T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİR ÜST UZUV REHABİLİTASYON ROBOTUNUN TASARIMI VE HİBRİD EMPEDANS KONTROLÜ

MURAT ATLIHAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
MAKİNE TEORİSİ VE KONTROL PROGRAMI

DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. ERHAN AKDOĞAN

İSTANBUL, 2013

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİR ÜST UZUV REHABİLİTASYON ROBOTUNUN TASARIMI VE HİBRİD EMPEDANS KONTROLÜ

Murat ATLIHAN tarafından hazırlanan tez çalışması 31.12.2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN

Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Yrd. Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Selçuk ARSLAN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Erkan KAPLANOĞLU

Marmara Üniversitesi _____

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel Araştırma ve Teknoloji Kurumu (TÜBİTAK) ‘nun 111M603 numaralı ve Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü’ nün YULAP 2012-06-04-YL01 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Bu çalışmayı destekleyen Türkiye Bilimsel Araştırma ve Teknoloji Kurumu (TÜBİTAK) ve Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne, benden bilgilerini ve tecrübelerini esirgemeyen tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Erhan Akdoğan'a ve tezimde bana yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet Selçuk Arslan'a, sistemin tasarımının yapılmasında ve sistemin üretilmesinde çok emekleri geçen TEKNOTİM Ltd. Şti. sahipleri Sayın Savaş Uzilday ve Oral Çokatar'a, deneylerin yapılmasında bana yardımcı olan Hakan Coşkun, Dursun Keser ve Metin Porazan'a çok teşekkür ederim.

Ve tabi ki bana tüm hayatım boyunca en büyük desteği veren biricik annem Ayşe Atlıhan, biricik babam Muammer Atlıhan'a, biricik ablam Eda Atlıhan'a ve dayısının bir tanesi Tuğra Miraç Öz'e ve tüm ailem ve arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Aralık, 2013

Murat ATLIHAN

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ viii

KISALTMA LİSTESİ x

ŞEKİL LİSTESİ xi

ÇİZELGE LİSTESİ xiv

ÖZET xv

ABSTRACT xvii

BÖLÜM 1 1

GİRİŞ 1

1.1 Literatür Özeti 1
1.2 Tezin Amacı 23
1.3 Hipotez 24

BÖLÜM 2 25

ÜST UZUV REHABİLİTASYON TEORİSİ 25

2.1 Hareket Türleri 25
2.2 Eklem Hareket Açıklığı (Genişliği) (EHA=ROM) 26
2.3 Terapatik Egzersiz Türleri [36] 26
2.3.1 Pasif Egzersiz 27
2.3.2 Aktif Yardımlı Egzersiz 27
2.3.3 Aktif Dirençli Egzersizler 27
2.3.3.1 İzometrik Egzersiz 27
2.3.3.2 İzotonik Egzersiz 27
2.3.3.3 İzokinetik Egzersiz 27

BÖLÜM 3 28

ROBOTİK SİSTEM TASARIMI 28

3.1 Sistem Dizaynı 28
3.2 Sistem Yapısı 29

3.3 Robot Manipülatör 29
3.3.1 Malzeme Seçimi 31
3.3.2 Mekanik Yapı 31
3.3.2.1 Ana Gövde 31
3.3.2.2 Pronasyon – Supinasyon Grubu 31
3.3.2.3 Abdüksiyon – Addüksiyon Grubu 31
3.3.2.4 Fleksiyon – Ekstansiyon Grubu 31
3.3.3 Dinamik Analiz 33
3.3.3.1 Pronasyon-Supinasyon 33
3.3.3.2 Abdüksiyon – Addüksiyon 34
3.3.3.3 Fleksiyon – Ekstansiyon 35
3.3.4 Hareket Denklemlerinin Eklemlere Uygulanması 35
3.3.5 Elektronik Donanım Yapısı 39
3.3.5.1 Elemanların Seçimi 41
3.3.5.2 Elektronik Donanımın İşleyişi 42

BÖLÜM 4 44

ROBOT MANİPÜLATÖRÜN KONTROLÜ 44

4.1 İnsan-Makine Arayüzü (İMA) 44
4.2 Kontrol Yöntemi 45
4.3 Hibrid Empedans Kontrol Kuralı 46
4.3.1 Konum Bazlı Empedans Kontrol 47
4.3.2 Kuvvet Bazlı Empedans Kontrol 47
4.3.3 Hibrid Empedans Kontrol 48
4.4 Egzersizlerin Modellenmesi ve Kullanıcı Arayüzü 49
4.4.1 Pasif Egzersiz 52
4.4.2 Aktif Yardımlı Egzersiz 53
4.4.3 İzometrik Egzersiz 55
4.4.4 İzotonik Egzersiz 57
4.4.5 İzokinetik Egzersiz 59

BÖLÜM 5 62

BENZETİM SONUÇLARI 62

5.1 Matlab / Simmechanics ve Sistemin Matlab Ortamına Aktarılması 62
5.2 Benzetim Çalışmaları 62

BÖLÜM 6 67

DENEYSEL SONUÇLAR 67

6.1 Parametre Tanımlama ve Kararlılık Analizi 67
6.2 Konum ve Kuvvet Kontrol Deneysel Çalışmaları 70
6.3 Egzersizler 72
6.3.1 Pasif Egzersiz 73
6.3.2 Aktif Yardımlı Egzersiz 78
6.3.3 İzometrik Egzersiz 84

6.3.4 İzotonik Egzersiz 90
6.3.5 İzokinetik Egzersiz 97
BÖLÜM 7 104
SONUÇ VE ÖNERİLER 104
KAYNAKLAR 105
EK-A 109
SİSTEM ELEMANLARI KATALOG BİLGİLERİ 109
A-1 Motorlar 109
A-2 Redüktörler 110
A-3 Enkoderler 111
A-4 Motor Sürücüleri: Maxon EPOS2 50/5 112
A-5 Kuvvet Sensörü: ATI F-T Nano25 113
ÖZGEÇMİŞ 114

SİMGE LİSTESİ

i	Serbestlik derecesi
θ_i	i. eklem açısal konumu (der)
$\dot{\theta}_i$	i. eklem açısı hızı (der/s)
$\ddot{\theta}_i$	i. eklem açısı ivmesi (der/s^2)
θ_{di}	i. eklem için arzu edilen açısal konum (der)
$\dot{\theta}_{di}$	i. eklem için arzu edilen açısı hız (der/s)
$\ddot{\theta}_{di}$	i. eklem için arzu edilen açısal ivme (der/s^2)
l_{di}	i. kütle merkezinin i. dönme noktasına olan uzaklığı (m)
I_i	i. dönme eksenine göre atalet momenti (kgm^2)
m_i	i. dönel parçaların toplam kütlesi (kg)
g	Yerçekimi ivmesi (m/s^2)
τ_i	i. eklemin torku (Nm)
$M(q)$	Atalet matrisi (kg)
$C(q,\dot{q})$	Merkezkaç ve Coriolis matrisi
$G(q)$	Yerçekimi matrisi (der/s^2)
J_e	Uç işlevci Jakobiyen matrisi
J_e^T	Jakobiyen matrisinin transpozu
J_e^*	Jakobiyen matrisinin sözde tersi
F_d	Arzu edilen kuvvet vektörü (N)
F_e	Güncel kuvvet vektörü (N)
x_i	i. eklem düzlemsel konum vektörü (m)
$\dot{x}_i$	i. eklem düzlemsel hız vektörü (m/s)
$\ddot{x}_i$	i. eklem düzlemsel ivme vektörü (m/s^2)
x_{di}	i. eklem için arzu edilen düzlemsel konum vektörü (m)
$\dot{x}_{di}$	i. eklem için arzu edilen düzlemsel hız vektörü (m/s)
$\ddot{x}_{di}$	i. eklem için arzu edilen düzlemsel ivme vektörü (m/s^2)
M_d	Arzu edilen atalet matrisi (kg)

B_d	Arzu edilen sönüm matrisi (Ns/m)
K_d	Arzu edilen esneklik matrisi (N/m)
S	Pozisyon-kuvvet seçim matrisi
I	Birim matris
τ_p	Pozisyon kontrolünden elde edilen tork (Nm)
τ_f	Kuvvet kontrolünden elde edilen tork (Nm)
e_p	Pozisyon hatası (m)
$\dot{e}_p$	Hız hatası (m/s)
$\ddot{e}_p$	İvme hatası (m/s^2)

KISALTMA LİSTESİ

MIT	Massachusetts Institute of Technology
MIME	Mirror İMAge Movement Enabler
ARM	Assisted Rehabilitation and Measurement
EMG	Electromyography
UHD	Universal Haptic Device
iPAM	Intelligent Pneumatic Arm Movement
NTUH	National Taiwan Universal Hospital
ARAMIS	Automatic Recovery Arm Motility Integrated System
L-Exos	Light Exoskeleton
CAREX	Cable-driven Arm Exoskeleton
ULERD	Upper Limb Exoskeleton Rehabilitation Device
SD	Serbestlik Derecesi
HIC	Hybrid Impedance Control
DAQ	Data Acqusition
pro-sup	pronasyon-supinasyon
abd-add	abdüksiyon-addüksiyon
fle-eks	fleksiyon-ekstansiyon
der	derece
N	Newton
s	saniye

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. 1 MIT-MANUS 3
Şekil 1. 2 MIME 3
Şekil 1. 3 ARM-Guide 4
Şekil 1. 4 REHAROB 4
Şekil 1. 5 GENTLE/s 5
Şekil 1. 6 ARMin 5
Şekil 1. 7 Bi-Manu-Track 6
Şekil 1. 8 Act 3D 6
Şekil 1. 9 PneuWrex 7
Şekil 1. 10 3 Serbestlik Dereceli Robot 7
Şekil 1. 11 UHD 8
Şekil 1. 12 7 Serbestlik Dereceli Robot 8
Şekil 1. 13 Haptic Master'lı Robotik Sistem 9
Şekil 1. 14 Hybrid-PLEMO 9
Şekil 1. 15 iPAM 10
Şekil 1. 16 4 Serbestlik Dereceli Robot 10
Şekil 1. 17 ARAMIS ve Sanal Gerçeklilik Egzersizi 11
Şekil 1. 18 ACT-4D 11
Şekil 1. 19 3 Serbestlik Dereceli Robotik Sistem 12
Şekil 1. 20 7 Serbestlik Dereceli Dış İskelet Robotu 12
Şekil 1. 21 CAREX 13
Şekil 1. 22 NTUH-ARM 13
Şekil 1. 23 L-Exos'lu Robotik Sistem 14
Şekil 1. 24 IntelliArm 14
Şekil 1. 25 UL-EXO7 15
Şekil 1. 26 ULERD ve Phantom Premium 15
Şekil 1. 27 3 Serbestlik Dereceli Robotik Sistem 16
Şekil 1. 28 7 Serbestlik Dereceli Robotik Sistem 16
Şekil 1. 29 3 Serbestlik Dereceli Robotik Sistem 17
Şekil 2. 1 Hareket Türleri 25
Şekil 3. 1 Sistem Yapısı 29
Şekil 3. 2 Robot Manipülatör 30
Şekil 3. 3 Robot Manipülatör Elemanları 32
Şekil 3. 4 Hareketler 32

