Makara Yarıçapı

$\psi$ : Motor Pozisyonu

$I$ : Makara Sistemi Toplam Ataleti

Şekil 6. 1 incelenirse makaraya motor kontrolcüsü tarafından üretilen tork ve hasta tarafından ip aracılığıyla uygulanan dış kuvvet etki etmektedir. Aynı zamanda sisteme başka herhangi bir dış kuvvetin etki etmediği kabul edilmektedir. Makaraya ip sarıldığında oluşacak yardımcı kasnak ile makara arasındaki sürtünme ise farklı bir algoritma tarafından kompanse edileceğinden empedans kontrol algoritmasına dahil edilmemiştir. Bu şekle göre (6.1) numaralı kontrolcü denklemi hastanın sisteme uyguladığı kuvvet ile pozisyon takip hatası arasında ilişki kurulması açısından,

$$M_d\ddot{e} + D_d\dot{e} + K_de = F_{hasta}r \quad (6.3)$$

şeklinde kullanılabilir. Ancak bu denklemde kullanılan takip hatası hasta ekstremite açısı yerine motor pozisyon değerini referans almaktadır. Böylece kontrolcü performansı açı ölçüm sensörü çıkışı yerine çok daha hızlı veri alınabilen motor enkoder değerine bağlı olmaktadır. Takip hatası (6.4) numaralı denklem kullanılarak elde edilmiştir.

$$e = \psi - \psi_{des} \quad (6.4)$$

$\psi_{des}$ : Motor Pozisyonu Referansı

(6.3) numaralı kuvvet ile pozisyon takip hatası arasında ilişki denklemi ve (6.4) numaralı takip hatası denklemleri birlikte incelendiğinde sisteme uygulanan hasta kuvvetinin pozisyon takip hatası ile doğru orantılı olduğu görülmektedir. Denklemin tutarlılığının kontrol edilmesi açısından Şekil 6. 1 incelendiğinde makaraya uygulanan  $F_{hasta}$  kuvveti  $\psi$  değerini dolayısı ile takip hatasını yükseltecek yönde uygulanmaktadır. Bu durum sistemde de hasta kuvveti ile pozisyon takip hatası arasında doğru orantı olduğunu ve ilişki denkleminin doğru kurulduğunu gösterir.

Pozisyon takip hatasını gösteren (6.4) numaralı denklemin iki kere türevi alınarak,

$$\ddot{e} = \ddot{\psi} - \ddot{\psi}_{des} \quad (6.5)$$

denklemini elde edilir. (6.5) numaralı denklem (6.3) numaralı denklemde yerine yazılırsa,

$$M_d(\ddot{\psi} - \ddot{\psi}_{des}) + D_d\dot{e} + K_de = T_{hasta} \quad (6.6)$$

ifadesi elde edilir. Sistemde özellikle istenen bir ivme girişi olmayacağı için bu ifadede bulunan ivme referansı  $\ddot{\psi}_{des} = 0$  olarak kabul edilebilir. Böylece (6.6) numaralı denklem,

$$M_d(\ddot{\psi}) + D_d\dot{e} + K_de = T_{hasta} \quad (6.7)$$

olarak düzenlenir. Bu denklemde bulunan  $\ddot{\psi}$  terimi yalnız bırakıldığı zaman,

$$\ddot{\psi} = \frac{T_{hasta} - (D_d\dot{e} + K_de)}{M_d} \quad (6.8)$$

ifadesi elde edilmiş olur. Sistem dinamiğinden elde edilebilen bir diğer ifade ise hasta ekstremitesinin ivmesi ile hasta ekstremitesine uygulanan net tork arasında bulunan ilişkidir. Sistemde herhangi bir sürtünme ya da bozucu etki olmadığı kabul edildiği için bu ilişki yalnızca atalete bağlı olarak gösterilmektedir. Hasta ekstremitesi ve uygulanan net tork arasındaki ilişki (6.9) numaralı denklemde yer almaktadır.

$$T_{net} = I\ddot{\psi} \quad (6.9)$$

**$T_{net}$** : Makaraya uygulanan net tork

Bu denklemde bulunan  $T_{net}$  terimi motorun makaraya uyguladığı kuvvet ile hasta tarafından ipler aracılığı ile hasta ekstremitesine uygulanan torkların toplamını ifade etmektedir. Bu ifade (6.10) numaralı denklemde gösterilmektedir.

$$T_{net} = T_{cont} + F_{hasta}r \quad (6.10)$$

Ardından (6.9) numaralı denklemde bulunan  $T_{net}$  ifadesi bu denklemde yerine konarak,

$$I\ddot{\psi} = T_{cont} + F_{hasta}r \quad (6.11)$$

ifadesi elde edilir. (6.8) numaralı denklemde elde edilen  $\ddot{\psi}$  terimi (6.11) numaralı denklemde yerine konulursa,

$$\frac{I}{M_d} [F_{hasta}r - (D_d\dot{e} + K_de)] = T_{cont} + F_{hasta}r \quad (6.12)$$

ifadesi elde edilir. Bu ifade üzerinde bir miktar düzenleme yapıp  $T_{cont}$  ifadesi yalnız bırakılırsa,

$$\left(\frac{I}{M_d} - 1\right) F_{hasta}r - \frac{I}{M_d} (D_d\dot{e} + K_de) = T_{cont} \quad (6.13)$$

ifadesi elde edilir. Bu ifade makara grupları için kullanılacak empedans kontrol algoritmasını oluşturmaktadır. Bu denklemde yer alan  $K_d$ ,  $D_d$  ve  $M_d$  değişkenleri kontrolcü katsayılarıdır. Bu katsayıların bulunması ile ilgili çeşitli yöntemler mevcuttur. Sistemi kararlı çalıştığı katsayı aralığı 8.5 Sistem Performans Deneyi Sonuçları başlığı altında gösterilmiştir.  $F_{hasta}$  ise kontrolcüye giriş olarak gönderilmektedir.  $I$  atalet değeri için de makara sistemini oluşturan motor, redüktör ve makaranın ayrı ayrı ataletlerine bakılmıştır. Makaranın ataleti, şekli hesaba

katılarak  $0,7283 \times 10^{-2} \text{ kg m}^2$  olarak hesaplanmıştır. Redüktörün ve motorun atalet değerleri ise dökümanlarından sırasıyla  $0.14 \times 10^{-4}$  ve  $0.277 \times 10^{-4}$  olarak redüktör oranı ise 10 olarak alınmıştır.

$$I = I_{makara} + I_{redüktör} + \frac{I_{motor}}{i^2} \quad (6.14)$$

$I_{makara}$ : Makara Ataleti

$I_{redüktör}$ : Redüktör Ataleti

$I_{motor}$ : Motor Ataleti

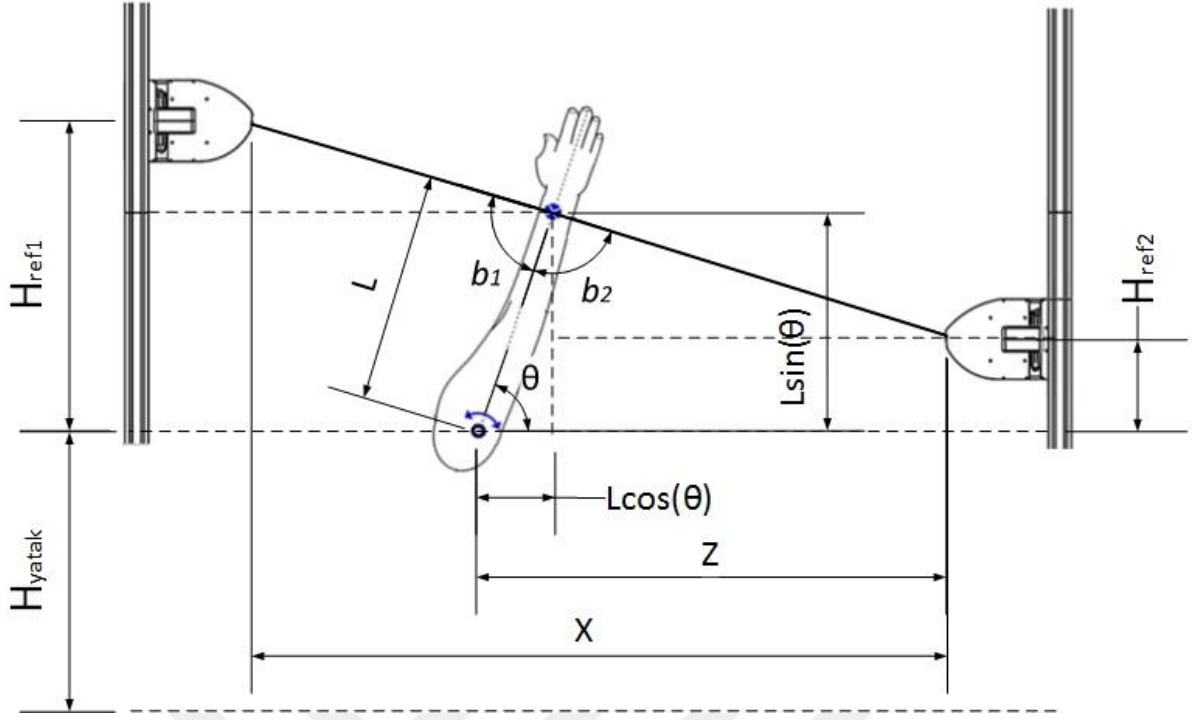
$i$ : Redüktör Oranı

$I$ : Makara Sistemi Toplam Ataleti

Böylece toplam atalet değeri (6.14) numaralı denklem kullanılarak  $1,137 \times 10^{-4}$  olarak hesaplanmıştır.

### 6.3 Asansör Sistemleri Çalışma Algoritması ve PID Kontrolcü Tasarımı

Asansör sistemlerinde amaç, hasta ekstremitesi ile ipler arasındaki açığı 90 dereceye mümkün olduğunca yakın tutmaktır. Bu durumun sağlanması için hasta ekstremitesinin pozisyonuna göre çeşitli geometrik hesaplar kullanarak asansör mekanizmasının bulunması gereken pozisyonu döngüsel olarak hesaplayan pozisyon üreticisi bulunmaktadır. Kullanılan pozisyon üreticisinin yaptığı geometrik hesaplar Şekil 6. 2’de gösterilmiştir.



Şekil 6. 2 Geometrik Uzunluklar

Şekilde bulunan  $b_1$  ve  $b_2$  açıları ip ile hasta ekstremitesi arasındaki açı değerini göstermektedir. Bu açıların 90 dereceye yakın tutulmak istenmesinin amacı makara motorlarından uygulanan kuvvet değerlerinin hasta ekstremitesine dik gelmesine ve ekstremiteye yalnızca dönme hareketi yaptırmasına olanak tanımaktır. Pozisyon üreticisi,  $b_1$  ve  $b_2$  açılarının 90 derece olması için gerekli  $H_{ref1}$  ve  $H_{ref2}$  yükseklik değerlerini geometrik hesaplar ile dögüsel olarak üretmektedir. Bu geometrik hesaplar (6.15) ve (6.16) numaralı denklemlerde gösterilmiştir.

$$H_{ref1} = L \sin \theta + (X - Z + L \cos \theta) \tan(90 - \theta) + H_{yatak} \quad (6.15)$$

$$H_{ref2} = L \sin \theta - (Z - L \cos \theta) \tan(90 - \theta) + H_{yatak} \quad (6.16)$$

Üretilen bu değerler bir PID kontrolcüye giriş olarak verilmektedir. Kullanılması hedeflenen PID kontrolcü verilen referansa hızlı bir şekilde oturmalı ancak bunu yaparken de sistemi ya da sisteme bağlı hastayı sarsmamalıdır. Simülasyonda sistemin ideal durumdaki çalışmasının gözlenmesi açısından kullanılan PID kontrolcü çok sert seçilmiştir. Gerçek sistemde ise farklı bir yaklaşıma gidilmiş ve pozisyon kontrolcü için sürücünden faydalanılmıştır.

Gerçek sistemde asansör motorları sürücü üzerinden hız modunda çalışma şekline ayarlanmıştır. Böylece sistemde oluşan ani yükleri motorun çok hızlı çalışan pozisyon kontrolcüsü karşılamaktadır. PLC üzerindeki yazılımda ise mevcut motor pozisyonu okunmakta

ve pozisyon üreticisinden alınan pozisyon arasındaki farkı gösteren hata değerleri (6.17) ve (6.18) numaralı denklemlerde gösterildiği gibi hesaplanmaktadır.

$$e_1 = H_{ref1} - H_1 \quad (6.17)$$

$$e_2 = H_{ref2} - H_2 \quad (6.18)$$

Bu denklemlere göre hesaplanan pozisyon hataları bir PD kontrolcüye giriş olarak verilmekte ve PD kontrolcünden bir hız çıkışı elde edilmektedir. PD kontrolcü denklemleri,

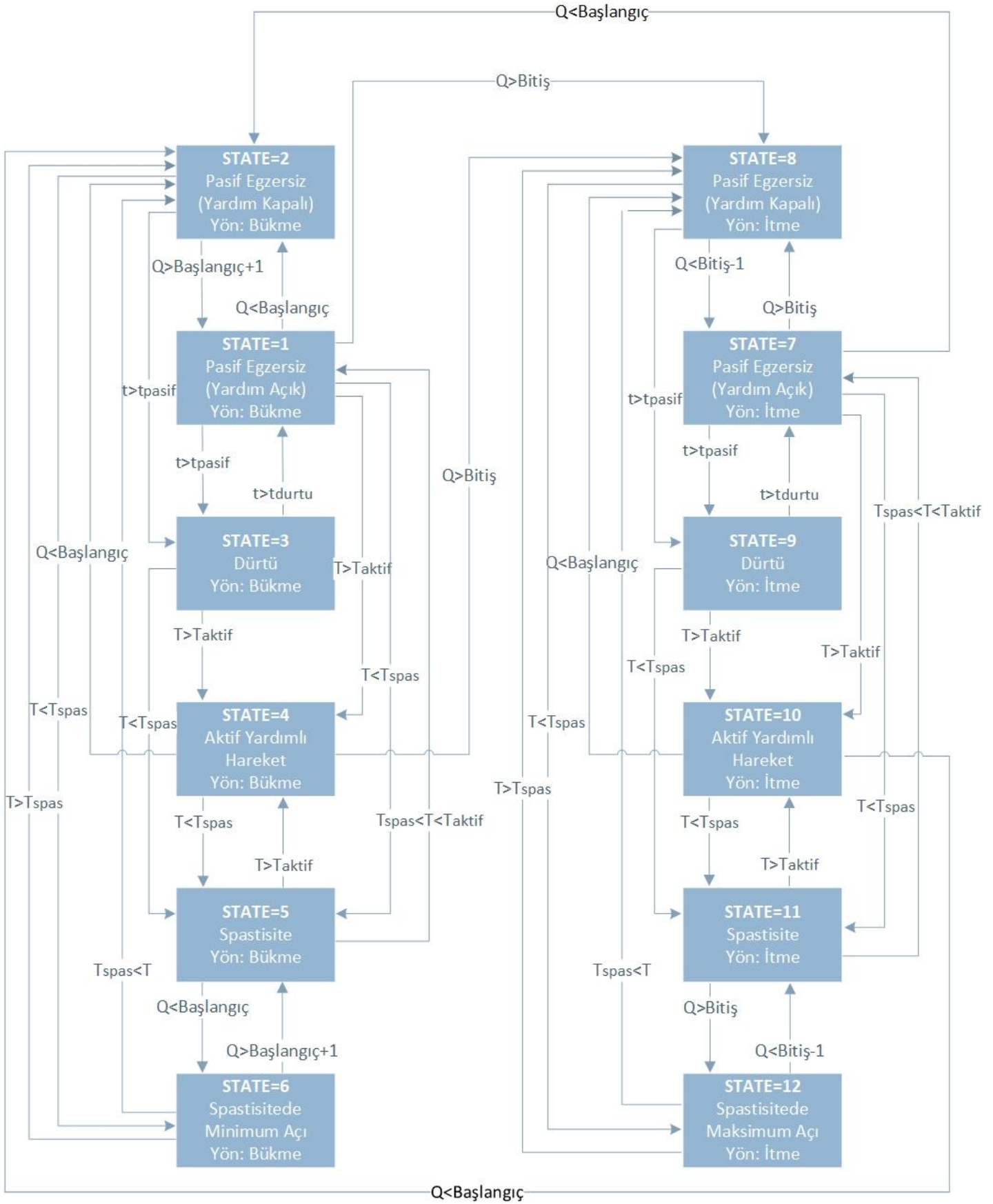
$$V_1 = K_p e_1 + K_d \dot{e}_1 \quad (6.19)$$

$$V_2 = K_p e_2 + K_d \dot{e}_2 \quad (6.20)$$

olarak belirlenmiştir. Egzersiz sırasında asansör motorları sürekli hareket halinde olduğundan ve oluşan kararlı hal hataları çok düşük olduğundan dolayı PID kontrolcü yerine yalnızca PD kontrolcü kullanılması tercih edilmiştir. Kullanılan PD kontrolcünün katsayıları  $K_p=0.8$  ve  $K_d=0.001$  olarak bulunmuştur. Burada PD kontrolcü tarafından hesaplanan hız değerinin belli bir yüksekliği geçmemesi için kontrolcü çıkışı  $\pm 160$  mm/s arasında sınırlandırılmıştır.

#### 6.4 Kural Tabanlı Dış Kontrolcü

Bu kontrolcü sisteme bağlı hastadan ölçülen kuvvete göre makara sistemi motorlarının davranışını düzenleyen sistemdir. Bu sistem, makara motorlarının davranışını düzenlerken aynı zamanda bu motorların kontrolünde kullanılan sanal yay ve damper katsayılarını da değiştirmektedir. Ayrıca empedans kontrolcülere giden pozisyon referansı bilgisi de kural tabanlı dış kontrolcü tarafından üretilmektedir. Kural tabanlı dış kontrolcü temel olarak bir durum makinası algoritmasından oluşmaktadır. Durum makinasında 12 adet farklı durum ve bu durumlar arası geçiş koşulları bulunmaktadır.



Şekil 6. 3 Durum Makinası: Durumlar arası geçiş koşulları

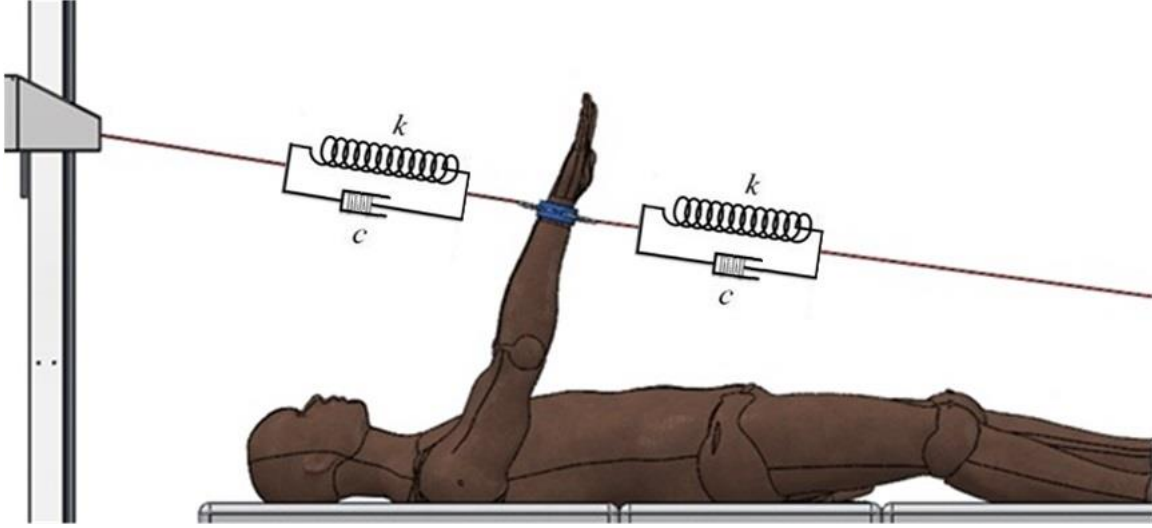
Durum makinası yapısı 12 durumdan oluşmaktadır. Durumlar arası geçiş koşulları Şekil 6. 3’de gösterilmektedir. Bu durumları açıklamak gerekirse,

**Pasif Egzersiz Yardım Açık Durumu:** Bu durum sistemin eklem hareket açıklığı içerisinde verilen pozisyon referansını yüksek empedans ile takip etmesinin sağlandığı durumdur. Bu durumda empedans kontrolcü sanal yay ve damper katsayıları sırasıyla yüksek empedansı oluşturan  $6.6 \times 10^{-7}$  ve  $0.25 \times 10^{-7}$  olarak ayarlanır. Bu katsayılar 8.2 Kontrolcü Stabilité ve Performansının Değerlendirmesi bölümünde elde edilen grafiğe uygun olarak verilmektedir. Bu kısımdan sonra yüksek empedans oluşturma ifadesi katsayıların bu şekilde ayarlanması anlamına gelecektir.

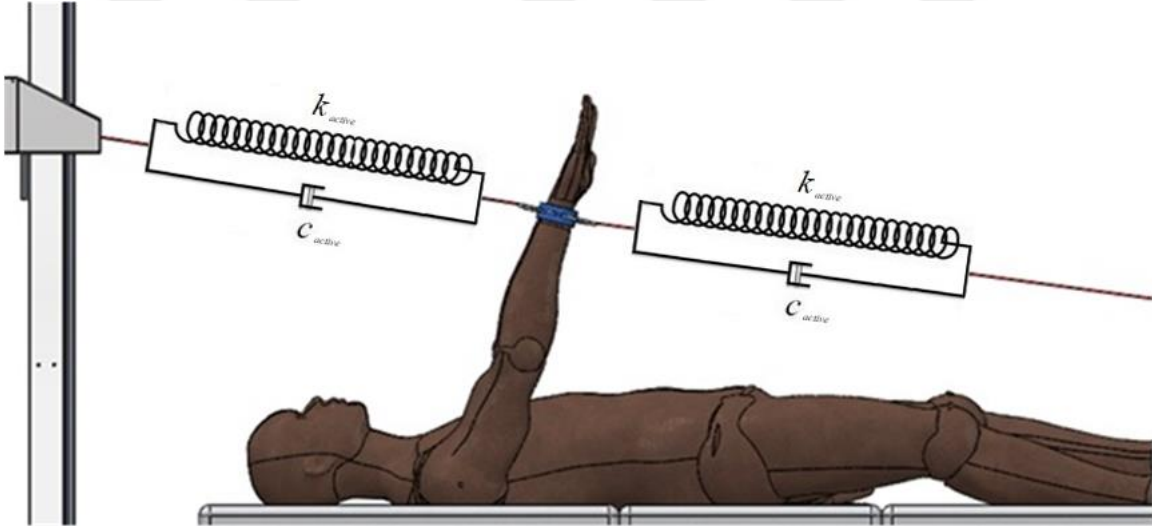
**Pasif Egzersiz Yardım Kapalı Durumu:** Bu durum sistemin eklem hareket açıklığı dışında olduğu durumdur. Bu durumda sistem yüksek empedans ile verilen pozisyon referansını takip ederek ekstremitayı tekrardan eklem hareket açıklığı içerisine sokmaya çalışır. Ekstremita ağırlık ölçümü bu durumun çalıştığı eklem hareket açıklığı dışında alınmadığından sistemin aktif yardım durumuna geçmesine izin verilmez.

**Dürtü Durumu:** Yalnızca pasif egzersiz sırasında geçilen bu durumda sistem kullanıcı arayüzünden girilen dürtü süresi boyunca yaptığı hareketin tersi yönünde hareket eder ve dürtü süresinin bitiminde tekrar pasif egzersiz durumuna geçer. Dürtü süresi sağlık çalışanlarının tercihi ile değiştirilebilir ancak genelde saniyenin dörtte biri gibi kısa zaman aralıklarına ayarlanmaktadır. Dürtü durumu ve pasif egzersiz durumu birlikte sistemin 3 temel çalışma şekli olan dürtülü pasif egzersizi oluşturmaktadır.

**Aktif Yardım Durumu:** Hastanın uyguladığı aktif kuvvet değeri, sistemin ayarlanan aktif kuvvet eşliğinin üzerine çıktığı zaman geçilen bu durumda empedans kontrolcü sanal yay ve damper katsayıları sırasıyla düşük empedansı oluşturan  $2.6 \times 10^{-8}$  ve  $0.5 \times 10^{-8}$  olarak ayarlanır. Bu katsayılar da yüksek empedans katsayıları gibi 8.2 Kontrolcü Stabilité ve Performansının Değerlendirmesi bölümünde elde edilen grafiğe uygun olarak ayarlanmıştır. Bu kısımdan sonra düşük empedans oluşturma ifadesi katsayıların bu şekilde ayarlanması anlamına gelecektir. Sistemin düşük empedans ile çalışması, iplere bağlı olduğu farz edilen sanal yay ve damperlerin çok düşük katsayılara sahip olduğu kabulüdür. Bu kabul daha iyi anlaşılması açısından Şekil 6. 4 ve Şekil 6. 5’de gösterilmiştir.



Şekil 6. 4 Yüksek empedans durumunda sanal yay ve damperlerin temsili gösterimi



Şekil 6. 5 Düşük empedans durumunda sanal yay ve damperlerin temsili gösterimi

Düşük empedans durumunda empedans kontrol formülünün pozisyon hatasına bağlı olan kısmı etkisini kaybeder ancak dış kuvvete bağlı olan kısmı aynen uygulanır. Böylece kontrolcü verilen pozisyonu takip etmek yerine uygulanan dış kuvvet oranında motorlara tork verir.

Aynı zamanda aktif yardım durumunda sisteme verilen pozisyon referansı mevcut hareket yönünde 7 kat daha hızlı artırılmaktadır. Referansın bu şekilde hızlı artırılmasının sebebi sanal yay ve damper katsayıları da tamamen sıfır yapılmadığından kontrolcünün pozisyon hatasına bağlı kısmının da hasta hareketine bir miktar destek olması içindir. Bu çalışma şekli, hastanın aktif hareket yardım eşiğini geçmesi durumunda uyguladığı kuvvet ile ekstremitelerini hareket

ettiremezse kontrolcünün hasta ekstremitesi hareket edene kadar uyguladığı yardım miktarını arttırmasını sağlamaktadır.

**Spastisite Durumu:** Spastisite kuvvetleri yapılan harekete ters yönde uygulanan yüksek kuvvetlerdir. Hastanın uyguladığı kuvvet değeri, sistemin ayarlanan spastisite kuvveti eşliğinin altına indiği zaman spastisite durumuna geçilir. Bu durumda üzetilen pozisyon referansının yönü tersine çevrilir yani spastisite kuvveti uygulanan yönde hasta ekstremitesinin yavaş ve dirençli şekilde hareket etmesi sağlanır. Bu durum eklem hareket açıklığı içerisinde hasta spastisite kuvveti uyguladığı sürece devam etmektedir.

**Spastisite Sırasında Eklem Hareket Açıklığı Dışına Çıkılması Durumu:** Bu durum eklem hareket açıklığı dışında hasta spastisite kuvveti uyguladığı zaman meydana gelmektedir. Çalışma şekli olarak Pasif Egzersiz Yardım Açık Durumu ile aynı şekilde çalışmaktadır. Yalnızca hastanın eklem hareket açıklığı dışında da spastisite kuvveti uygulayıp uygulamadığının rahat gözlelenebilmesi için oluşturulmuş bir durumdur.

Açıklanan bu 6 adet durum sistem ekstremitayı fleksiyon (bükme) yönünde hareket ettirirken kullanılmaktadır. Extansiyon (itme) yönünde ise aynı durumların itme yönü için olanları geçerlidir.

## 6.5 Bozucu Etki Gözleyicisi

Sistem ile yapılan ilk kontrol çalışmalarında makaraların düşük yay ve damper katsayıları ile düzgün kontrol edilemediği görülmüştür. Bu durumun sistemin mekanik yapısından dolayı meydana gelen sürtünmelerden kaynaklandığı tespit edilmiştir. Bu durumun çözülmesi için sistem çalıştırılarak sürtüme kuvvetinin tayin edilmesine ilişkin literatürde bulunan çalışmalar incelenmiş, bu çalışmaların ışığında deneyler yapılmış ve sistemin sürtünme modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan bu model sürtünme kuvvetlerinin bir miktar telafi edilmesini sağlasa da özellikle aktif yardım durumu için istenen hassasiyet değerlerine ulaşamamıştır. Aynı zamanda makara sistemlerine sarılan iplerin süreki aşınması ve egzersiz sırasında sarım sayılarının değişmesi sistemin sürtünme değerinin sürekli değişmesine sebep olmaktadır.

Böylelikle sürtünme kompanzasyonu için yeni bir yaklaşıma gidilmiş ve bozucu etki gözleyicisi denenmesine karar verilmiştir. Kullanılan bozucu etki gözleyicisi için öncelikle makara sistemlerinin ideal modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan ideal modelde makara sistemleri

yalnızca verilen motor torku ile dönme hareketi yapan motor, redüktör ve makaradan oluşan sürtünmesiz sistemler olarak düşünülmüştür. Sistemin ideal modeli,

$$T_{ideal} = I * \alpha \quad (6.21)$$

olarak kabul edilmiştir. Burada  $T_{ideal}$  değişkeni makara sisteminin ideal koşullarda  $\alpha$  kadar ivmelenmesi için gerekli tork miktarıdır. Bu durum gerçek sistemde ise,

$$T_{motor} = T_{ideal} + T_{sürtünme} \quad (6.22)$$

denklemini ifade edilebilir. Çünkü gerçek sistemde makaranın  $\alpha$  kadar ivmelenebilmesi için atalet ile birlikte sürtünme ve diğer bozucu etkiler içinde bir miktar tork uygulanması gerekmektedir. Bu durumda sisteme verilen tork değeri ile hesaplanan ideal tork arasındaki fark sürtünme ve diğer etkilere harcanan tork değerini verecektir.

$$T_{sürtünme} = T_{motor} - T_{ideal} \quad (6.23)$$

Bulunan bu  $T_{sürtünme}$  değerinde ölçülen yüksek frekanslı gürültülerin etkisini azaltarak çıkışı yumuşatmak amacıyla alçak geçiren filtreye sokularak bozucu etki gözleyicisi tork değeri elde edilmiştir.

$$T_{dob} = H_{lpf}(T_{motor} - T_{ideal}) \quad (6.24)$$

Burada alçak geçiren filtre fonksiyonu ayrık zamanlı denkleme dönüştürülerek PLC içine yazılmıştır. Ayrık zamanlı alçak geçiren filtre denklemini,

$$y(n) = (1 - e^{-gt})x(n - 1) + e^{-gt}y(n - 1) \quad (6.25)$$

olarak bulunmuştur.

### SİMÜLASYON ÇALIŞMALARI

#### 7.1 Açıklama

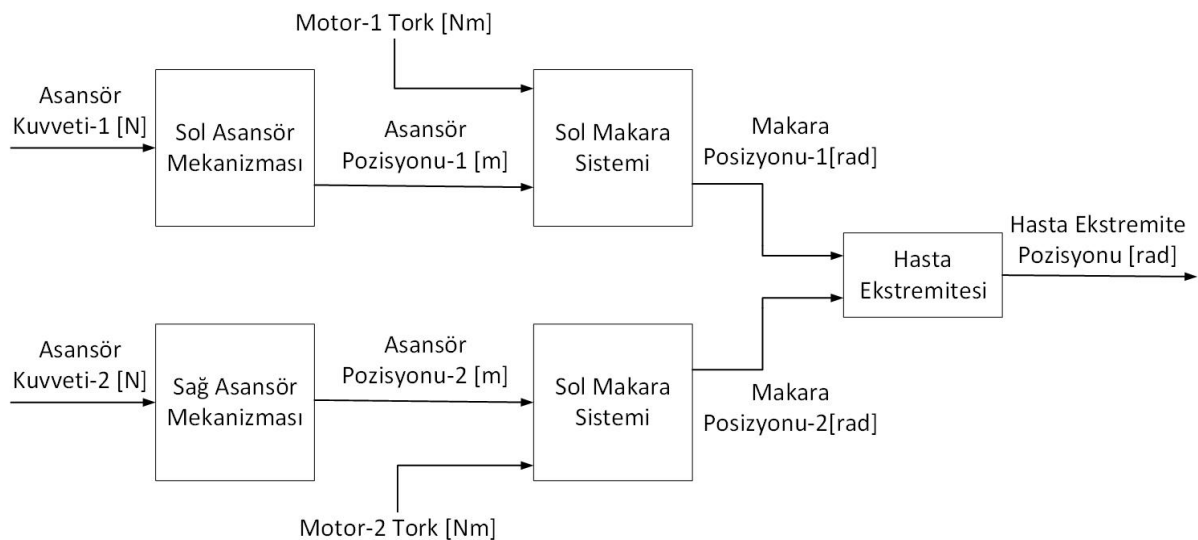
Bu bölümde sistemin bilgisayar üzerinde modellenmesi ve bu model üzerinde kontrol algoritmalarının doğru çalışıp çalışmadığının denetiminin yapılması ile ilgili çalışmalar anlatılmıştır. Oluşturulan sistem modeli ve kontrol algoritmaları modelleri sunulmuş ve bu modeller üzerinde yapılan simülasyon çalışmaları gösterilmiştir. Simülasyonlar üzerinde elde edilen sonuçlar grafiksel olarak gösterilmiş ve yorumlanmıştır.

#### 7.2 Sistem Modeli Simülasyonu

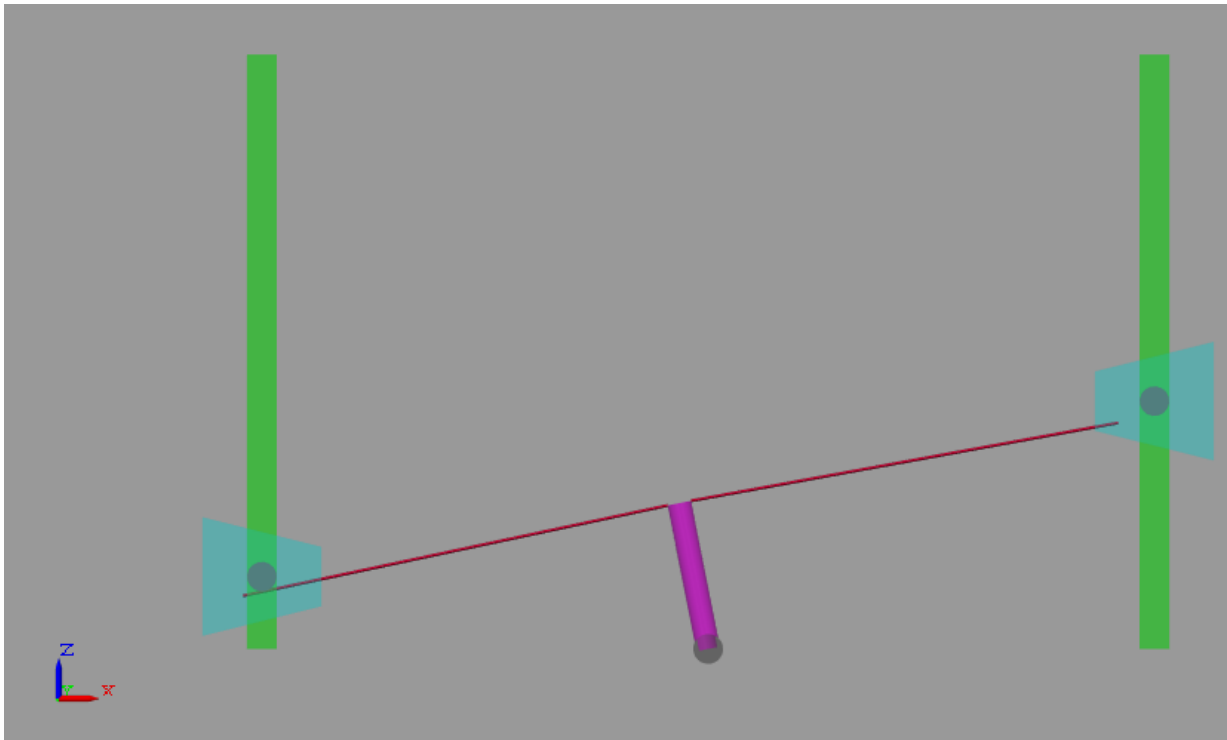
Simülasyon çalışmalarının yapılmasında, sistemin dinamik modelinin oluşturulması önemli yer tutmaktadır. Yüksek doğrulukta çalışan bir dinamik model kontrol sistemi simülasyonunun doğruluğunu artıracaktır.

Yapılan çalışmalar neticesinde ortaya çıkarılması hedeflenen sistemin doğrudan bilgisayar ortamında matematiksel olarak modellenmesine karar verilmiştir. Bu tür bir karar verilmesinin sebebi uygulamaya karar verilen kontrolcü algoritmasında sistemin dinamik denklemlerine ihtiyaç duyulmayıp yalnızca kinematik modelden elde edilecek jakobiyen matrisine ihtiyaç duyulmasıdır. Cihazın dinamik olarak modellenmesi yalnızca kontrol sisteminin bilgisayar ortamında çalıştırılıp cihaz simülasyon çalışmalarının yapılması aşamasında kullanılacaktır. Bu bağlamda cihaz çalışmasının doğruluğunun takibini kolaylaştırması açısından grafik çıktılarının dışında görsel olarak da 3 boyutlu çıktı veren bilgisayar ortamlarında cihazın dinamik olarak modellenmesi tercih edilmiştir.

Modelleme aşamasında öncelikle hedeflenen cihazın dinamik olarak modellenmesi için uygun bir program araştırması yapılmıştır. Bu noktada karşılaşılan en büyük problem cihazın yapısından kaynaklanan ip ve makara düzeneğidir. Bu şekilde ipli bir cihazın modellenmesi için ilk olarak MSC Adams programı uygun bulunmuştur ancak cihazın iplerinin bir ucunun doğrudan ipin sarıldığı makaraya bağlı olması durumu Adams programında modelleme açısından problem yaratmaktadır. Bu sebeple cihazın simülasyon çalışmalarının yapılacağı Matlab/Simulink programında çeşitli kabuller yapılarak modellenmesi kararlaştırılmış ve hem görsellik hem de işlev açısından tatmin edici olan Multibody kütüphanesi kullanılarak sistemin dinamik modeli yapılmıştır. Simülasyon çalışmalarında da egzersiz sırasında cihazda bulunan iplerin her zaman gergin tutulması prensibinden yararlanarak ipler rijit çubuk olarak kabul edilmiş ancak sisteme kısıt konularak bu çubukların makaralara yalnızca çekme yönünde kuvvet uygulayabilmeleri itme yönünde ise kuvvet uygulayamaması sağlanmıştır. Sistem modeli Sağ Asansör Mekanizması, Sol Asansör Mekanizması, Sağ Makara Sistemi, Sol Makara Sistemi ve Hasta Ekstremitesi Modeli olmak üzere 5 kısımdan oluşmaktadır. Ancak sağ ve sol olarak ayrılan makara sistemleri ve asansör mekanizmaları yapı olarak aynı şekilde çalışmaktadır. Bu nedenle tezde yalnızca sol makara sistemi ve asansör mekanizmasının iç kısmı açıklanacaktır. Sistem modelinin blok diyagramı şeklinde genel gösterimi ve 3 boyutlu çıktısının gösterimi Şekil 7. 1 ve Şekil 7. 2’de gösterilmiştir. Aynı zamanda hasta ekstremitesi ve sistem dinamik modelinin Matlab/Simülink ortamında oluşturulmuş blok diyagramı EK-1’de verilmiştir.

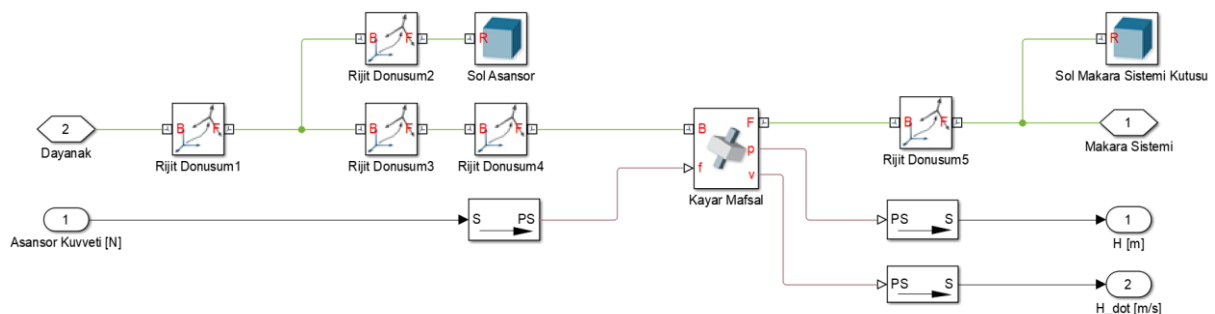


Şekil 7. 1 Hasta ekstremitesi ve sistem modeli blok diyagramı



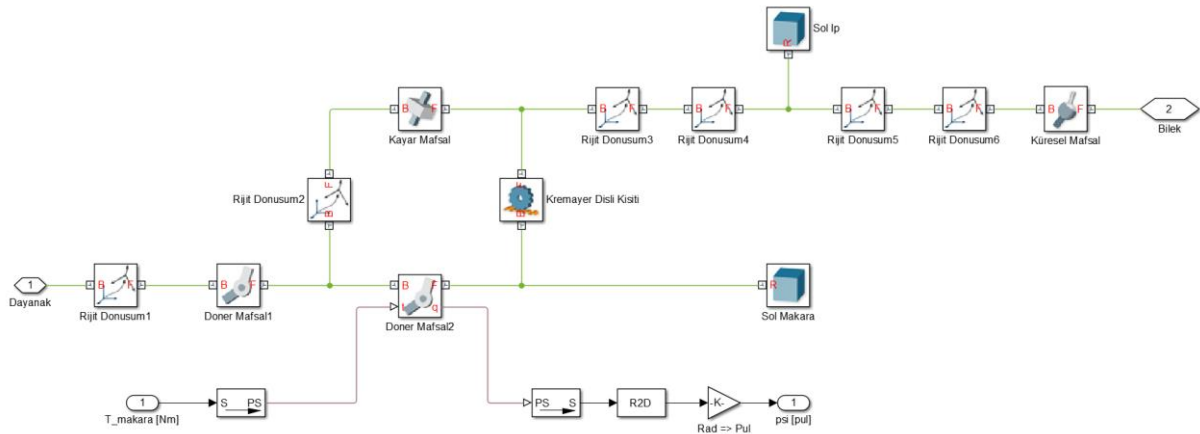
Şekil 7. 2 Sistem modelinin 3 boyutlu çıktısı

Simülasyonu görselleştirmek amacıyla kullanılan 3 boyutlu çıktıda sırasıyla yeşil, mavi ve kırmızı renkli asansör mekanizması, makara sistemi ve ip gibi parçaların şekil ve kütle açısından bir değeri bulunmamaktadır yalnızca görsel izlenimin kolay olması açısından simülasyona konmuştur. Ancak hasta ekstremitelerini ifade eden pembe renkli çubuğun şekil ve kütlesi kullanılmaktadır. Bu durumun sebebi asansör sistemleri için yalnızca döngüsel olarak hesaplanan yükseklik referansına hızlı bir şekilde oturmasını sağlayacak bir PID kontrolcü kullanılmasının yeterli olmasıdır. Asansör mekanizması altsistemi Şekil 7. 3’de gösterilmektedir.



Şekil 7. 3 Asansör mekanizması modeli

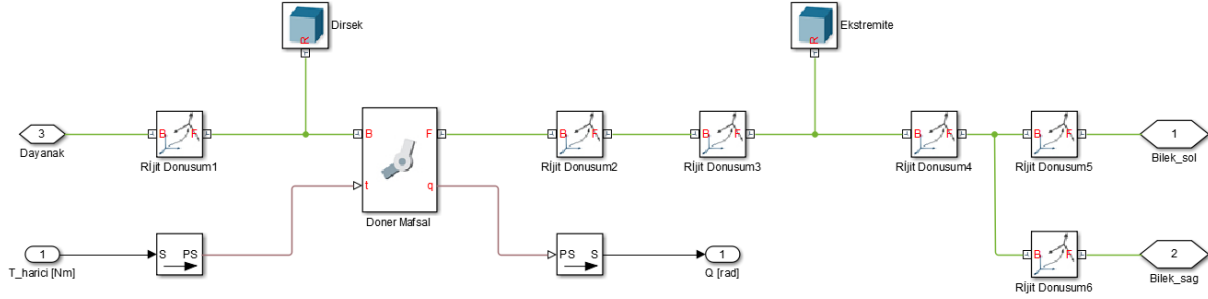
Asansör mekanizması modelinin oluşturulmasında Matlab/Simulink programının Multibody kütüphanesinde bulunan hazır bloklardan kayar mafsalları kullanılmıştır. Bu tip mafsalları blokları pozisyon ya da tork değeri inputu olarak hareketini o değere göre ayarlayabilmekte ve pozisyon, hız, ivme ve aktüatör kuvveti çıkışı verebilmektedir. Şekil 7. 3’de kullanılan kayar mafsalları bloğuna tork girişi verilerek pozisyon ve hız bilgileri alınmaktadır. Bu pozisyon ve hız bilgileri asansör sistemi kontrolcüsü ve asansör hareketi kompanzasyonu için kullanılacaktır. Sol asansör ve sol makara sistemi kutusu blokları, gövdeleri ifade etmektedir bu gövdelere kütle ya da özkütle gibi değerler girilebilmektedir aynı zamanda bu gövdeler simülasyonun görsel kısmını oluşturmaktadır. Yeşil renkli bağlantılar ise mekanik bağlantıları ifade etmektedir ve bu bağlantılar üzerindeki dönüşüm blokları gövdeler ve mafsalların birbirine göre pozisyon ve açıların ayarlanmasında kullanılmaktadır. Altıgen şeklindeki bloklar ise altsistemlerdeki mekanik bağlantı giriş çıkışlarıdır fonkiyon olarak Simulink blok diyagramlarında kullanılan input ve output bloklarından bir farkları yoktur. Dayanak olarak isimlendirilmiş blok asansör sisteminin dayalı olduğu yeri göstermektedir. Asansör sistemi yer(world frame) bloğuna mekanik olarak bağlıdır. Diğer blok ise makara sistemine bağlıdır. Makara sistemi modeli Şekil 7. 4’de gösterilmiştir.



Şekil 7. 4 Makara sistemi modeli

Makara sistemi modelinin oluşturulmasında döner mafsalları ve kayar mafsalları çifti kullanılmıştır. Bu çift kremayer dişli kısıtı kullanılarak birbirine bağlanmıştır. Döner mafsaldan alınan pozisyon bilgisi öncelikle dereceye ardından da pulse değerine çevrilerek çıkış alınmaktadır. Modelin bu şekilde kurulmasının sebebi gerçek sistemde de pozisyon değerinin motor sürücüsünden pulse birimi ile alınmasıdır. Makara sisteminin dayanak kısmı yer yerine asansör sistemi çıkışına bağlıdır böylece asansör sistemi makara sistemini aşağı-yukarı yönde hareket

ettirebilmektedir. Gerçek sistemde ip ile splint arası bağlantı noktasını düşünürsek bu nokta her eksende dönme hareketi yapabilen bir mafsals gibidir. Bu durumu en iyi tanımlayan blok küresel mafsals bloğudur. Bu sebeple makara sistemi altsistemi küresel mafsals ile bilek isimli bloktan ekstremitel modeline mekanik olarak bağlrdır. Ekstremitel model Şekil 7. 5’de gösterilmektedir.

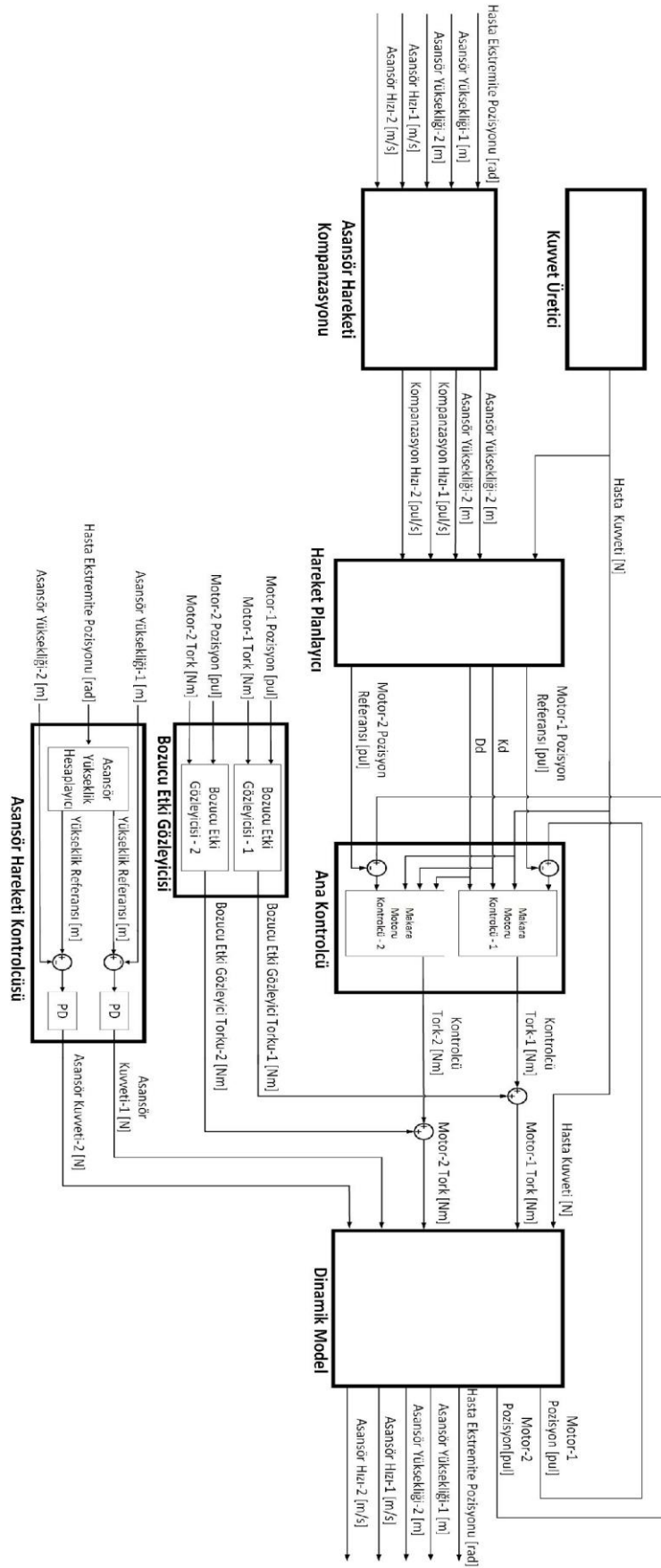


Şekil 7. 5 Ekstremitel model

Bu modelde hasta ekstremitesi döner mafsalsın ucuna bağl bir çubuk olarak düşünölmüştür. Burada, sağ ve sol makara sistemleri bilek\_sag ve bilek\_sol blokları ile ekstremitel üst kısımdan mekanik olarak bağlanmıştır. Döner mafsalsdan ise radyan cinsinden açl bilgisi alınmaktadır. Bu bilgi gerçek sistemde hasta ekstremitesine bağl açölçer kullanılarak alınacaktır. Mafsals giriş olarak verilen T\_harici ise hastanın uyguladığı torku temsil etmektedir. Bu tork değeri sistemde input olarak verilse de gerçek sistemde hasta tarafından uygulanacak ve splint mekanizmasında bulunan yük hücreleri ile ölçölecektir.

### 7.3 Kontrol Sistemi Simölasyonu

Bilgisayar ortamında kontrol sistemi çalışmalarının yapılabilmesi için uygun bir model oluşturulmasının ardından kontrolcü modeli oluşturma çalışmalarına başlanmıştır. Bu aşamada Bölüm 5 ve Bölüm 6’dan elde edilen geometrik ve matematiksel denklemler kullanılarak kontrol algoritması oluşturulmuştur. Oluşturulan kontrol algoritmasının blok diyagramı Şekil 7. 6’da gösterilmektedir. Matlab/Simölink ortamında oluşturulmuş blok diyagramı ise EK-1’de verilmiştir.

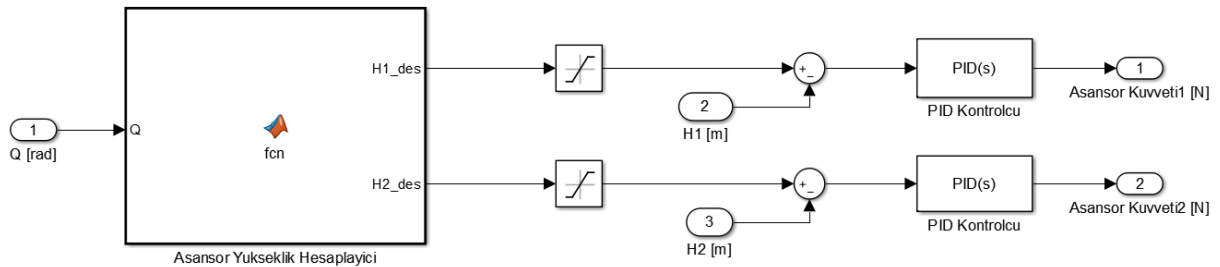


Şekil 7. 6 Genel sistem ve kontrolcü blok diyagramı

Şekil 7. 6'ın en sol tarafından bulunan blok sistemin dinamik modelini ifade etmektedir. Dinamik Model bloğunun içi 7.2 Sistem Modeli Simülasyonu bölümünde ayrıntılı olarak anlatılmıştır. Bunun dışında bulunan bloklar Asansör Hareketi Kontrolcüsü, Asansör Hareketi Kompanzasyonu, Hareket Planlayıcı, Makara Sistemi Kontrolcüsü ve Bozucu Etki Gözleyicisi olmak üzere 5 altistemden oluşmaktadır.

### 7.3.1 Asansör Hareketi Kontrolcüsü

Asansör hareketi kontrolcüsü, makara sistemlerinin bulunması gereken yükseklik değerini hesaplayarak asansör sistemlerinin hesaplanan bu pozisyona oturmasını sağlayan altistemdir. Asansör hareketi kontrolcüsü altisteminin iç kısmı Şekil 7. 7'de gösterilmektedir.



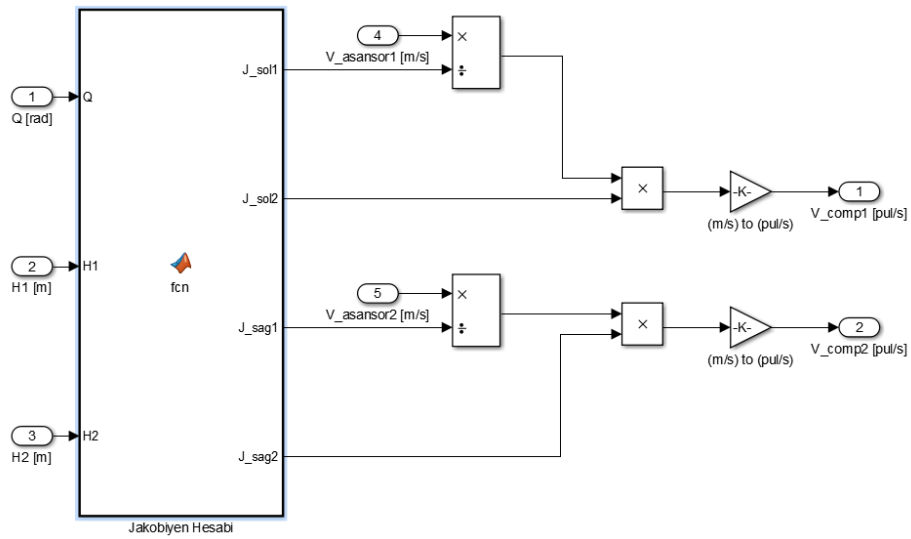
Şekil 7. 7 Asansör kontrolcüsü modeli

Asansör yükseklik hesaplayıcı bloğu, makara sistemlerinin ulaştırılması gereken yükseklik değerini 6.3 Asansör Sistemleri Çalışma Algoritması ve PID Kontrolcü Tasarımı başlığı altında bulunan (6.15) ve (6.16) numaralı denklemleri kullanarak hasta ekstremite açısına göre döngüsel olarak üretmektedir. Üretilen bu yükseklik değeri sistemin mekanik olarak izin verdiği maksimum ve minimum yükseklik değerleri ile satüre edilerek PID kontrolcülere pozisyon referansı olarak verilmektedir. PID kontrolcülerden alınan kuvvet değeri ise doğrudan sistem modelinde bulunan asansör sistemlerinin kayar mafsallarına input olarak verilmektedir.

### 7.3.2 Asansör Hareketi Kompanzasyonu

Asansör hareketi kompanzasyonu, hasta ekstremitesinin asansör sistemlerinin yaptığı yukarı-aşağı yönlü hareketlerden etkilenmemesi için kullanılan algoritmaları içeren alt sistemdir. Bu alt sistemin doğrudan makara sistemi kontrolcüsü üzerinde bir etkisi yoktur. Ancak makara motoru referanslarını düzenleyen hareket planlayıcısına bilgi göndererek makara motoru

referanslarını değiştirir. Böylece makara sistemi hareketlerini dolaylı olarak etkilemiş olur. Asansör hareketi kompanzasyonu altsisteminin iç kısmı şekil 7. 8’de gösterilmektedir.

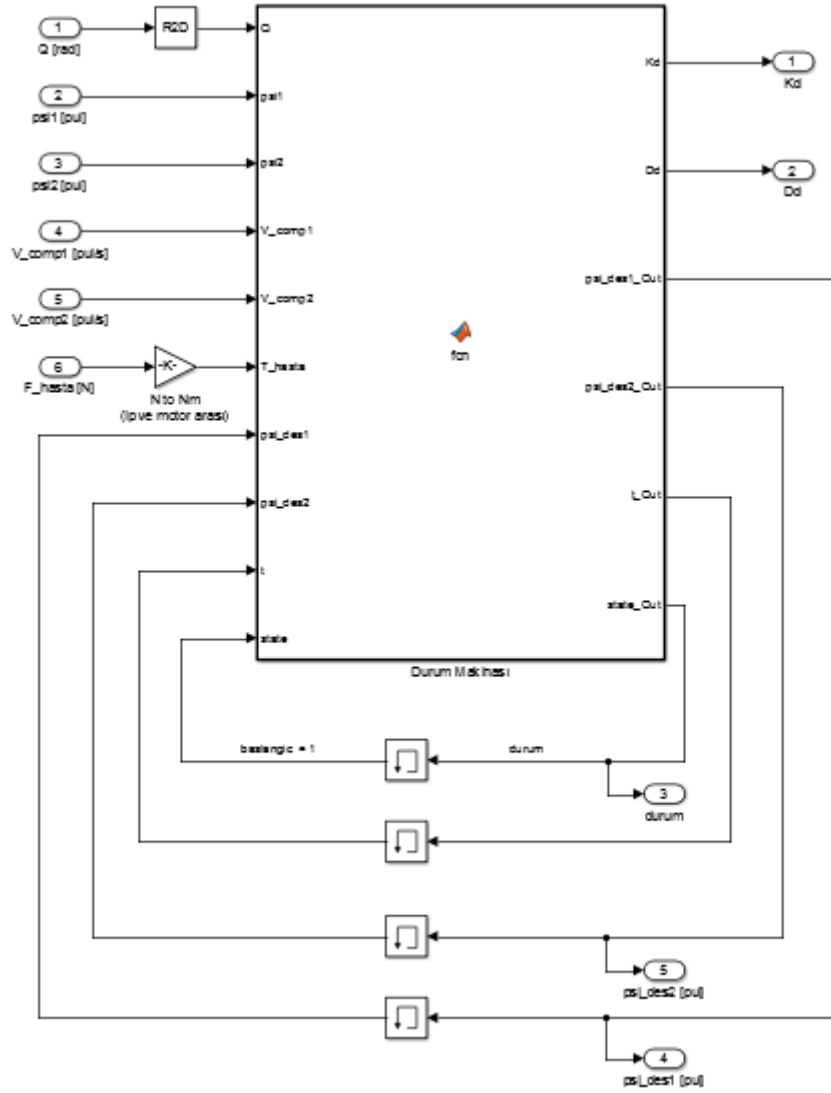


şekil 7. 8 Asansör hareketi kompanzasyonu altsistemi

Burada Jakobiyen Hesabi bloğu Sistemin Kinematik Analizi ve Modellenmesi başlığı altında bulunan (5.35) ve (5.36) numaralı denklemleri kullanarak asansör sistemi hızları, ip hızları ve hasta ekstremitesi hızı arasındaki ilişkiyi veren katsayıları üretmektedir. Bu katsayılar göre asansör hareketi hızının hasta ekstremitesini hareket ettirmemesi için gerekli ip hızları hesaplanmakta ve hesaplanan bu ip hızları Hareket Planlayıcı altsistemine döngüsel olarak gönderilmektedir.

### 7.3.3 Hareket Planlayıcı

Hareket planlayıcı temel olarak makara sistemi hareketlerinin nasıl olacağını ayarlayan kural tabanlı bir sistemdir. İçinde bulunan durum makinası algoritması ile hasta ekstremitesi pozisyonu ve uygulanan hasta kuvvetine göre sistemin bulunması gereken durumu ayarlayarak makara kontrols referansını ve katsayılarını ayarlamaktadır. Hareket planlayıcı altsistemi şekil 7. 9’da gösterilmektedir.



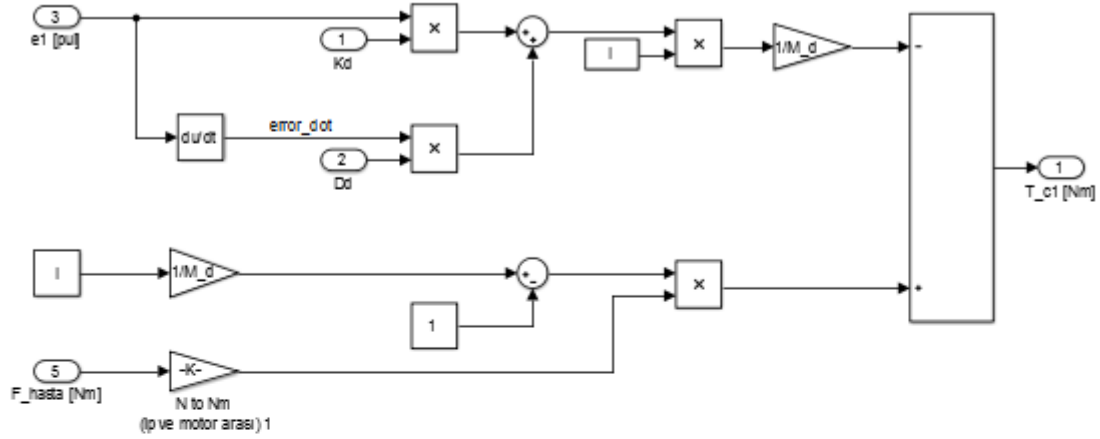
Şekil 7. 9 Hareket planlayıcı altsistemi

Burada cihazın durumunu ayarlayan durum makinası algoritması 12 durum içermektedir. Bu konu ile ilgili ayrıntılı bilgi 6.4 Kural Tabanlı Dış Kontrolcü başlığı altında verilmiştir.

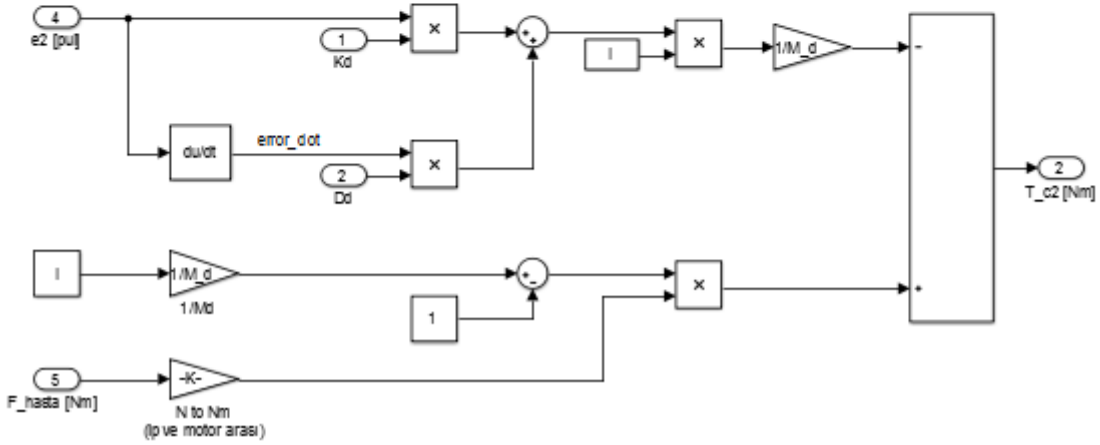
#### 7.3.4 Makara Sistemi Kontrolcüsü

Makara sistemi kontrolcüsü, hasta ekstremitelerini hareket ettiren makaraların empedans kontrol algoritmasını içeren altsistemdir. Empedans kontrol algoritması için 6.2 Empedans Kontrolcü Tasarımı başlığı altında elde edilen (6.13) numaralı denklem kullanılmıştır. Makara sistemi kontrolcüsü altsisteminin iç kısmı Şekil 7. 10'da gösterilmektedir.

### Birinci Makara Motoru Kontrolcüsü



### İkinci Makara Motoru Kontrolcüsü

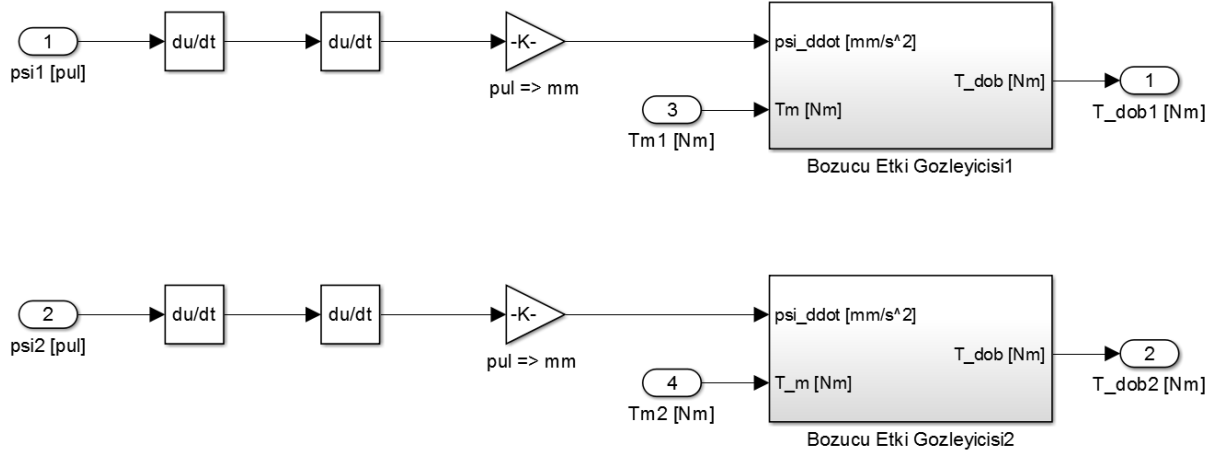


Şekil 7. 10 Makara sistemi kontrolcüsü modeli

Şekil 7. 10'da da görüldüğü gibi birinci ve ikinci makara sistemi için ayrı kontrolcüler çalışmaktadır. Burada sanal yay ve sanal damper katsayılarını ifade eden  $K_d$  ve  $D_d$  değerlerinin dışarıdan input olarak alınma sebebi hareket planlayıcı altsisteminin sanal yay ve damper değerlerini arttırarak ya da azaltarak sistemin sertliğini ayarlamasına olanak tanımaktır.

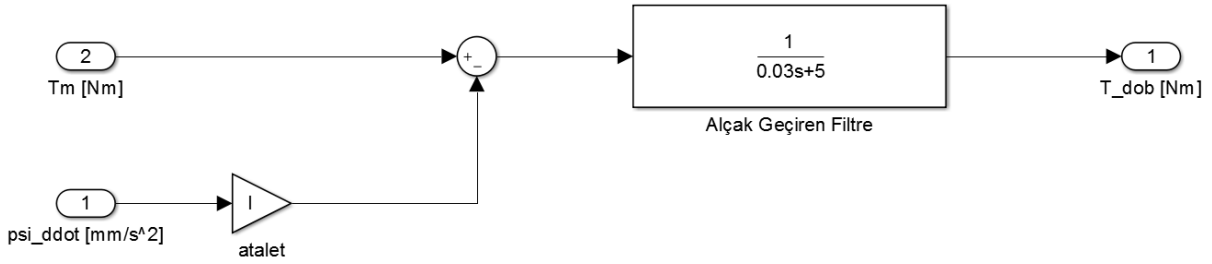
### 7.3.5 Bozucu Etki Gözleyicisi

Bozucu etki gözleyicisi sistemde bulunan ve kontrolcünün çalışmasına kötü etki yaratacak sürtünme, atalet ve hesaba katılmayan ağırlıkların etkisini ortadan kaldırması için kullanılmaktadır. Bozucu etki gözleyicisi altsisteminin iç kısmı Şekil 7. 11'de gösterilmektedir.



Şekil 7. 11 Bozucu etki gözleyicisi altsistemi

Sistemde her makara motorunun kendine ait bozucu etki gözleyicisi vardır. Bozucu etki gözleyicisinin çalışma mantığı 6.5 Bozucu Etki Gözleyicisi başlığı altında verilmiştir. Bozucu etki gözleyicisi modeli Şekil 7. 12’de gösterilmektedir.

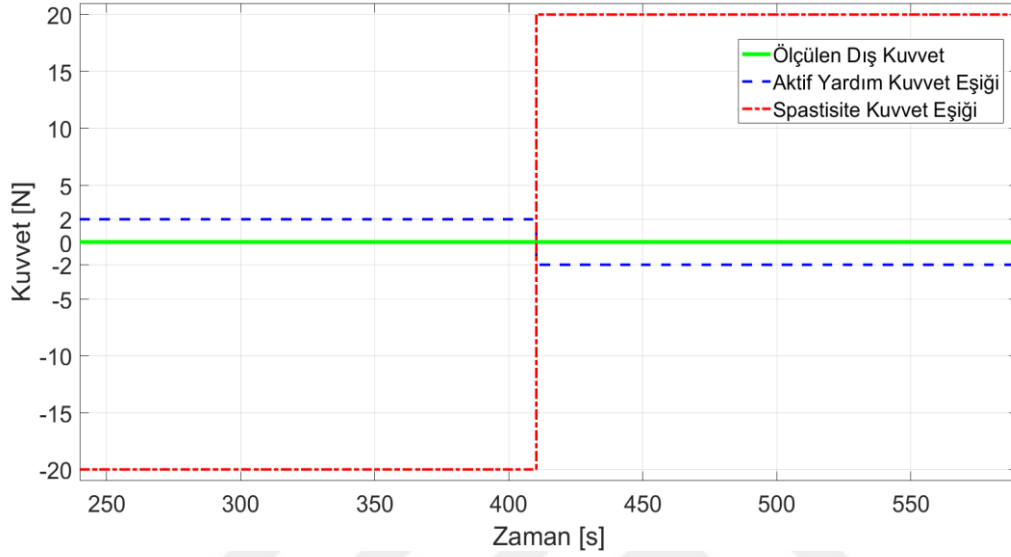


Şekil 7. 12 Bozucu etki gözleyicisi modeli

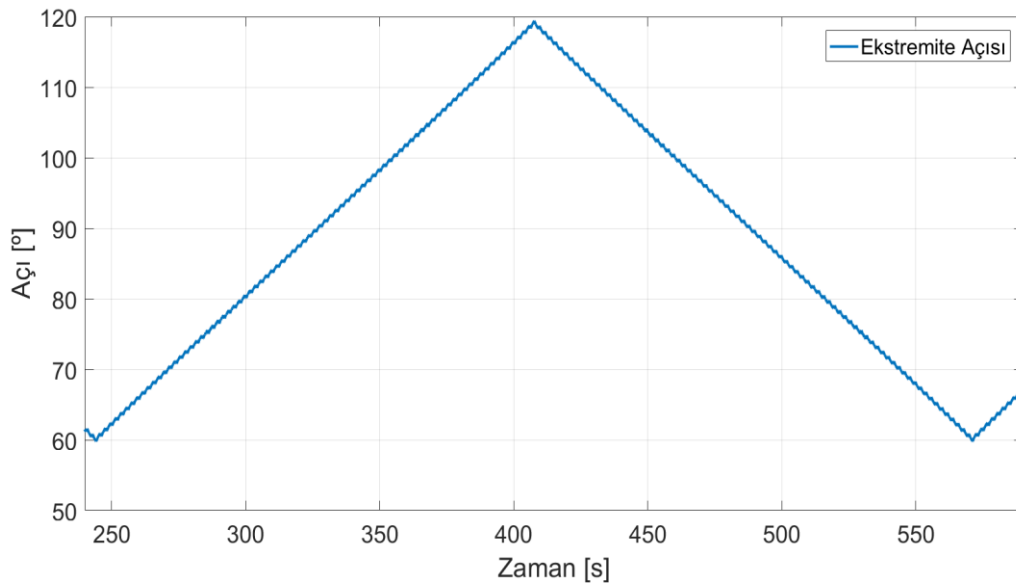
#### 7.4 Simülasyon Sonuçları

Simülasyon çalışmalarının bitirilmesinin ardından çeşitli senaryolar oluşturulmuştur. Bu senaryolara göre robotun tepkisinin nasıl olduğu gözlemlenmiştir. Oluşturulan ilk senaryo hasta ekstremitelerinin tamamen flask olması durumudur. Bu durumda hasta hiç aktif hareket ya da spastisite yapamayacaktır dolayısı ile senaryonun oluşturulması için hasta kuvveti sıfır olarak girilmiştir. Bu senaryoya göre robot, hasta ekstremitelerini her zaman pasif olarak hareket ettirecektir. Aynı zamanda pasif egzersiz sırasında robotun dürtü hareketi yaptırması gerekmektedir. Bu hareketi tanımlamak gerekirse pasif egzersiz sırasında robot, hasta ekstremitelerini her 1,5 saniyede bir 0.5 saniye gittiği yönün tersine doğru hareket ettirmektedir. Bu hareket şeklinin beyine daha fazla uyarı göndererek hastanın kaybettiği hareketleri geri kazanması için faydalı olduğu iddia edilmektedir. Burada 0,5 saniye ve 1,5

saniyelik hareket süreleri örnek olarak verilmiştir, herhangi bir standardı yoktur. Egzersiz hasta ekstremita açısı  $90^\circ$  iken başlamaktadır ve eklem hareket açıklığı  $60^\circ$  ile  $120^\circ$  arasına ayarlanmıştır. Hastanın robota uyguladığı kuvvet ve ekstremita pozisyonu grafikleri Şekil 7. 13 ve Şekil 7. 14’de verilmiştir.