Şekil 3. 5 Robot Manipülatör Eksen ve Uzunlukları 33
Şekil 3. 6 Sistemin Elektronik Donanım Yapısı 40
Şekil 3. 7 Motor Seti 41
Şekil 4. 1 İMA detaylı Blok Diyagramı 44
Şekil 4. 2 Hibrid Empedans Kontrol 46
Şekil 4. 3 Açılış Ekranı 49
Şekil 4. 4 Hasta Kayıt 50
Şekil 4. 5 Egzersiz Türü 50
Şekil 4. 6 Grafikler 51
Şekil 4. 7 Monitör 51
Şekil 4. 8 Pasif Egzersiz 52
Şekil 4. 9 Pasif Egzersiz Akış Şeması 53
Şekil 4. 10 Aktif Yardımlı Egzersiz 54
Şekil 4. 11 Aktif Yardımlı Egzersiz Akış Şeması 55
Şekil 4. 12 İzometrik Egzersiz 56
Şekil 4. 13 İzometrik Egzersiz Akış Şeması 57
Şekil 4. 14 İzotonik Egzersiz 58
Şekil 4. 15 İzotonik Egzersiz Akış Şeması 59
Şekil 4. 16 İzokinetik Egzersiz 60
Şekil 4. 17 İzokinetik Egzersiz Akış Şeması 61
Şekil 5.1 Robotik Sistem 63
Şekil 5.2 Hibrid Empedans Kontrol Simulink Modeli 63
Şekil 5.3 Ekstansiyon-Fleksiyon Matlab/Simmechanics Modeli 64
Şekil 5.4 Ekstansiyon konum-zaman grafiği 64
Şekil 5.4 Fleksiyon konum-zaman grafiği 65
Şekil 5.5 Kuvvet-zaman grafiği 65
Şekil 6.1 Sağlıklı denek egzersiz yaparken 70
Şekil 6.2 Ekstansiyon konum-zaman grafiği 70
Şekil 6.3 Fleksiyon konum-zaman grafiği 71
Şekil 6.4 Çeşitli adım giriş için kuvvet-zaman grafiği 72
Şekil 6.5 Denek-A için Pasif Egzersiz Sonucu (Ekstansiyon) 73
Şekil 6.6 Denek-A için Pasif Egzersiz Sonucu (Fleksiyon) 73
Şekil 6.7 Denek-B için Pasif Egzersiz Sonucu (Abdüksiyon) 75
Şekil 6.8 Denek-B için Pasif Egzersiz Sonucu (Addüksiyon) 75
Şekil 6.9 Denek-C için Pasif Egzersiz Sonucu (Pronasyon) 76
Şekil 6.10 Denek-C için Pasif Egzersiz Sonucu (Supinasyon) 77
Şekil 6.11 Pasif Egzersiz Performans Değerlendirmesi 78
Şekil 6.12 Denek-A için Aktif Yardımlı Egzersiz Sonucu (Ekstansiyon) 79
Şekil 6.13 Denek-A için Aktif Yardımlı Egzersiz Sonucu (Fleksiyon) 79
Şekil 6.14 Denek-B için Aktif Yardımlı Egzersiz Sonucu (Abdüksiyon) 80
Şekil 6.15 Denek-B için Aktif Yardımlı Egzersiz Sonucu (Addüksiyon) 81
Şekil 6.16 Denek-C için Aktif Yardımlı Egzersiz Sonucu (Pronasyon) 82
Şekil 6.17 Denek-C için Aktif Yardımlı Egzersiz Sonucu (Supinasyon) 83
Şekil 6.18 Aktif Yardımlı Performans Değerlendirmesi 84

Şekil 6.19 Denek-A için İzometrik Egzersiz Sonucu (Ekstansiyon) 85
Şekil 6.20 Denek-A için İzometrik Egzersiz Sonucu (Fleksiyon) 85
Şekil 6.21 Denek-B için İzometrik Egzersiz Sonucu (Abdüksiyon) 87
Şekil 6.22 Denek-B için İzometrik Egzersiz Sonucu (Addüksiyon) 87
Şekil 6.23 Denek-C için İzometrik Egzersiz Sonucu (Pronasyon) 88
Şekil 6.24 Denek-C için İzometrik Egzersiz Sonucu (Süpinasyon) 89
Şekil 6.25 İzometrik Egzersiz Performans Değerlendirmesi 90
Şekil 6.26 Denek-A için İzotonik Egzersiz Sonucu (Ekstansiyon) 91
Şekil 6.27 Denek-A için İzotonik Egzersiz Sonucu (Fleksiyon) 91
Şekil 6.28 Denek-B için İzotonik Egzersiz Sonucu (Abdüksiyon) 93
Şekil 6.29 Denek-B için İzotonik Egzersiz Sonucu (Addüksiyon) 93
Şekil 6.30 Denek-C için İzotonik Egzersiz Sonucu (Pronasyon) 94
Şekil 6.31 Denek-C için İzotonik Egzersiz Sonucu (Supinasyon) 95
Şekil 6.32 İzotonik Egzersiz Performans Değerlendirmesi 97
Şekil 6.33 Denek-A için İzokinetik Egzersiz Sonucu (Ekstansiyon) 97
Şekil 6.34 Denek-A için İzokinetik Egzersiz Sonucu (Fleksiyon) 98
Şekil 6.35 Denek-B için İzokinetik Egzersiz Sonucu (Abdüksiyon) 99
Şekil 6.36 Denek-B için İzokinetik Egzersiz Sonucu (Addüksiyon) 100
Şekil 6.37 Denek-C için İzokinetik Egzersiz Sonucu (Pronasyon) 101
Şekil 6.38 Denek-C için İzokinetik Egzersiz Sonucu (Supinasyon) 102
Şekil 6.39 İzokinetik Egzersiz Performans Değerlendirmesi 103

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1. 1 Rehabilitasyon Robotları....17
Çizelge 2. 1 Sağlıklı İnsan ve Sistem EHA (ROM) ve Hareketi Etkileyen Kaslar....26
Çizelge 3. 1 Fonksiyonel Dizayn Gereksinimleri ve Dizayn Parametreleri....28
Çizelge 3. 2 Robot Manipülatör Özellikleri....30
Çizelge 3. 3 Aktüatör Setleri Model ve Özellikleri....42
Çizelge 4. 1 Egzersiz Türlerine Göre Hibrid Empedans Kontrol Modu....46
Çizelge 6. 1 Kuvvet Tarama Sonuçları....68
Çizelge 6. 2 Deneklerin Özellikleri....72
Çizelge 6. 3 Pasif Egzersiz Ekstansiyon-Fleksiyon Sonuçları....74
Çizelge 6. 4 Pasif Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları....76
Çizelge 6. 5 Pasif Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları....77
Çizelge 6. 6 Aktif Yardımlı Egzersiz Fleksiyon-Ekstansiyon Sonuçları....80
Çizelge 6. 7 Aktif Yardımlı Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları....81
Çizelge 6. 8 Aktif Yardımlı Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları....83
Çizelge 6. 9 İzometrik Egzersiz Fleksiyon-Ekstansiyon Sonuçları....86
Çizelge 6. 10 İzometrik Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları....88
Çizelge 6. 11 İzometrik Egzersiz Pronasyon-Süpinasyon Sonuçları....89
Çizelge 6. 12 İzotonik Egzersiz Fleksiyon-Ekstansiyon Sonuçları....92
Çizelge 6. 13 İzotonik Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları....94
Çizelge 6. 14 İzotonik Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları....96
Çizelge 6. 15 İzokinetik Egzersiz Fleksiyon-Ekstansiyon Sonuçları....99
Çizelge 6. 16 İzokinetik Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları....101
Çizelge 6. 17 İzokinetik Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları....102

ÖZET

BİR ÜST UZUV REHABİLİTASYON ROBOTUNUN TASARIMI VE HİBRİD EMPEDANS KONTROLÜ

Murat ATLIHAN

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN

Bu tezde, rehabilitasyon sürecinde fizyoterapistlere yardımcı olmak üzere bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik bir robotik sistemin tasarımı, üretimi ve kontrolü gerçekleştirilmiştir. Sisteme **Fizyoterabot/w1** adı verilmiştir.

Tasarlanan sistemin pasif, aktif yardımlı ve aktif dirençli (izometrik, izotonik ve izokinetik) terapatik egzersizleri gerçekleştirebilmesi, kolay anlaşılır ve kullanılabilir bir kullanıcı arayüzüne sahip olması ve egzersiz sonuçlarını kayıt altına alacak ve bu yolla rehabilitasyon süreci boyunca hasta durumunun takip edilmesine olanak sağlayacak bir yazılım yapısına sahip olması amaçlanmıştır.

Bu amaçları gerçekleştirmek için, üç serbestlik dereceli, bilek için fleksiyon-ekstansiyon ve abdüksiyon-addüksiyon hareketlerini, önkol için ise pronasyon-supinasyon hareketlerini gerçekleştirebilen, uzuv boyutlarına göre ayarlanabilen bir robotik sistem tasarlanmış ve üretilmiştir. Sistemin kontrolü için bir insan-makine arayüzü geliştirilmiştir.

Robotun kontrolü için tek bir kontrol yapısı içinde konum ve kuvvet kontrolün mekanik empedansın da ayarlanarak gerçekleştirilmesine olanak sağlayan **hibrid empedans kontrol** yöntemi kullanılmıştır.

Tez çalışmasının literatüre katkısı, robotik sistemin üst uzuv rehabilitasyonuna yönelik olarak özgün bir mekanik tasarım yapısına sahip olması ve hibrid empedans kontrol yöntemi kullanılarak terapatik egzersizlerin modellendiği ilk çalışma olmasıdır.

Robotik sistemin kontrol ve terapatik egzersizleri modelleme performansları sağlıklı deneklerle yapılan deneysel çalışmalar ile kanıtlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Üst uzuv rehabilitasyonu, terapatik egzersiz robotu, hibrid empedans kontrol

ABSTRACT

DESIGN AND CONTROL OF AN UPPER LIMB REHABILITATION ROBOT USING HYBRID IMPEDANCE CONTROL

Murat ATLIHAN

Department of Mechanical Engineering

MSc. Thesis

Advisor: Assist. Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN

In this thesis, it is realized to design, produce and control of a robotic system, which is used for wrist and forearm rehabilitation and which helps the physiotherapist in the process of rehabilitation. The system is called **Fizyoterabot/w1** .

It is also aimed that the designed system can perform passive, active assistive and active resistive (isometric, isotonic and isokinetic) exercises, must have an easy interface to use and understand, can store the therapy results so can be possible to monitor the condition of the patient in the process of rehabilitation.

To realize these aims, a 3-dof (degree of freedom) robotic system was designed and produced in order to perform the movements flexion-extension, abduction-adduction for wrist and the movement pronation-supination for forearm and also in order to be adjustable according to the length of the limb. It was developed a human-machine interface in order to control the system.

Hybrid impedance control, which allows to control the position and force in one control structure by adjusting the mechanical impedance of the position and force control.

The contribution to literature of this thesis is having an originallity in mechanical design and being the first study which models the therapeutic exercises by using hybrid impedance control method.

The experimental studies, which was made with healthy subjects, have demonstrated the control and the modelling performances of the robotic system.

Keywords: Upper limb rehabilitation, therapeutic exercise robot, hybrid impedance control

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

Rehabilitasyon, doğuştan ya da sonradan hastalık, yaralanma veya kazadan dolayı zarar görmüş bireyi sağlık, sosyal ve mesleki yönden en üst seviyeye ulaştırmak ve kalıcı hastalıkların sonuçlarını mümkün olan en alt seviyeye getirmek için uygulanan bir tedavi sürecidir [1].

Yaşlanmaya bağlı kas gücü yetersizlikleri, iş ve trafik kazaları, savaşlar ve kronik hastalıklar gibi sebeplerden dolayı zarar gören uzvun, kısmen veya tamamen tekrar eski işlevini kazanabilmesi için rehabilitasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Bu uzuvların işler hale getirilmesi ve kas kuvvetinin arttırılması çok ciddi bir sorundur. Ayrıca bu insanların toplumdaki sosyal hayatlarına geri dönebilmeleri kendileri, aileleri, yakın çevreleri ve daha da önemlisi yaşadıkları toplum için son derece önem taşİMAktadır.

Rehabilitasyon işleminin en önemli unsurlarından birisi gövdeye bağlı olan kol ve bacak gibi uzuvların fonksiyonlarının yeniden kazandırılmasıdır. Bu yeniden kazanım sürecinde terapatik egzersizler çok önemli bir yer tutar. Terapatik egzersizler, fizyoterapist tarafından hastaya yaptırılan veya hastanın durumuna göre kendisinin de yapabildiği pasif ve aktif egzersiz hareketlerinden oluşur.

Özellikle nüfusu kalabalık ülkelerde hasta başına düşen fizyoterapist sayısının yeterli düzeyde olmaması, - Türkiye için günlük hasta kabul sayısı 16'dır [2] - , hastanın ve fizyoterapistin ulaşım zorlukları, sürecin maliyeti ve mevcut terapatik egzersiz cihaz ve aletlerindeki kısıtlar rehabilitasyon sürecindeki başlıca sorunlardır.

Bu nedenle özellikle son 15 yılda rehabilitasyon sürecinde robotların kullanımına ilişkin çalışmaların arttığı gözlenmektedir. Robotların rehabilitasyon sürecine katkıları aşağıda verilmiştir [3].

- Robotlar rehabilitasyondaki periyodik hareketleri gerçekleştirebilir.
- Robotlar, ön tanımlı konum ve kuvvetlerin uygulanmasında üst düzey kontrol özelliklerine sahiptirler.
- Robotlar gerekli terapi koşullarını kesin bir şekilde meydana getirebilirler.

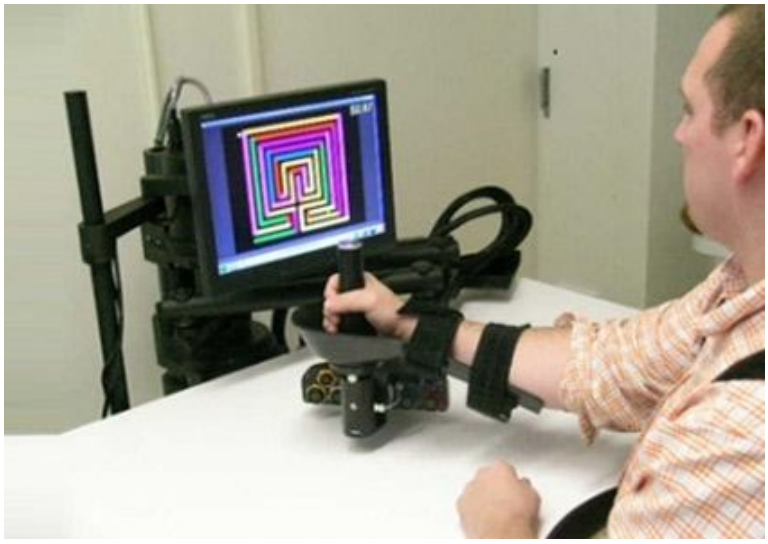
Rehabilitasyon robotları dört grupta incelenebilir [4].

- Günlük yaşam aktivitelerinde engelli insanlara hareket desteği veren "Yardımcı (asistif) robotlar",
- Amputeler için kopan uzvun işlevlerini yerine getiren "Protezler",
- Yürüyüş rehabilitasyonu için kullanılan robotlar,
- Hastaların pasif, aktif ve dirençli egzersizleri yapmalarını sağlayan "Terapatik egzersiz robotları" dır.

Bu çalışmanın konusu olan sistem, el bileği ve önkol rehabilitasyonuna yönelik terapatik egzersiz amaçlı bir robot olup **terapatik egzersiz robotları** sınıfında yer alır.

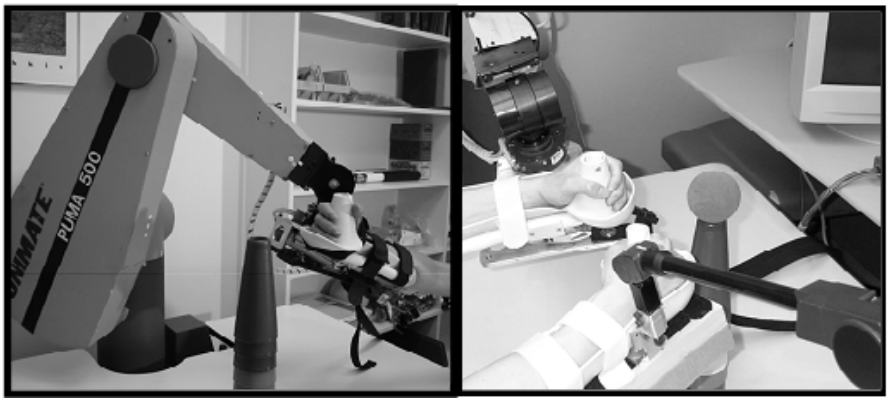
Üst uzuv rehabilitasyonu amaçlı geliştirilen rehabilitasyon robotları, hareket ve egzersiz kapasitesi, mekanik özellikleri ve kontrol yöntemleri bakımından değerlendirilebilir. Buna göre günümüze kadar geliştirilen sistemler aşağıda verilmiştir.

Üst uzuv rehabilitasyon çalışmalarının en bilineni Krebs ve diğerleri [5] tarafından geliştirilen MIT-MANUS (Massachusetts Institute of Technology-MANUS) adlı robotik sistemdir (Şekil 1.1). Bu robot omuz ve dirsek rehabilitasyonu için olup 3 serbestlik derecelidir. Sistem, pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri yapabilmektedir. Sistem hareketi düzlemseldir. Uzvun hareket sınırlarını uzva tekrar öğretebilmekte ve hedef yörüngeli uygulamalar gerçekleştirebilmektedir. Sistemin kontrolünde, empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır.



Şekil 1. 1 MIT-MANUS [5]

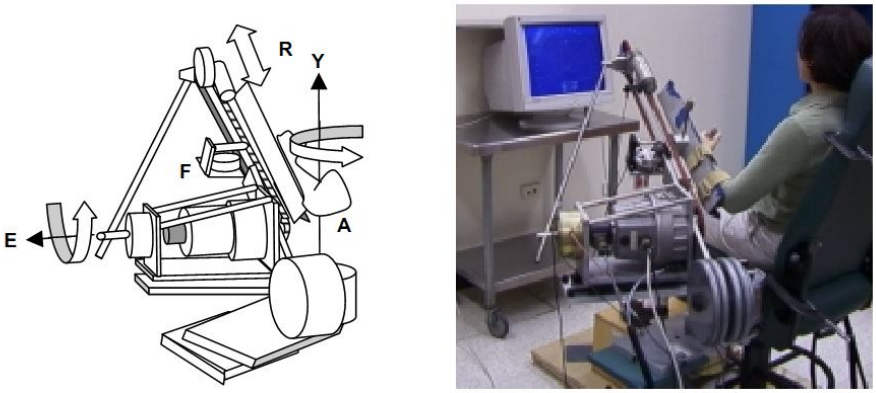
Lum ve diğerleri [6], MIME (Mirror İMAge Movement Enabler) adında ve PUMA 360 tipinde robot kullanarak omuz ve bilek rehabilitasyonuna yönelik bir sistem tasarlamışlardır (Şekil 1.2). Bu sistem 4 serbestlik dereceli olup tek ve çift taraflı olarak pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Bu sistem uzvun hareket limitlerini uzva tekrar öğretebilme, aynalama hareketleri yapabilme ve hedef yörüngeli uygulamalar gerçekleştirebilmektedir. Sisteminde kontrolünde ise PID pozisyon kontrol ve kuvvet-tork kontrol yöntemleri uygulanmıştır.



Şekil 1. 2 MIME [6]

Reinkensmeyer ve diğerleri çalışmalarında [7], ARM-Guide (Assisted Rehabilitation and Measurement) adlı dört serbestlik dereceli omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik bir mekanizma tasarlamışlardır (Şekil 1.3). Sistem, pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Ayrıca uzvun hareket limitlerini uzva tekrar öğretebilme, hedef yörüngeli uygulamalar, herhangi bir düzlemde uzanma hareketi

yapabilme ve yerçekimi etkisini hafifletme özelliklerine sahiptir. Sistemin kontrolünde PD pozisyon kontrol ve kuvvet kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 3 ARM-Guide [7]

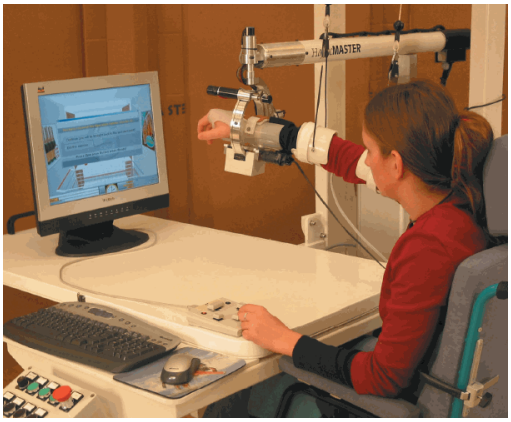
Toth ve diğerleri [8], REHAROB adını verdikleri 6 serbestlik dereceli bir endüstriyel robot kullanarak omuz, dirsek ve önkol rehabilitasyonu amaçlı bir sistem tasarlamışlardır (Şekil 1.4). Bu sistem pasif egzersizleri yapabilmektedir. Spastisiteyi azaltmak için eklem hareket açıklığı yapabilme ve yapılan egzersiz verilerini ekranda görebilme (görsel geribesleme) özelliklerine sahiptir. Yapay zekâ tabanlı kuvvet ve konum kontrol yöntemi uygulanmıştır.



Şekil 1. 4 REHAROB [8]

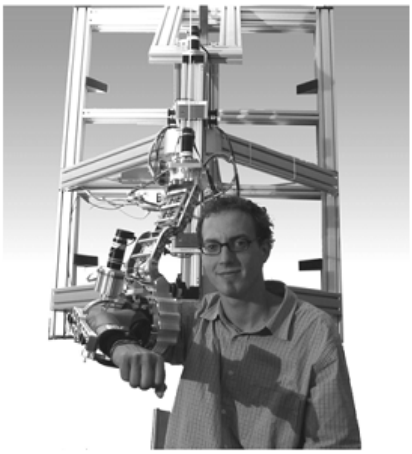
Loureiro ve diğerleri [9], 3 serbestlik dereceli Haptic Master robotunu kullanarak bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.5). Bu sistem, omuz ve dirsek rehabilitasyonu için olup pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri yapabilmektedir. Ayrıca sistem, hedef yörüngeli uygulamaları yapabilme, uzvun hareket limitlerini uzva tekrar öğretebilme ve

görsel ve dokunsal motor geribesleme özelliklerine sahiptir. Sistemin kontrolünde admitans kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 5 GENTLE/s [9]

Reiner ve diğerleri [10], ARMin adını verdikleri omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik dış iskelet robotunu geliştirmişlerdir (Şekil 1.6). Bu sistem 4 aktif ve 2 pasif olmak üzere 6 serbestlik dereceli olup pasif ve aktif yardımlı egzersizleri yapabilmektedir. Hedef yörüngeli uygulamaları gerçekleştirebilme, sesli ve görsel geri besleme verebilme ve yer çekimi kuvvetini hafifletebilme özelliğine sahiptir. Sistemin kontrolünde empedans ve admitans kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 6 ARMin [10]

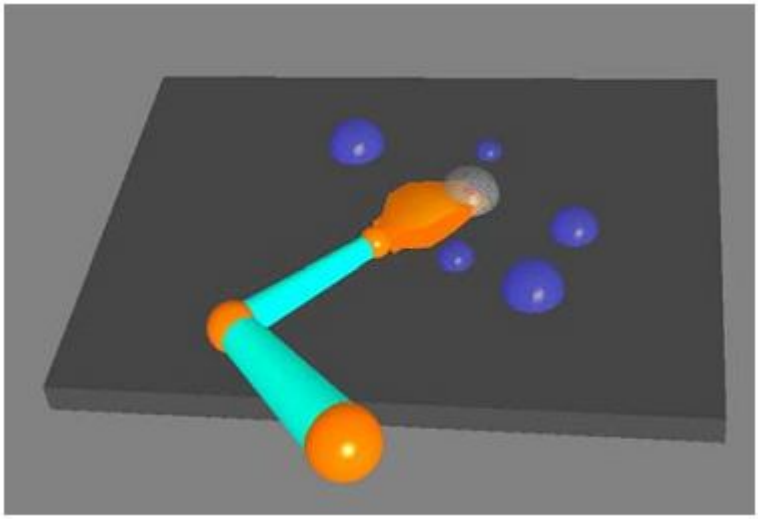
Schmidt ve diğerleri [11], Bi-Manu-Track adını verdikleri 2 serbestlik dereceli bir sistem tasarlamışlardır (Şekil 1.7). Bu sistem bilek ve önkol rehabilitasyonu için geliştirilmiş olup tek ve çift taraflı olarak pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri yapabilme,

uzvun hareket limitlerini uzva tekrar öğretebilme ve ayna hareketleri yapabilme özelliklerine sahiptir. Pozisyon ve tork kontrolü kullanılmıştır.



Şekil 1. 7 Bi-Manu-Track [11]

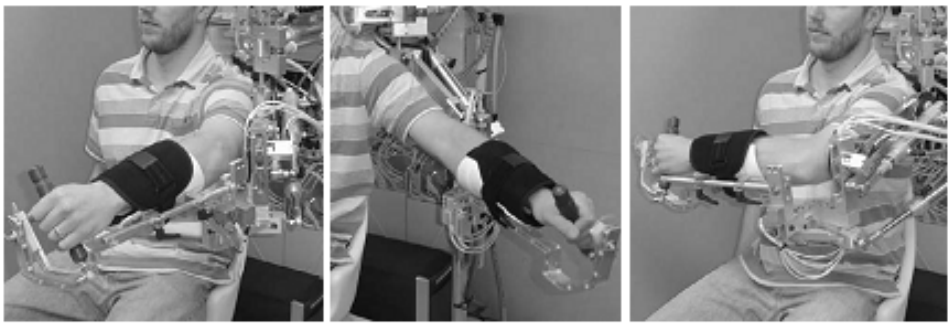
Sukal ve diğerleri [12], Gentle/s'te de kullanılan 3 serbestlik dereceli Haptic Master robotunu kullanarak Act 3D adında bir sistem tasarlamışlardır (Şekil 1.8). Bu sistem, omuz ve dirsek rehabilitasyonu için olup pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri yapabilmektedir. Ayrıca sistem, yerçekimi etkilerini hafifletme veya artırma özelliklerine sahiptir. Sistemin kontrolünde admitans kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 8 Act 3D [12]

Wolbrecht ve diğerleri [13], PneuWrex adını verdikleri 4 serbestlik bir pnömatik dış iskelet sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.9). Bu sistem omuz ve dirsek rehabilitasyonu amaçlı olup pasif ve aktif yardımlı egzersizleri yapabilme ve yerçekimi etkisini

hafifletme özelliklerine sahiptir. PD kuvvet kontrol ve adaptif kontrol yöntemleri kullanılmıştır.