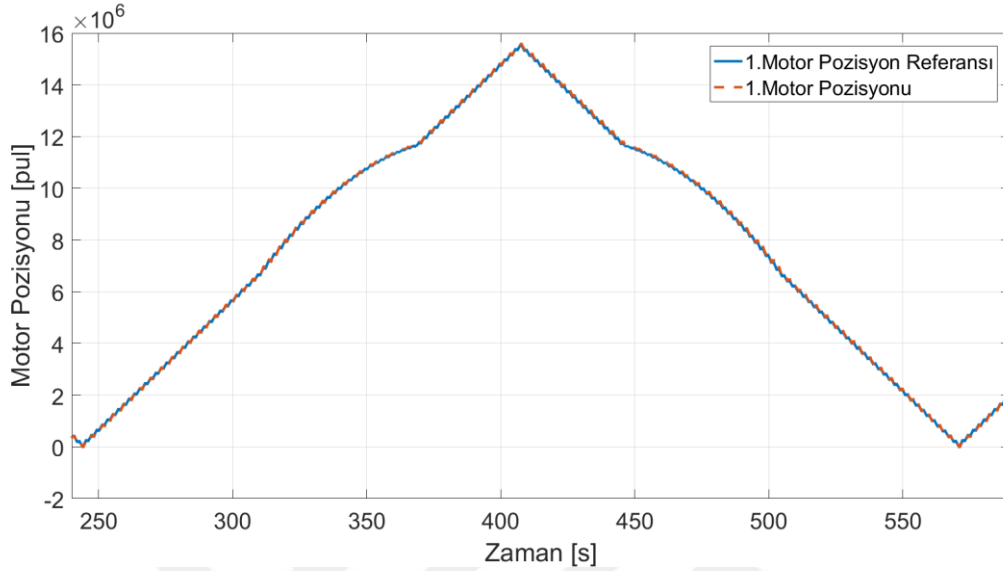
Şekil 7. 13 Pasif Egzersiz Simülasyonu: Uygulanan dış kuvvet



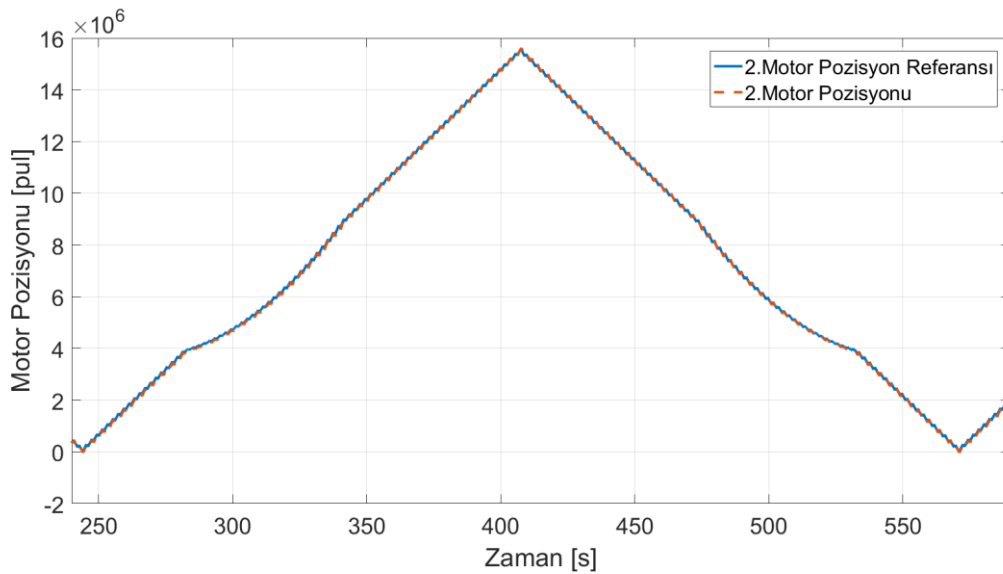
Şekil 7. 14 Pasif Egzersiz Simülasyonu: Ekstremita Pozisyonu

Bu grafiklere göre hasta robota herhangi bir dış kuvvet uygulamadığı zaman sistem hastayı  $120^\circ$  ve  $60^\circ$  aralığında düz bir şekilde hareket ettirmiştir. Grafikte düzenli olarak görülen

dalgalanmanın sebebi motor referanslarına verilen dürtü hareketinden kaynaklanmaktadır. Sistemi makara hareketini sağlayan motorların pozisyon ve pozisyon referansı değerleri Şekil 7. 15 ve Şekil 7. 16’da gösterilmektedir.



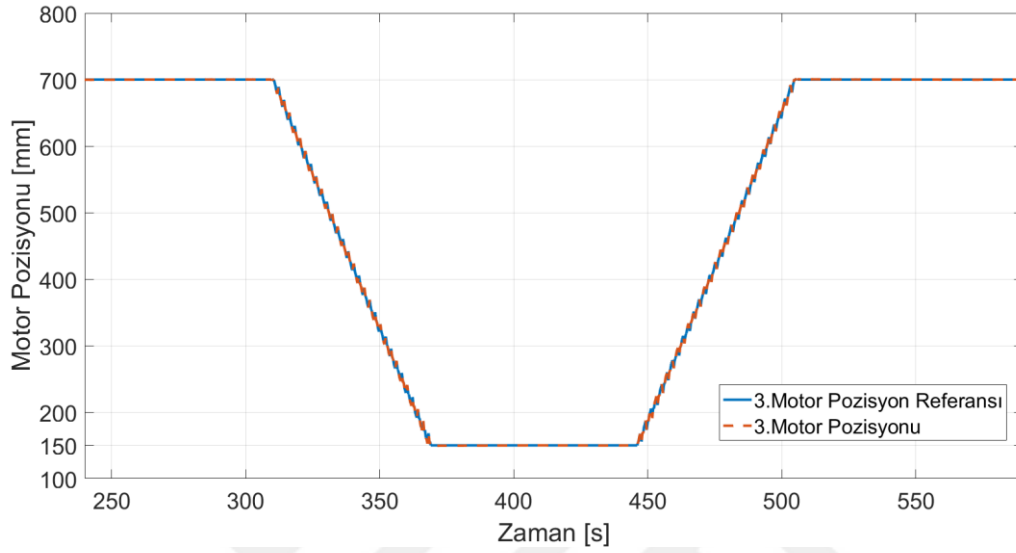
Şekil 7. 15 Pasif Egzersiz Simülasyonu: 1. Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı



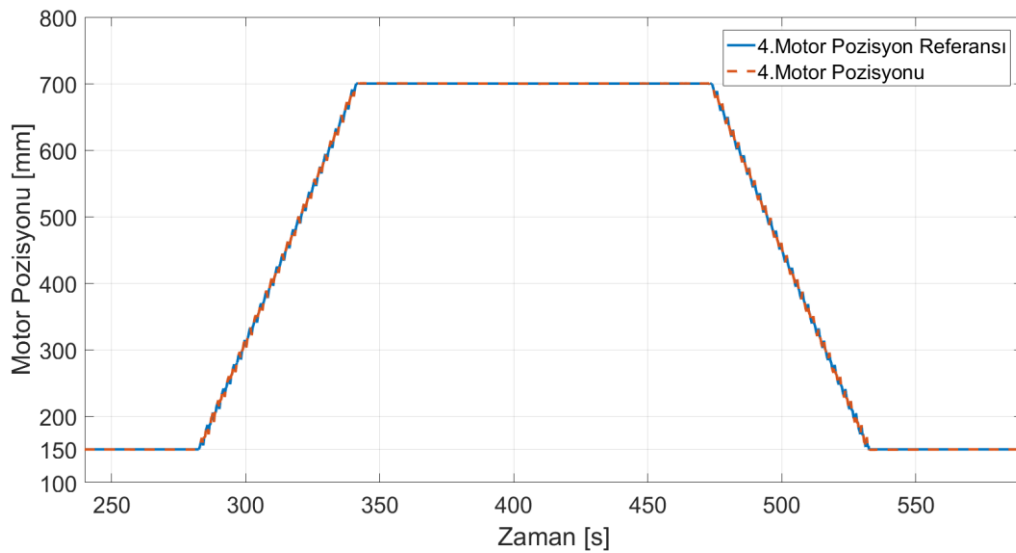
Şekil 7. 16 Pasif Egzersiz Simülasyonu: 2. Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı

Burada motor pozisyon ve referanslarının hasta ekstremitesi pozisyonu gibi düz bir şekilde ilerlememesi makara sistemlerinin yukarı aşağı hareketinin hasta ekstremitesine etkisini kompanse eden algoritmadan kaynaklanmaktadır. Bu algoritmaya göre makara sistemleri yukarı yönde ne kadar hareket ederse etsin robot, hasta ekstremitesine düz bir şekilde egzersiz

yaptırılabilir. Burada yapılan egzersizin yönüne göre bir motor egzersiz yönünde ipi çekme işlemi yaparken diğer motor da dirençli olarak salma işlemi yapmaktadır. Makara sisteminin yukarı-aşağı hareketini sağlayan asansör motoru pozisyon ve pozisyon referansı grafikleri ise Şekil 7. 17 ve Şekil 7. 18’de verilmiştir.



Şekil 7. 17 Pasif Egzersiz Simülasyonu: 3.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı

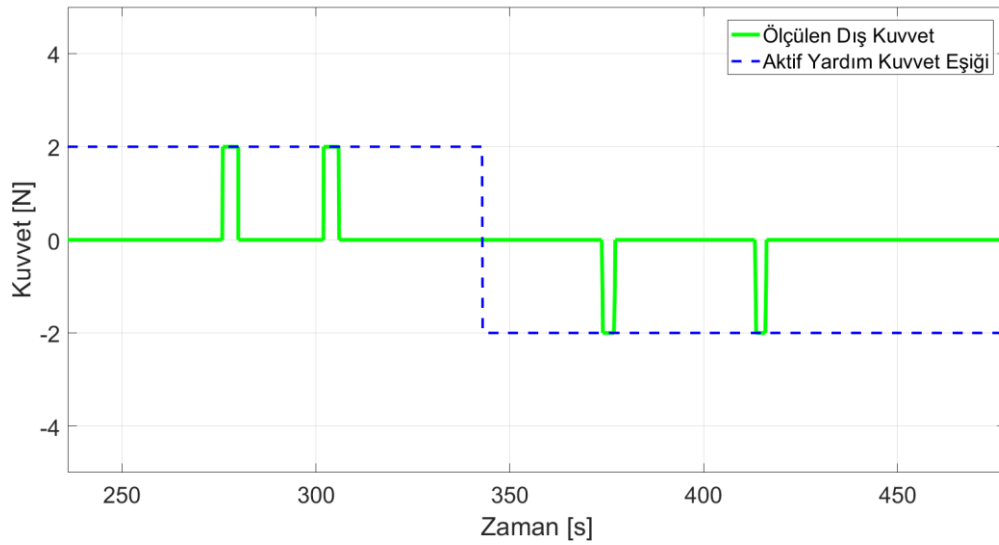


Şekil 7. 18 Pasif Egzersiz Simülasyonu: 4.Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı

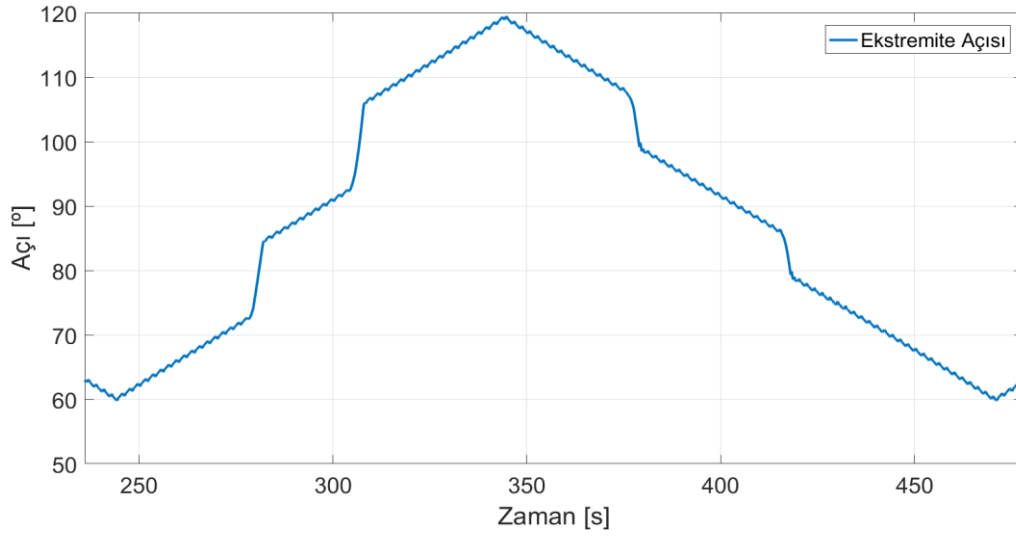
Bu grafikler 7.3.1 Asansör Hareketi Kontrolcüsü başlığı altında verilen asansör pozisyonu hesaplayısı bloğunda üretilen referans değerlerini ve aynı başlık altında gösterilen PID kontrolcüsü ile kontrol edilen motor pozisyon değerlerini göstermektedir. Grafiklere göre

motor pozisyonları 150 mm ile 700 mm arasında değişmektedir. Bu durumun sebebi gerçek sistemin de bu limitler çerçevesinde kullanılmasının hedeflenmesidir.

Oluşturulan ikinci senaryo bir miktar aktif hareket yapabilen hasta senaryosudur. Bu senaryoya göre sisteme bağlanmış olan hasta 2 N (yaklaşık 200 g) kadar sisteme hareket yönünde kuvvet uygulamaktadır. Ancak normal bir durumda bu kuvvet değeri hastanın herhangi bir uzvunu kaldırabilmesi için yeterli değildir ve hasta bir süre sonra hareket ortaya çıkaramadığı için kuvvet uygulamayı bırakacaktır. Ancak robota bağlı olduğu sırada bu şekilde kuvvet uyguladığında sistem, hastanın uyguladığı kuvvet oranında kalan kuvveti kendisi tamamlayarak hastanın uzvunu hareket ettirmesine izin verecek şekilde çalışmaktadır. Uygulanan kuvvetin aktif hareket olarak algılanması için hareket yönünde olması gerekmektedir. Şekil 7. 19 ve Şekil 7. 20’de hastanın sisteme uyguladığı dış kuvvet ve ekstremité pozisyonu gösterilmektedir.

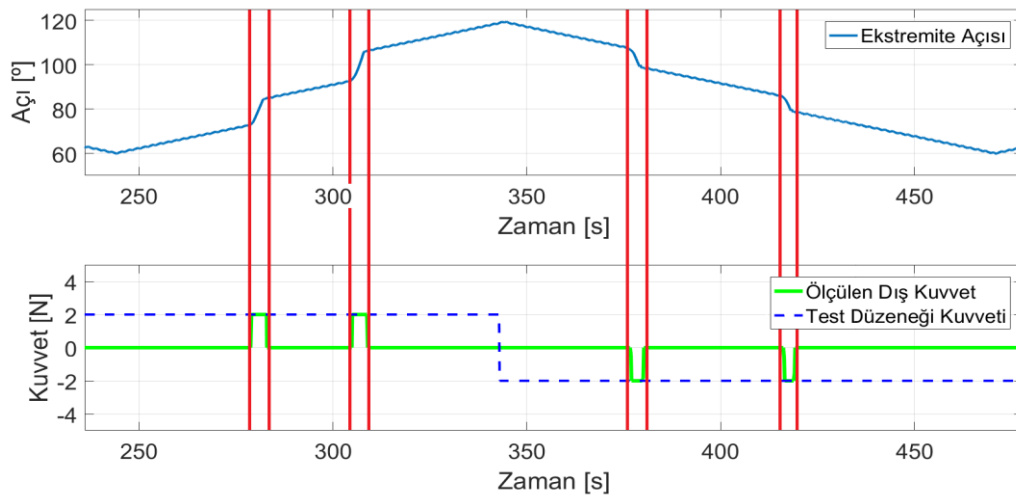


Şekil 7. 19 Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: Uygulanan dış kuvvet



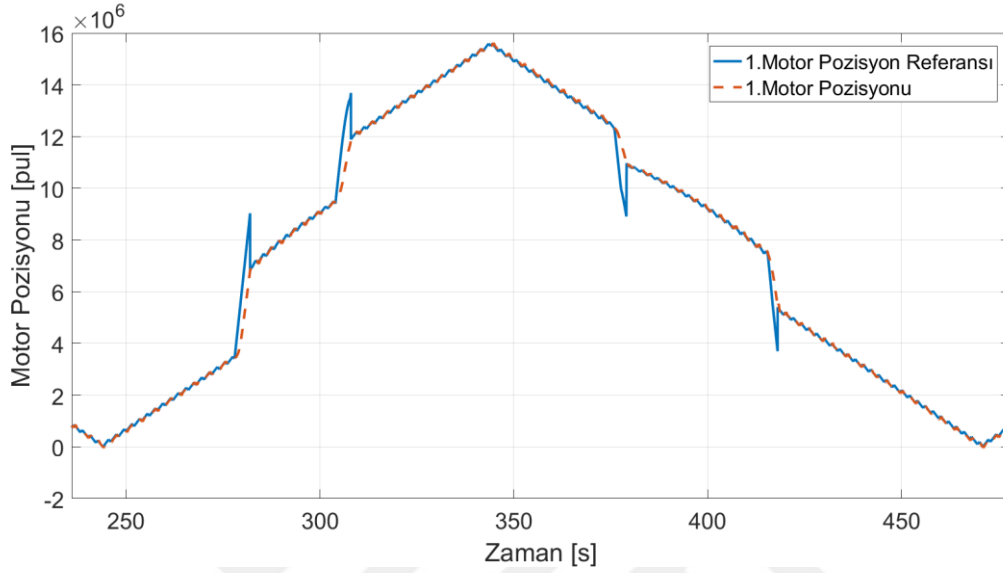
Şekil 7. 20 Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: Ekstremité Pozisyonu

Bu grafiklere göre hasta egzersizin 278. ve 304. saniyelerinde 4 saniye boyunca sisteme 2 N (yaklaşık 200 g) büyüklüğünde hareket yönünde kuvvet uygulanmaktadır. Böylece sistem kuvvet uygulandığı sürece aktif hareket durumuna geçmiş pasif egzersiz yaptırmayı bırakarak hareketi hastaya bırakmıştır. Aynı zamanda hareketi desteklemiş ve hastanın 2 N kuvvet ile uzvunu kaldırarak hareketi yapmasına olanak tanımıştır. 375. ve 415. saniyelerde ise itme yönünde sırasıyla 4 ve 3 saniye boyunca aktif kuvvet uygulanmıştır bu noktada da sistem hareketi hastaya bırakarak hastanın itme yönünde hareketine izin vermiştir. Uygulanan dış kuvvet ve ekstremité pozisyonu arasındaki ilişki daha rahat algılanması açısından Şekil 7. 21 ile gösterilebilir.

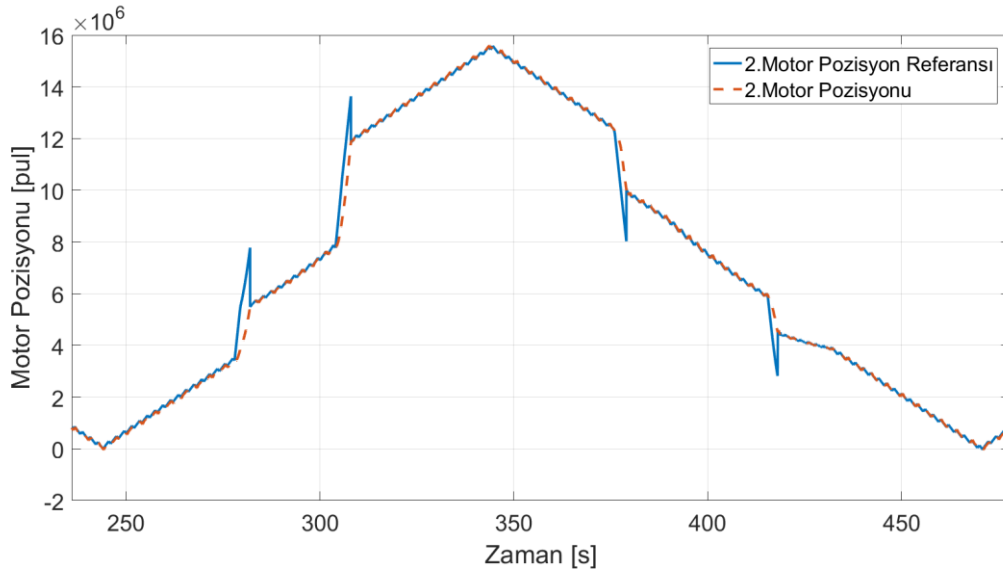


Şekil 7. 21 Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: Ekstremité pozisyonu, dış kuvvet ilişkisi

Burada kırmızı çizgiler arasına alınmış kısımlar kuvvet hareket yönünde 2 N kuvvet uygulandığı zamanlardır. Bu durumda sistem normal pozisyon referanslarını takip etmeyi bırakmış ve hareketin uygulanan kuvvet ile yapılmasına olanak tanımıştır. Motorların pozisyon ve pozisyon referans değerleri Şekil 7. 22 ve Şekil 7. 23’de gösterilmektedir.



Şekil 7. 22 Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: 1. Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı

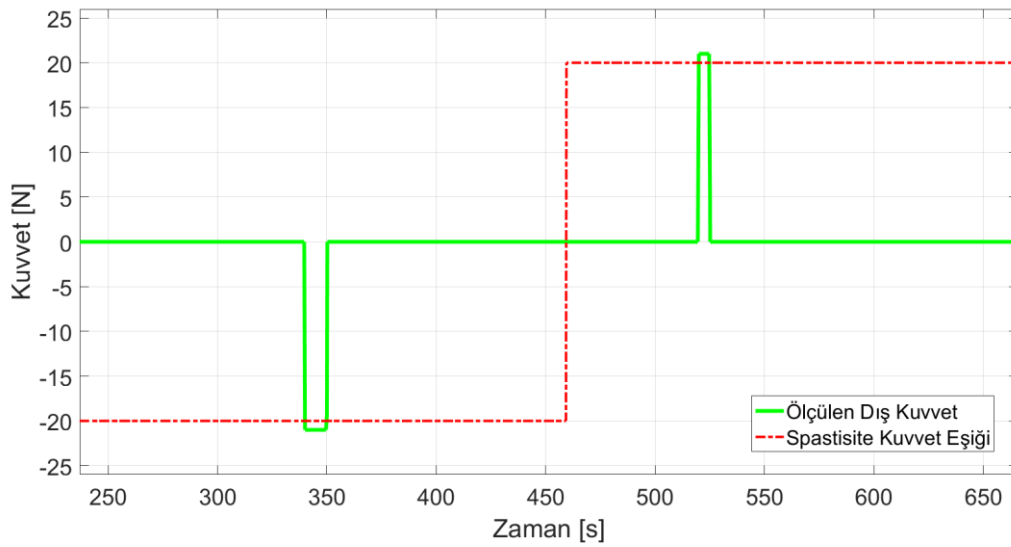


Şekil 7. 23 Aktif Yardımlı Egzersiz Simülasyonu: 2. Motor Pozisyonu ve Pozisyon Referansı

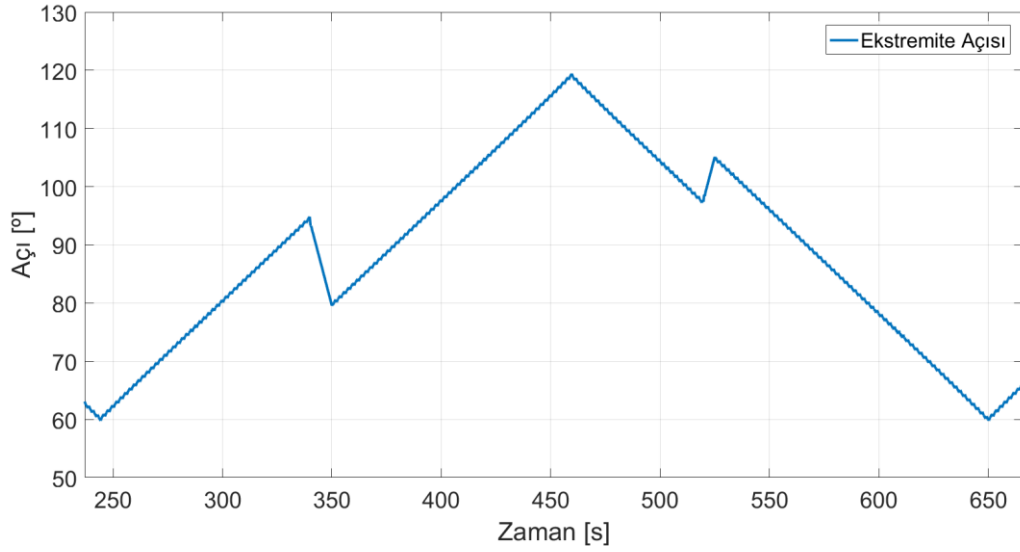
Burada aktif hareket sırasında pozisyon referans değerleri hızla değişmekte ancak pozisyon değerleri bu referansı takip edememektedir. Bu durumun sebebi aktif hareket sırasında kontrolcü denkleminde bulunan sanal yay ve damper katsayılarının çok düşük seviyelere

indirilmesidir. Böylece kontrolcü motorlara hastanın sisteme uyguladığı dış kuvvete göre tork girişi göndermektedir. Pozisyon referansı ve sanal yay ve damper katsayılarından oluşan kısım ise yalnızca harekete bir miktar destek olmaktadır. Bu destek her şeyin ideal olduğu simülasyon ortamında gerekli olmasa da bütün bozucu etkilerin kompanse edilemediği gerçek sistemde aktif hareketi kolaylaştırması açısından faydalıdır.

Üçüncü senaryo ise spastisitesi olan hasta senaryosudur. Bu senaryoya göre hasta sisteme hareketin tersi yönünde 20 N (yaklaşık 2 kg) üzerinde kuvvet uygulayacaktır. Spastisite durumuna geçme kuvvet eşiği, yüksek kuvvet değerlerine ayarlanmıştır bunun sebebi spastisitenin büyük kuvvetler şeklinde ortaya çıkmasıdır. Spastisite algılandığı zaman sistem spastisite durumuna geçmekte ve bu durumda harekete ters yönde direnç vererek sebit hızda hareket yapmaktadır. Şekil 7. 24 ve Şekil 7. 25’de hastanın sisteme uyguladığı dış kuvvet ve ekstremitte pozisyonu gösterilmektedir.

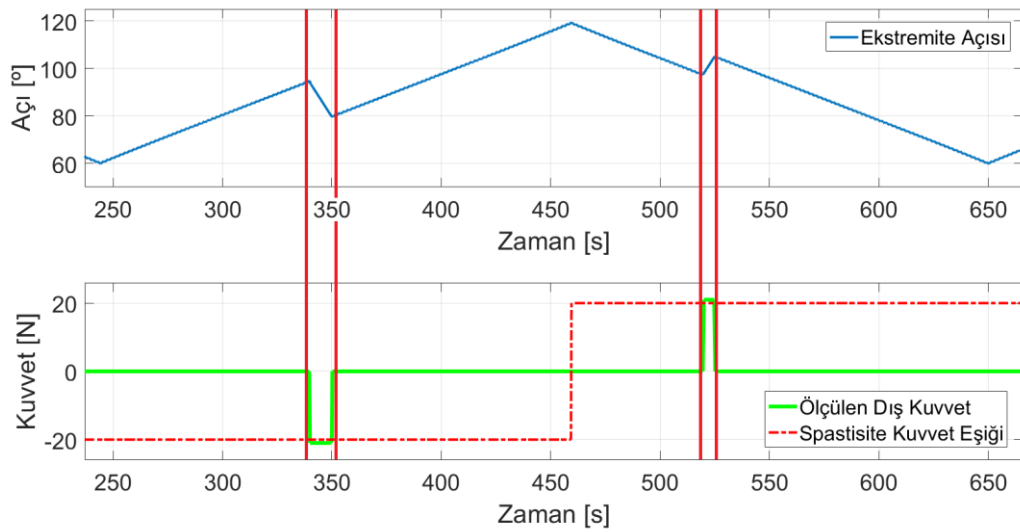


Şekil 7. 24 Spastisite Senaryosu: Uygulanan dış kuvvet



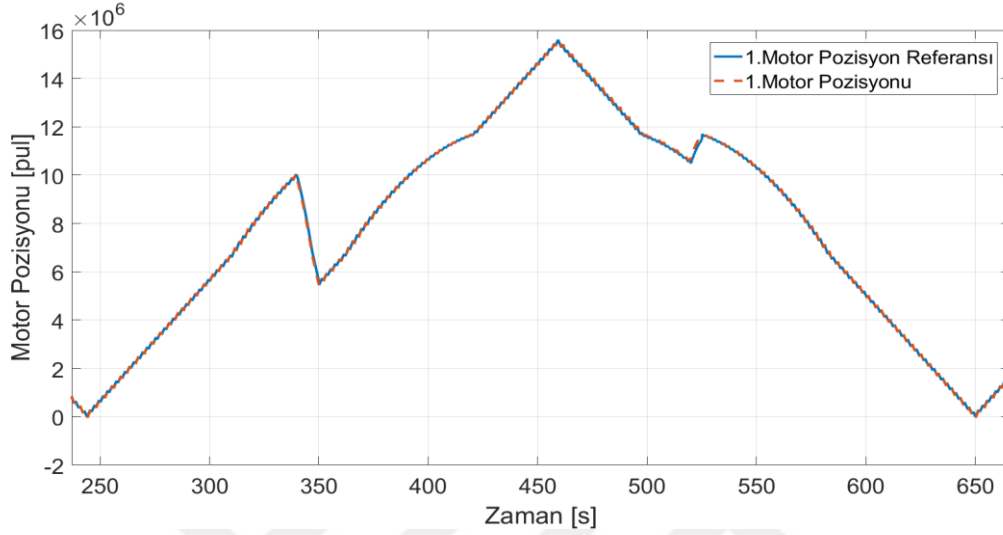
Şekil 7. 25 Spastisite Senaryosu: Ekstremité pozisyonu

Grafiklerde görüldüğü gibi sisteme 340. saniyede 10 saniye boyunca hareketin tersi yönünde 21 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır. Ekstremité pozisyonu ise harekete ters yönünde sabit hızla hareket etmeye başlamıştır. Aynı şekilde 52. saniyede de bu sefer robot itme yönünde hareket ederken hareketin ters yönünde 20 N büyüklüğünde 5 saniye boyunca kuvvet uygulanmıştır. Sistem kuvvetin uygulandığı süre boyunca bükme yönüne hareket etmiş ve kuvvet uygulanması bitince itme yönünde egzersize devam etmiştir. Kuvvet ve ekstremité arasındaki açısının ilişkisi Şekil 7. 26'da gösterilmektedir.

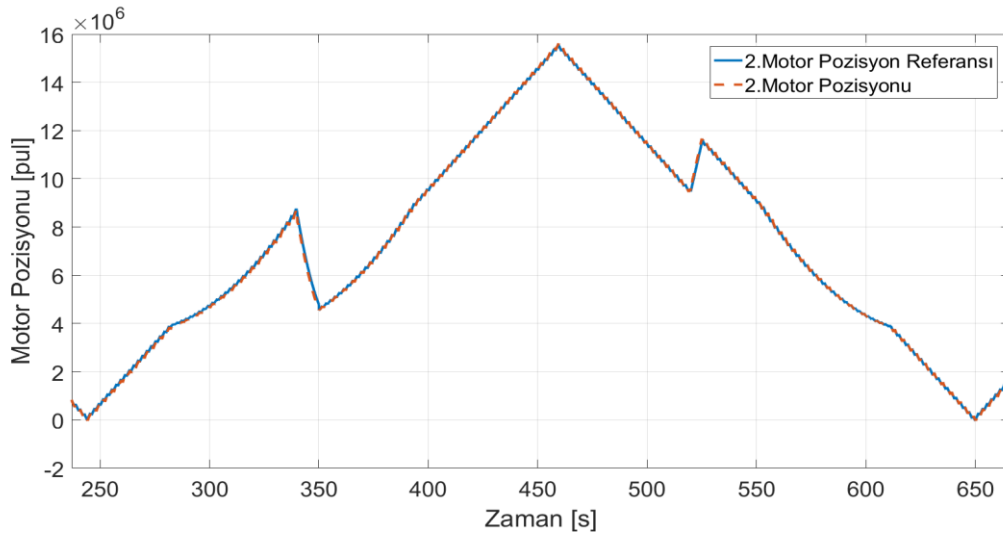


Şekil 7. 26 Spastisite Senaryosu: Ekstremité pozisyonu, dış kuvvet ilişkisi

Burada kırmızı çizgiler arasına alınmış kısımlar hareketin tersi yönünde 20 N üzerinde kuvvet uygulandığı zamanlardır. Bu durumda sistemin yön değiştirdiği ve kuvvet uygulanmasının bitmesi ile de normal yönünde dürtülü çalışmaya devam ettiği görülmektedir. Motorların pozisyon ve pozisyon referans değerleri Şekil 7. 27 ve Şekil 7. 28’de gösterilmektedir.



Şekil 7. 27 Spastisite Senaryosu: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı



Şekil 7. 28 Spastisite Senaryosu: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Burada spastisite sırasında pozisyon referans değerleri harekete ters yönlü olarak ilerlemektedir. Böylece spastisitesi olan hasta ekstremitesi spastisite yönünde dirençli olarak hareket ettirilmektedir. Spastisite bittiğinde ise sistem yeniden normal hareket yönünde egzersize başlamaktadır. Tekrar spastisite olursa sistem yeniden ters yönlü olarak dirençli hareket yapacaktır. Bu döngü spastisite sonlanana kadar sürecektir.

### SİSTEM ÜZERİNDE YAPILAN DENEYSEL ÇALIŞMALAR

#### 8.1 Açıklama

Bu bölümde sistem üzerinde yapılan çeşitli deneysel çalışmalar üzerinde durulmuştur. Yapılan ilk deneysel çalışma sistemin karakterizasyon ve performans değerlendirme çalışmasıdır. Bu çalışmada kullanılan empedans kontrolcünün kararlı çalıştığı yay ve damper katsayıları aralığı bulunmuştur. Ardından rehabilitasyon robotunun çalışma şeklinin denetlenmesi için üretilen test düzeneği ile ilgili bilgi verilmiş ve test düzeneğinin çalışma şekli anlatılmıştır.

Bu bölümde sunulan bir diğer konu test düzeneği ile yapılan deneysel çalışmaların yapılış şekli ve sonuçlarıdır. Deney sonuçları grafiksel olarak gösterilmiş ve yorumlanmıştır. Bu bölümde bahsedilen son çalışma ise insan üzerinde yapılan deneysel çalışmalardır. Bu kısmın başında herhangi bir aksilik çıkması durumuna karşı alınan güvenlik önlemlerinden bahsedilmiş ve insan üzerinde yapılan deneysel çalışmanın yapılış şekli üzerinde durulmuştur. Son olarak insan üzerinde yapılan deneysel çalışmanın sonuçları da grafiksel olarak gösterilmiş ve yorumlanmıştır.

#### 8.2 Kontrolcü Stabilite ve Performansının Değerlendirmesi

Bu çalışmanın amacı, sistem içinde çalışan empedans kontrol algoritmasının kararlı çalıştığı sanal yay ve damper katsayı aralığının bulunmasıdır. Uygun katsayı aralığı bulunduğundan sonra bu aralık içersinden yay ve damper katsayıları istenilen çalışma sertliğine göre seçilebilecektir. Empedans kontrolcü gibi modern algoritmalarla çalışan sistemlerin kararlı çalıştığı katsayı aralığının bulunması için deneysel metodlar kullanılabilir [35], [37]. Yapılan deney

sonuçlarına göre sistemlerin kararlı çalıştığı yay ve damper katsayısı aralıkları bulunabilmekte ve bu aralığa göre kontrolcü katsayıları belirlenebilmektedir [36], [37].

### **8.2.1 Deney Prosedürü**

Literatür araştırılarak incelenen deneysel metodlar mevcut sisteme uyarlanarak takip edilmesi gereken bir deney prosedürü oluşturulmuştur. Oluşturulan deney prosedürüne göre sistem herhangi bir yük bağlı olmadan çalıştırılacak ve kontrolcü sanal yay ve damper katsayıları “0” girilerek devreye sokulacaktır. Ardından kontrolcüye normal çalışması sırasında verileden daha yüksek bir step input değeri referans olarak verilecektir. Katsayıları sıfır olduğundan motorlar verilen referansa gidemeyecektir. Bu noktadan itibaren yay katsayısı yükseltilerek motorların verilen referans değerine ulaşması sağlanacaktır. Referansa başarı ile ulaşıldığında yay katsayısı yükseltilerek aynı input değeri tekrardan verilecek ve sistem osilasyon yapana kadar bu işlem tekrarlanacaktır. Sistem kararsızlığa geçtiği zaman yay katsayısı kaydedilecek ve sıfırlanacaktır. Ardından damper katsayısı bir miktar artırılarak aynı işlem tekrarlanacaktır.

### **8.2.2 Deneyin Yapılış Şekli**

Deneyin ilk adımı olarak sistem splint mekanizmasına hiçbir şey bağlı olmadan boş bir şekilde çalıştırılır. İkinci adımda asansör motorları yatak seviyesinden 600 mm yükseklikte olacak şekilde ayarlanmış ve makara motorları ters yönde döndürülerek makaralara bağlı ipler gerilmiştir. Yapılan deneysel çalışmanın görüntüsü Şekil 8. 1’de verilmiştir.

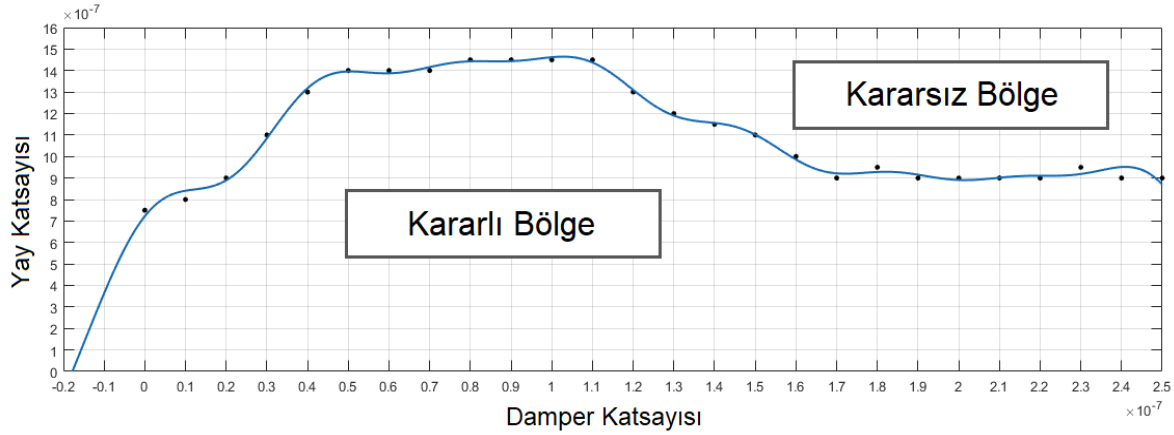


Şekil 8. 1 Kontrolcü stabilite ve performans değerlendirme deneyi kurulumu

PLC içinde fazladan işlemden kaçınmak için motor enkoder değerleri kontrolcüye input olarak gönderilmekte ve motor pozisyon referansı da enkoder palsi cinsinden üretilmektedir. Motorun bir devri 1 milyon pulse karşılık gelmektedir. Kontrolcü çıkışı ise Nm cinsindendir. Maksimum tork değeri 1.27 Nm olan motorlar için kontrolcü çıkışının 0 ile 1.27 arasında bir değer çıkması düşünüldüğünden kontrolcü katsayılarının  $10^{-7}$ 'li değerler şeklinde olması düşünülmüştür. Deney sırasında sisteme 2 milyon palsi değerinde step input verilmiştir. Bu değer ipe indirildiğinde 70 mm değerine karşılık gelmektedir ve normal sistem çalışmasında sistem belirli bir yörüngeyi takip ettiğinden bu kadar büyük pozisyon hatalarına maruz kalmamaktadır. Deney sırasında yay katsayısında  $0.5 \times 10^{-7}$  lik değişikliklerin anlamlı olduğu görülmüş ve yay katsayısı  $0.5 \times 10^{-7}$  lik birimler şeklinde artırılmıştır. Damper katsayısı ise  $0.1 \times 10^{-7}$  lik birimler şeklinde artırılmıştır. Her damper katsayısı için sistemin kararsızlığa geçtiği yay katsayısı değeri kaydedilmiştir.

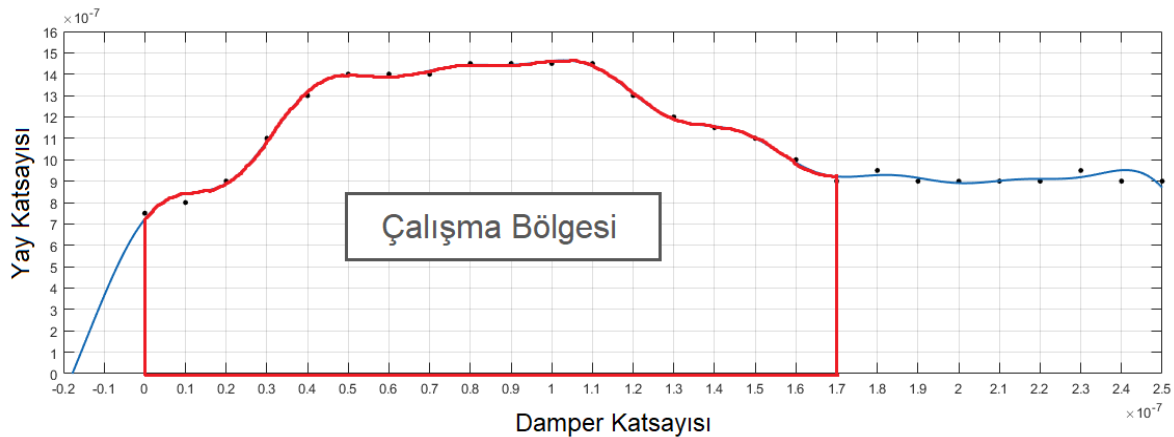
### 8.2.3 Deney Sonucu

Yapılan deneye ilişkin sistemin kararlı ve kararsız çalıştığı katsayı bölgeleri Şekil 8. 2’de gösterilmiştir.



Şekil 8. 2 Kontrolcünün kararlı ve kararsız çalıştığı katsayı bölgeleri

Grafiği yorumlamak gerekirse, kararlı bölgenin en geniş olduğu damper katsayısı aralığı  $0.4 \times 10^{-7}$  ile  $1.1 \times 10^{-7}$  arasındır. Burada dikkat çekilmesi gereken en önemli nokta  $1.7 \times 10^{-7}$  damper katsayısı değerinden sonrasında 9’un altındaki yay katsayılarında sistem kararlılığını korusa bile yüksek damper katsayısı sebebi ile pozisyon takip performansı düşmekte ve motorlar verilen input değerine oturamamaktadır. Bu sebeple  $1.7 \times 10^{-7}$  değerinin üzeri çalışma aralığının dışında kabul edilmiştir. Aynı şekilde 0 değerinin altında da sistem doğru şekilde çalışmamaktadır. Bu bilgilerin ışığında sistemin doğru çalışabildiği katsayı bölgesi olarak Şekil 8. 3’de verilen grafik oluşturulmuştur.



Şekil 8. 3 Çalışılabilir katsayı bölgesi

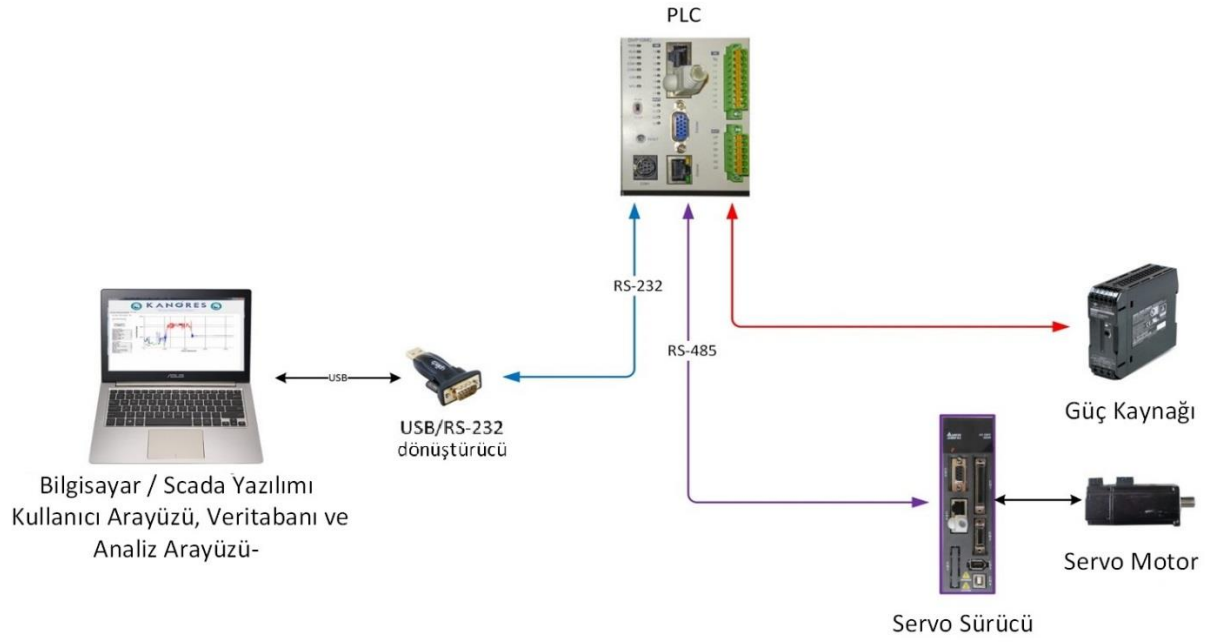
### 8.3 Sistem Test Düzeneginin Oluşturulması

Sistemin çalışmasının test edilmesi için yapılan deney aşamalarında pasif egzersiz, aktif yardım ve spastisite durumunun test edilmesi gerekmektedir. Ancak deneme aşamasındaki sistem üzerinde insanlı test yapılması uygun olmadığından sistemin çalışmasını test etmek üzere bir test aparatı tasarımı yapılmıştır. Tasarımı yapılan test aparatının bilgisayar ortamında çizimi şekil 8. 4’de gösterilmektedir.



şekil 8. 4 Test aparatının bilgisayar ortamında izimi

Kullanılan bu test aparatı bir adet servo motor, servo sürücü ve kontrol ünitesinden oluşmaktadır. Bu düzeneğin test sırasında robot ile eşzamanlı kontrol edilebilmesini sağlamak için gerekli yazılım, rehabilitasyon robotunun arayüzüne entegre edilmiştir. Bu yazılım sayesinde testi yürüten kişi, test düzeneğinin uygulayacağı torkun şiddetini ve yönünü girebilmekte ve bir butona basarak test düzeneğini etkinleştirmektedir. Butona basıldığı sürece test düzeneği, belirlenen torku uygulamaya devam eder. Butona basma sonlandıktan sonra test düzeneği tork uygulamayı bırakır. Sistemin çalışmasını test etmek için oluşturulan bu test aparatının elektronik şeması şekil 8. 5’de verilmektedir.



Şekil 8. 5 Test aparatının elektronik şeması

Ayrıca yazılım, test sırasında robotun çalışmasıyla ilgili birçok veriyi sürekli okuyarak hafızasına almaktadır. Daha sonra bu veriler yapılan testlerin analizinde kullanılacak ve robotun performansı yorumlanacaktır. Üretilen test aparatının görüntüsü Şekil 8. 6'da gösterilmiştir.



Şekil 8. 6 Test aparatının görseli

#### 8.4 Sistem Performans Deney Kurulumu

Simülasyon üzerinde test edilen yazılım, sistemi kontrol eden PLC'nin diline uyarlanıp PLC içine gömüldükten sonra sistemin performansının değerlendirilmesi için çeşitli deneylerin yapılması gerekmektedir. Yapılan deneylerde 8.3 Sistem Test Düzeneği başlığı altında incelenen test düzeneği kullanılmıştır. Yapılan deney kurulumu Şekil 8. 7'de gösterilmektedir.



Şekil 8. 7 Performans deneyi kurulumu

Performans deneylerinin düzenli yapılabilmesi için öncelikle bir deney prosedürü oluşturulmuştur. Deney prosedürünün ilk adımı sistemin elektrik bağlantısının ve bilgisayar ile PLC arasındaki kablo bağlantılarının kontrol edilmesidir. Ardından bilgisayar içinde bulunan kullanıcı arayüzü açılarak sistemin sıfırlama işlemi başlatılır. Bu aşamada bilgisayar ile PLC arasında ki bağlantıda bir problem oluşması durumunda arayüz hata vererek kullanıcıyı

uyaracaktır. Böylece bir önceki adımın da doğruluğu kontrol edilmiş olur. Sonraki aşama egzersiz bilgilerinin girilmesi, yapılacak egzersiz tipinin seçilmesi ve egzersiz başlangıç ve bitiş açılarının ayarlanması işlemidir. Arayüze girilen egzersiz bilgileri hasta boyu, yatak yüksekliği ve egzersiz gerginlik değeridir. Bu bilgiler sistem test düzeneğine göre sırasıyla 1.63 m, 0.68 m ve 40 N olarak ayarlanmaktadır. Ardından egzersiz tipi seçilmektedir. Deney test düzeneği omuz hareketini taklit ettiği için egzersiz tipi de omuz olarak seçilmiştir. Başlangıç ve bitiş açıları ise 60 derece ile 120 derece arasında ayarlanmıştır. Başlangıç ve bitiş açılarının ayarlanmasının ardından ölçüm işlemi başlamaktadır. Ölçüm işleminde, sistem her açıda hasta ektremite ağırlığı ve diğer etkilerden dolayı sisteme uygulanan kuvvetleri ölçmektedir. Ölçüm işleminin bitmesinin ardından deney senaryolarına geçilmektedir. Sistem performansının ölçülmesi için 6 adet deney senaryosu oluşturulmuştur. Oluşturulan her deney senaryosu sistemin bir turu (başlangıç açısından başlayarak tekrar aynı açığa dönene kadar) boyunca yapılmıştır. Bu şekilde yapılmasının sebebi egzersizlerin 30 ile 45 dakika arasında yapılmasına rağmen her tur aynı hareketi tekrar etmesidir.

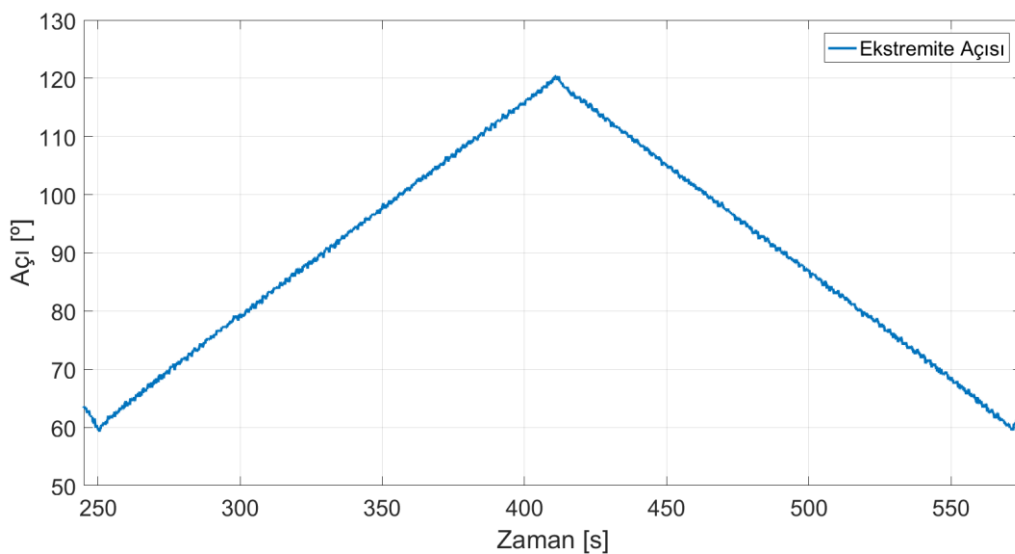
Sistem performansının denetimi için oluşturulan ilk deney senaryosu pasif egzersizdir. Bu senaryoya göre test düzeneği egzersiz sırasında herhangi bir kuvvet uygulamamaktadır. Burada motorların pozisyon takip performansları değerlendirilmekte ve sistem tarafından ölçülen hasta kuvveti değerlendirilmektedir. Sisteme uygulanan ikinci deney senaryosu ise hastanın aktif yardım yapma durumudur. Bu senaryoya göre test düzeneği belli zamanlarda sisteme kuvvet uygulamaktadır. Uygulanan bu kuvvete göre sistemin tepkisi ölçülmektedir. Üçüncü deney senaryosu spastisite durumudur. Bu durumda test düzeneği sisteme aynı simülasyondaki gibi hareketin tersi yönünde yüksek kuvvet uygulamaktadır. Bu tür egzersiz deneyleri bittikten sonra bozucu etki gözleyici performansı test edilecektir. Bozucu etki gözleyicisinin performans testi için sistem bozucu etki gözleyicisi kapatılarak test edilmiş ve motor pozisyon takip performansları ile aktif yardım hassasiyeti değerlendirilmiştir. Bozucu etki gözleyicisi performans testleri de pasif, aktif yardımcı ve spastisite olarak üç aşamada yapılmaktadır. Yapılan bu deneysel çalışmalar 8.5 Sistem Performans Deneyi Sonuçları bölümünde ayrıntılı olarak anlatılmış ve elde edilen sonuçlar ile sistem performansı yorumlanmıştır.

## 8.5 Sistem Performans Deneyi Sonuçları

Bu bölümde sistem ile ilgili yapılan 4 adet deney senaryosunun sonuçları ayrı ayrı incelenmiştir. Her senaryoya ilişkin sistemden makara ve asansör motor pozisyonları, motor pozisyon referansları, hesaplanan kontrolcü çıkışları, sistem tarafından ölçülen dış kuvvet, test düzeneği tarafından sisteme uygulanan gerçek dış kuvvet, açı ölçüm sensörü tarafından ölçülen açı değeri, test düzeneği enkoder değeri, bozucu etki gözleyicisi çıkışları, filtrelenmiş bozucu etki gözleyicisi çıkışları değerleri alınmıştır. Bu değerler zaman bağılı olarak grafik şeklinde sunulmuştur.

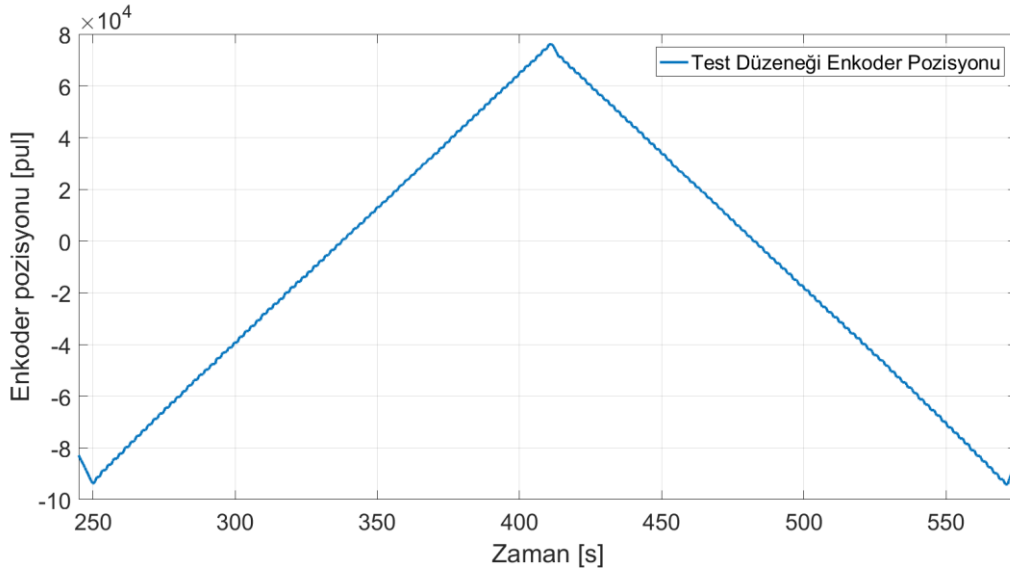
### 8.5.1 Pasif Egzersiz

Sistem ile ilgili yapılan ilk çalışma pasif egzersiz çalışmasıdır. Bu çalışmada test düzeneği, sisteme herhangi bir dış kuvvet uygulamamaktadır. Bu durumda kontrol edilecek ilk performans kriteri sistemin herhangi bir noktada yanlış algılama yaparak kendi kendine aktif yardım durumuna geçip geçmemesi durumudur. İkinci performans kriteri test düzeneğinin egzersiz sırasında çalışan asansör sistemlerinin hareketinden etkilenip etkilenmediğinin kontrol edilmesidir. Üçüncü kontrol edilecek durum sistemin egzersizi verilen açı limitleri içerisinde yaptırmasıdır. Son kontrol edilecek durum ise sistemin dürtü hareketini doğru yaptırıp yaptıramamasıdır. Pasif harekete ait açı ölçüm sensöründen alınan veri Şekil 8. 8’de gösterilmektedir.



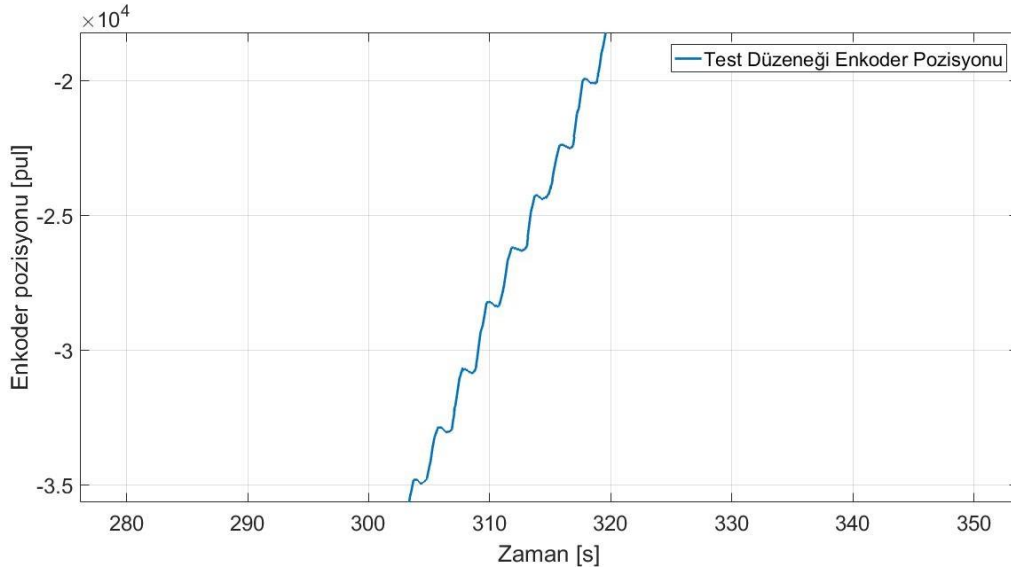
Şekil 8. 8 Pasif Egzersiz Deneyi: Ekstremité pozisyonu

Şekil 8. 8’de gösterilen değerler doğrudan yapay kol üzerine takılı açı ölçerden alınan verileri göstermektedir. Bu verilere göre eklem açısı ayarlandığı gibi 60 dereceden başlayarak 120 dereceye kadar çıkıp tekrar 60 derece değerine geri dönmektedir. Bu durum egzersizin bir turunu göstermektedir ve sistem hasta eklemine belirlenen açı aralığında çalıştırabilmiştir. İkinci olarak ekstremite pozisyonunun sabit hızla artıp azaldığı görülmektedir. Bu durum asansör hareketlerinin başarılı bir şekilde kompanse edildiğini ve yapay kolun bu hareketlerden etkilenmediğini göstermektedir. Ancak simülasyon sonuçlarında gösterilen dürtü hareketi bu grafikte ayırt edilememektedir. Bu durumun temel sebebi açı ölçüm sensörünün bir miktar gecikmeli ve gürültülü sonuç vermesidir. Aynı zamanda sağlık çalışanları ile yapılan çalışmalarda dürtü hareketinin büyüklüğü azaltılarak frekansının artırılmasının daha iyi sonuç verdiği belirlenmiştir. Dürtü hareketinin gösterilmesi açı ölçüm sensöründen alınan verilerde net olmasa da test düzeneğinden alınan enkoder verisinde gözlemlenebilmektedir. Test düzeneği enkoder pozisyonu Şekil 8. 9’da verilmektedir.



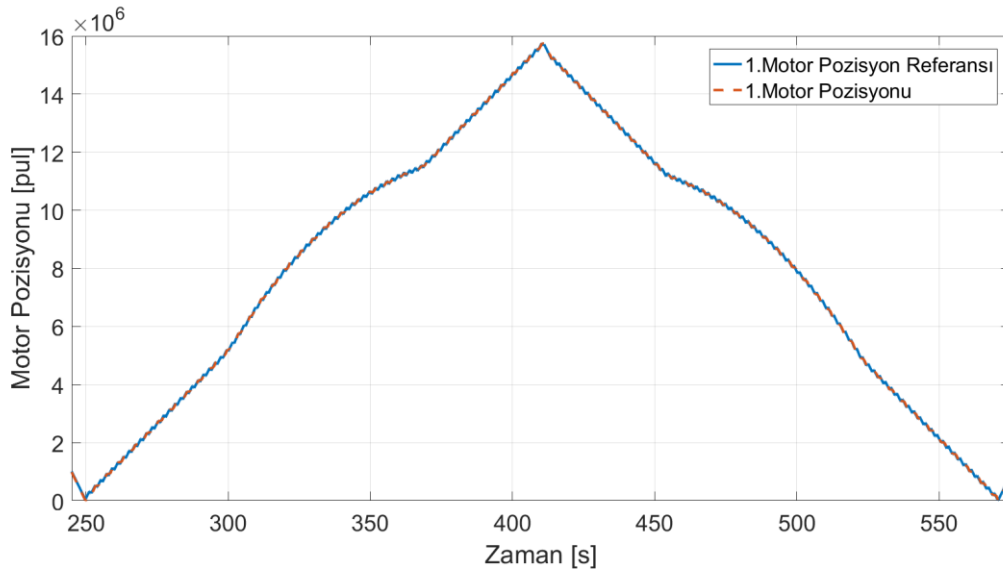
Şekil 8. 9 Pasif Egzersiz Deneyi: Test düzeneği enkoder pozisyonu

Test düzeneği enkoder pozisyonunu gösteren bu grafikte dürtü hareketleri görülmektedir. Sistem bir turluk pasif egzersizi yaklaşık olarak 5 dakikada tamamlamıştır. Hız, dürtü miktarı ve süresi gibi değerlerin hepsi sistemin kullanıcı arayüzünden kolaylıkla ayarlanabilen değerlerdir ve robotu kullanan sağlık çalışanları hastanın durumuna göre egzersizin şekline ve hızına karar verebilecektir. Yapılan dürtü hareketi daha iyi görülmesi açısından yakınlaştırılıp Şekil 8. 10’da verilmiştir.

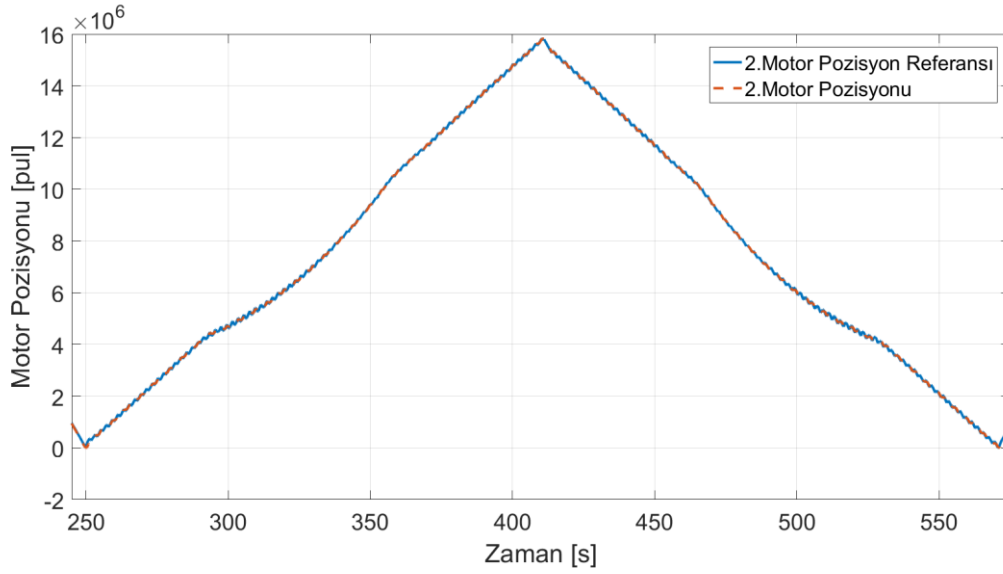


Şekil 8. 10 Pasif Egzersiz Deneyi: Dürtü

Şekilde de görüldüğü gibi test düzeneğinin enkoder pozisyonu zamanla pozitif yöne doğru hareket etmektedir. Ancak bu hareket periyodik olarak durmakta ve ufak miktarlarda negatif yöne doğru hareket yapılmaktadır. Benzer bir hareket şekli ekstremitayı hareket ettiren makara motorlarının pozisyon, pozisyon referansı – zaman grafiğine bakıldığında da görülebilmektedir. Makara motorlarının pozisyon, pozisyon referansları Şekil 8. 11 ve Şekil 8. 12’de gösterilmiştir.

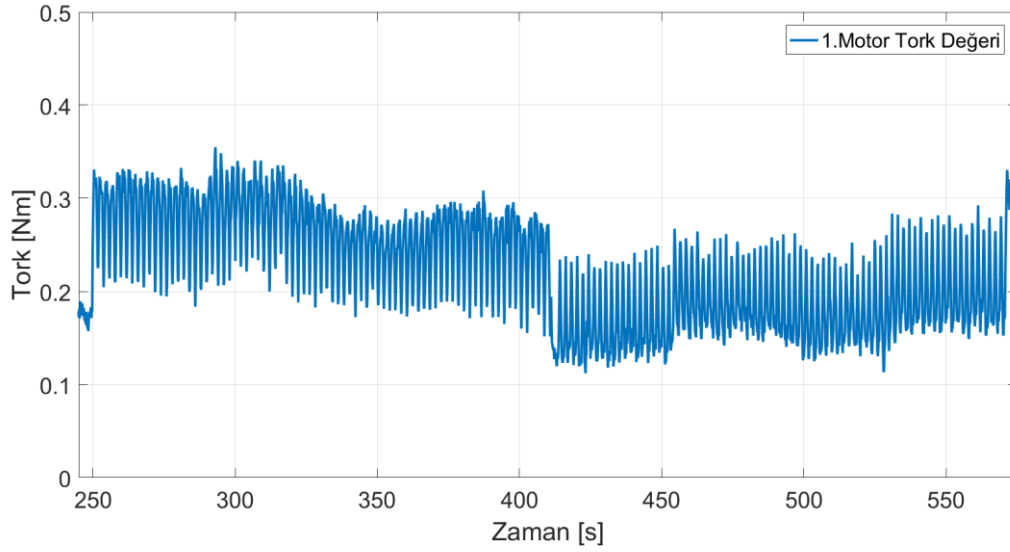


Şekil 8. 11 Pasif Egzersiz Deneyi: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

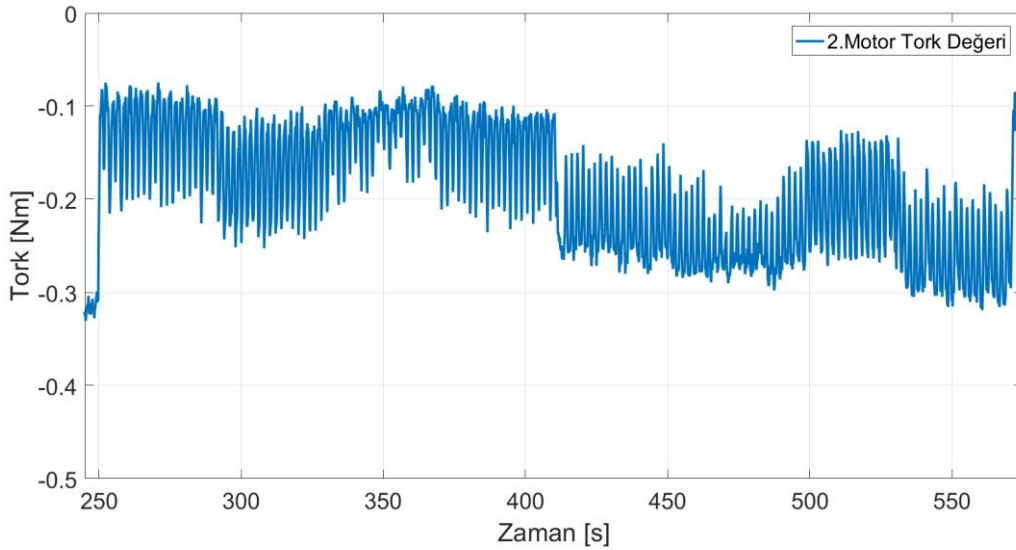


Şekil 8. 12 Pasif Egzersiz Deneyi: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Burada motor pozisyon ve referanslarının hasta ekstremitesi pozisyonu gibi düz bir şekilde ilerlememesi makara sistemlerinin yukarı aşağı hareketinin hasta ekstremitesine etkisini kompanse eden algoritmadan kaynaklanmaktadır. Bu algoritma 7.3.2 Asansör Hareketi Kompanzasyonu anlatıldığı gibi kinematik denklemleri kullanarak asansör motoru hızına göre makara motoru pozisyon referansını anlık olarak değiştirmekte, böylece hasta ekstremitesine uygulanan asansör motoru etkilerini kompanse edebilmektedir. Motorlar 410. Saniyeye kadar bükme yönünde hareket etmiştir. Bu noktaya kadar 1 numaralı makara motoru yapay kolu çekerek hareketini sağlarken 2 numaralı makara motoru ise direnç vererek salma yapmakta böylece ip gerginlik değerleri de korunarak sisteme bağlı uzvun dik durması sağlanmaktadır.



Şekil 8. 13 Pasif Egzersiz Deneyi: 1.Motor tork değeri

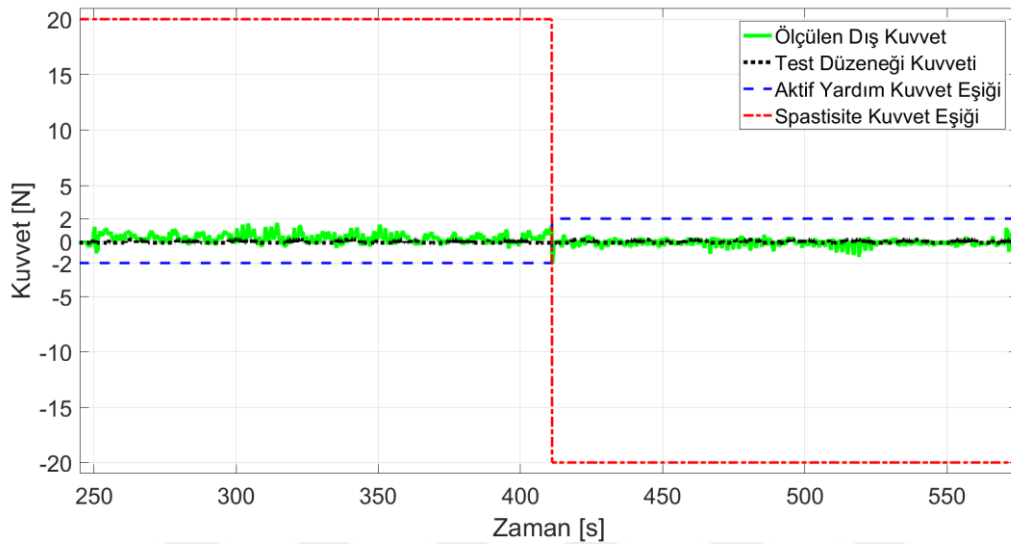


Şekil 8. 14 Pasif Egzersiz Deneyi: 2.Motor tork değeri

Şekil 8. 13 ve Şekil 8. 14’de 1.motor ve 2.motora ait tork değerleri gösterilmektedir. Grafikleri incelersek 1 numaralı motorun tork değeri 0.15 ile 0.2 Nm civarında değişmektedir. 2 numaralı motorun tork değeri ise -0.2 ile -0.15 Nm arasında değişmektedir. Bu durumun sebebi makara motorlarının egzersiz sırasında karşılıklı olarak ipleri çekip gerginlik sağlamasından kaynaklanmaktadır. Göze çarpan bir diğer durum ise grafiklerde oluşan dalgalanmadır. Bu

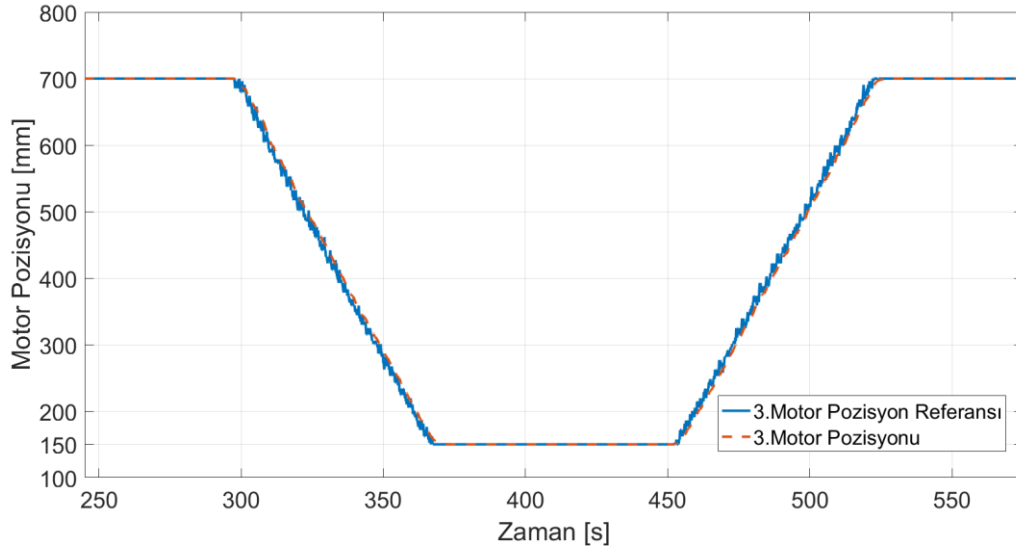
dalgalanmanın sebebi pasif egzersiz sırasında yapılması istenen dürtü hareketinden dolayı motorların hareket sırasında sürekli yön değiştirmesidir.

Sistemde kullanılan servo motorlar 1.27 Nm değerine kadar tork uygulayabilmektedir. Grafikler incelendiğinde motorlar bu değerın çok altında çalışmıştır. Ancak kalça gibi ağır eklemlerin de çalıştırılabilmesi için yüksek tork uygulayabilen motorlar tercih edilmiştir.