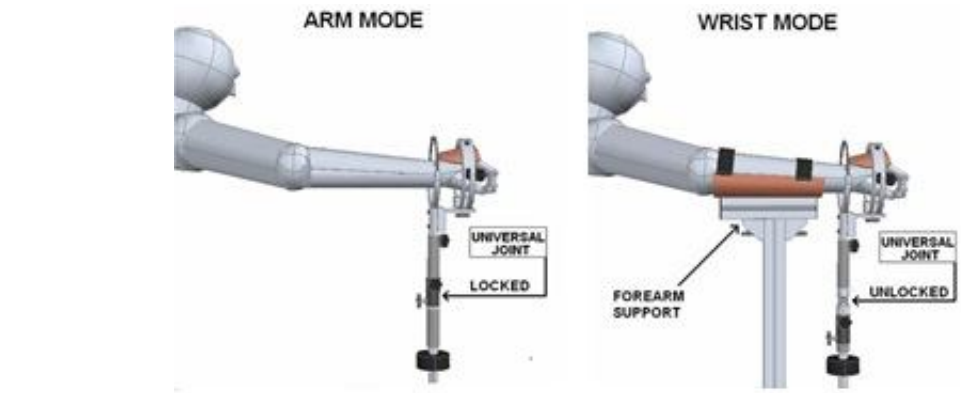
Şekil 1. 9 PneuWrex [13]

Deneve ve diğerleri [14], omuz ve dirsek rehabilitasyonu amaçlı, 3 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu tasarlamışlardır (Şekil 1.10). Robot, pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizler yapabilmektedir. Sistemin kontrolünde, PI pozisyon, PD kuvvet, empedans ve kuvvet/empedans kontrol yöntemleri kullanılmıştır.



Şekil 1. 10 3 Serbestlik Dereceli Robot [14]

Oblak ve diğerleri [15], UHD (Universal Haptic Device) adını verdikleri bilek ve önkol rehabilitasyonu için 2 serbestlik dereceli bir robotik sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.11). Günlük yaşamsal aktiviteler (uzanma, bırakma vs.) hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Sistemin bilek ve kol için olmak üzere iki çalışma modu vardır. Sistemin kontrolünde empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır.



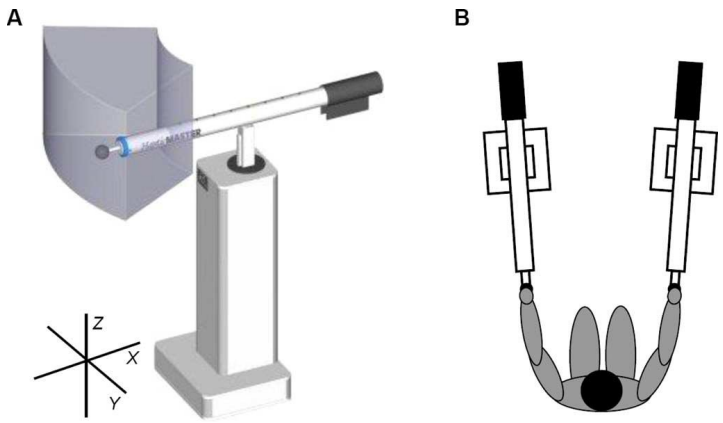
Şekil 1. 11 UHD [15]

Moubarak ve diğerleri [16], dirsek ve omuz rehabilitasyonu amaçlı 7 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu tasarlamışlardır (Şekil 1.12). Sistem konum ve hız geribeslemesi ile hastanın bir sonraki konumunu tahmin ederek hastaya yardım etmektedir. Sistemin kontrolünde adaptif kontrol yöntemi kullanılmıştır.



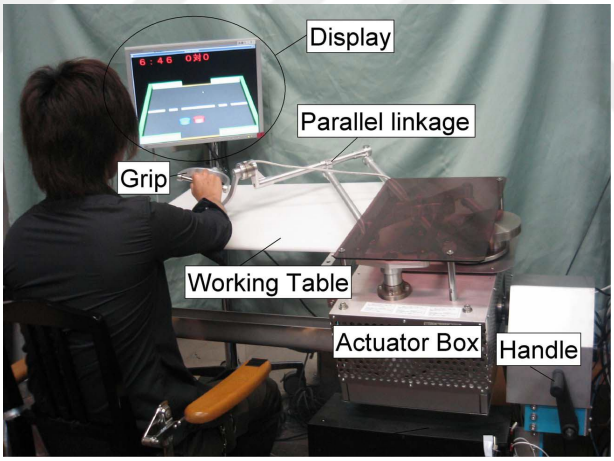
Şekil 1. 12 7 Serbestlik Dereceli Robot [16]

Lewis ve diğerleri [17], 2 adet 3 serbestlik dereceli Haptic Master robotunu kullanarak üstkol, dirsek ve önkol rehabilitasyonu için bir robotik sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.13). Sistem aktif yardımlı ve dirençli egzersiz yapabilmektedir. İki robot kullanımı sayesinde aynalama hareketi ve sağlam olan uzvun yaptığı hareketi sağlam olmayan uzva yaptırabilme olanağı sağlamaktadır. Sistemin kontrolünde EMG (electromyography) tabanlı admitans kontrol yöntemi kullanılmıştır.



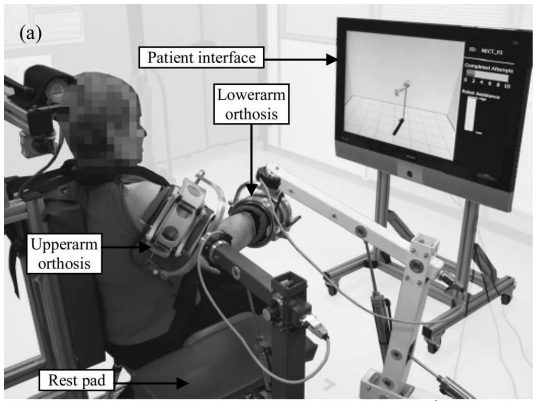
Şekil 1. 13 Haptic Master'lı Robotik Sistem [17]

Kikuchi ve diğerleri [18], Hybrid-PLEMO adlı ve 2 serbestlik dereceli bir robotik sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.14). Sistem pasif ve aktif egzersiz yapabilmektedir. Sistem haptik bir sistemdir ve ayrıca hastaya görsel geri besleme imkânı sunmaktadır. Sistemin kontrolünde tork kontrol kullanılmıştır.



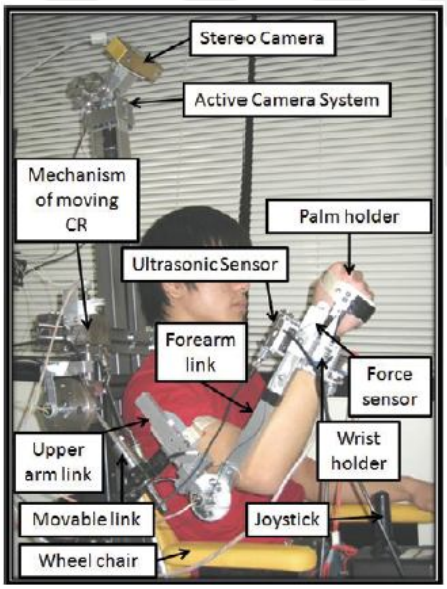
Şekil 1. 14 Hybrid-PLEMO [18]

Culmer ve diğerleri [19], iPAM (Intelligent Pneumatic Arm Movement) adını verdikleri 6 serbestlik dereceli bir dışiskelet robotlu bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.15). Sistem bilek, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup pasif ve aktif yardımlı egzersiz yapabilmektedir. Sistem hastaya görsel geri besleme imkânı sunmaktadır. Sistemin kontrolünde pozisyon kontrol ve admitans kontrol yöntemi kullanılmıştır.



Şekil 1. 15 iPAM [19]

Kiguchi ve diğerleri [20], 4 serbestlik dereceli bir dış iskelet robot sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.16). Sistem bilek, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup günlük yaşam aktiviteleri (tutma, bırakma vs.) yapabilmektedir. Kamera kullanılarak alınan görüntüler ile hastanın robot kolunu o noktaya götürmesi amaçlanmıştır. Sistemin kontrolünde PID kontrol yöntemi ve EMG kullanılmıştır.



Şekil 1. 16 4 Serbestlik Dereceli Robot [20]

Colizzi ve diğerleri [21], ARAMIS (Automatic Recovery Arm Motility Integrated System) adını verdikleri 6 serbestlik dereceli bir dış iskelet robot sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.17). Sistem bilek, önkol, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup pasif egzersiz ve günlük yaşam aktiviteleri (uzanma, tutma, yakalama vb.) hareketleri yapabilmektedir. Egzersizler sanal gerçeklilik tabanlı yapılmaktadır. Böylece sistem

hastaya görsel geri besleme imkânı sunmaktadır. Sistemin kontrolünde adaptif ve PID kontrol yöntemi kullanılmıştır.





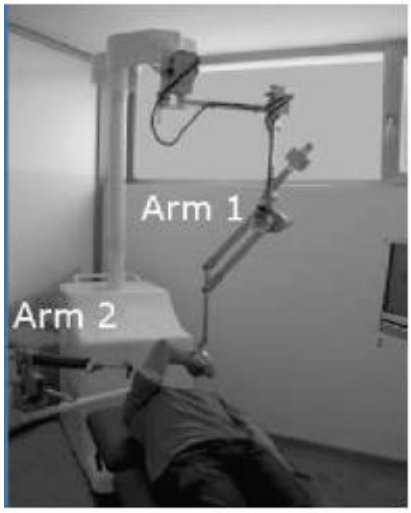
Şekil 1. 17 ARAMIS ve Sanal Gerçeklilik Egzersizi [21]

Stienen ve diğerleri [22], Haptic Master robotunu kullanarak ACT-4D adını verdikleri 3 serbestlik dereceli bir robotik sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.18). Sistem bilek ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik olup motor beceri eğitimleri yapabilmektedir. Sistemin kontrolünde EMG tabanlı admitans kullanılmıştır.



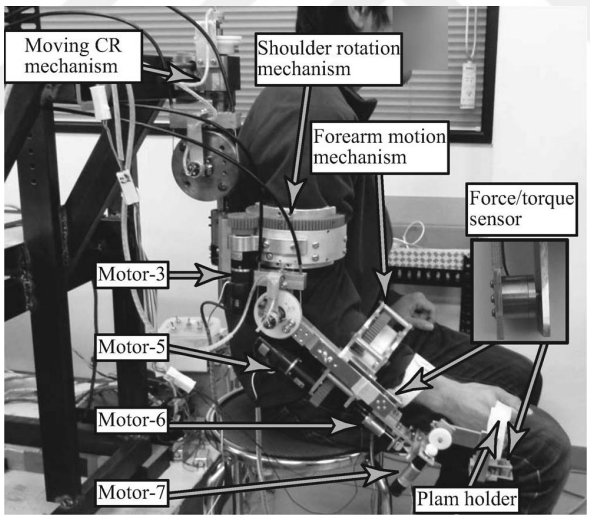
Şekil 1. 18 ACT-4D [22]

Morales ve diğerleri [23], 3 serbestlik dereceli bir robotik sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.19). Sistem bilek, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup pasif egzersiz yapabilmektedir. Sistem hastaya görsel geri besleme imkânı sunmaktadır. Sistemin kontrolünde PID kontrol yöntemi kullanılmıştır.



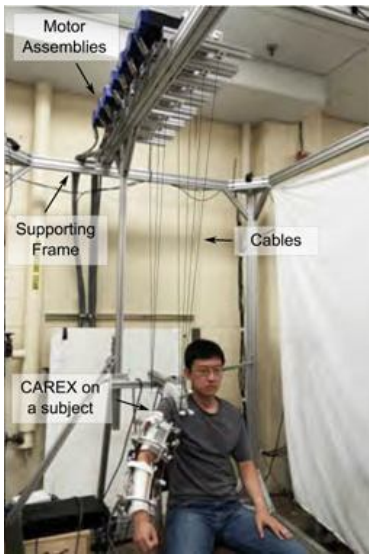
Şekil 1. 19 3 Serbestlik Dereceli Robotik Sistem [23]

Kiguchi ve diğerleri [24], 7 serbestlik dereceli bir dış iskelet robot sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.20). Sistem bilek, önkol, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup aktif yardımlı egzersiz yapabilmektedir. Sistemin kontrolünde empedans kontrol yöntemi ve EMG kullanılmıştır.