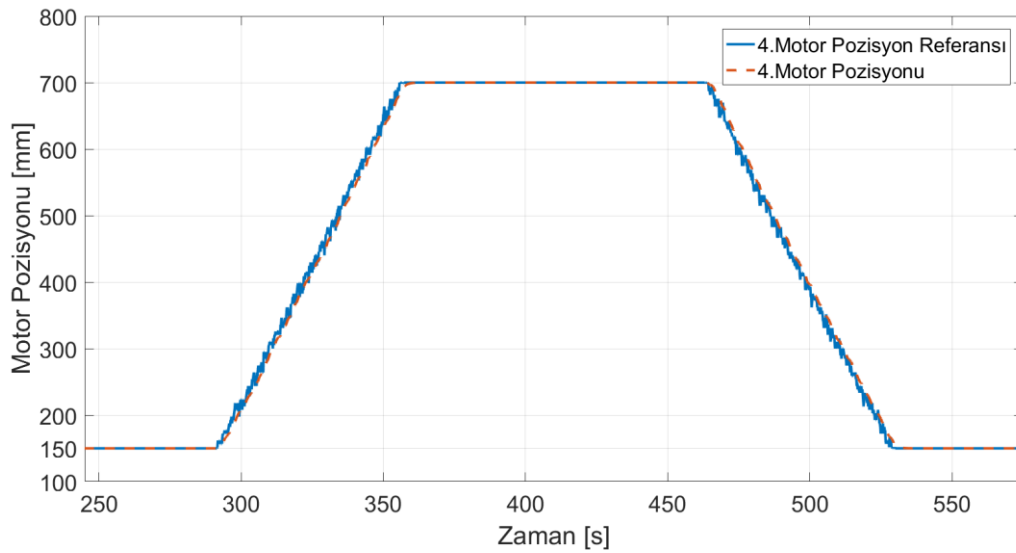


Şekil 8. 15 Pasif Egzersiz Deneyi: Uygulanan ve ölçülen dış kuvvet

Şekil 8. 15’de sistem tarafından ölçülen dış kuvvet ile doğrudan test düzeneği motorundan alınan sisteme uygulanan dış kuvvet değerleri gösterilmektedir. Test düzeneğine sisteme herhangi bir kuvvet uygulamaması komutu gönderilmemiştir. Bu sebeple test düzeneği kuvveti yalnızca okunan gürültü değerlerini göstermektedir. Sistem, uygulanan dış kuvveti splint mekanizmasında bulunan iki adet yük hücresi verilerini karşılaştırarak elde etmektedir. Bu yük hücrelerinden alınan verilerin gürültülü olması sebebiyle sisteme uygulanan dış kuvvet bilgisi +1 N , -1 N değerleri arasında osilasyonlu şekilde hesaplanmaktadır. Ancak bu osilasyonlar kullanıcı arayüzünden ayarlanabilecek en hassas aktif yardım durumuna geçiş kuvvet eşiği olan 2 N değerinin altında olduğu için bir problem oluşturmamaktadır.



Şekil 8. 16 Pasif Egzersiz Deneyi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı



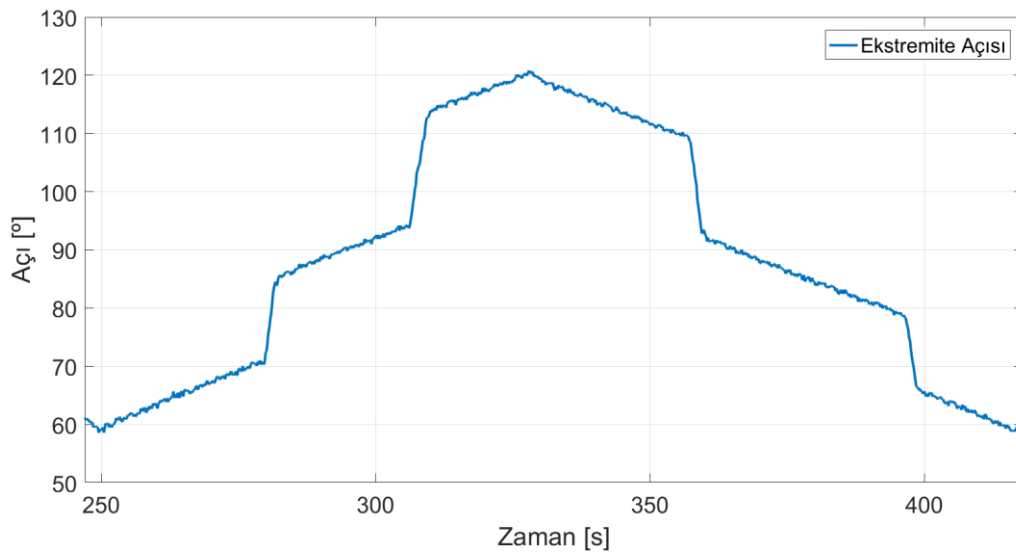
Şekil 8. 17 Pasif Egzersiz Deneyi: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Şekil 8. 16 ve Şekil 8. 17’de 3.motor ve 4.motor olarak isimlendirilen asansör sistemi motorlarının pozisyon ve pozisyon referansı değerleri gösterilmektedir. Motor pozisyon referansı değeri ip ile ekstremite arasındaki açısı 90 derecede tutacak şekilde geometrik hesaplar kullanılarak hesaplanmaktadır. Bu değeri hesaplayan algoritma ile ilgili ayrıntılı bilgi 7.3.2. Asansör Hareketi Kompanzasyonu bölümünde verilmiştir. Motor pozisyonu ve pozisyon referansı, kontrol algoritmasında pulse birimi ile kullanılmaktadır ancak gösterim ve okuma kolaylığı açısından bu değer mm cinsine çevrilmiştir.

Grafikler yorumlanacak olursa motorların oturduğu 150 mm ve 700 mm değerleri motor pozisyonu referansı değerinin alabileceği maksimum ve minimum değerleri göstermektedir. Bu limit değerleri yapılan egzersiz şekline göre sistem mekaniği izin verdikçe arayüzden ayarlanabilir değerlerdir. Grafiklerde 150 ile 700 mm arasındaki referans değerlerinde gürültü ve dalgalanmalar görülmektedir. Dalgalanmaların sebebi dürtü hareketleridir ancak gürültünün sebebi referansı oluşturan algoritmanın açı ölçüm sensörü değerini baz alarak oluşturmasından kaynaklanmaktadır. Referansı bir miktar geriden takip eden yumuşak bir PD kontrolcü tasarımı yapılarak motorun, referans değerinde meydana gelen gürültüleri takip etmemesi sağlanmış böylece hasta konforu da korunmuştur.

### 8.5.2 Aktif Yardımlı Hareket

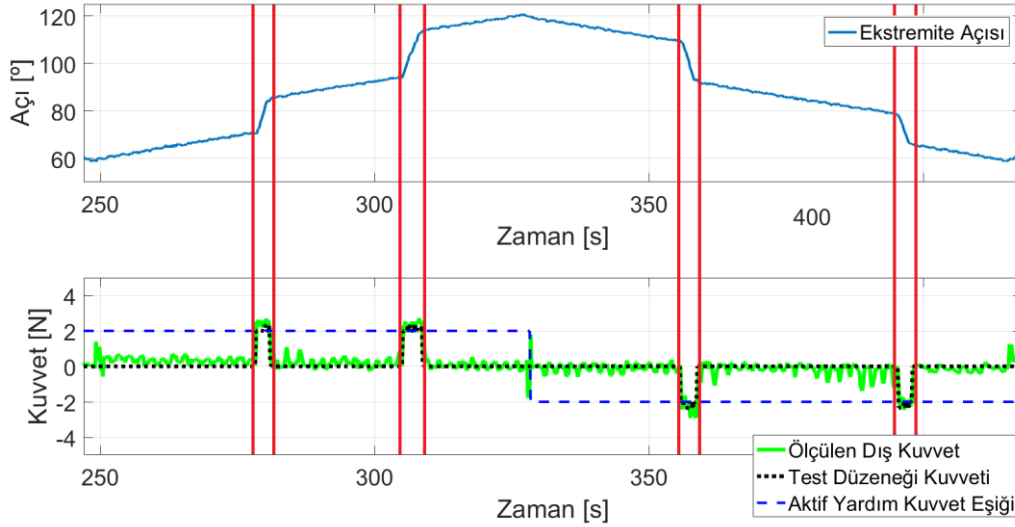
Sistem ile ilgili yapılan ikinci çalışma aktif yardımlı egzersiz çalışmasıdır. Bu çalışmada test düzeneği, sisteme belli noktalarda kuvvet uygulamaktadır. Bu çalışmanın amacı test düzeneğinin sisteme hareket yönünde kuvvet uyguladığı durumda sistemin bu kuvveti algılayıp aktif hareket durumuna geçişinin test edilmesidir. Aktif yardımlı harekete ait açı ölçüm sensöründen alınan veri Şekil 8. 18’de gösterilmektedir.



Şekil 8. 18 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: Ekstremité pozisyonu

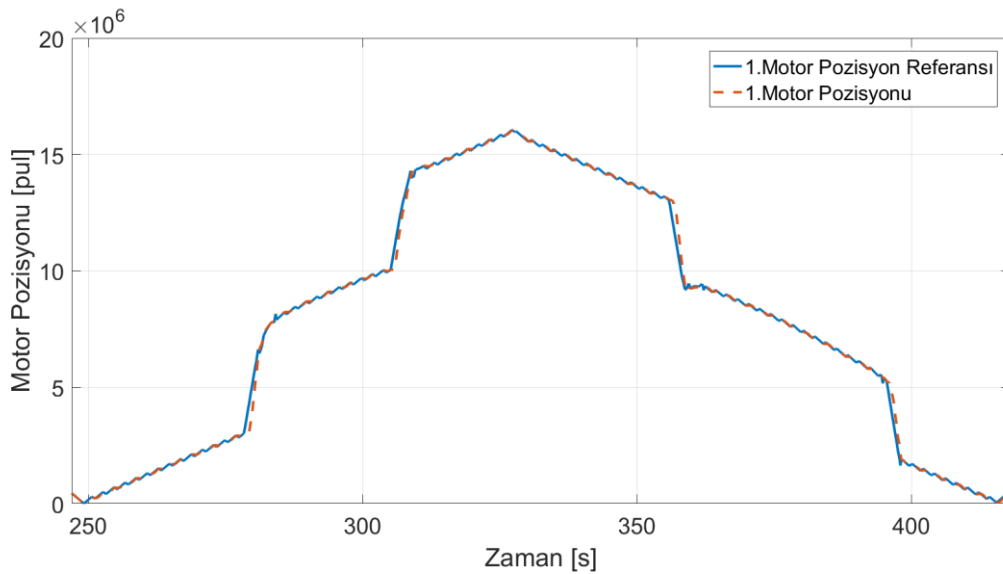
Grafiği incelersek sistem aynı pasif egzersiz deneyinde olduğu gibi 60 derece ile 120 derece arasında çalışmıştır. Ancak bu grafikte pasif egzersiz ekstremité pozisyonu grafiğinden farklı

olarak bazı noktalarda sıçramalar görülmektedir. Bu sıçrama bölgeleri test düzeneğinin sisteme aktif kuvvet uyguladığı kısımlardır. Daha iyi görülebilmesi için ölçülen dış kuvvet ile ekstremite pozisyonu grafikleri Şekil 8. 19’da birlikte verilmiştir.

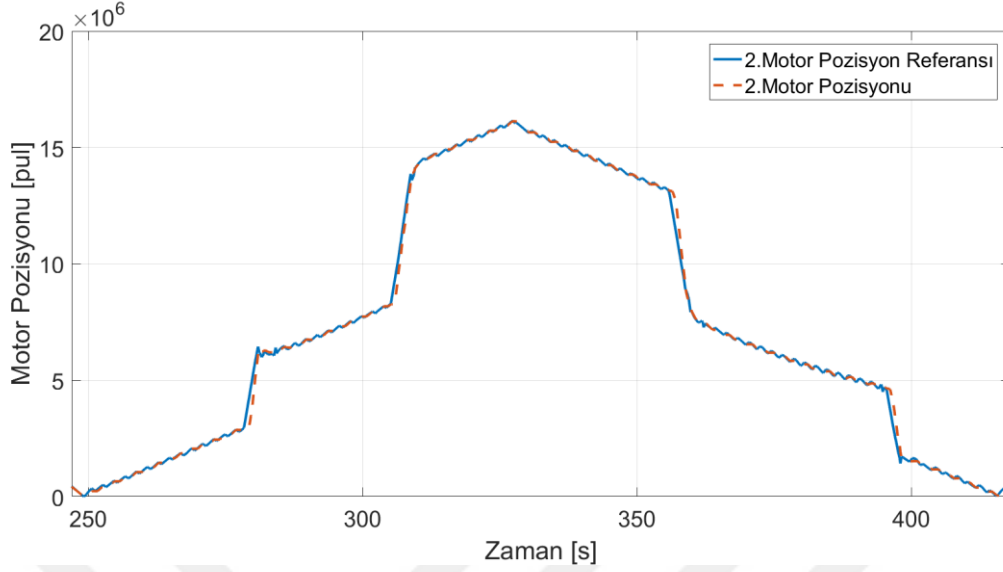


Şekil 8. 19 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: Ekstremité açısı, dış kuvvet ilişkisi

Görüldüğü gibi sisteme uygulanan dış kuvvet değeri hareket yönü ile aynı yönde 2 N değerinin üzerine çıktığı zaman sistem pasif egzersiz yörüngesini takip etmeyi bırakarak hareketi test düzeneğine bırakmıştır. Aktif yardımlı egzersiz için makara motorları pozisyon, pozisyon referansı – zaman grafikleri Şekil 8. 20 ve Şekil 8. 21’de verilmiştir.

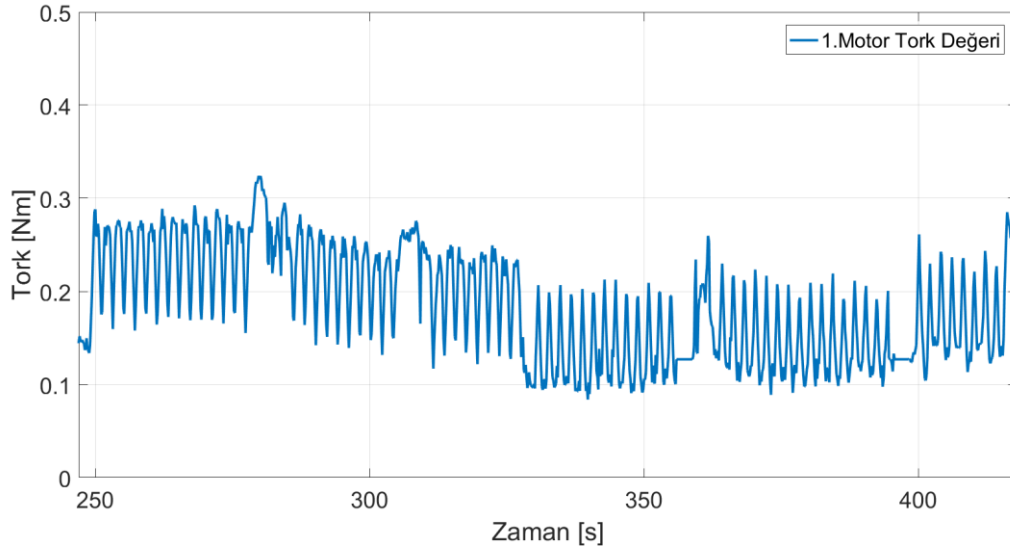


Şekil 8. 20 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

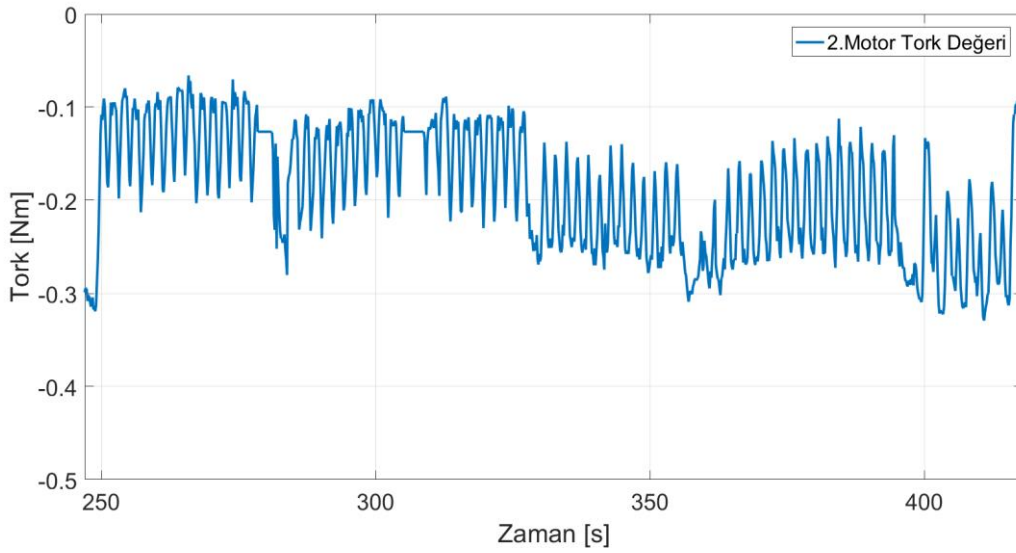


Şekil 8. 21 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Grafikler incelenecek olursa makara motorları, test düzeneği sisteme herhangi bir dış kuvvet uygulamadığı sürece verilen pozisyon referansını takip etmiştir. Test düzeneğinin sisteme aktif kuvvet uyguladığı durumda ise hızlı yükselen pozisyon referansını bir miktar fark ile takip etmiştir. Bu şekilde fark oluşmasının temel sebebi sistemin aktif yardım durumunda sanal yay ve damper katsayılarını yalnızca bir miktar destek olması için çok yumuşak hale getirmesidir. Yapay kol hafif olduğu ve sürekli kuvvet uyguladığı için motor pozisyon referansı ve gerçek motor pozisyonu arasında büyük bir fark ortaya çıkmasa da 8.6 Sistemin İnsan Üzerinde Test Edilmesi başlığı altında bulunan aktif yardım grafiğinde daha yüksek fark olduğu görülecektir.

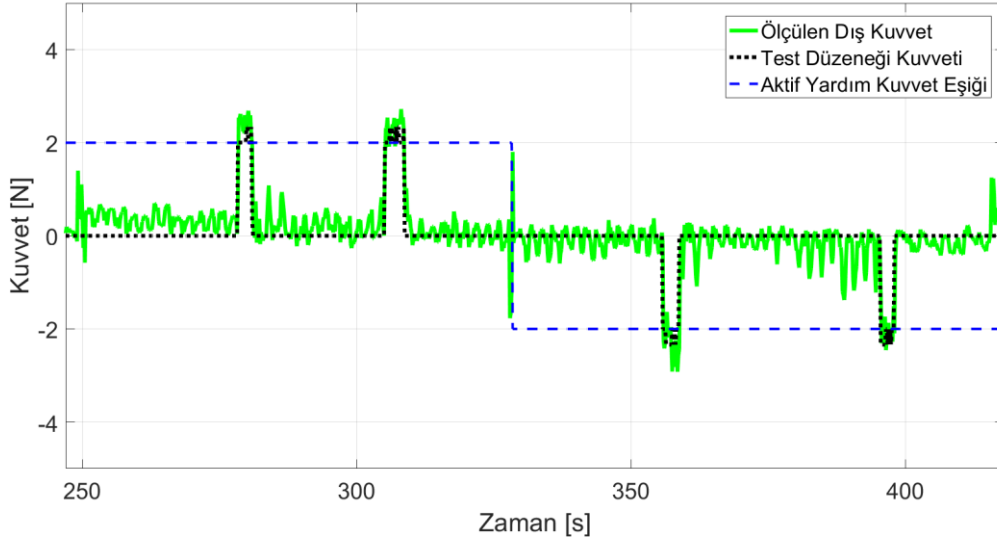


Şekil 8. 22 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 1.Motor tork değeri



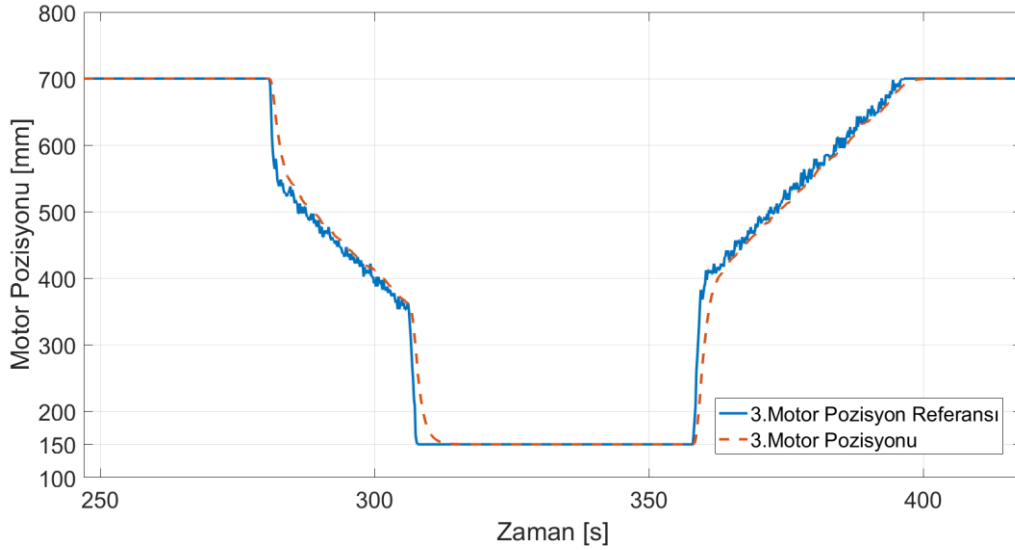
Şekil 8. 23 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 2.Motor tork değeri

Şekil 8. 22 ve Şekil 8. 23'te aktif yardımcı hareket sırasında motor tork değerlerini göstermektedir. Test düzeneğinin sisteme aktif kuvvet uygulamadığı durumlarda grafik pasif hareketle aynı şekilde dalgalanmaktadır. Ancak test düzeneğinin aktif kuvvet uyguladığı durumda motor torkları dalgalanmayı bırakmakta ve uygulanan kuvvetle orantılı tork değeri almaktadır.

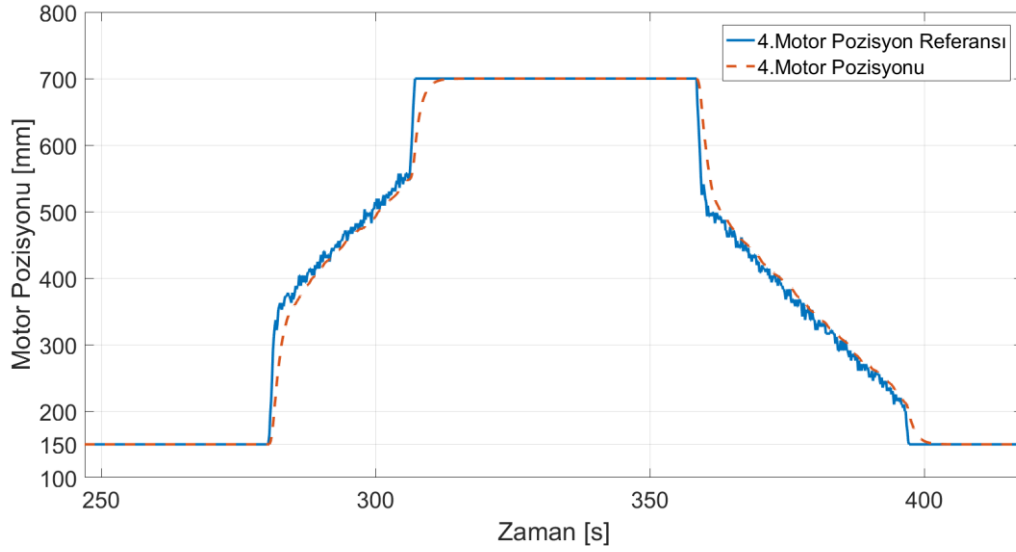


Şekil 8. 24 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: Sisteme uygulanan ve ölçülen dış kuvvet

Şekil 8. 24’de sistem tarafından ölçülen dış kuvvet değeri ile test düzeneğinin motorundan alınan tork değerleri karşılaştırılmıştır. Bu grafikler sistemin hesapladığı dış kuvvet değerinde bir miktar sensörlerden kaynaklı dalgalanmalar olsa da dışarıdan gelen aktif kuvveti algılayabildiğini ortaya koymaktadır.



Şekil 8. 25 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

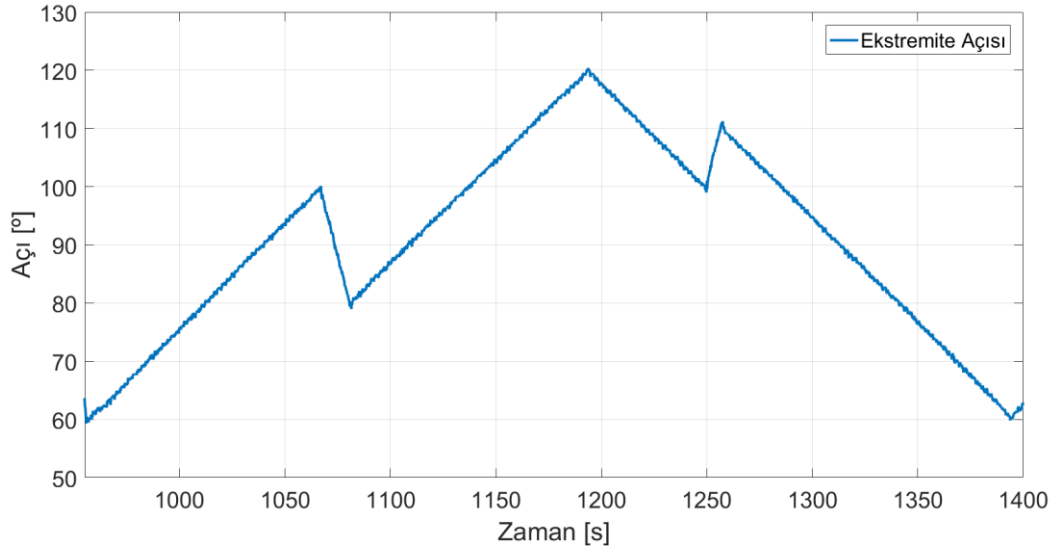


Şekil 8. 26 Aktif Yardımlı Egzersiz Deneyi: 4. Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Şekil 8. 25 ve Şekil 8. 26’da aktif yardımcı egzersiz senaryosu için asansör motorları pozisyon ve pozisyon referansı – zaman grafikleri görülmektedir. Bu grafikler temel olarak pasif egzersiz sırasında çıkarılan grafikler ile aynı olsa da aktif hareket sırasında meydana gelen hızlı açı değişimlerinden dolayı referans değerlerinde farklılık meydana gelmiştir. Ancak bu durum kontrolcü takip performansında bir değişikliğe yol açmamıştır.

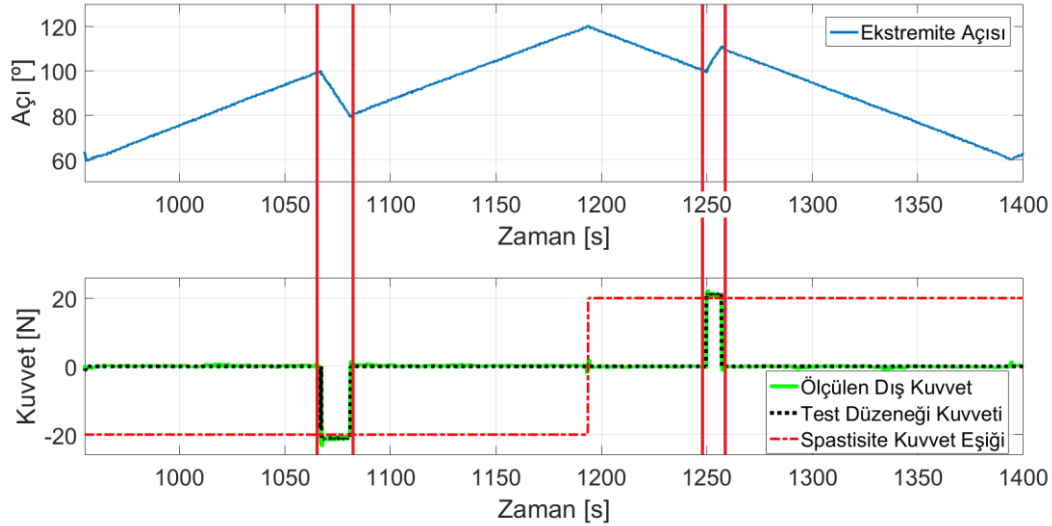
### 8.5.3 Spastisiteye Yönelik Egzersiz

Spastisite durumu, sistem ile yapılan üçüncü deney senaryosudur. Bu senaryoya göre test düzeneği, sisteme belli noktalarda hareketin tersi yönünde yaklaşık 20 N kuvvet uygulamaktadır. Bu çalışmanın amacı test düzeneğine spastisitesi olan bir ekstremitayı taklit ettirerek sistemin spastisite durumundaki tepkisini gözlemlemektir. Spastisite durumuna ait açı ölçüm sensöründen alınan veriler Şekil 8. 27’de gösterilmektedir.



Şekil 8. 27 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: Ekstremité pozisyonu

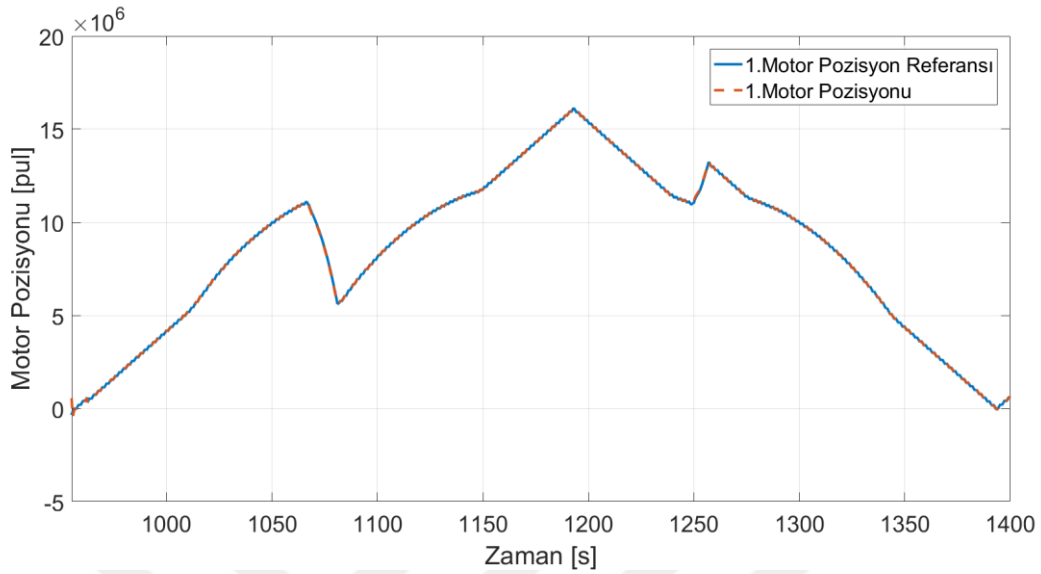
Verilen açı grafiği yorumlanacak olursa, sistem 1050. saniye ile 1080. saniye aralığında bükme (pozitif) yönünde hareket ederken spastisite durumuna geçerek hareket yönünü değiştirmiştir. Aynı şekilde itme (negatif) yönlü hareket sırasında da 1250. saniye ile 1260. saniyeler arasında spastisiteye maruz kalmıştır. Bu durumun daha iyi anlaşılabilmesi için ölçülen dış kuvvet ile ekstremité pozisyonu grafikleri Şekil 8. 28’de birlikte verilmiştir.



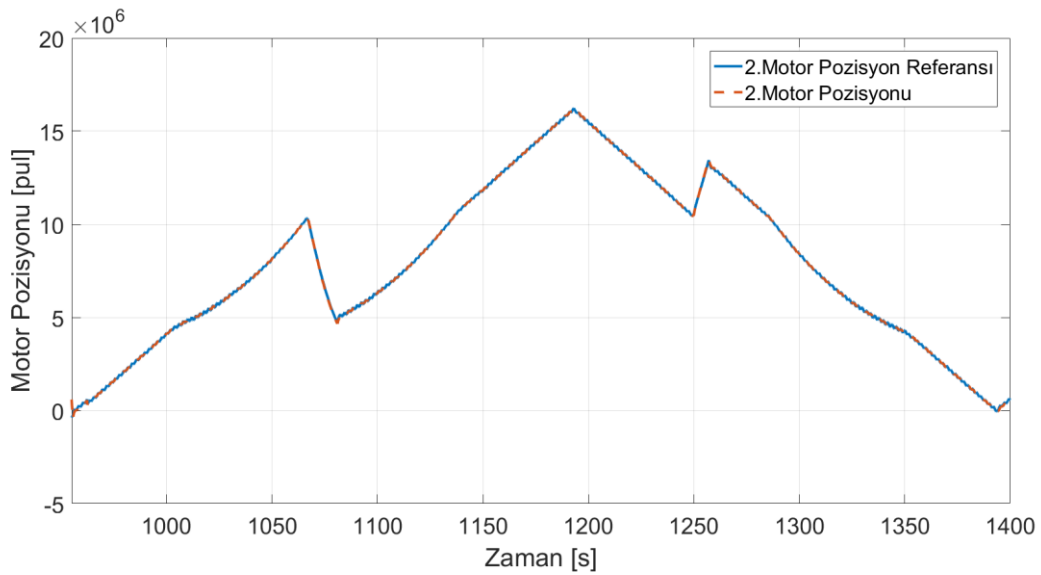
Şekil 8. 28 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: Ekstremité pozisyonu, dış kuvvet ilişkisi

Grafiklerden de izlenebildiği gibi sisteme uygulanan dış kuvvet değeri hareket yönü ile zıt yönde 20 N değerinin üzerine çıktığı zaman sistem pasif egzersiz yörüngesini takip etmeyi bırakarak ters yönlü dürtüsüz hareket etmeye başlamıştır. Spastisite durumu için makara

motorları pozisyon, pozisyon referansı – zaman grafikleri Şekil 8. 29 ve Şekil 8. 30’da verilmiştir.

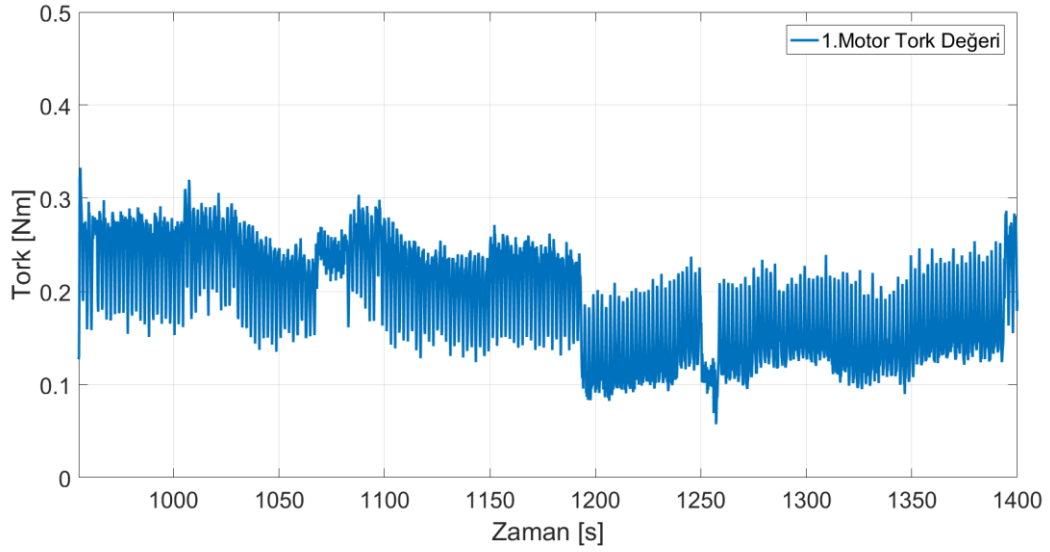


Şekil 8. 29 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 1.Motor pozisyon ve pozisyon referansı

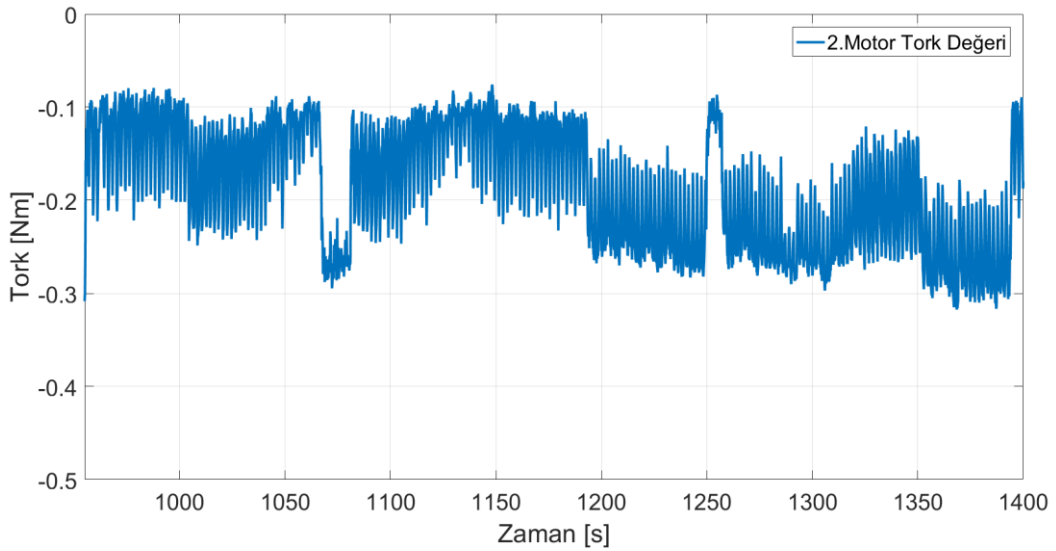


Şekil 8. 30 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 2.Motor pozisyon ve pozisyon referansı

Grafikler incelenecek olursa makara motorları, test düzeneği sisteme herhangi bir dış kuvvet uygulamadığı sürece pasif hareket ile aynı şekilde olan pozisyon referansını takip etmiştir. Test düzeneğinin sisteme harekete ters yönde kuvvet uyguladığı durumda ise ters yönde pozisyon referansını takip etmeye devam etmiştir. Bu tür spastisite durumunda pozisyon referansı dürtü hareketi olmadan düz bir şekilde oluşturulmaktadır.

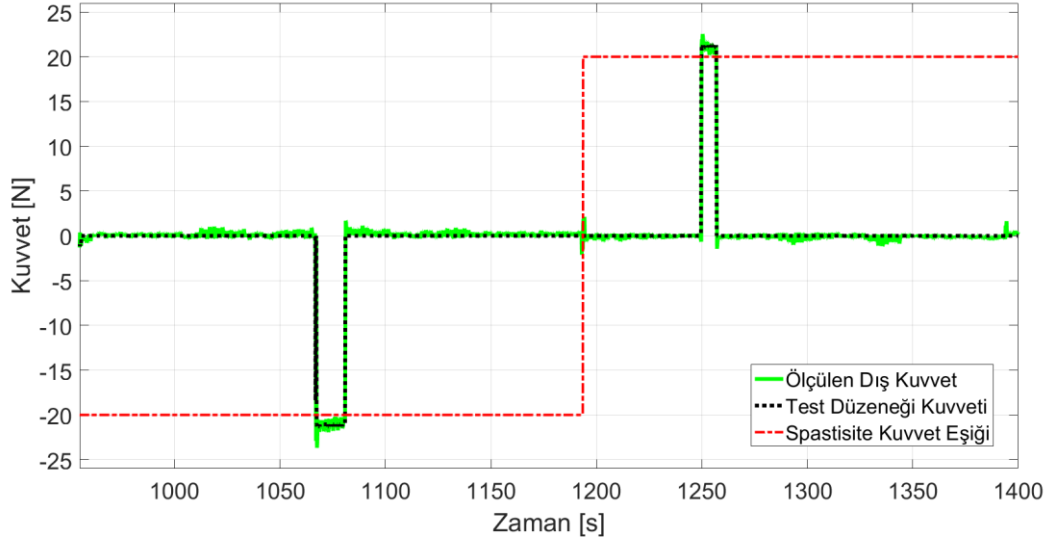


Şekil 8. 31 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 1.Motor kontrolcü çıkışı



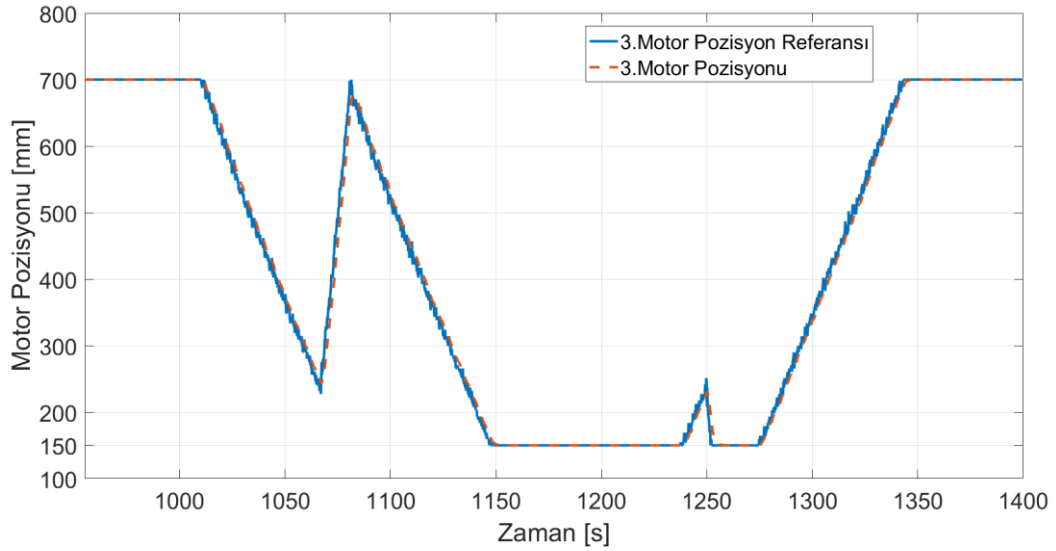
Şekil 8. 32 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 2.Motor kontrolcü çıkışı

Şekil 8. 31 ve Şekil 8. 32 spastisite durumu sırasında motor tork değerlerini göstermektedir. Test düzeneğinin sisteme aktif kuvvet uygulamadığı durumlarda grafik pasif hareketle aynı şekilde dalgalanmaktadır. Ancak test düzeneğinin spastisite taklidi yaptığı durumlarda dürtü hareketi olmadığı için motor tork değerleri düşük genlikte dalgalanmaktadır.

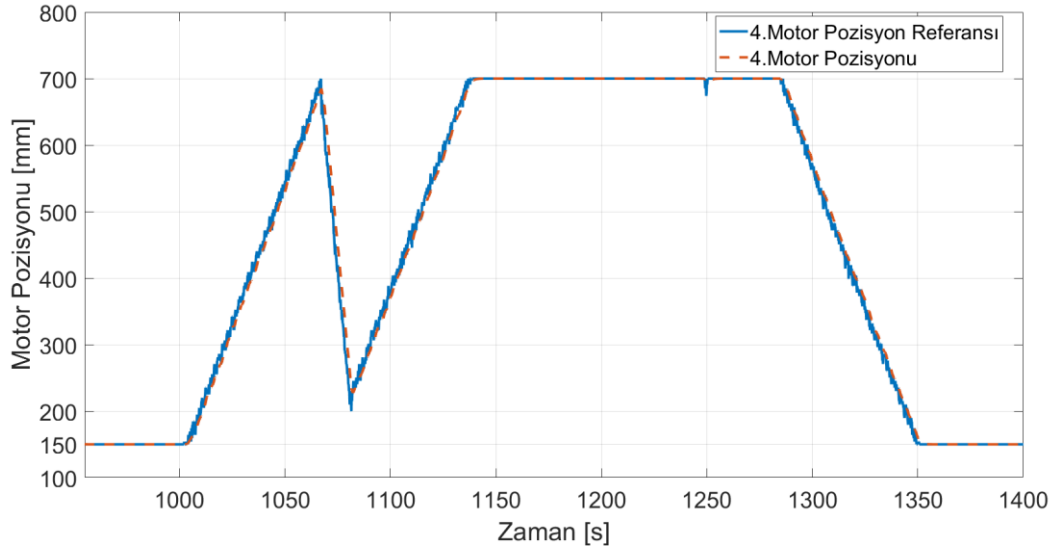


Şekil 8. 33 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: Uygulanan ve ölçülen dış kuvvet

Şekil 8. 33’de sistem tarafından ölçülen dış kuvvet değeri ile test düzeneğinin motorundan alınan tork değerleri karşılaştırılmıştır. Bu grafiklere göre sistem uygulanan dış kuvveti doğru şekilde ölçebilmiştir.



Şekil 8. 34 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

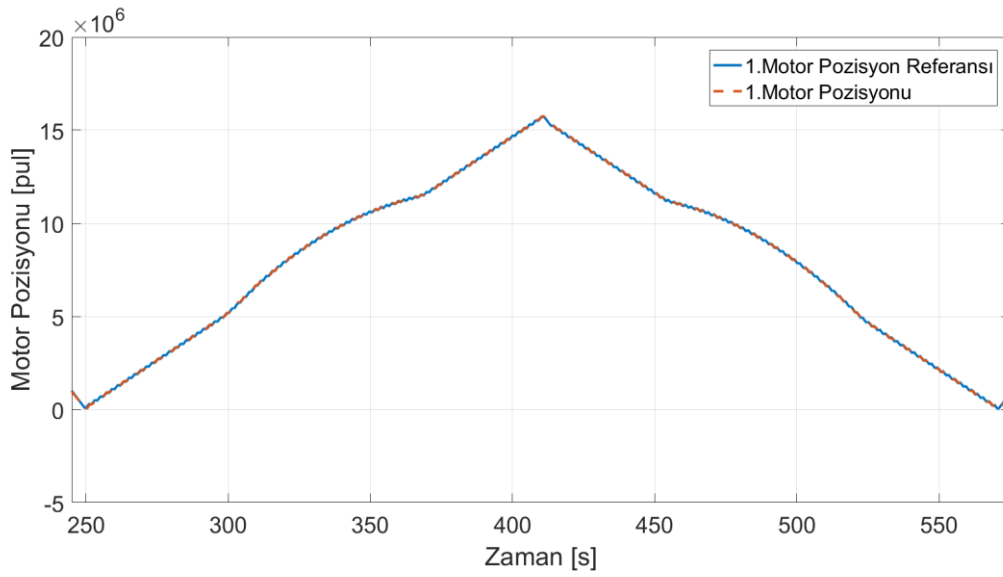


Şekil 8. 35 Spastisiteye Yönelik Egzersiz Deneyi: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

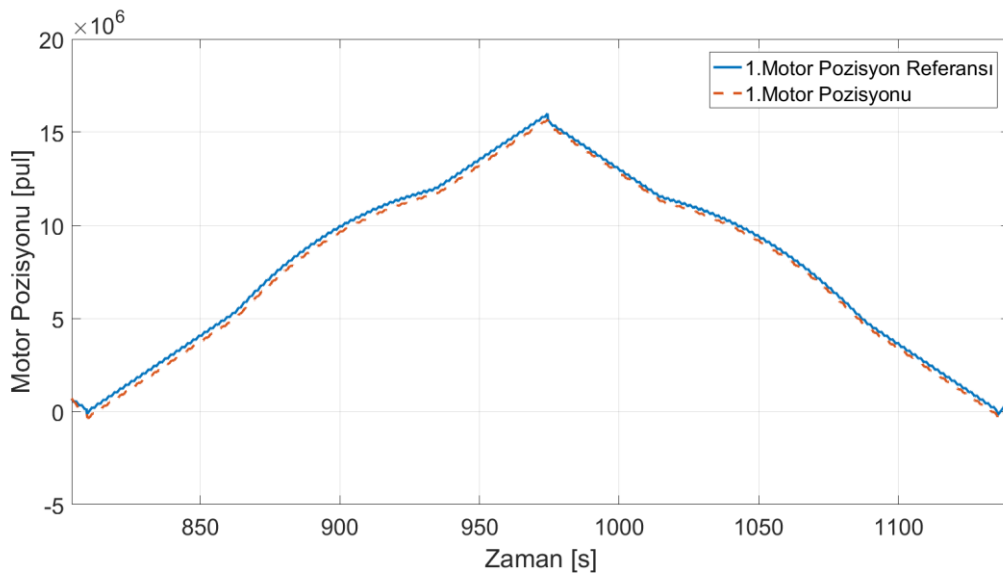
Şekil 8. 34 ve Şekil 8. 35'te aktif yardımcı egzersiz senaryosu için asansör motorları pozisyon ve pozisyon referansı – zaman grafikleri görülmektedir. Elde edilen grafiklere göre spastisite durumunda sistem hareket yönünü tersine çevirdiği için asansör motor pozisyon referansları da spastisite durumunda ters yönde değişmektedir.

#### 8.5.4 Bozucu Etki Gözleyicisi Performansının Değerlendirilmesi

Bozucu etki gözleyicisi, sistemde bulunan sürtünme ve hesaplanamayan bozucu etkilerin sistem çalışmasına etkisini ortadan kaldırmak amacıyla kullanılan bir algoritmadır. Bu çalışmada bozucu etki gözleyicisi kullanılmadan sistemin pasif egzersiz, aktif yardım ve spastisite durumunda çalışma performansı gözlenmiştir. Bozucu etki gözleyicileri yalnızca makara motorlarına etki ettiği için bozucu etki gözleyicisi çalışmadığı zaman sistem performansının incelenmesinde makara motor pozisyonu ve pozisyon referansı grafikleri yeterli olacaktır.

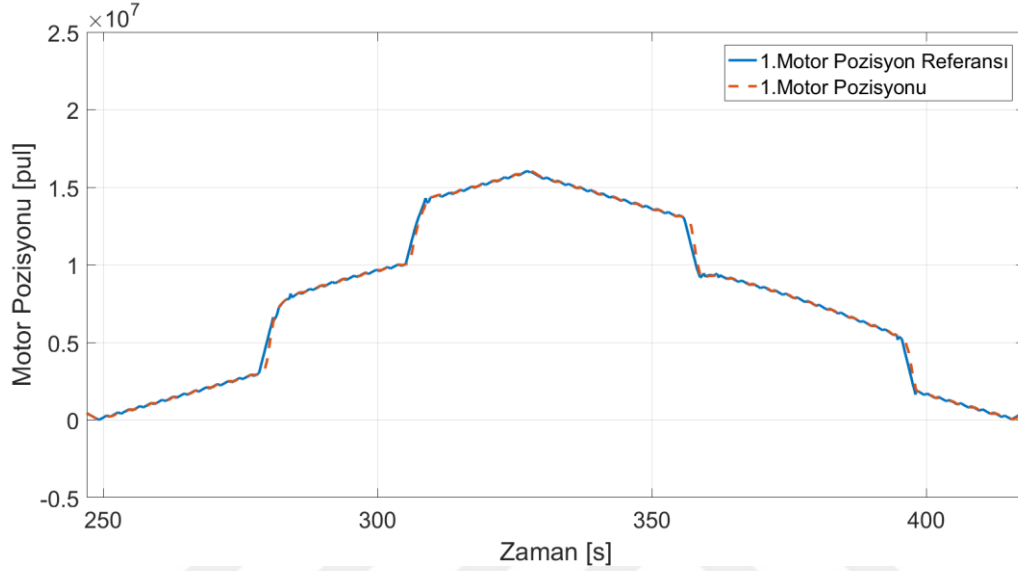


Şekil 8. 36 Bozucu etki gözleyicisi çalışırken pasif egzersiz durumu

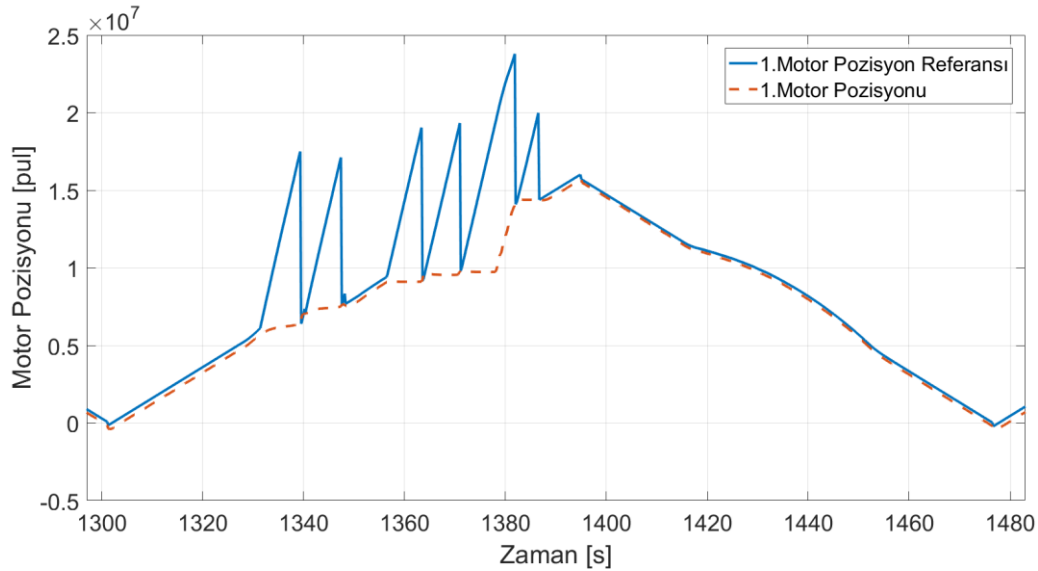


Şekil 8. 37 Bozucu etki gözleyicisi çalışmıyorken pasif egzersiz durumu

Bozucu etki gözleyicisinin açık ve kapalı olduğu pasif egzersiz durumu için 1.makara motoru pozisyon ve pozisyon referansının zamana bağlı grafikleri sırasıyla Şekil 8. 36 ve Şekil 8. 37’de verilmiştir. Verilen grafikler incelendiğinde bozucu etki gözleyicisinin çalışmadığı durumda motorun pozisyon değeri ile pozisyon referansı değeri arasındaki farkın fazla olduğu dolayısı ile pozisyon takip performansının düştüğü görülmüştür.



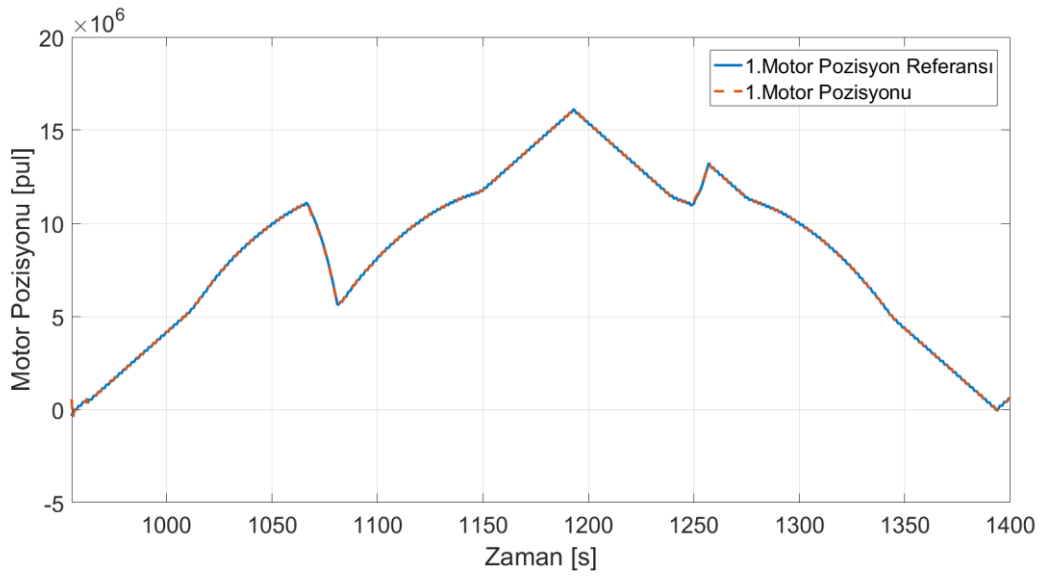
Şekil 8. 38 Bozucu etki gözleyicisi çalışırken aktif yardımcı egzersiz durumu



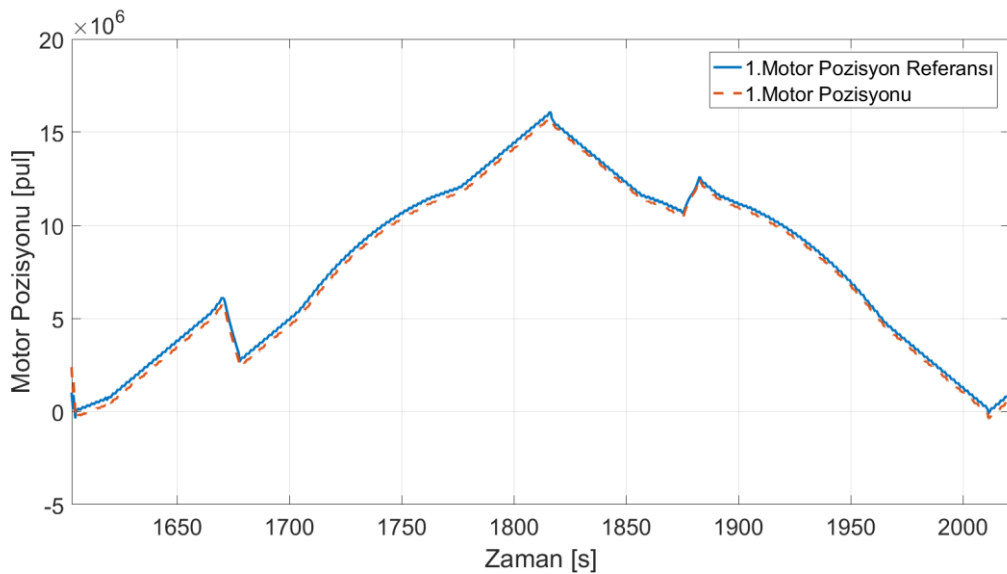
Şekil 8. 39 Bozucu etki gözleyicisi çalışmıyorken aktif yardımcı egzersiz durumu

Aktif yardım durumu için ise bozucu etki gözleyicisinin açık ve kapalı olması durumunda 1.makara motoru pozisyon ve pozisyon referansının zamana bağlı grafikleri sırasıyla Şekil 8. 38

ve Şekil 8. 39’da verilmiştir. Verilen grafikler incelendiğinde bozucu etki gözleyicisinin açık olduğu durumda test düzeneği sisteme aktif kuvvet uyguladığı zaman, yapay kolun pozisyonu da pozisyon referansı ile birlikte hızlı bir şekilde değişmektedir. Ancak bozucu etki gözleyicisinin kapalı olduğu durumda aktif kuvvet uygulandığı zaman yapay kolun pozisyonunun değişmediği görülmektedir. Bu durumun sebebi test düzeneğinin uyguladığı 2 N aktif kuvvet değerinin sistem sürtünmelerini yenerek yapay kolu hareket ettirecek güce sahip olmamasıdır. Bu durum bozucu etki gözleyicisi kullanılmasının sürtünmeleri kompanse ederek aktif yardımcı egzersizi kolaylaştırdığını göstermektedir.



Şekil 8. 40 Bozucu etki gözleyicisi çalışırken spastisite durumu



Şekil 8. 41 Bozucu etki gözleyicisi çalışmıyorken spastisite durumu

Bozucu etki gözleyicisinin performansının değerlendirildiği son deney senaryosu ise spastisite durumudur. Spastisite durumu için 1.makara motoru pozisyon ve pozisyon referansının zamana bağlı grafikleri sırasıyla Şekil 8. 40 ve Şekil 8. 41’de verilmiştir. Verilen grafik incelendiğinde spastisite durumuna özgü herhangi bir performans düşüşü görülmemiştir yalnızca pasif egzersiz durumunda gözlenen takip hatası artışı görülmektedir.

## **8.6 Sistemin İnsan Üzerinde Test Edilmesi**

Sistemin kurulumunun ve yazılımının bitmesinin ardından test düzeneği ile 15 gün boyunca denemeleri yapılmış. Burada olumsuz durum oluşturabilecek senaryolar denenmiş ve gerekli güvenlik önlemleri alınmıştır. Sistemi güvenli bir şekilde çalıştırılmasının ardından bir test prosedürü oluşturulmuş ve bu prosedür takip edilerek testlere başlanmıştır.

### **8.6.1 Güvenlik Önlemlerinin Alınması**

Sistemde genel olarak üç adet yazılımsal, bir adet elektromekanik ve bir adet de mekanik güvenlik önlemi bulunmaktadır. Yazılımsal güvenlik önlemlerini açıklamak gerekirse ilk güvenlik önlemi makara motoru torklarını kontrol eden bir kod parçasıdır. Eğer makara motoru torkları belirlenen tork limiti olan 2.56 Nm üzerinde bir tork üretirse sistem egzersizi bitirerek kendini durdurmakta ve arayüzden tork limiti aşıldı uyarısı verilerek aşım anındaki motor torkları gösterilmektedir. İkinci yazılımsal güvenlik önlemi açı ölçüm sensörü ile ilgilidir. Egzersiz başlatıldıktan sonra açı ölçüm sensöründe ayarlanan açının 10° üzerinde bir açı okunursa sistem egzersizi bitirerek kendini durdurmakta ve arayüzden açı limiti aşıldı uyarısı vermektedir. Üçüncü yazılımsal güvenlik önlemi ise doğrudan motor sürücüleri üzerinden ayarlanmıştır. Motor sürücü pozisyonları sistem açılıp sıfırlama işlemi yapılmasının ardından limitlenmekte ve bu limitin üzerine çıkıldığında hata mesajı vererek motorların gücünü kesmektedir. Aynı durum motor torkları için de geçerlidir. Ancak sürücü üzerinden ayarlı limit değerleri ilk iki yazılımsal güvenlik önleminin üzerindedir. Bu durumun sebebi bu güvenlik önleminin yazılımsal güvenlik önlemleri çalışmadığında devreye girmesi için oluşturulmasıdır.

Alınan elektromekanik güvenlik önlemleri acil stop butonlarıdır. Sistemde bir adet cihaz üzerinde bir adet de sayyar olmak üzere iki adet acil stop butonu bulunmaktadır. Cihazın üzerinde bulunan acil stop butonu herhangi bir terslik olduğu zaman cihazı kullanan kişinin

müdahale etmesi için konmuştur. Seyyar acil stop butonu ise bilinci yerindeyse hastaya da verilebilmektedir. Bu acil stop butonları bir kontaktör vasıtası ile motorlara giden elektriği kesmekte ve böylece yazılım çalışmasa bile sistem durdurulabilmektedir.

Alınan mekanik güvenlik önlemi ise iplerin üzerinde bulunan durduruculardır. Bu durdurucular başlangıç ve bitiş açıları kurulurken elle ayarlanıp sıkılarak sabitlenmektedir. Sistemde bir aksilik oluğu zaman ipleri fazla bile çekse bu durdurucular sistemin dış gövdesine çarparak iplerin çekilmesini engeller. Böylece sisteme bağlı kişinin de güvenliği sağlanır.

### 8.6.2 Test Prosedürlerinin Belirlenmesi

Test düzeneği üzerinde denemeleri yapılan yazılımın insan üzerinde doğru çalışıp çalışmadığının incelenmesi açısından insan üzerinde yapılan testlerin önemi büyüktür. Yapılan deneysel kurulum Şekil 8. 42’da gösterilmektedir.



Şekil 8. 42 İnsan üzerinde yapılan deney kurulumu

İnsan üzerinde yapılan testlerin de aynı deney prosedürü gibi ilk adımı sistemin elektrik bağlantısının ve bilgisayar ile PLC arasındaki kablo bağlantılarının kontrol edilmesidir. Ardından bilgisayar içinde bulunan kullanıcı arayüzü açılarak sistemin sıfırlama işlemi başlatılır. Bu aşamada bilgisayar ile PLC arasında ki bağlantıda bir problem oluşması durumunda arayüz hata vererek kullanıcıyı uyaracaktır. Böylece bir önceki adımın da doğruluğu kontrol edilmiş olur. Sonraki aşama egzersiz bilgilerinin girilmesi, yapılacak egzersiz tipinin şekilmesi ve egzersiz başlangıç ve bitiş açılarının ayarlanması işlemidir. Arayüze girilen egzersiz bilgileri hasta boyu, yatak yüksekliği ve egzersiz gerginlik değeridir. Bu bilgiler sisteme bağlı kişiye göre sırasıyla 1.75 m, 0.55 m ve 40 N ayarlanmaktadır. Ardından egzersiz tipi seçilmektedir. Dirsek egzersizi yapılacağından dolayı egzersiz tipi de dirsek olarak seçilmiştir. Başlangıç ve bitiş açıları ise 60° ile 120° arasında ayarlanmıştır. Başlangıç ve bitiş açılarının ayarlanmasının ardından ölçüm işlemi başlamaktadır. Ölçüm işleminde, sistem her açıda hasta ektremite ağırlığı ve diğer etkilerden dolayı sisteme uygulanan kuvvetleri ölçmektedir. Ölçüm işleminin bitmesinin ardından egzersiz başlamaktadır.

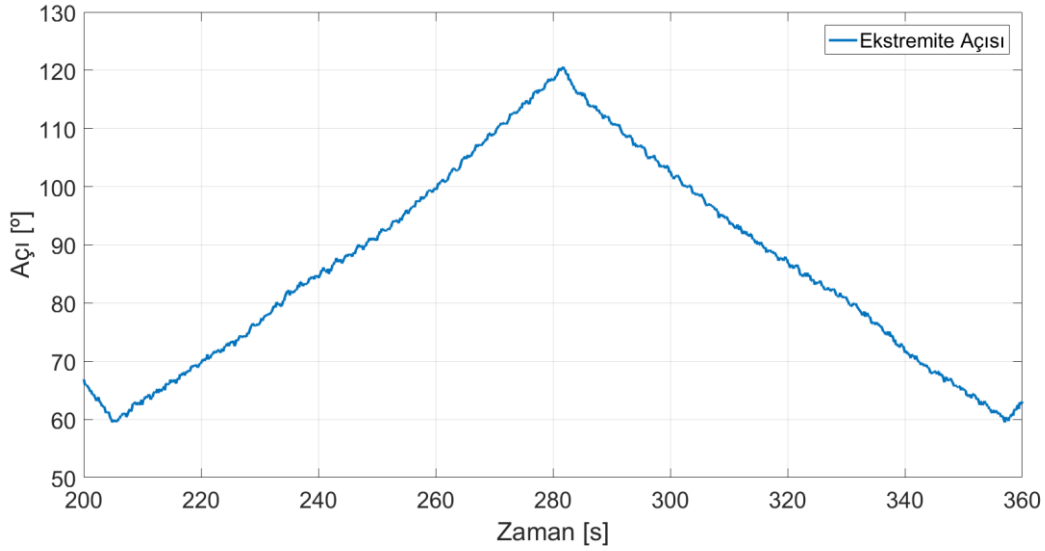
Sistem performansının denetimi için oluşturulan ilk deney senaryosu pasif egzersizdir. Bu senaryoda sisteme bağlı kişiye kolunu rahat bırakması ve herhangi bir kuvvet uygulamaması söylenmiştir. Burada motorların pozisyon takip performansları değerlendirilmekte ve sistem tarafından ölçülen hasta kuvveti değerlendirilmektedir. Yapılan ikinci deney senaryosu hastanın aktif yardım yapma durumudur. Bu senaryoya göre sisteme bağlı kişiye belli zamanlarda kuvvet uygulaması söylenmiştir. Uygulanan bu kuvvete göre sistemin tepkisi ölçülmektedir. Üçüncü deney senaryosu spastisite durumudur. Bu senaryoda sisteme bağlı kişiye hareketin tersi yönünde yüksek kuvvet uygulaması söylenmiştir. Yapılan bu deneysel çalışmalar 8.6.3 Test Sonuçları bölümünde ayrıntılı olarak anlatılmış ve elde edilen sonuçlar ile sistem performansı yorumlanmıştır.

### **8.6.3 Test Sonuçları**

Bu bölümde sistem ile ilgili yapılan 3 adet deney senaryosunun sonuçları ayrı ayrı incelenmiştir. Her senaryoya ilişkin sistemden makara ve asansör motoru pozisyonları, motor pozisyon referansları, hesaplanan kontrolcü çıkışları, sistem tarafından ölçülen dış kuvvet, açı ölçüm sensörü tarafından ölçülen açı değerleri zamana bağlı olarak grafik şeklinde sunulmuştur.

### 8.6.3.1 Pasif Egzersiz

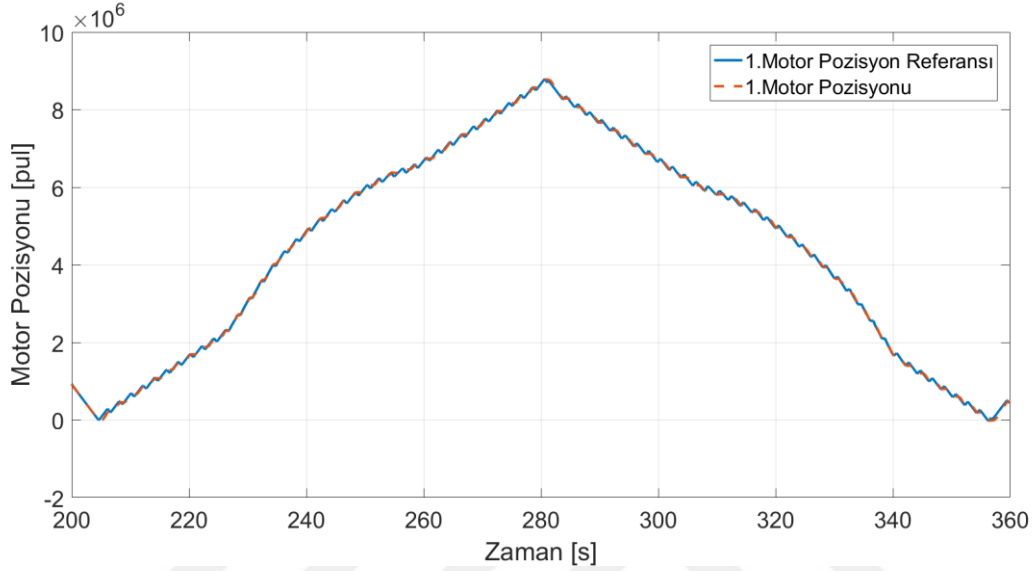
Sistem ile ilgili insanlı yapılan ilk çalışma pasif egzersiz çalışmasıdır. Bu çalışmada test düzeneği, sisteme herhangi bir dış kuvvet uygulamamaktadır. Bu durumda kontrol edilecek ilk performans kriteri aynı test düzeneği ile yapılan test gibi sistemin herhangi bir noktada yanlış algılama yaparak kendi kendine aktif yardım durumuna geçip geçmemesi durumudur. İkinci performans kriteri hasta ekstremitelerinin egzersiz sırasında çalışan asansör sistemlerinin hareketinden etkilenip etkilenmediğinin kontrol edilmesidir. Üçüncü kontrol edilecek durum sistemin egzersizi verilen açı limitleri içerisinde yaptırmasıdır. Son kontrol edilecek durum ise sistemin dürtü hareketini doğru yaptırıp yaptıramamasıdır. Bu kriterler test düzeneği ile yapılan deneylerde başarılı olunmasına rağmen insanlı çalışmalarda yeniden başarılması önem arz etmektedir. Burada test düzeneği ile yapılan deneylerin en büyük avantajı test düzeneğinin sisteme uyguladığı kuvvetin bilinmesi ve sistem tarafından ölçülen dış kuvvet değeri ile karşılaştırılabilmesi olmuştur. İnsan ile test yaparken ise uygulanan kuvvet ölçülemediğinden yalnızca sistem tarafından ölçülen dış kuvvet bilgisine yer verilmiştir. Pasif harekete ait açı ölçüm sensöründen alınan veri Şekil 8. 43’de gösterilmektedir.



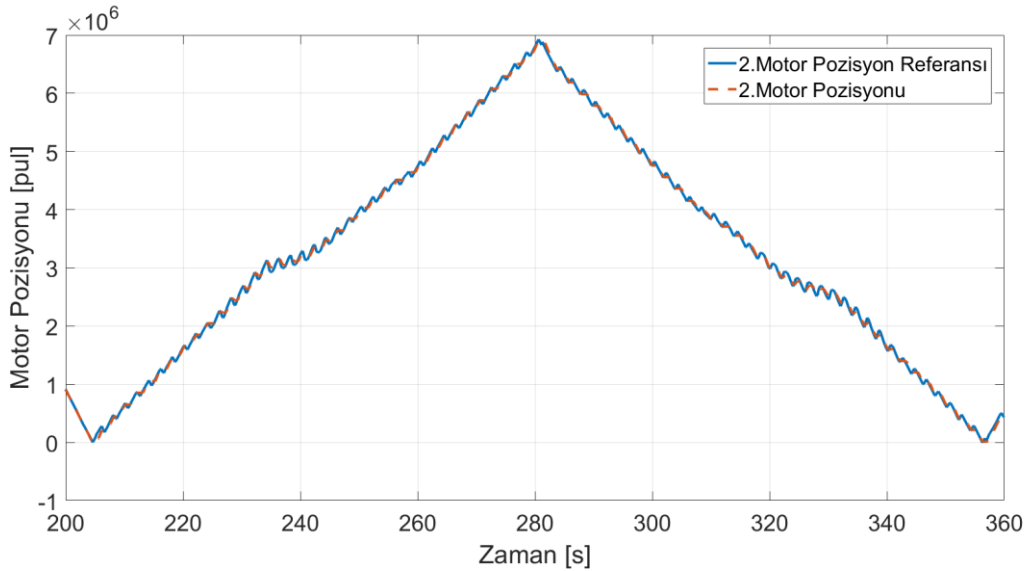
Şekil 8. 43 İnsanlı Pasif Egzersiz: Ekstremiteler pozisyonu

Şekil 8. 43’de sisteme bağlı kişinin ekstremiteleri üzerine takılı açı ölçerden alınan veriler gösterilmektedir. Bu verilere göre eklem açısı ayarlandığı gibi 60 dereceden başlayarak 120 dereceye kadar çıkıp tekrar 60 derece değerine geri dönmektedir. Bu durum egzersizin bir turunu göstermektedir. Bu verilere göre sistem hasta eklemine belirlenen açı aralığında

çalıştırabilmiştir. İkinci olarak ektremite pozisyonunun sabit hızla arttığı ya da azaldığı görülmektedir. Bu durum asansör hareketlerinin başarılı bir şekilde kompanse edildiğini ve ekstremitenin bu hareketlerden etkilenmediğini göstermektedir. Bu çalışma şeklinde dürtü genliği bir miktar arttırılmıştır. Böylece aç ölçüm sensöründen alınan verilerde de dürtü hareketi ayırt edilebilir hale gelmiştir.