Şekil 1. 20 7 Serbestlik Dereceli Dış İskelet Robotu [24]

Mao ve diğerleri [25], CAREX (Cable-driven Arm Exoskeleton) adını verdikleri 5 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotlu bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.21). Sistem bilek, önkol ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup pasif ve aktif yardımlı egzersiz yapabilmektedir. Sistemin kontrolünde PI kuvvet kontrol kullanılmıştır.



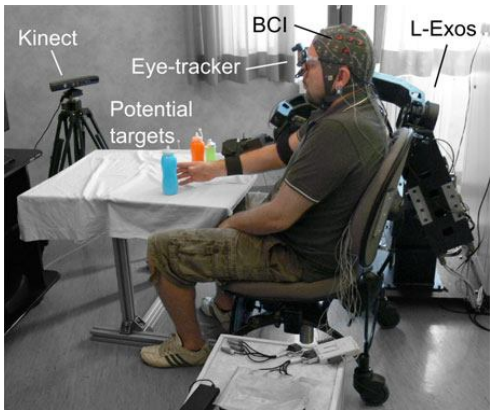
Şekil 1. 21 CAREX [25]

Hsu ve diğerleri [26], NTUH-ARM (National Taiwan University Hospital-ARM) adını verdikleri 7 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotlu bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.22). Sistem bilek, önkol, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup pasif, aktif yardımlı, dirençli egzersizler ve günlük yaşam aktiviteleri hareketlerini yapabilmektedir. Sistemin kontrolünde PID ve tork kontrol kullanılmıştır.



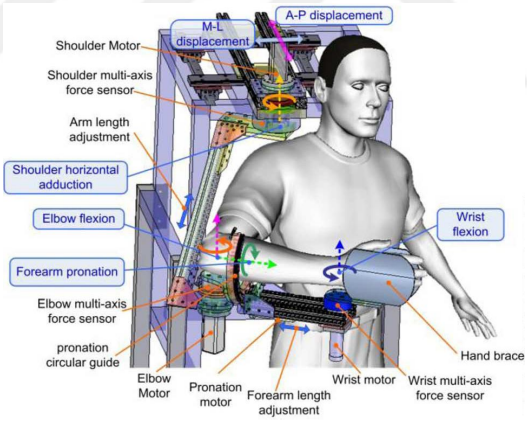
Şekil 1. 22 NTUH-ARM [26]

Frisoli ve diğerleri [27], 5 serbestlik dereceli L-Exos (Light Exoskeleton) robotunu kullanarak bir robotik sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.23). Sistem bilek rehabilitasyonuna yönelik olup tutma, uzanma, yakalama vb. hareketleri yapabilmektedir. Sistem, beyin dalgalarını kullanarak göz takipçisi ile bir cisme odaklanır. Sonra ise kinekt sensörler aracılığıyla elini odaklandığı cisme götürerek konum kontrolü yapmaktadır.



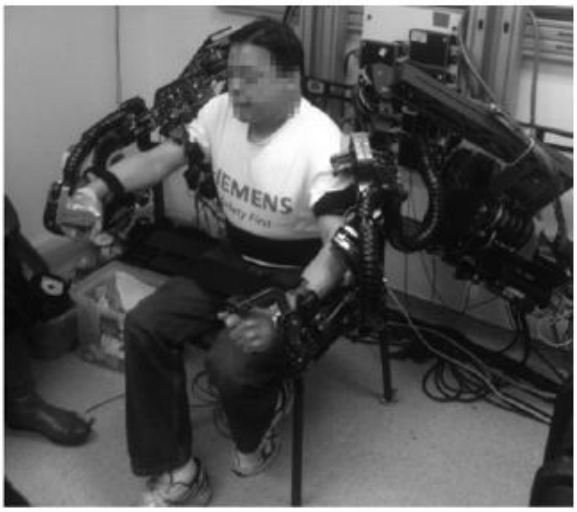
Şekil 1. 23 L-Exos'lu Robotik Sistem [27]

Ren ve diğerleri [28], IntelliArm adını verdikleri 6 serbestlik dereceli bir dış iskelet robot sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.24). Sistem bilek, önkol, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup pasif, aktif, aktif yardımlı ve dirençli egzersiz yapabilmektedir. Sistem hastaya görsel geri besleme imkânı sunmaktadır. Sistemin kontrolünde empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır.



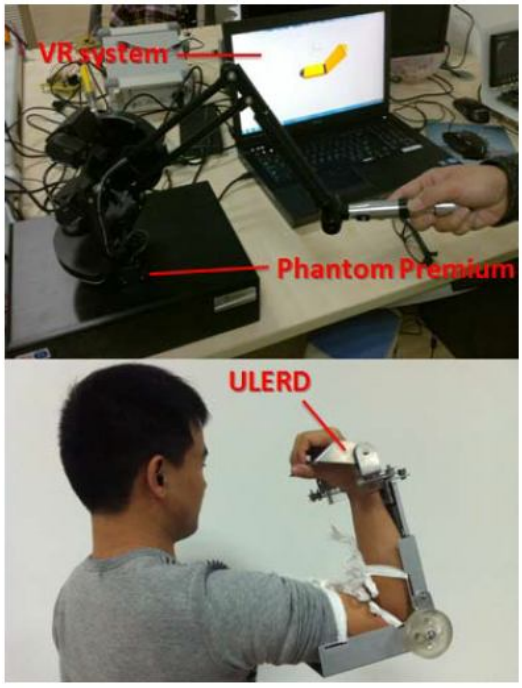
Şekil 1. 24 IntelliArm [28]

Kim ve diğerleri [29], UL-EXO7 adını verdikleri 2 adet 7 serbestlik dereceli bir dış iskelet robot sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.25). Sistem bilek, önkol ve omuz rehabilitasyonuna yönelik olup pasif ve aktif yardımlı egzersiz yapabilmektedir. 2 adet robot manipülatöre sahip olan sistem aynı anda iki uzva da egzersiz yaptırabilmektedir. Sistemde 7 adet oyun sanal gerçeklilik ile hastaya egzersiz esnasında oynatılarak egzersiz yaptırılmaktadır. Sistemin kontrolünde PI konum kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 25 UL-EXO7 [29]

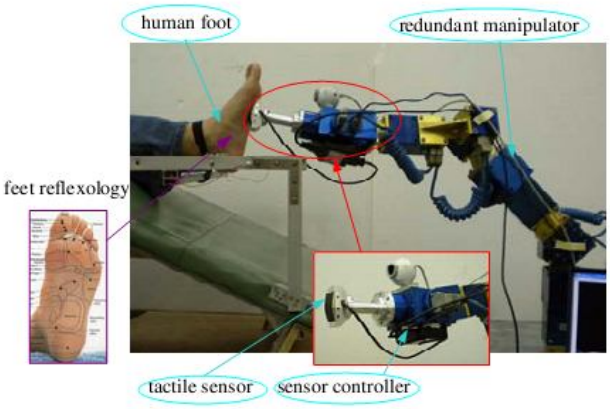
Wei ve diğerleri [30], ULERD (Upper Limb Exoskeleton Rehabilitation Device) adını verdikleri 3 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu ve Phantom Premium adından bir haptik cihazdan oluşan robotik bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.26). Sistem bilek, önkol ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik olup pasif egzersiz yapabilmektedir. Sistem hastaya görsel geri besleme imkânı sunmaktadır. ULERD, Phantom Premium cihazı ile uzaktan kontrol edilerek telerehabilitasyon gerçekleştirilebilmektedir. Sistemin kontrolünde empedans kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 26 ULERD ve Phantom Premium [30]

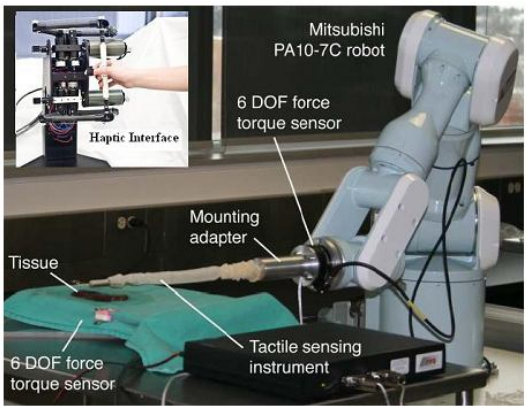
Hibrid empedans kontrolün robotik sistemlerde uygulanmasına yönelik olarak kullanıldığı bazı çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalar aşağıda verilmiştir.

Wang ve diğerleri [31], PUMA 562 robotunu kullanarak 3 serbestlik dereceli bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.27). Bu sistemde robot manipülatör uç işlevcisine dokunsal (tactile) sensör yerleştirilmiş ve masaj yapmak üzere tasarlanmıştır. Sistem, hastaya istenilen empedans değeri ayarlanarak belirli sertlik seviyelerinde masaj yapabilmektedir. Sistemin kontrolünde hibrid empedans kontrol kullanılmıştır.



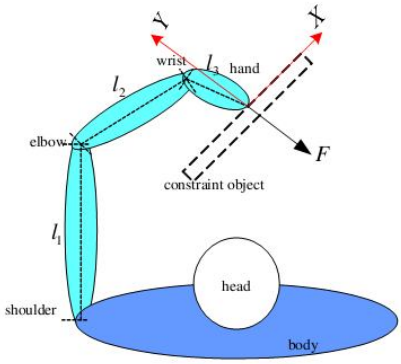
Şekil 1. 27 3 serbestlik Dereceli Robotik Sistem [31]

Talasaz ve diğerleri [32], 7 serbestlik dereceli bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.28). Bu sistemde robot manipülatör uç işlevcisine dokunsal (tactile) sensör yerleştirilmiş ve vücutta tümör araştırması yapmak için tasarlanmıştır. Hastaya, istenilen empedans değeri ayarlanarak belirli sertlik seviyelerinde teninde robot belli bir konumda hareket eder ve tactile sensör sert bir kitle ile karşılaşınca geri besleme verir. Sistemin kontrolünde hibrid empedans kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 28 7 Serbestlik Dereceli Robotik Sistem [32]

Wang ve diğerleri [33], 3 serbestlik dereceli bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.29). Bu sistem bilek, önkol ve omuz rehabilitasyonuna yöneliktir. Hastaya, istenilen empedans değeri ayarlanarak yapacağı hareketlerde yardımcı olması planlanmıştır. Sistemin kontrolünde hibrid empedans kontrol kullanılmıştır.



Şekil 1. 29 3 Serbestlik Dereceli Robotik Sistem [33]

Bu tez çalışmasında geliştirilen robotik sistemin literatürdeki diğer sistemlerden farklarını ortaya koyabilmek için Çizelge 1.1 oluşturulmuştur.

Çizelge 1. 1 Rehabilitasyon Robotları ve Özellikleri

Ad	**S.D.**	**Uzuv**	**Egzersiz Kapasitesi**	**Özellikleri**	**Kontrol Yöntemi**
MIT-Manus	3	-omuz -dirsek	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-uzuv hareket sınırlarını öğretebilme -hedef yörüngeli uygulamalar	Empedans
MIME	4	-omuz -bilek	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-uzuv hareket sınırlarını öğretebilme -aynalama hareketleri -hedef yörüngeli uygulamalar -çift taraflı	PID Tork

Çizelge 1. 1 - devam

Ad	S.D.	Uzuv	Egzersiz Kapasitesi	Özellikleri	Kontrol Yöntemi
ARM-Guide	4	-omuz -dirsek	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-uzuv hareket sınırlarını öğretebilme -hedef yörüngeli uygulamalar -uzanma hareketi -yerçekimi etkisini hafifletme	PD
REHAROB	6	-omuz -dirsek -önkol	-pasif	-spastisiteyi azaltmak için eklem hareket açıklığı yapabilme -görsel geribesleme	Yapay Zekâ Tabanlı
Gentle/s (Haptic Master Robotu)	3	-omuz -dirsek	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-uzuv hareket sınırlarını öğretebilme -hedef yörüngeli uygulamalar -dokunsal geri besleme	Admitans
ARMin	4	-omuz -dirsek	-pasif -aktif yardımlı	-hedef yörüngeli uygulamalar -yerçekimi etkisini hafifletme -sesli ve görsel geribesleme -dış iskelet	Empedans Admitans

Çizelge 1. 1 - devam

Ad	S.D.	Uzuv	Egzersiz Kapasitesi	Özellikleri	Kontrol Yöntemi
Bi-Manu-Track	2	-bilek -önkol	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-uzuv hareket sınırlarını öğretebilme -aynalama hareketleri -çift taraflı	Tork
ACT-3D (Haptic Master Robotu)	4	-omuz -dirsek	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-uzuv hareket sınırlarını öğretebilme -yerçekimi etkisini hafifletme veya artırma	Admitans
PneuWrex	4	-omuz -dirsek	-pasif -aktif yardımlı	-yerçekimi etkisini hafifletme -dış iskelet -pnömatik	PD Adaptif
Deneve ve diğerleri	3	-omuz -dirsek	-pasif -aktif yardımlı	-dış iskelet	-PI -PD -Empedans -Kuvvet/ Empedans
UHD	3	-bilek -önkol	-tutma -uzanma -bırakma	-bilek ve kol modu -günlük yaşamsal aktiviteler	Empedans

Çizelge 1. 1 - devam

Ad	S.D.	Uzuv	Egzersiz Kapasitesi	Özellikleri	Kontrol Yöntemi
Moubarek ve diğerleri	7	-omuz -dirsek	-aktif yardımlı	-dış iskelet -hedef yörüngeli uygulamalar	Adaptif
Lewis ve diğerleri (Haptic Master)	3	-bilek -önkol	-aktif yardımlı -dirençli	-çift taraflı -aynalama hareketi	EMG Admitans
Hybrid-PLEMO	2	-bilek	-pasif -aktif	-haptik sistem -görsel geri besleme	Tork
iPAM	6	-bilek -dirsek -omuz	-pasif -aktif yardımlı	-dış iskelet -görsel geri besleme	Admitans
Kiguchi ve diğerleri	4	-bilek -dirsek -omuz	-bırakma -uzanma	-kamera ile konum takibi -görsel geri besleme -günlük yaşamsal aktiviteler	PID EMG
ARAMIS	6	-bilek -önkol -dirsek -omuz	-pasif -uzanma -bırakma	-günlük yaşamsal aktiviteler -sanal gerçeklilik tabanlı egzersizler -gelişmiş sanal arayüz	Adaptif PID

Çizelge 1. 1 - devam

Ad	S.D.	Uzuv	Egzersiz Kapasitesi	Özellikleri	Kontrol Yöntemi
ACT-4D (Haptic Master)	3	-bilek -dirsek	-motor beceri eğitimi		EMG tabanlı Admitans
Morales ve diğerleri	2	-bilek -dirsek -omuz	-pasif	-görsel geri besleme	PID
Kiguchi ve diğerleri	6	-bilek -dirsek -omuz -önkol	-aktif yardımlı	-dış iskelet	EMG tabanlı Empedans
CAREX	4	-bilek -önkol -omuz	-pasif -aktif yardımlı	-yük hücreli	PI
NTUH-ARM	7	-bilek -önkol -dirsek -omuz	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-günlük yaşamsal aktiviteler	Tork PID
L-Exos	6	-bilek -dirsek	-tutma -uzanma -bırakma	-günlük yaşamsal aktiviteler	Tork PID

Çizelge 1. 1 - devam

Ad	S.D.	Uzuv	Egzersiz Kapasitesi	Özellikleri	Kontrol Yöntemi
IntelliArm	6	-bilek -önkol -dirsek -omuz	-pasif -aktif yardımlı - dirençli	-görsel geri besleme -dış iskelet	Empedans
UL-EXO7	7x2	-bilek -dirsek -omuz	-pasif -aktif yardımlı	-sanal gerçeklilik ile oyun oynatma -aynı anda iki uzuv için egzersiz -2 adet manipülatör	PI
ULERD+ Phantom	3	-bilek -dirsek -önkol	-pasif	-görsel geri besleme -haptik cihaz ile kontrol -dış iskelet	Empedans
Wang ve Diğerleri (PUMA562)	3	-vücut	-masaj	-dokunsal (tactile) sensörlü	Hibrid Empedans
Talasaz ve Diğerleri (Mitsubishi PA10-7C)	7	-vücut		-vücutta tümörlü bölge arama -dokunsal (tactile) sensörlü	Hibrid Empedans

Çizelge 1. 1 - devam

Ad	S.D.	Uzuv	Egzersiz Kapasitesi	Özellikleri	Kontrol Yöntemi
Wang ve Diğerleri	3	-bilek -dirsek -omuz	-aktif yardımlı	-görsel geri besleme -günlük yaşamsal aktiviteler	Hibrid Empedans
Fizyoterabot /w1	3	-bilek -önkol	-pasif -aktif yardımlı -dirençli	-görsel geri besleme -kolay anlaşılır arayüz	Hibrid Empedans

Çizelge 1.1 incelendiğinde hibrid empedans kontrol yöntemini kullanarak tüm terapatik egzersizleri tek bir yöntem ile gerçekleştirebilen ve bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik olan bir çalışmaya rastlanamamıştır.

1.2 Tezin Amacı

Bu tezin amacı, insan-makine-insan arayüzü olarak işlev görebilen bir sibernetik rehabilitasyon destek sisteminin bir ünitesi olmak üzere [37] ,

- üst uzuvların rehabilitasyonuna yönelik,
- bilek için fleksiyon-ekstansiyon, abdüksiyon-addüksiyon ve ön kol için pronasyon-supinasyon hareketlerine uygun üç serbestlik dereceli,
- pasif, aktif yardımlı ve izometrik, izotonik ve izokinetik terapatik egzersizleri yaptırabilen,
- ev ve hastane şartlarında kullanİMA uygun,
- kullanışlı kullanıcı arayüzüne sahip,

- kuvvet ve konum sensörlerinin kullanılarak hasta verilerinin elde edilip kaydedilebildiği,
- servo motor kontrollü,

bir robotik sistemin tasarımı, üretimi ve kontrolünün gerçekleştirilmesidir.

1.3 Hipotez

Bu tez çalışması terapatik egzersizlerin modellenebilmesinin tek bir kontrol yapısı içinde mümkün olduğu hipotezinden yola çıkılarak gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle insan-robot ekileşimli sistemlerde en etkin kontrol yöntemi olarak bilinen empedans kontrolün yöntemlerinden biri olan ve konum ve kuvvet kontrolü tek bir kontrol yapısı içinde gerçekleştirebilen ***hibrid empedans kontrol*** metodu ile pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizlerin modellenebilmesine ilişkin çalışmalar yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar, yukarıda bahsi geçen terapatik egzersizlerin yüksek performans oranları ile hibrid empedans kontrol kullanarak modellenebileceğini ve gerçekleştirilebileceğini ispatlamıştır.

Bu çalışmanın özgün ve yenilikçi yönü;

- bilek ve ön kol rehabilitasyonuna yönelik terapatik egzersizleri gerçekleştirebilen özgün bir robotik mekanizmanın tasarımının gerçekleştirilmiş olması,
- hibrid empedans kontrol metodunun, bir rehabilitasyon robot sisteminde, terapatik egzersizleri gerçekleştirme amacı ile kullanılmasıdır.

BÖLÜM 2

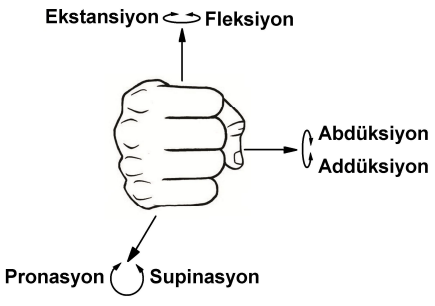
ÜST UZUV REHABİLİTASYON TEORİSİ

Tez konusu ile ilgili olarak, üst uzuv rehabilitasyon teorisine ilişkin tanımlamalar, hareket türleri, eklem hareket açıklıkları, hareketleri gerçekleştiren kaslar ve bu hareketlere bağlı olarak yaptırılacak terapatik egzersiz türlerine uygun olarak bu bölümde verilmiştir.

2.1 Hareket Türleri

Bu çalışmada geliştirilen sistem, bilek ve önkol rehabilitasyonuna yöneliktir. Sistem, supinasyon-pronasyon, addüksiyon-abdüksiyon ve fleksiyon-ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirir.

El ayasının yukarı bakar konuma gelmesine **supinasyon**, aşağı bakar konuma gelmesine **pronasyon** denir. El ayasının yere bakacak şekilde dururken vücuda yaklaşmasına **abdüksiyon (radial deviasyon)** vücuttan uzaklaşmasına **addüksiyon (ulnar deviasyon)** denir. El bileğinin bükülmesine **fleksiyon,** gerilmesine **ekstansiyon** denir [34] (Şekil 2.1).



Şekil 2. 1 Hareket Türleri

2.2 Eklem Hareket Açıklığı (Genişliği) (EHA=ROM)

Eklem hareket açıklığı (genişliği), eklemlerdeki bükülebilmenin, döndürülebilmenin ve katlanabilmenin hareket miktarı ya da derecesi olarak tanımlanabilir [35]. Bunun ifadesinde "Range of motion" ya da "Range of movement" kelimelerinin baş harflerinin kullanıldığı kısaltma olan "ROM" tercih edilmektedir. Aşağıda hareket türlerine göre sağlıklı insan ve tasarlanacak sistem için EHA değerleri ve bu hareketlerinin oluşmasını sağlayan kasların isimleri verilmiştir (Çizelge 2.1).

Çizelge 2. 1 Sağlıklı İnsan ve Sistem EHA (ROM) ve Hareketi Etkileyen Kaslar

HAREKET TÜRÜ	EKLEM HAREKET AÇIKLIĞI		ETKİLEYEN KAS
	Sağlıklı İnsan [35]	Fizyoterabot/ w1	
Pronasyon	80°-90°	85°	M.pronator teres M.pronator quadratus
Supinasyon	80°-90°	85°	M.supinator
Abdüksiyon (Radial Deviasyon)	15°-30°	30°	M. flexor carpi radialis M. extensor carpi radialis longus M. extensor carpi radialis brevis
Addüksiyon (Ulnar Deviasyon)	30°-45°	40°	M. flexor carpi ulnaris M. extensor carpi ulnaris
Fleksiyon	60°-85°	80°	M.flexor carpi radialis M.flexor carpi ulnaris M.parmaris longus M.flexor digitorum profondus
Ekstansiyon	50°-80°	80°	M.extensor carpi radialis longus M.extensor carpi brevis M.extensor carpi ulnaris

2.3 Terapatik Egzersiz Türleri [36]

Terapatik egzersiz; bir bozukluğu düzeltmek, musküloskeletal (kas ve kemik sistemine ait) fonksiyonu geliştirmek amacıyla yapılan kontrollü yapısal hareketler olarak tanımlanır. Terapatik egzersizler pasif, aktif yardımlı ve aktif dirençli hareketler olarak sınıflandırılabilir.

2.3.1 Pasif Egzersiz

Pasif egzersiz, eklemin sınırlandırılmayan normal hareket sınırları içerisinde tamamen dış bir kuvvet tarafından manuel veya mekanik olarak uygulanan, hastanın koordine istemli kas hareketlerini içermeyen hareketlerdir.

2.3.2 Aktif Yardımlı Egzersiz

Aktif yardımlı egzersiz, dıştan uygulanan bir kuvvetle birlikte hastaya yardım edilerek meydana getirilen kas kasılmalarıdır. Dış kuvvet terapist, kaldıraç veya başka aygıtlarla sağlanabilir. Bu tür egzersizlerin amacı bağımsız aktif kas kasılmasını başlatmaktır.

2.3.3 Aktif Dirençli Egzersizler

Aktif dirençli egzersizler, izometrik, izotonik, izokinetik olmak üzere üç bölümde incelenebilir.

2.3.3.1 İzometrik Egzersiz

İzometrik egzersiz, kas geriliminin kasın boyunda herhangi bir değişiklik meydana gelmeden artması anlamındadır. Duran bir cisme bastırmak, terapist tarafından yapılan manuel dirence karşı gelmek veya statik konumda belirli bir ağırlığı tutmak suretiyle gerçekleştirilir.

2.3.3.2 İzotonik Egzersiz

İzotonik egzersiz, kas gerilim kuvvetinde herhangi bir değişiklik meydana getirmeden kas liflerinin boyunda kısalma ile birlikte kasın kasılmasıdır.

2.3.3.3 İzokinetik Egzersiz

İzotonik egzersiz, vücudun belirli bir bölümünü bir sınır içerisinde hızı değiştirmeden hareketli ve aktif tutmak, istemli kas hareketini sağlamak olarak tanımlanabilir.