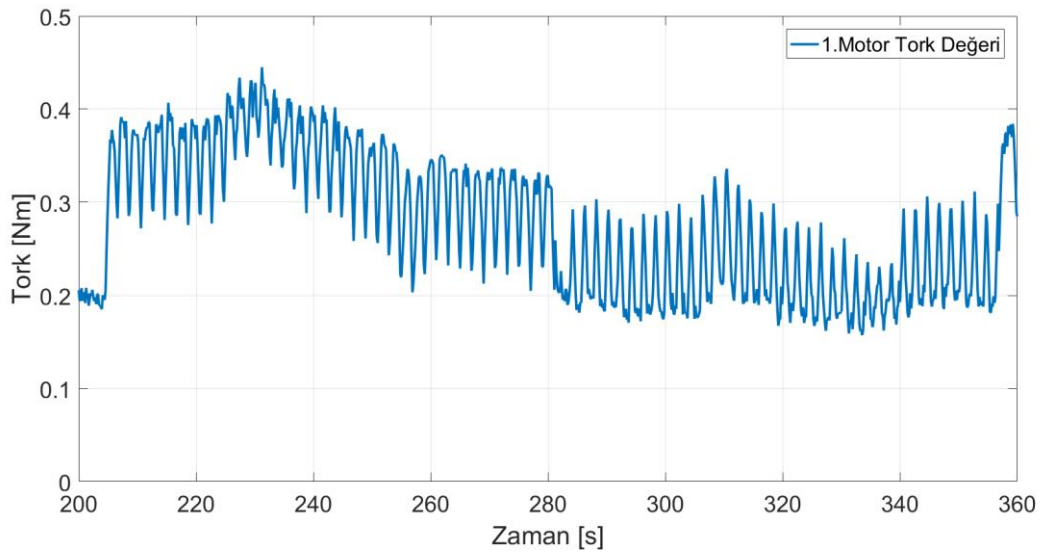
Şekil 8. 44 İnsanlı Pasif Egzersiz: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı



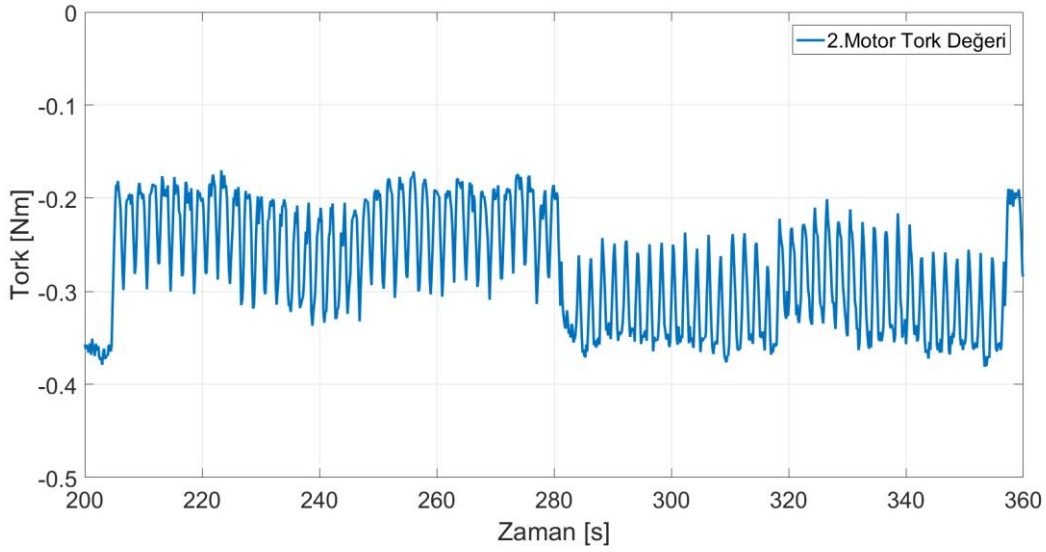
Şekil 8. 45 İnsanlı Pasif Egzersiz: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Pasif egzersiz için makara motorları pozisyon, pozisyon referansı – zaman grafikleri Şekil 8. 44 ve Şekil 8. 45’de gösterilmiştir. Burada motor pozisyon ve referanslarının hasta ekstremitesi

pozisyonu gibi düz bir şekilde ilerlememesi makara sistemlerinin yukarı aşağı hareketinin hasta ekstremitesine etkisini kompanse eden algorithmadan kaynaklanmaktadır. Bu algoritma 7.3.2 Asansör Hareketi Kompanzasyonu başlığı altında anlatıldığı gibi kinematik denklemleri kullanarak asansör motoru hızına göre makara motoru pozisyon referansını anlık olarak değiştirmekte, böylece hasta ekstremitesine uygulanan asansör motoru etkilerini kompanse edebilmektedir. Motorlar 281. saniyeye kadar bükme yönünde hareket etmiştir. Bu noktaya kadar 1 numaralı makara motoru yapay kolu çekerek hareketini sağlarken 2 numaralı makara motoru ise direnç vererek salma yapmakta böylece ip gerginlik değerleri de korunarak sisteme bağlı uzvun dik durması sağlanmaktadır.

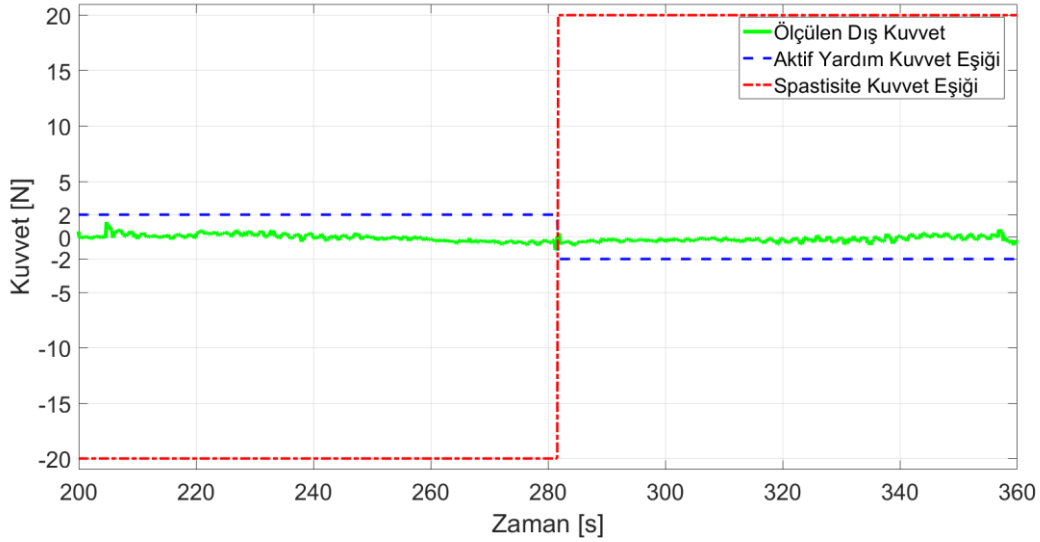


Şekil 8. 46 İnsanlı Pasif Egzersiz: 1.Motor tork değeri



Şekil 8. 47 İnsanlı Pasif Egzersiz: 2.motor tork değeri

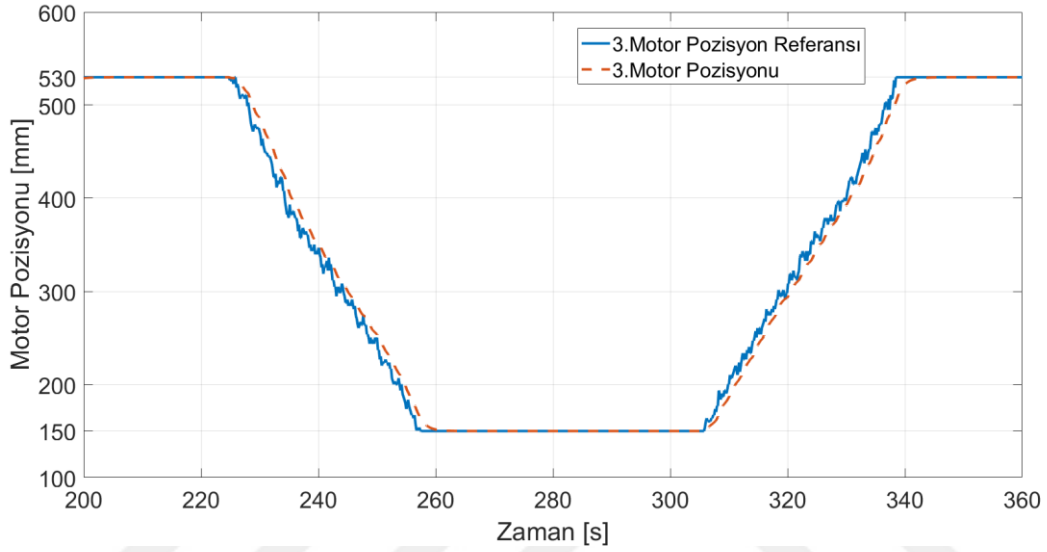
Şekil 8. 46 ve Şekil 8. 47’de 1.motor ve 2.motora ait tork değerleri gösterilmektedir. Grafikleri incelersek 1 numaralı motorun tork değeri 0.3 ile 0.4 Nm civarında değişmektedir. 2 numaralı motorun tork değeri ise -0.3 ile -0.2 Nm arasında değişmektedir. Test düzeneği ile yapılan pasif egzersize kıyasla motor torklarında artış görülmüştür. Bu durumun sebebi bağlanan kişinin ekstremitesinin yapay kola göre daha ağır olmasıdır.



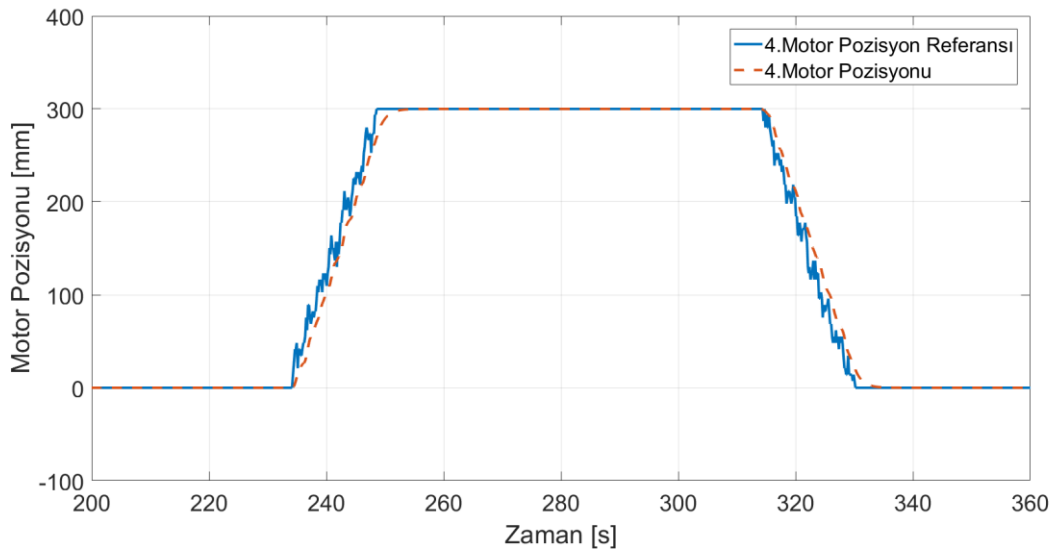
Şekil 8. 48 İnsanlı Pasif Egzersiz: Cihaz tarafından ölçülen dış kuvvet

Şekil 8. 48’de sistem tarafından ölçülen dış kuvvet değerleri gösterilmektedir. Sisteme bağlı kişiye herhangi bir kuvvet uygulamaması söylenmiştir. Bu sebeple test düzeneği kuvveti

yalnızca okunan gürültü değerlerini göstermektedir. Sistem uygulanan dış kuvveti splint mekanizmasında bulunan iki adet yük hücresi verilerini karşılaştırarak elde etmektedir. Bu yük hücrelerinden alınan verilerin gürültülü olması sebebiyle sisteme uygulanan dış kuvvet bilgisi  $+1\text{ N}$  ,  $-1\text{ N}$  değerleri arasında osilasyonlu şekilde hesaplanmaktadır. Ancak kullanıcı arayüzünden ayarlanabilecek en hassas aktif yardım durumuna geçiş kuvvet eşiği olan  $2\text{ N}$  değerinin altında olduğu için bir problem oluşturmamaktadır.



Şekil 8. 49 İnsanlı Pasif Egzersiz: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı



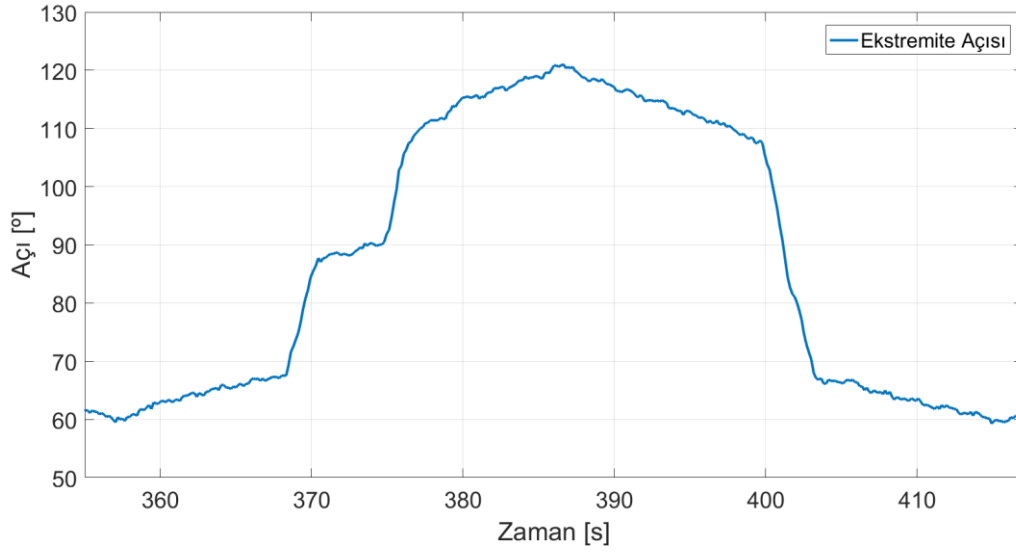
Şekil 8. 50 İnsanlı Pasif Egzersiz: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Şekil 8. 49 ve Şekil 8. 50’de 3.motor ve 4.motor olarak isimlendirilen asansör sistemi motorlarının pozisyon ve pozisyon referansı değerleri gösterilmektedir. Motor pozisyon referansı değeri ip ile ekstremite arasındaki açısı 90 derecede tutacak şekilde geometrik hesaplar kullanılarak hesaplanmaktadır. Bu değeri hesaplayan algoritma ile ilgili ayrıntılı bilgi 7.3.2 Asansör Hareketi Kompanzasyonu isimli kısımda verilmiştir. Motor pozisyonu ve pozisyon referansı kontrol algoritmasında pulse birimi ile kullanılmaktadır ancak gösterim ve okuma kolaylığı açısından bu değer mm cinsine çevrilmiştir.

Grafikler yorumlanacak olursa dest düzeneği ile yapılan deneylerde omuz egzersizi yapıldığından asansör motorları 150 mm ile 700 mm değerleri arasında çalışmışlardır. Ancak mevcut çalışma dirsek egzersizi olduğundan maksimum ve minimum limitler 1 numaralı motor için 150 mm ile 530 mm aralığına 2 numaralı motor için ise 0 mm ile 300 mm aralığına düşürülmüştür. Referans aralığındaki bu düşürmeleri dirsek egzersizi seçildiğinde kullanıcı arayüzü otomatik olarak yapmaktadır. Bu limitlerin değiştirilmesi her egzersiz tipinin farklı geometrik yapıda olmasından kaynaklanmaktadır. Bu durumun dışında test düzeneği ile yapılan deneysel çalışmaya göre bir fark gözlemlenmemiştir. Motor referanslarında oluşan dalgalanma ve gürültüler aynı şekilde devam etmektedir. Dalgalanmaların sebebi dürtü hareketleridir ancak gürültünün sebebi referansı oluşturan algoritmanın açı ölçüm sensörü değerini baz alarak oluşturmamasından kaynaklanmaktadır. Referansı bir miktar geriden takip eden yumuşak bir PD kontrolcü tasarımı yapılarak motorun, referans değerinde meydana gelen gürültüleri takip etmemesi sağlanmış böylece hasta konforu da korunmuştur.

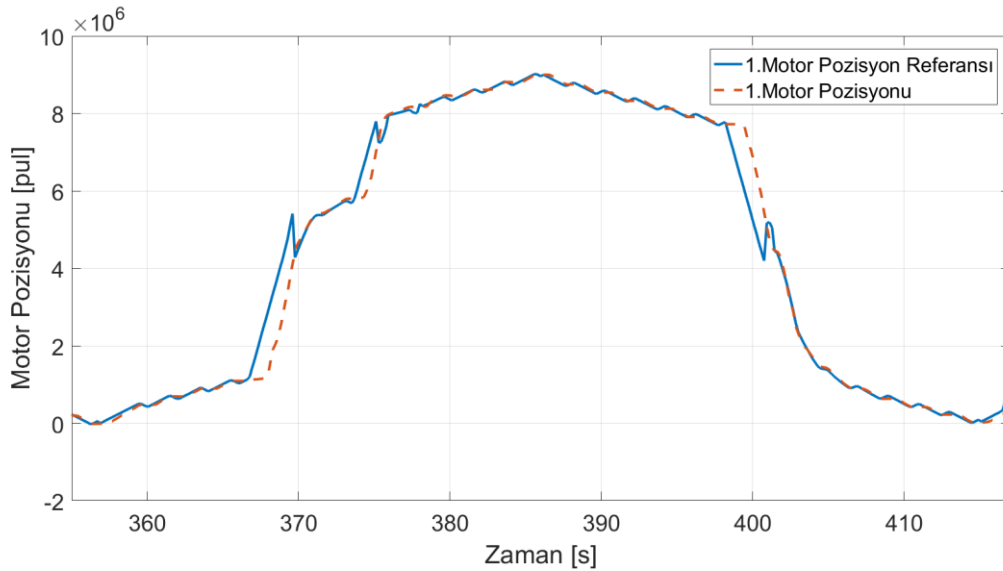
#### **8.6.3.2 Aktif Yardım**

Sistem ile ilgili insan üzerinde yapılan ikinci çalışma aktif yardımcı egzersiz çalışmasıdır. Bu çalışmada sisteme bağlı kişi belli noktalarda hareket yönünde kuvvet uygulamaktadır. Bu çalışmanın amacı sisteme hareket yönünde kuvvet uygulandığı durumda sistemin bu kuvveti algılayıp aktif hareket durumuna geçişinin test edilmesidir. Aktif yardımcı harekete ait açı ölçüm sensöründen alınan veri Şekil 8. 51’de gösterilmektedir.

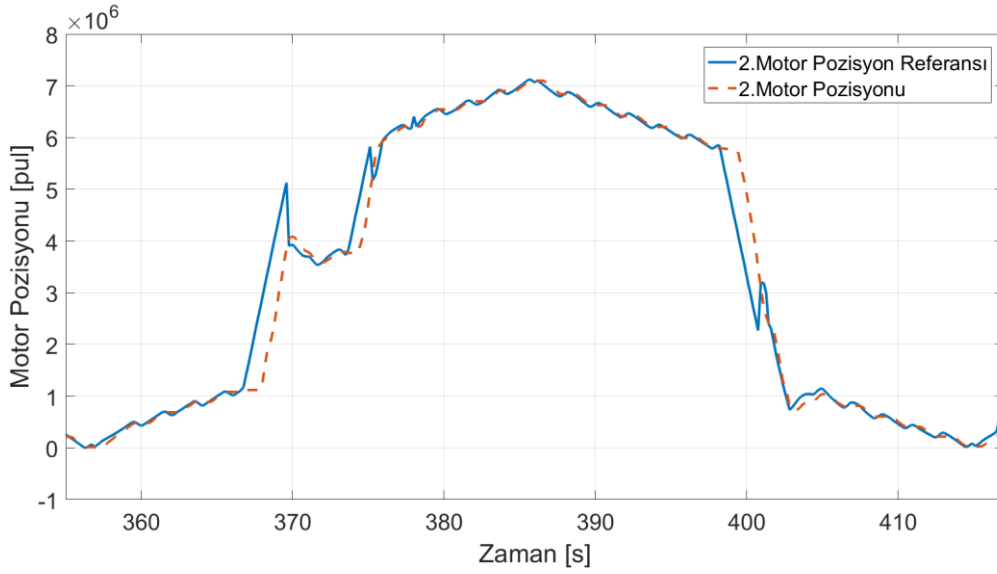


Şekil 8. 51 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: Ekstremitte pozisyonu

Grafiği incelersek sistem 60 derece ile 120 derece arasında çalışmıştır. Ancak bu grafikte pasif egzersiz ekstremitte pozisyonu grafiğinden farklı olarak 347. ve 375. saniyelerde aktif harekete bağlı sıçramalar görülmektedir. Ekstremitte açısı – zaman grafiğinde test düzeneği ile yapılan aktif hareket çalışmasından farklı bir etki görülmemiştir. Aktif yardımcı egzersiz için makara motorları pozisyon, pozisyon referansı – zaman grafikleri Şekil 8. 52 ve Şekil 8. 53’de verilmiştir.

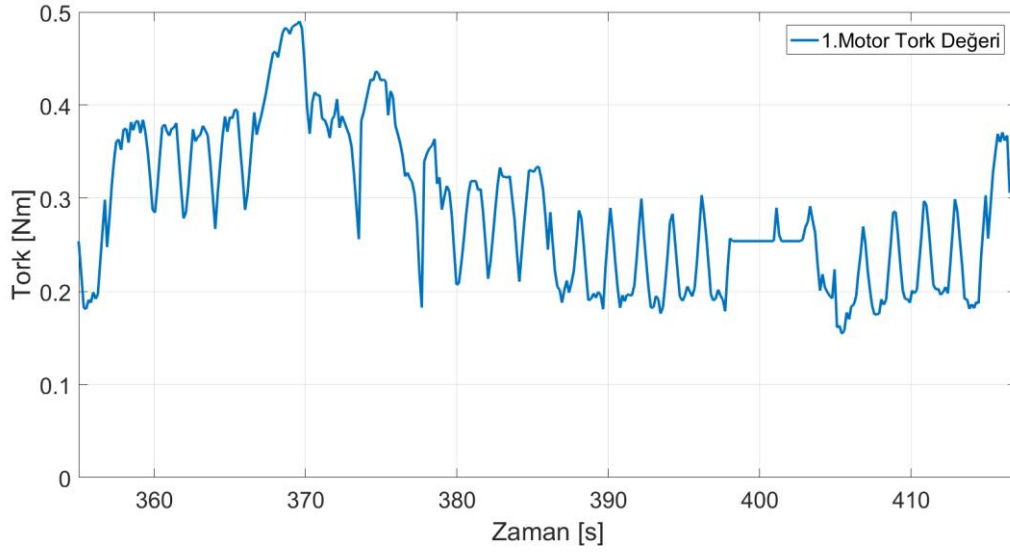


Şekil 8. 52 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

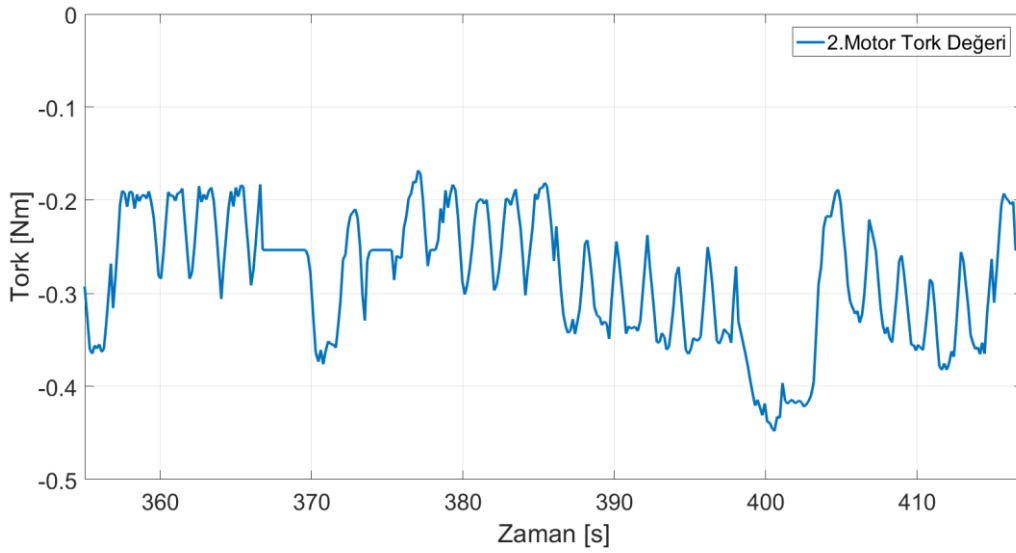


Şekil 8. 53 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Grafiklere bakılırsa test düzeneği ile yapılan deneyden elde edilen makara motorları pozisyon, pozisyon referansı – zaman grafiklerine göre büyük farklar göze çarpmaktadır. Makara motorları aktif kuvvet uygulanmayan zamanlarda pozisyon referansını doğru şekilde takip edebilmiştir. Ancak sistem aktif yardım durumuna geçtiği zaman pozisyon referansı ile motor pozisyonları arasında bir miktar fark meydana gelmiştir. Bu farkın sebebi aktif yardım durumunda sanal yay ve damper katsayılarının küçültülerek hareketin mümkün olduğunca bağlı kişiye bırakılmasından kaynaklanmaktadır. Aktif hareket başladıktan belli bir süre sonra , küçültülen sanal yay ve damper katsayıları ile çarpılan pozisyon ve hız referanslarının yükselmesi ile sistem kişinin ekstremitesi harekete başlayana kadar yaptığı yardım seviyesini arttırmakta ve ekstremita hareket ederken sabit yardım seviyesi ile hareketine destek olmaktadır.

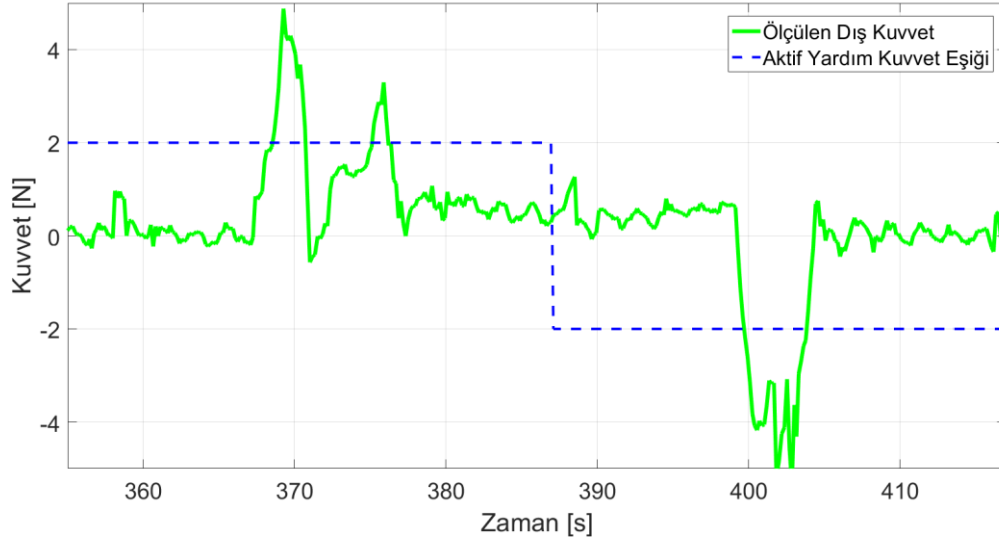


Şekil 8. 54 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 1.Motor tork değeri



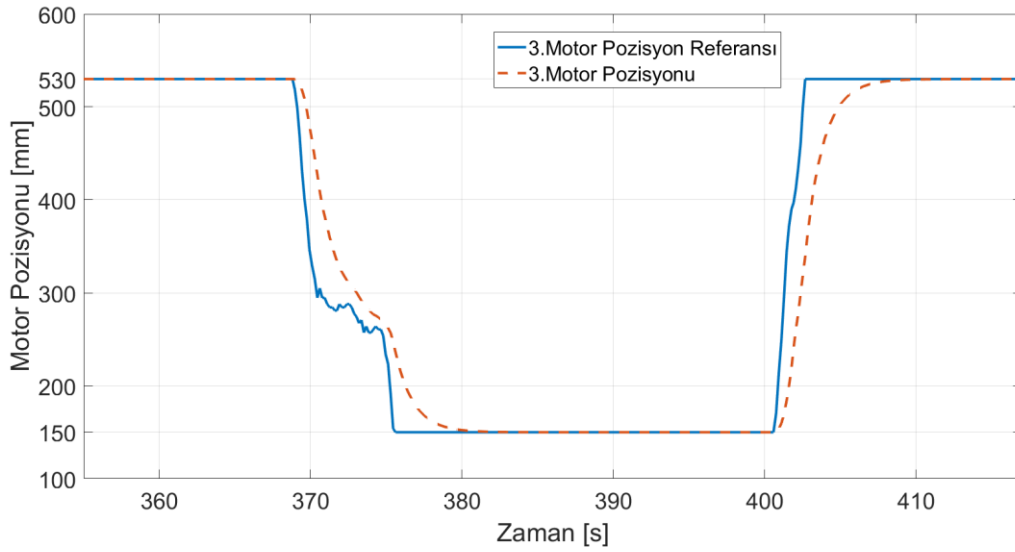
Şekil 8. 55 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 2.Motor tork değeri

Şekil 8. 54 ve Şekil 8. 55 aktif yardımcı hareket sırasında motor tork değerlerini göstermektedir. Sisteme bağlı kişinin aktif kuvvet uygulamadığı durumlarda grafik pasif hareketle aynı şekilde dalgalanmaktadır. Ancak test düzeneğinin aktif kuvvet uyguladığı durumda motor torkları dalgalanmayı bırakmakta ve uygulanan kuvvetle orantılı olarak tork değeri artmaktadır.

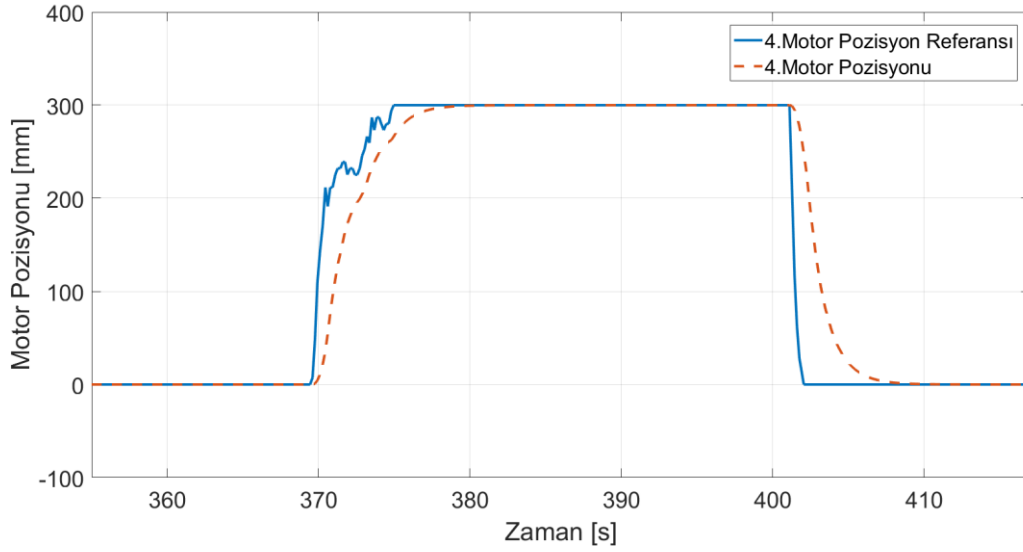


Şekil 8. 56 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: Robota uygulanan dış kuvvet

Şekil 8. 56’de sistem tarafından ölçülen dış kuvvet değeri gösterilmektedir. Sistemin hesapladığı dış kuvvet değerinde bir miktar sensörlerden kaynaklı dalgalanmalar olsa da dışarıdan gelen aktif kuvvet algılanabilmektedir.



Şekil 8. 57 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

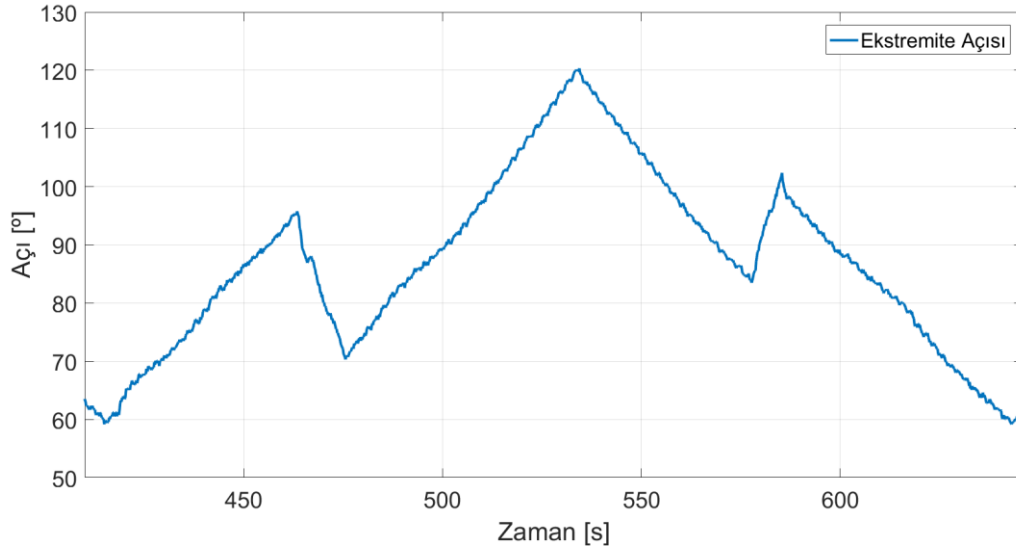


Şekil 8. 58 İnsanlı Aktif Yardımlı Egzersiz: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Şekil 8. 57 ve Şekil 8. 58'de aktif yardımcı egzersiz senaryosu için asansör motorları pozisyon ve pozisyon referansı – zaman grafikleri görülmektedir. Bu grafikler temel olarak pasif egzersiz sırasında çıkarılan grafikler ile aynı olsa da aktif hareket sırasında meydana gelen hızlı açı değişimlerinden dolayı referans değerlerinde farklılık meydana gelmiştir. Ancak bu durum kontrolcü takip performansında bir değişikliğe yol açmamıştır.

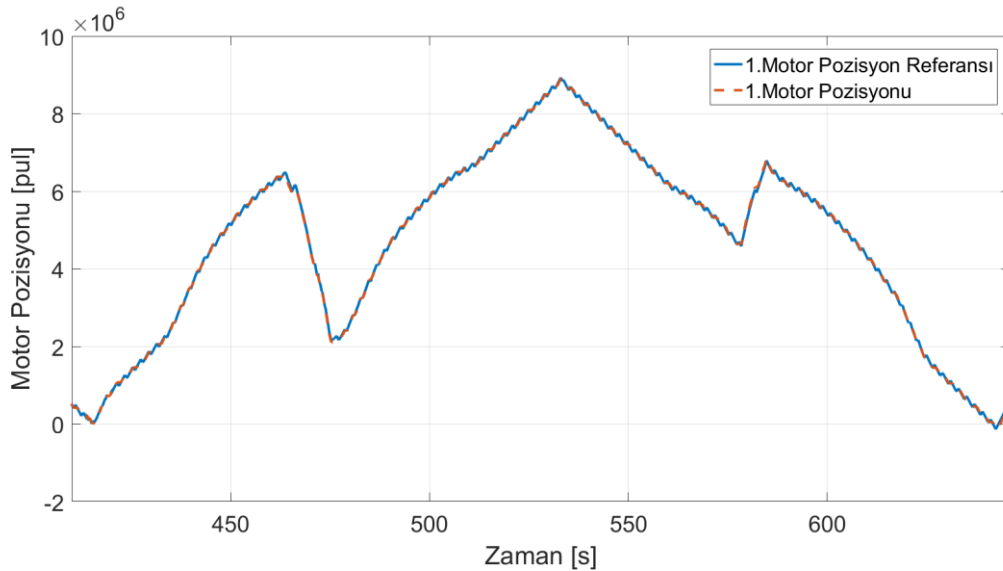
### 8.6.3.3 Spastisite Durumu

Spastisite durumu, sistem ile yapılan üçüncü deney senaryosudur. Bu senaryoya göre sisteme bağlı kişi belli noktalarda hareketin tersi yönünde yaklaşık 20 N kuvvet uygulamaktadır. Bu çalışmanın amacı sistemin spastisite durumundaki tepkisini gözlemlemektir. Spastisite durumuna ait açı ölçüm sensöründen alınan veriler Şekil 8. 59'da gösterilmektedir.

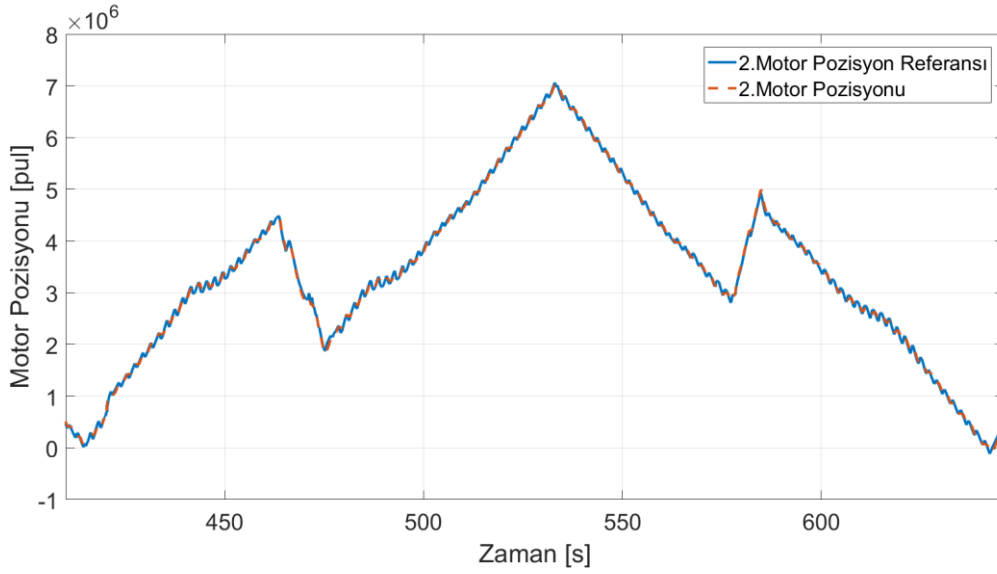


Şekil 8. 59 İnsanlı Spastisite Egzersizi: Ekstremitte pozisyonu

Verilen açı grafiği yorumlanacak olursa, sistem 460. saniye ile 475. saniye aralığında bükme (pozitif) yönünde hareket ederken spastisite durumuna geçerek hareket yönünü değiştirmiştir. Aynı şekilde itme (negatif) yönlü hareket sırasında da 575. saniye ile 585. saniyeler arasında spastisiteye maruz kalmıştır. Spastisite durumu için makara motorları pozisyon, pozisyon referansı – zaman grafikleri Şekil 8. 60 ve Şekil 8. 61’de verilmiştir.