BÖLÜM 3

ROBOTİK SİSTEM TASARIMI

3.1 Sistem Dizaynı

Bir biyomekatronik sistem tasarımında **fonksiyonel gereksinimlerin** tespit edilmesiyle tasarİMA başlanır. Bu gereksinimlerin nasıl karşılacağını ise **dizayn parametreleri** belirler. Bu bölümde, tasarlanan sistemin fonksiyonel dizayn gereksinimleri ve bu gereksinimleri karşılayan dizayn parametreleri Çizelge 3.1'de verilmiştir.

Çizelge 3. 1 Fonksiyonel Dizayn Gereksinimleri ve Dizayn Parametreleri

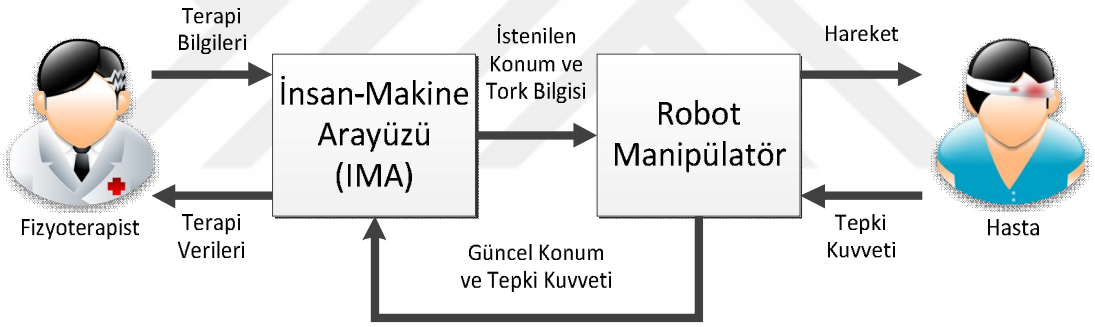
Fonksiyonel Dizayn Gereksinimleri	Dizayn Parametreleri
Pronasyon-supinasyon, abdüksiyon-addüksiyon ve fleksiyon-ekstansiyon hareketlerini yapabilmelidir.	3 serbestlik dereceli bir robot manipülatör tasarlandı.
Pasif, aktif yardımlı ve aktif dirençli egresizleri yapabilmelidir.	Motorlar, redüktörler, enkoderler ve kuvvet sensörü kullanıldı.
Hafif ve taşınabilir olmalıdır.	Alüminyum kullanılarak kompakt bir tasarım gerçekleştirildi (Çizelge 3.2).
Kolay kullanılabilir olmalıdır.	Operatörün kolayca kullanabileceği şekilde bir arayüz geliştirildi.

Çizelge 3. 1 - devam

Fonksiyonel Dizayn Gereksinimleri	Dizayn Parametreleri
Hasta uzuv boyutuna göre ayarlanabilmelidir.	Uzuv boyutuna göre ayarlanabilmesi için kaydıraç mekanizması yerleşitirildi (Şekil 3.2).
Hastayı oluşabilecek problemlere karşı korumak için yazılımsal, elektriksel ve mekanik güvenlik sağlanmalıdır.	Mekanik sınırlar ile mekanik güvenlik, acil durdurma butonu ve akım sınırlaması ile elektriksel ve oluşturulan algoritma ile de yazılımsal güvenlik sağlandı (Şekil 3.2).

3.2 Sistem Yapısı

Tasarlanan sistem, fizyoterapist, robotik sistem (insan-makine arayüzü+robot manipülatör) ve hastadan oluşmaktadır (Şekil 3.1).



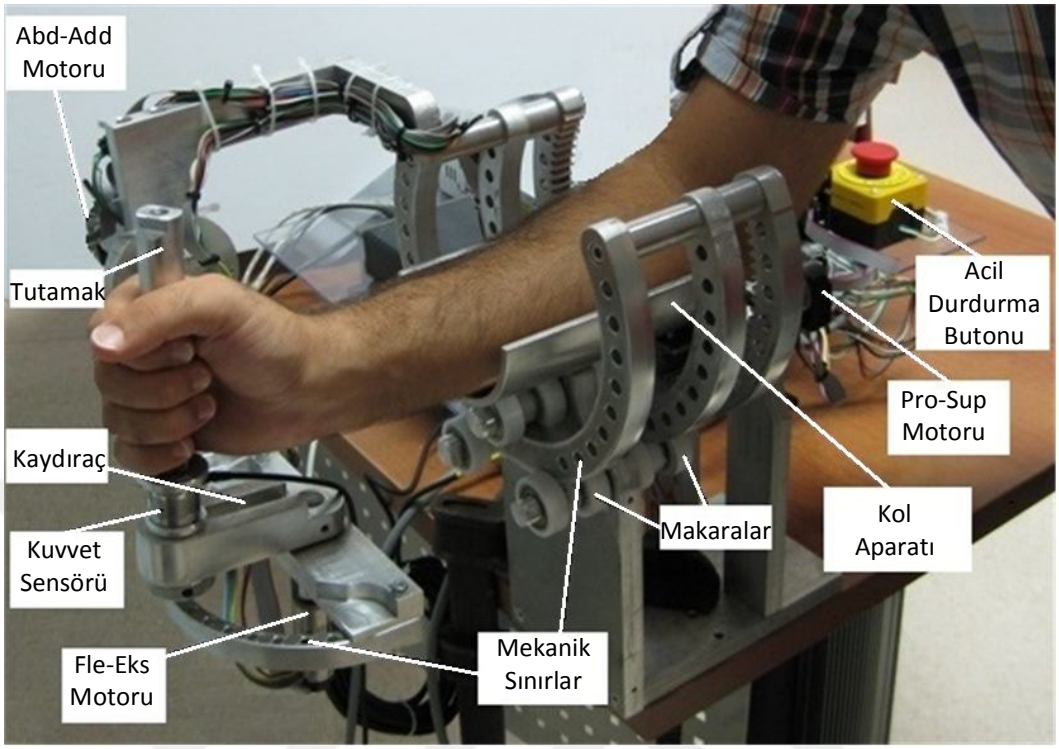
Şekil 3. 1 Sistem Yapısı

Terapi bilgileri fizyoterapist tarafından kullanıcı arayüzü yolu ile sisteme girilir. Bu bilgiler İMA tarafında değerlendirilerek robot manipülatöre iletilir ve robot manipülatör aracılığıyla hasta uzvu hareket ettirilir. Hareket sırasında oluşan hasta tepki kuvveti ve konum bilgileri İMA'ya geri beslenerek sistemin kontrolü sağlanır.

3.3 Robot Manipülatör

Robot manipülatör motorlar, redüktörler, enkoderler, tutamak, kuvvet sensörü, kol koyma aparatı, makaralar ve bunlara bağlı mekanik parçalardan oluşur. Robot manipülatör genel görünümü Şekil 3.2'de verilmiştir. Hasta kolunu kol aparatına

yerleştirir ve hasta kolu aparata sabitlenir. Hasta tutamağı tutarak egzersizleri gerçekleştirir.



Şekil 3. 2 Robot Manipülatör

Çizelge 3.2'de robot manipülatöre ait özellikler verilmiştir.

Çizelge 3. 2 Robot Manipülatör Özellikleri

Serbestlik Derecesi	3 (fle-eks, abd-add, pro-sup)		
Kütle [kg]	11,1		
Ölçüler [m]	0,398 x 0,373 x 0,462		
Maksimum Kuvvet [N]	Her hareket için 30		
Maksimum Tork [Nm] **(Motor+Redüktör)**	2,88 (fle-eks)	3,46 (abd-add)	20,747 (pro-sup)

3.3.1 Malzeme Seçimi

Ana gövde ve diğer parçaların üretiminde 7000 serisi alüminyum alaşımı kullanılmıştır. Böylece robot manipülatörün hafif olması sağlanmıştır. Ayrıca malzeme seçiminde, malzemenin talaşlı ve talaşsız olarak işlenebilirliği, çabuk ulaşılabilirliği, maliyeti ve kısa zamanda deforme olmaması göz önüne alınmıştır.

3.3.2 Mekanik Yapı

Robot manipülatörün mekanik kısmı, ana gövde (1 nolu link ve buna bağlı sabit linkler), pronasyon-supinasyon grubu (2 nolu link ve bununla birlikte hareket eden linkler), addüksiyon-abdüksiyon (3 nolu link ve buna bağlı hareket eden linkler) grubu ve fleksiyon-ekstansiyon (4 nolu link ve buna bağlı hareket eden linkler) grubu olmak üzere 4 bölümden oluşmaktadır (Şekil 3.3).

3.3.2.1 Ana Gövde

Ana gövde, sistemin dik durmasını, hareket ederken sarsılmamasını ve devrilmemesi için sisteme destek sağlar. Kol aparatı, makaralar, koruma kapağı, pronasyon-supinasyon grubu motor destek elemanlarından oluşur (Şekil 3.3).

3.3.2.2 Pronasyon – Supinasyon Grubu

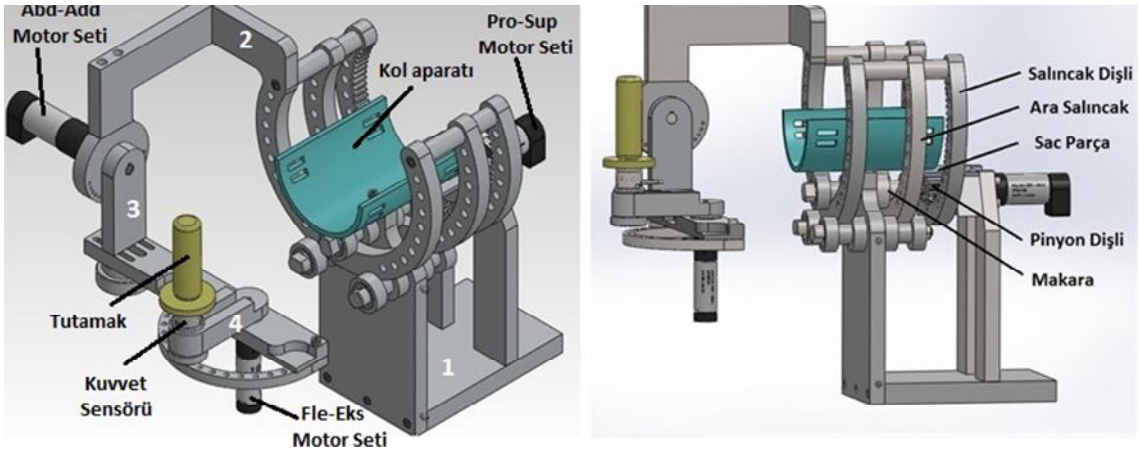
Bu grup, pronasyon-supinasyon hareketlerinin yaptırılmasını sağlayan motor, redüktör, enkoder, salıncak dişli, ara salıncak, pinyon dişli ve diğer ara parçalardan oluşur (Şekil 3.3).

3.3.2.3 Abdüksiyon – Addüksiyon Grubu

Bu grup, addüksiyon-abdüksiyon hareketlerinin yaptırılmasını sağlayan motor, redüktör, enkoder ve diğer ara parçalardan oluşur.

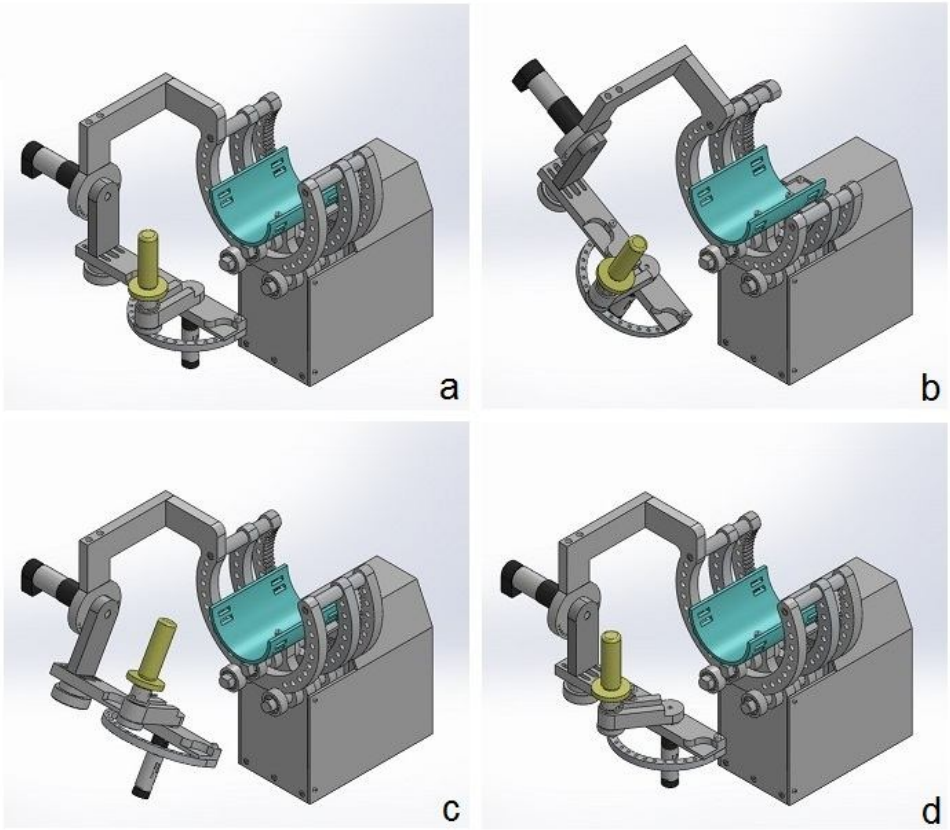
3.3.2.4 Fleksiyon – Ekstansiyon Grubu

Bu grup, fleksiyon-ekstansiyon hareketlerinin yaptırılmasını sağlayan motor, redüktör, enkoder, tutamak, kuvvet sensörü ve diğer ara parçalardan oluşur.