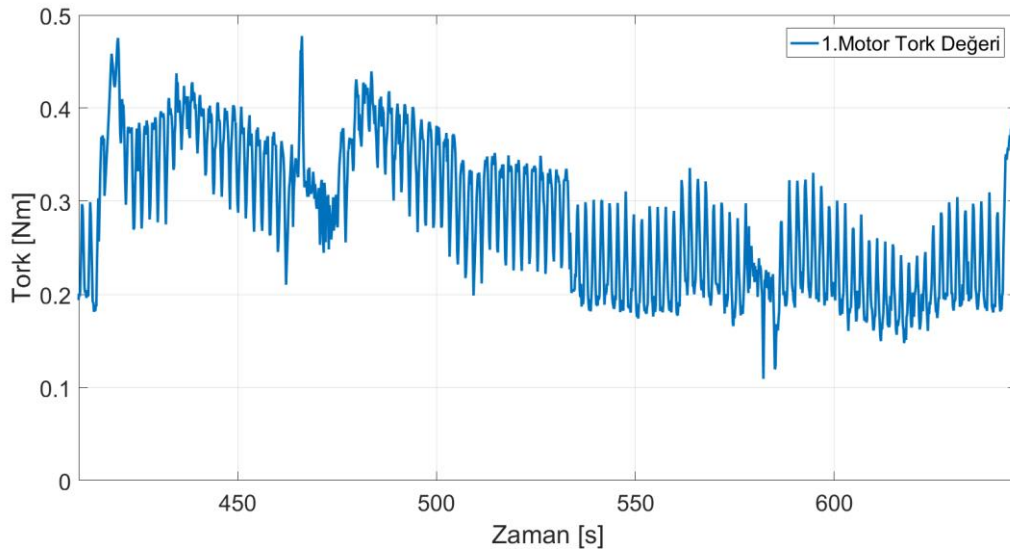


Şekil 8. 60 İnsanlı Spastisite Egzersizi: 1.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

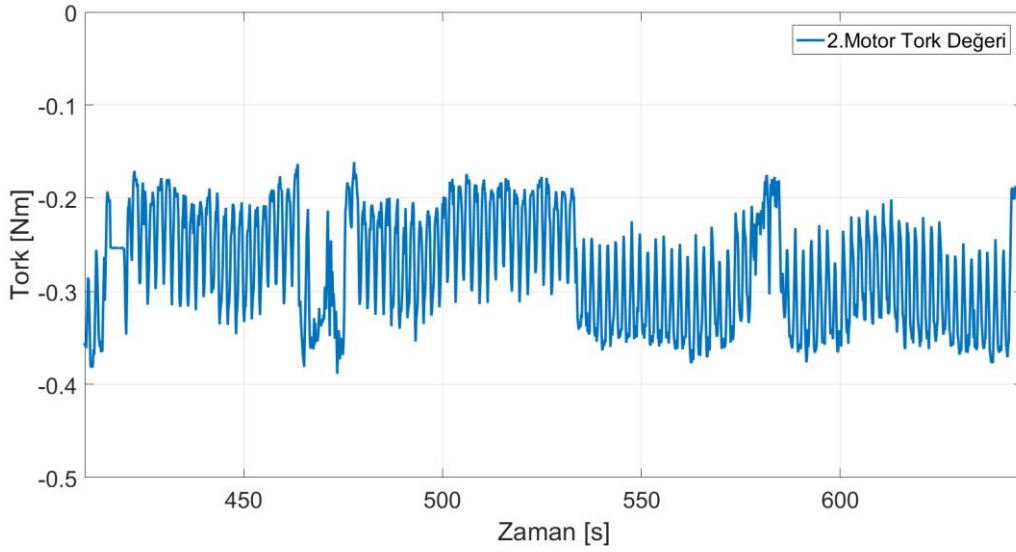


Şekil 8. 61 İnsanlı Spastisite Egzersizi: 2.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Grafikler incelenecek olursa makara motorları, test düzeneği sisteme herhangi bir dış kuvvet uygulamadığı sürece pasif hareket ile aynı şekilde olan pozisyon referansını takip etmiştir. Test düzeneğinin sisteme harekete ters yönde kuvvet uyguladığı durumda ise ters yönde pozisyon referansını takip etmeye devam etmiştir. Bu tür spastisite durumunda pozisyon referansı dürtü hareketi olmadan düz bir şekilde oluşturulmaktadır.

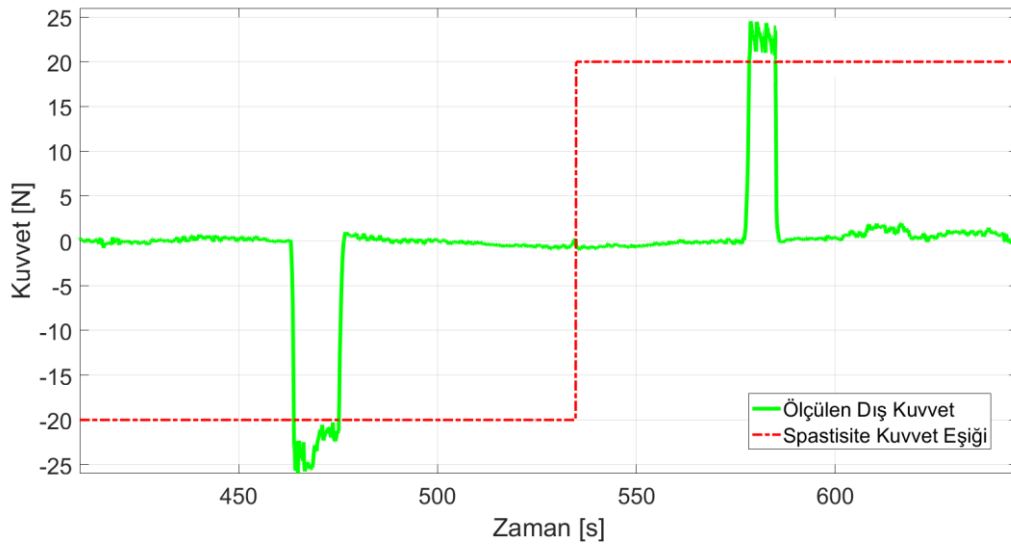


Şekil 8. 62 İnsanlı Spastisite Egzersizi: 1.Motor tork değeri



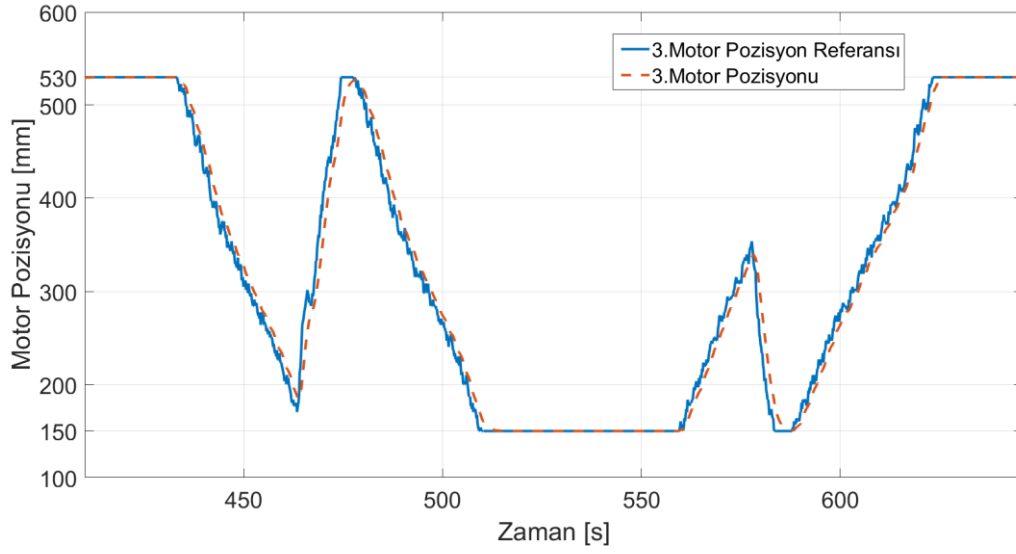
Şekil 8. 63 İnsanlı Spastisite Egzersizi: 2.Motor tork değeri

Şekil 8. 62 ve Şekil 8. 63 spastisite durumu sırasında motor tork değerlerini göstermektedir. Sisteme bağlı kişinin kuvvet uygulamadığı durumlarda grafik pasif hareketle aynı şekilde dalgalanmaktadır. Kişinin spastisite taklidi yaptığı durumlarda dürtü hareketi olmadığı için motor tork değerleri düşük genlikte dalgalanmaktadır.

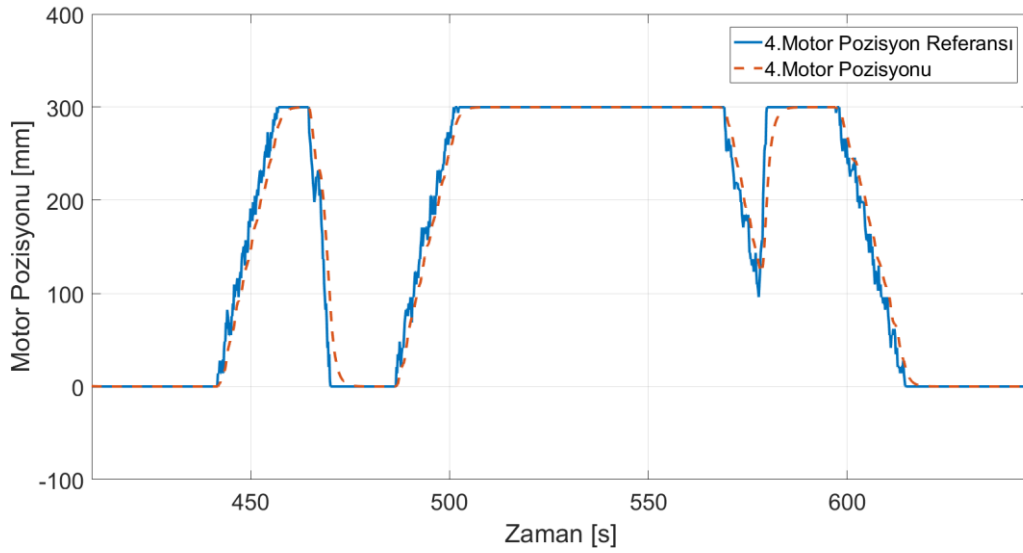


Şekil 8. 64 İnsanlı Spastisite Egzersizi: Cihaza uygulanan dış kuvvet

Şekil 8. 64’de sistem tarafından ölçülen dış kuvvet değeri ve spastisite kuvvet eşik değeri gösterilmiştir. Bu grafiğe göre hasta belli zamanlarsa eşik eğerlerinin üzerine çıkmıştır.



Şekil 8. 65 İnsanlı Spastisite Egzersizi: 3.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı



Şekil 8. 66 İnsanlı Spastisite Egzersizi: 4.Motor pozisyonu ve pozisyon referansı

Şekil 8. 65 ve Şekil 8. 66’de aktif yardımcı egzersiz senaryosu için asansör motorları pozisyon ve pozisyon referansı – zaman grafikleri görülmektedir. Elde edilen grafiklere göre spastisite durumunda sistem hareket yönünü tersine çevirdiği için asansör motor pozisyon referansları da spastisite durumunda ters yönde değişmektedir.

### SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada rehabilitasyonla ilişkili temel bilgiler verilmiş, temel hareket ve egzersiz şekillerinden bahsedilmiş ve günümüzde kullanılan teknikler üzerinde durulmuştur. Ardından Romres nörolojik rehabilitasyon robotunun mekanik tasarımı ve elektronik bileşenleri hakkında bilgi verilmiştir. Yapılan mekanik tasarıma göre robotun serbestlik derecesi hesabı yapılmış, sistem kinematik olarak modellenmiş ve sistem geometrisine bağlı denklemler çıkarılmıştır.

Sistem modelinin oluşturulmasının ardından kontrol algoritması oluşturma çalışmaları anlatılmıştır. Sistemde kontrol yöntemi olarak empedans kontrol algoritması kullanılmıştır. Asansör sistemleri kontrolü için ise hız temelli PID kontrol kullanılmıştır. Empedans kontrol algoritması doğrudan hasta ekstremitelerini kontrol etmek yerine her makara sistemi için ayrı ayrı kullanılmıştır. Bu sebeple asansör hareketlerinin hasta ekstremitesine olan etkisini ortadan kaldırmak amacıyla asansör hareketini kompanse edecek şekilde kontrolcü referanslarına etki eden asansör hareketi kompanzasyon algoritması oluşturulmuş ve bu algoritma kontrol algortmasına paralel olarak çalıştırılmıştır. Sistemin kontrolünde kullanılan bir diğer algoritma ise bozucu etki gözleyicidir. Sistemde oluşan sürtünmelerin kompanse edilmesinde kullanılan bozucu etki gözleyicileri özellikle aktif yardımcı hareket hassasiyetini arttırmış ve sistemin sürtünmesiz gibi davranmasını büyük ölçüde sağlamıştır. Kullanılan son algoritma ise kural tabanlı dış kontrolcüdür. Kural tabanlı dış kontrolcü, hastanın uyguladığı dış kuvvete göre pasif, dürtü, aktif yardımcı ya da aktif dirençli hareket yapılmasına karar vererek empedans kontrolcü algoritmasının davranışını değiştirmektedir.

Sistem performansı, sistemi test etmek için özel olarak üretilen hasta taklidi yapan bir test düzeneği üzerinde test edilmiş ve test sonuçları gösterilmiştir. Test düzeneği ile yapılan deneysel çalışmanın ardından sistem gerçek insan ile test edilerek insan üzerinde yapılan deneyden elde edilen test sonuçları ile test düzeneği üzerinde yapılan deneylerden elde edilen sonuçları karşılaştırılmıştır.

Yapılan çalışmada karşılaşılan ilk problem modelleme aşamasında meydana gelmiştir. Oluşturulan kontrol algoritmasının çalışmasının simüle edilebilmesi için sistemin bilgisayar ortamında bir modelinin oluşturulması gerekmektedir. Ancak sistemde bulunan iplerin katı cisimler olmaması ve net bir modelinin çıkarılamaması bilgisayar ortamında modelleme aşamasında problem oluşturmuştur. Problemin çözümünde sistem modelinde anlatılan kabuller kullanılmıştır. Böylece sistem Matlab/Simulink ortamında Multibody kütüphanesi kullanılarak modellenenmiştir.

Yapılan ilk simülasyonda tek bir empedans kontrol algoritması bulunmaktadır ve bu algoritma hasta ekstremitesi açısına göre iki makara motorunu da kontrol edebilmektedir. Bu model bilgisayar ortamında doğru bir şekilde çalışmaktadır ancak gerçek sistem üzerine uygulandığında sabit hızlı hareket inputu verilmesine karşı sistem ara ara duraksayarak kesikli bir şekilde hareket etmiştir. Yapılan incelemelerde bu durumun sebebinin açı ölçüm sensörünün geç ve yavaş veri göndermesi olduğu anlaşılmıştır. Ancak yüksek hızda ve yüksek doğrulukta açı verisi gönderen açı ölçüm sensörlerinin maliyeti çok yüksek olduğu için kontrol yaklaşımı değiştirilmiş ve her makaranın ayrı empedans kontrolcü tarafından kontrol edilmesine karar verilmiştir. Açı ölçüm sensöründen alınan açı bilgisi ise kural tabanlı dış kontrol algoritmasında ekstremitenin başlangıç ve bitiş açılarının tayini için kullanılmaktadır.

Çalışma sırasında karşılaşılan en büyük problemlerden biri sistemde oluşan sürtünmelerin modellenememesi olmuştur. Literatür çalışmasında verilen Hafızasız Viskoz ve Kolomb Sürtünme modeli, Armstrong Modeli ve Lugre Modeli kullanılarak sistemde bulunan sürtünmelerin modellenenbilmesi için çalışılmış ancak hiçbir modelde yeterli hassasiyet elde edilememiştir. Bu problem bozucu etki gözleyicisi kullanılarak sürtünmenin döngüsel olarak tahmin edilip motor torklarına beslenmesi ile çözülmüştür.

Karşılaşılan bir diğer problem ekstremita ağırlığının tayini olmuştur. Sistem ile yapılan ilk çalışmalarda ekstremita ağırlığı, başka bilim adamları tarafından oluşturulmuş tablolar

kullanılarak hastanın ağırlığına göre oransal olarak hesaplanmaktaydı. Ancak bu durum sistemin aktif kuvvet algılama hassasiyetinin düşük olmasına yol açmaktaydı. Böylece sistemin ilk çalışmada bir tur boyunca her açıda ekstremitenin ağırlığını ölçmesine ve her açı için bu değerlerin kaydedilerek sonraki turlarda bu ağırlık değerlerinin kullanılmasına karar verilmiştir. Bu şekilde ağırlık ölçümü yapılması aktif kuvvet algılama hassasiyetini arttırmış ancak her egzersiz başlangıcı ağırlık ölçümü yapılması robotun kullanımını bir miktar zorlaştırmıştır.

Sistem performansının ölçümünde çeşitli performans kriterleri üzerinde durulmuş ve sistemin bu kriterleri başarıp başaramadığı değerlendirilmiştir. İlk performans kriteri olarak aktif yardım hassasiyeti gelmektedir. Çalışmanın başında bu değer 2,5 N olarak belirlenmiştir. Test düzeneği ile yapılan çalışmalar 2 N ile yapılmıştır ve sistem test düzeneği ile 1,5 N değerine kadar hassas şekilde çalışabilmektedir. Ancak gerçek insan bağliken aktif yardımcı çalışma hassasiyeti 2 N civarındadır. Aktif yardımcı harekete geçiş eşiği 2 N değerinin altına ayarlandığında ise bazı durumlarda yanlış algılama yapabilmektedir.

İkinci performans kriteri olarak ekstremit e açısının asansör sistemi hareketlerinden etkilenmemesi gösterilebilir. Bu kriter açı ölçüm ünitesinden yavaş veri alınması sebebi ile kontrol algoritmasının doğrudan makaraları kontrol etmesi şeklinde çalışma yapıldıktan sonra ortaya çıkmıştır. Ekstremit e ile motor hızları arasındaki jakobiye matrisi kullanılarak oluşturulan asansör hareketi kompanzasyon algoritması, ekstremit e açısının asansör sistemi hareketlerinden etkilenmemesini sağlamıştır.

Üçüncü performans kriteri olarak sistemin bazı durumlarda kararsızlığa geçmemesi gelmektedir. Bu kriterin sağlanması için motorlara hız ve tork limitlemesi yapılmıştır. Aynı zamanda bozucu etki gözleyicileri de sistemin kararlı çalışmasına olumlu etki yaratmaktadır. Sistemin kararlı çalıştığı katsayı deneyi yapılmış ve sanal yay ve damper katsayı aralığı oluşturulmuştur. Mevcut katsayılar ile çalışma sırasında sisteme farklı kuvvetler uygulanmış ve referans değerleri ile motor pozisyonları ve pozisyon referans değerleri arasında bulunan farklar çok arttırılarak sistem kararsız duruma geçirilmeye çalışılmıştır. Aynı zamanda ani kuvvetler ve test aparatı ile titreşim uygulanmıştır. Bu konuda sistem beklenenin üzerinde performans göstermiş ve hiçbir koşulda kararsızlığa geçmemiştir.

Ancak sistem bazı durumlarda gelişime ihtiyaç duymaktadır. Bu noktaların başında ağırlık ölçüm algoritması gelmektedir. Mevcut çalışmada sistem egzersizin ilk turunda ağırlık ölçümü yapmakta sonraki turlarda ise ölçtüğü ağırlığa göre aktif yardım durumunu algılamaktadır. Ancak ağırlık ölçümünden sonraki turlarda hasta ekstremitelerinin pozisyonunda oluşan kaymalar ya da ölçüm sırasında sisteme uygulanan bozucu dış kuvvetler ölçüm performansını düşürmektedir. Sistem ile ilgili yapılacak olan sıradaki çalışma ağırlık ölçümüne olan dış etkilerin azaltılması ve ağırlık ölçümünde kullanılabilecek akıllı ya da adaptif bir algoritma hazırlanması çalışmasıdır.

İkinci yapılacak geliştirme çalışması sistemin her çalıştırdığı hastayı isim olarak kaydetmesi hastanın yaptığı egzersizleri ve hastanın gelişimini belli bir süre öncesine kadar gösterebilmesi çalışmasıdır. Aynı zamanda öğrenebilen bir algoritma ile hastanın davranışlarını zamanla öğrenerek kural tabanlı dış kontrolcüsünde bu mimari de çalışması ileride yapılması planlanan çalışmalar arasında bulunmaktadır.

## KAYNAKLAR

---

- [1] Prange, G. B., Jannink, M. J., Groothuis-Oudshoorn, C. G., Hermens, H. J., ve IJzerman, M. J., (2006). "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke.", *Journal of rehabilitation research and development*, 43(2):171-184.
- [2] Fazekas, G., Horvath, M., Troznai, T., ve Toth, A., (2007). "Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: a preliminary study.", *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(7):580-582.
- [3] Krebs, H. I., Ferraro, M., Buerger, S. P., Newbery, M. J., Makiyama, A., Sandmann, M., ve Hogan, N., (2004). "Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus.", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1(1):5-20.
- [4] Lum, P. S., Burgar, C. G., Shor, P. C., Majmundar, M., ve Van der Loos, M., (2002). "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke.", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(7):952-959.
- [5] Nef, T., Mihelj, M. ve Riener, R., (2007). "ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy.", *Medical & biological engineering & computing*, 45(9):887-900.
- [6] Nef, T., Klamroth-Marganska, V., Keller, U. ve Riener, R. (2016). "Three-dimensional multi-degree-of-freedom arm therapy robot (ARMin).", *Neurorehabilitation Technology*. Springer, Cham, 351-374.

- [7] Bolliger, M., Banz, R., Dietz, V. ve Lünenburger, L., (2008). "Standardized voluntary force measurement in a lower extremity rehabilitation robot.", *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 5(1):23-31.
- [8] Lünenburger, L., Colombo, G. ve Riener, R., (2007). "Biofeedback for robotic gait rehabilitation.", *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 4(1):1-12.
- [9] Kelly, R., Llamas, J. ve Campa, R., (2000). "A measurement procedure for viscous and coulomb friction.", *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, 49(4):857-861.
- [10] Feyel, P., Duc, G. ve Sandou, G., (2013). "LuGre friction model identification and compensator tuning using a Differential Evolution algorithm.", *Differential Evolution (SDE)*, 2013 IEEE Symposium, 16-19 April 2013, Singapore.
- [11] Chen, W., (2000). "A nonlinear disturbance observer for robotic manipulators.", *IEEE Transactions on industrial Electronics*, 47(4):932-938.
- [12] Matsumoto, Y., Katsura, S. ve Ohnishi, K., (2003). "An analysis and design of bilateral control based on disturbance observer.", *Industrial Technology, 2003 IEEE International Conference*, 9-12 December 2003, Maribor.
- [13] Coelingh, H. J., Schrijver, E., de Vries, T. J. ve Van Dijk, J., (2000). "Design of disturbance observers for the compensation of low frequency disturbances.", *Proc. of Int. Conf. Motion and Vibration Control (MOVIC)*, 4-6 July 2016, Southampton.
- [14] Yang, J., Li, S. ve Yu, X., (2013). "Sliding-mode control for systems with mismatched uncertainties via a disturbance observer.", *IEEE Transactions on industrial electronics*, 60(1):160-169.
- [15] He, W., Yan, Z., Sun, C. ve Chen, Y., (2017). "Adaptive neural network control of a flapping wing micro aerial vehicle with disturbance observer.", *IEEE transactions on cybernetics*, 47(10):3452-3465.
- [16] Gupta, A. ve O'Malley, M. K., (2011). "Disturbance-observer-based force estimation for haptic feedback.", *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 133:014505-1-014505-3.

- [17] Xing, K., Huang, J., Wang, Y., Wu, J., Xu, Q. ve He, J., (2010). "Tracking control of pneumatic artificial muscle actuators based on sliding mode and non-linear disturbance observer.", *IET control theory & applications*, 4(10):2058-2070.
- [18] Yu, H., Huang, S., Chen, G., Pan, Y. ve Guo, Z. , (2015). "Human-robot interaction control of rehabilitation robots with series elastic actuators.", *IEEE Transactions on Robotics*, 31(5):1089-1100.
- [19] Zhang, W., Zhu, X., Han, S., Byl, N., Mok, A. K. ve Tomizuka, M., (2012). "Design of a network-based mobile gait rehabilitation system.", *Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2012 IEEE International Conference, 11-14 December 2012, Guangzhou.
- [20] Li, Z., Su, C. Y., Wang, L., Chen, Z. ve Chai, T., (2015). "Nonlinear disturbance observer-based control design for a robotic exoskeleton incorporating fuzzy approximation.", *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 62(9):5763-5775.
- [21] Xing, K., Huang, J., Wang, Y., Wu, J., Xu, Q. ve He, J., (2010). "Tracking control of pneumatic artificial muscle actuators based on sliding mode and non-linear disturbance observer.", *IET control theory & applications*, 4(10):2058-2070.
- [22] Godler, I., Honda, H. ve Ohnishi, K., (2002). "Design guidelines for disturbance observer's filter in discrete time.", *Advanced Motion Control*, 2002. 7th International Workshop, 3-5 July 2002, Maribor.
- [23] Li, Z., Su, C. Y., Wang, L., Chen, Z. ve Chai, T., (2015). "Nonlinear disturbance observer-based control design for a robotic exoskeleton incorporating fuzzy approximation.", *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 62(9):5763-5775.
- [24] Popescu, N., Popescu, D., Ivanescu, M., Popescu, D., Vladu, C. ve Vladu, I., (2013). "Force observer-based control for a rehabilitation hand exoskeleton system.", *Control Conference (ASCC)*, 2013 9th Asian, 23-26 June 2013, Istanbul.
- [25] Iwasaki, M., Shibata, T. ve Matsui, N., (1999). "Disturbance-observer-based nonlinear friction compensation in table drive system.", *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 4(1):3-8.

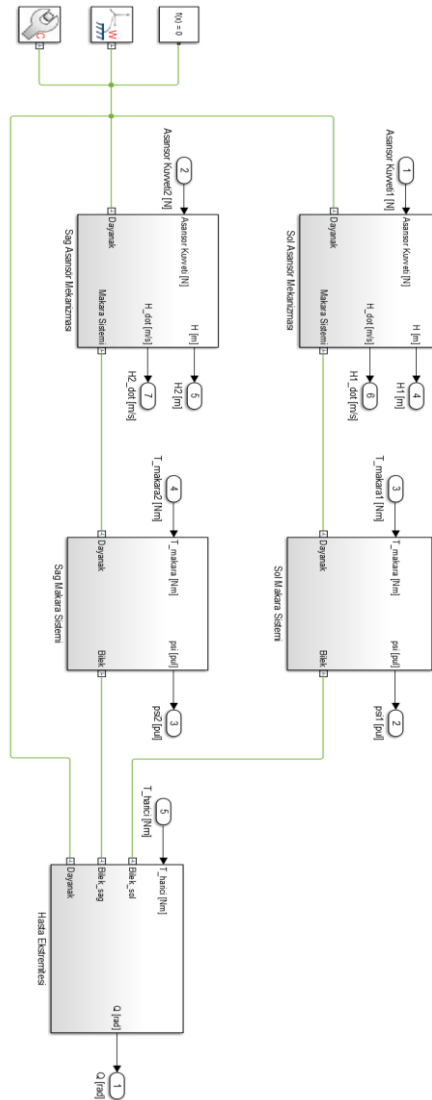
- [26] Jali, M. H., (2015). "ANFIS-PID controller for arm rehabilitation device.", *International Journal of Engineering and Technology (IJET)*, 7(5):1589-1597.
- [27] Wu, J., Huang, J., Wang, Y., Xing, K. ve Xu, Q. , (2009). "Fuzzy PID control of a wearable rehabilitation robotic hand driven by pneumatic muscles.", *Micro-NanoMechatronics and Human Science*, 2009. MHS 2009. International Symposium, 8-11 November 2009, Nagoya.
- [28] Brauchle, D., Vukelić, M., Bauer, R., & Gharabaghi, A., (2015). "Brain state-dependent robotic reaching movement with a multi-joint arm exoskeleton: combining brain-machine interfacing and robotic rehabilitation.", *Frontiers in human neuroscience*, 9:564-577.
- [29] Kirihaara, K., Saga, N. ve Saito, N., (2010). "Design and control of an upper limb rehabilitation support device for disabled people using a pneumatic cylinder.", *Industrial Robot: An International Journal*, 37(4):354-363.
- [30] Ott, C., Mukherjee, R. ve Nakamura, Y., (2010). "Unified impedance and admittance control.", *Robotics and Automation (ICRA)*, 2010 IEEE International Conference, 3-7 May 2010, Anchorage.
- [31] Ugurlu, B., Nishimura, M., Hyodo, K., Kawanishi, M. ve Narikiyo, T., (2015). "Proof of concept for robot-aided upper limb rehabilitation using disturbance observers.", *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 45(1):110-118.
- [32] Akdoğan, E. ve Adli, M. A., (2011). "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherabot.", *Mechatronics*, 21(3):509-522.
- [33] Baniasad, M. A., Akbar, M., Alasty, A. ve Farahmand, F., (2011). "Fuzzy control of a hand rehabilitation robot to optimize the exercise speed in passive working mode.", *MMVR*, 39-43.
- [34] Seddiki, L., Guelton, K., Mansouri, B. ve Zaytoon, J., (2006). "H-infinity Takagi-Sugeno fuzzy control of a lower limbs rehabilitation device.", *Computer Aided Control System Design*, 2006 IEEE International Conference on Control Applications, 2006 IEEE International Symposium on Intelligent Control, 4-6 October 2006, Munich.

- [35] Tsumugiwa, T., Fuchikami, Y., Kamiyoshi, A., Yokogawa, R. ve Yoshida, K., (2007). "Stability analysis for impedance control of robot in human-robot cooperative task system.", *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, 1(1):113-121.
- [36] Krebs, H. I., Volpe, B. T., Williams, D., Celestino, J., Charles, S. K., Lynch, D. ve Hogan, N., (2007). "Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation.", *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 15(3):327-335.
- [37] Masia, L., Krebs, H. I., Cappa, P. ve Hogan, N., (2007). "Design, characterization, and impedance limits of a hand robot.", *Proc. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 12-15 June 2007, Noordwijk.
- [38] Otman, A. S., ve Köse, N., (2008). *Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri*, Pelikan Yayıncılık, Ankara.
- [39] Churchill Livingstone, (1965). *Joint motion: method of measuring and recording*, American Academy of Orthopaedic Surgeons, Chicago.
- [40] Boone, D. C., Azen, S. P., Lin, C. M., Spence, C., Baron, C. ve Lee, L., (1978). "Reliability of goniometric measurements.", *Physical therapy*, 58.11:1355-1360.
- [41] Wadsworth, C. T., Krishnan, R., Sear, M., Harrold, J. ve Nielsen, D. H., (1987). "Intrarater reliability of manual muscle testing and hand-held dynametric muscle testing.", *Physical therapy*, 67(9):1342-1347.
- [42] Bemben, M. G., Grump, K. J. ve Massey, B. H., (1988). "Assessment of technical accuracy of the Cybex II® isokinetic dynamometer and analog recording system.", *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 10(1):12-17.
- [43] Daniels, L. ve Worthingbam, C., (1974). "Muscle testing, techniques of manual examination.", *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 53(5): 241.
- [44] Mendell, J. R. ve Florence, J., (1990). "Manual muscle testing.", *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 13(S1):S16-S20.

- [45] Eklemlerin Hareket Biçimleri, [www.eklemlerin-hareket-bicimleri.nedir.org](http://www.eklemlerin-hareket-bicimleri.nedir.org), 2013.
- [46] Otman, A. S., ve Köse, N., (2011). "Egzersiz tedavisinde temel prensipler ve yöntemler.", Meteksan AŞ, Ankara.
- [47] Frank, C., Akeson, W. H., Woo, S. L., Amiel, D. ve Coutts, R. D., (1984). "Physiology and therapeutic value of passive joint motion.", *Clinical orthopaedics and related research*, 185(1):113-125.
- [48] Hislop, H. J. ve Perrine, J. , (1967). "The isokinetic concept of exercise.", *Physical Therapy*, 47(1):114-117.
- [49] ÖZEK, M. M., (2013). "Spastisite ve Tedavisi.", *Türk Noroşirurji Dergisi*, 23(2):158-173
- [50] Bohannon, R. W. ve Smith, M. B., (1987). "Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity.", *Physical therapy*, 67(2):206-207.
- [51] Gracies, J. M., Burke, K., Clegg, N. J., Browne, R., Rushing, C., Fehlings, D. ve Delgado, M. R., (2010). "Reliability of the Tardieu Scale for assessing spasticity in children with cerebral palsy.", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(3):421-428.
- [52] Kinematic diagrams & degrees of freedom Ken Youssefi Mechanical & Aerospace, [www.slideshare.net/VISHNUVISWANATH3/kinematic-diagrams-amp-degrees-of-freedom](http://www.slideshare.net/VISHNUVISWANATH3/kinematic-diagrams-amp-degrees-of-freedom), 7 February 2016.

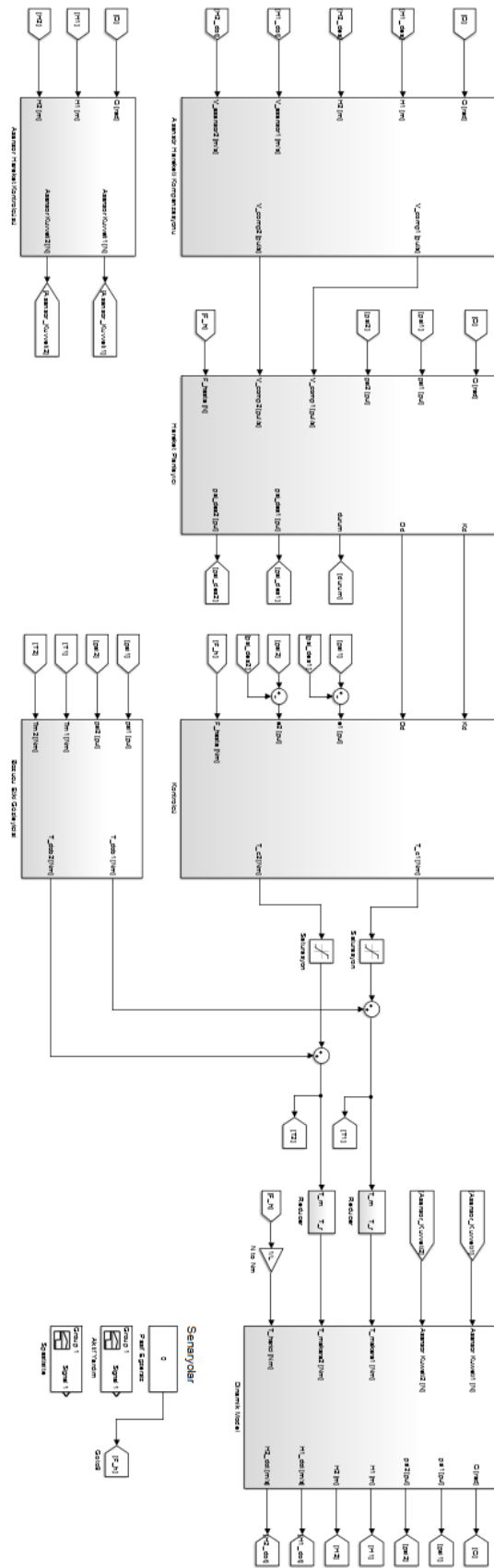
## MATLAB\SIMULINK BLOK DİYAGRAMLARI

### A-1 Hasta Ekstremitesi ve Sistem Modeli



Şekil A-1 Hasta ekstremitesi ve sistem modeli simülink blok diyagramı

## A-2 Genel Kontrolcü ve Sistem Modeli



Şekil A-2 Genel sistem ve kontrolcü modeli simülink blok diyagramı

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Adı Soyadı** : Efe Levent OYMAN  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 12.12.1992 / İstanbul  
**Yabancı Dili** : İngilizce  
**E-posta** : efeleventoyman@gmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU

| Derece | Alan            | Okul/Üniversite             | Mezuniyet Yılı |
|--------|-----------------|-----------------------------|----------------|
| Lisans | Mekatronik Müh. | Yıldız Teknik Üniversitesi  | 2014           |
| Lise   | Fen Bilimleri   | İzmir 60.Yıl Anadolu Lisesi | 2010           |

### İŞ TECRÜBESİ

| Yıl        | Firma/Kurum                                                     | Görevi             |
|------------|-----------------------------------------------------------------|--------------------|
| 2010 - ... | KANORES Tıbbi Malzemeler Sağlık Hizmetleri San. ve Tic.Ltd.Şti. | Yazılım Geliştirme |

## **YAYINLARI**

### **Bildiri**

1. Oyman, E. L., Arslan, M. S., (2018). "Impedance-based Control of a Cable Driven Rehabilitation Robot.", 6th International Conference on Control Engineering & Information Technology, 1138-1144.