Şekil 3. 3 Robot Manipülatör Elemanları

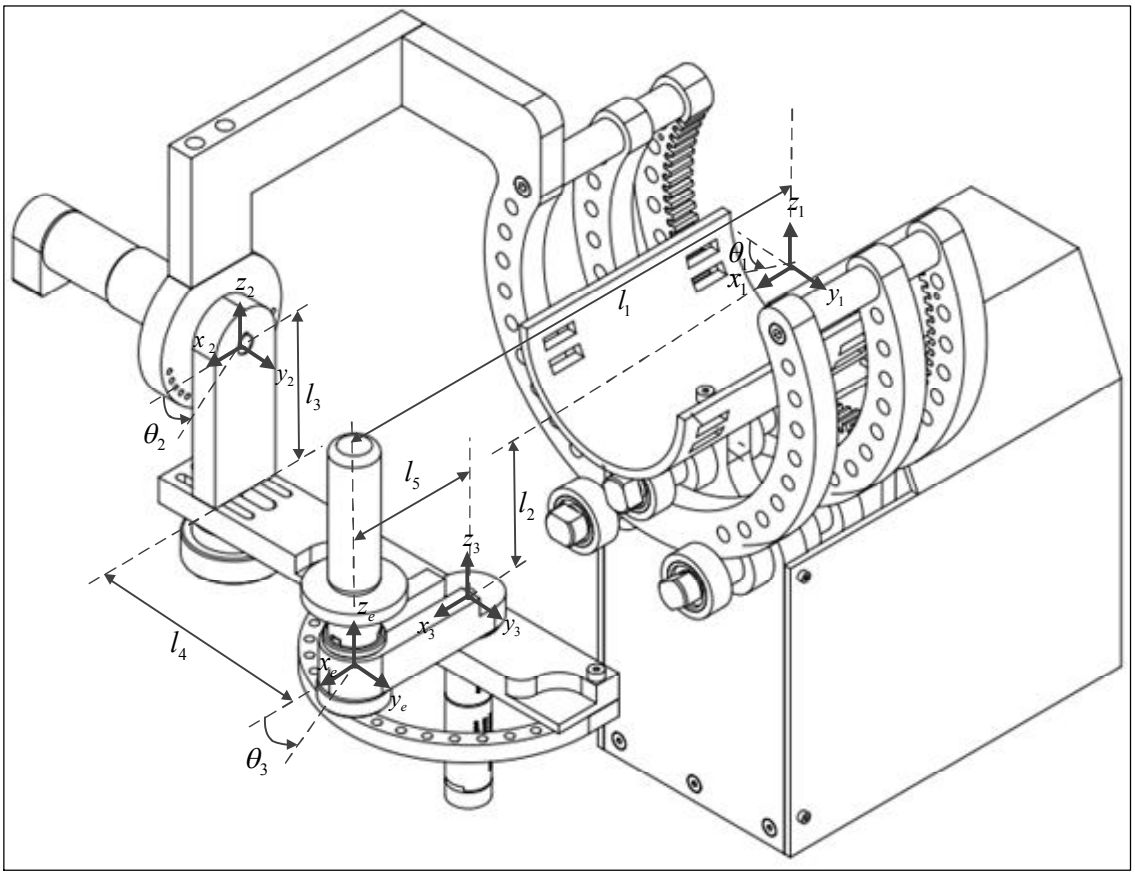
Robot manipülatörün pronasyon-supinasyon (pro-sup), abdüksiyon-addüksiyon (abd-add) ve fleksiyon-ekstansiyon (fle-eks) hareketlerini gerçekleştirmiş modeli aşağıdaki gibidir (Şekil 3.4).



Şekil 3. 4 Hareketler: a)Başlangıç Konumu b)Pro-Sup c)Abd-Add d)Fle-Eks

3.3.3 Dinamik Analiz

Sistemin dinamik analizi Euler-Lagrange eşitliği tabanlı olarak gerçekleştirilmiştir. Bu analiz için gerekli olan dönme eksenleri ve link uzunları Şekil 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3. 5 Robot Manipülatör Eksen ve Uzunlukları

Dinamik analizdeki notasyonlar şu şekildededir. i, serbestlik derecesi ($i=1, 2, 3$), θ_i, eklem açıları, l_{di}, kütle merkezinin o eksenin dönme noktasına olan uzaklığı, I_i, dönme eksenine göre atalet momenti, m_i, dönel parçaların toplam kütlesi ve g, yerçekimi ivmesidir.

3.3.3.1 Pronasyon-Supinasyon

Pronasyon supinasyon hareketinin yapıldığı 2.linke ve ona bağlı dönel kütleye ilişkin kinetik enerji K_1 ve potansiyel enerji P_1 denklem 3.1 ve 3.2'de verilmiştir.

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 l_{d1}^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \tag{3.1}$$

$$P_1 = -m_1 g l_{d1} \sin\theta_1 \tag{3.2}$$

İlgili linkin Lagrangian denklemi L_1 denklem 3.3 ile verilir.

$$L_1 = K_1 - P_1 = \frac{1}{2} m_1 l_{d1}^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 - m_1 g l_{d1} \sin\theta_1 \tag{3.3}$$

Hareket denklemi Q_1, Euler-Lagragian eşitliği ile denklem 3.4'te verilir.

$$Q_1 = \frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L_1}{\partial \dot{\theta}_1}\right) - \frac{\partial L_1}{\partial \theta_1} = \frac{d}{dt}\left((m_1 l_{d1}^2 + I_1)\dot{\theta}_1\right) - m_1 g l_{d1} \cos\theta_1 \tag{3.4}$$

3.4 denklemi düzenlenerek pronasyon-supinasyon ekseni için hareket denklemi aşağıda denklem 3.5 ile verilir.

$$Q_1 = (m_1 l_{d1}^2 + I_1)\ddot{\theta}_1 - m_1 g l_{d1} \cos\theta_1 \tag{3.5}$$

3.3.3.2 Abdüksiyon – Addüksiyon

Pronasyon supinasyon hareketinin yapıldığı 3.linke ve ona bağlı dönel kütleye ilişkin kinetik enerji K_2 ve potansiyel enerji P_2 denklem denklem 3.6 ve 3.7'de verilmiştir.

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 l_{d2}^2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 \tag{3.6}$$

$$P_2 = -m_2 g l_{d2} (1 - \cos\theta_2) \tag{3.7}$$

İlgili linkin Lagrangian denklemi L_2 denklem 3.8 ile verilir.

$$L_2 = K_2 - P_2 = \frac{1}{2} m_2 l_{d2}^2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 + m_2 g l_{d2} (1 - \cos\theta_2) \tag{3.8}$$

Hareket denklemi Q_2, Euler-Lagragian eşitliği ile denklem 3.9'da verilir.

$$Q_2 = \frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L_2}{\partial \dot{\theta}_2}\right) - \frac{\partial L_2}{\partial \theta_2} = \frac{d}{dt}\left((m_2 l_{d2}^2 + I_2)\dot{\theta}_2\right) + m_2 g l_{d2} \sin\theta_2 \tag{3.9}$$

3.9 denklemi düzenlenerek abdüksiyon-addüksiyon ekseni için hareket denklemi aşağıda denklem 3.10 ile verilir.

$$Q_2 = (m_2 l_{d2}^2 + I_2)\dot{\theta}_2 + m_2 g l_{d2} \sin\theta_2 \tag{3.10}$$

3.3.3.3 Fleksiyon – Ekstansiyon

Pronasyon supinasyon hareketinin yapıldığı 4.link ve ona bağlı dönel kütleye ilişkin kinetik enerji K_3 ve potansiyel enerji P_3 denklem denklem 3.11 ve 3.12'de verilmiştir. Bu eksen yerçekimi etkisine maruz kalmadığı için potansiyel enerji 0'a eşittir.

$$K_3 = \frac{1}{2} m_3 l_{d3}^2 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{2} I_3 \dot{\theta}_3^2 \tag{3.11}$$

$$P_3 = 0 \tag{3.12}$$

İlgili linkin Lagrangian denklemi L_3 denklem 3.13 ile verilir.

$$L_3 = K_3 - P_3 = \frac{1}{2} m_3 l_{d3}^2 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{2} I_3 \dot{\theta}_3^2 - 0 = \frac{1}{2} m_3 l_{d3}^2 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{2} I_3 \dot{\theta}_3^2 \tag{3.13}$$

Hareket denklemi Q_3 , Euler-Lagragian eşitliği ile denklem 3.14'te verilir.

$$Q_3 = \frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L_3}{\partial \dot{\theta}_3}\right) - \frac{\partial L_3}{\partial \theta_3} = \frac{d}{dt}\left((m_3 l_{d3}^2 + I_3)\dot{\theta}_3\right) \tag{3.14}$$

3.14 denklemi düzenlenerek abdüksiyon-addüksiyon ekseni için hareket denklemi aşağıda denklem 3.15 ile verilir.

$$Q_3 = (m_3 l_{d3}^2 + I_3)\ddot{\theta}_3 \tag{3.15}$$

3.3.4 Hareket Denklemlerinin Eklemlere Uygulanması

Robot dinamik denklemi denklem 3.16 ile verilir.

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q}) + G(q) - J_e^T F_e \tag{3.16}$$

Burada, $\boldsymbol{\tau} \in \mathbb{R}^{3x1}$, tork matrisi, $\boldsymbol{M(q)} \in \mathbb{R}^{3x3}$, $\boldsymbol{C(q,\dot{q})} \in \mathbb{R}^{3x1}$, $\boldsymbol{G} \in \mathbb{R}^{3x1}$, sırasıyla kütle, merkezkaç-Coriolis etkisi ve yerçekimi matrisi, $\ddot{\boldsymbol{q}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, $\dot{\boldsymbol{q}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, $\boldsymbol{q} \in \mathbb{R}^{3x1}$, sırasıyla açısal ivme, açısal hız ve açısal konum matrisleri, $\boldsymbol{J_e} \in \mathbb{R}^{3x1}$,uç işlevci Jakobiyen matrisi, $\boldsymbol{F_e} \in \mathbb{R}^{3x1}$, güncel (uygulanan) kuvvet matrisidir.

3.16 nolu denklemin açık hali denklem 3.17'de verilmiştir.

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix},\ M(q) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix},\ C(q,\dot{q}) = \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \\ C_3 \end{bmatrix},\ G(q) = \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \\ G_3 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

Açısal konum, hız ve ivme matrisleri aşağıda denklem 3.18 ile verilir.

$$q = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix},\ \dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix},\ \ddot{q} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

3.17 nolu denklemin matrisel formda parametrik yazımı denklem 3.19'da verilmiştir.

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \\ C_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \\ G_3 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} J_{e1} \\ J_{e2} \\ J_{e3} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} F_{e1} \\ F_{e2} \\ F_{e3} \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

Eklemlere göre robot manipülatör uç işlevci konumları $\boldsymbol{x_i} \in \mathbb{R}^{3x1}$ denklem 3.20'de verilmiştir.

$$x_1 = \begin{bmatrix} l_1 \\ l_2 \sin\theta_1 \\ -l_2 \cos\theta_1 \end{bmatrix}, x_2 = \begin{bmatrix} l_5 \cos\theta_2 - l_3 \sin\theta_2 \\ l_4 \\ -l_5 \sin\theta_2 - l_3 \cos\theta_2 \end{bmatrix}, x_3 = \begin{bmatrix} l_5 \cos\theta_3 \\ l_5 \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

Jakobiyen matrisi konumun eklem değişkenine göre kısmı türevleri alınarak denklem 3.21 ile bulunur.

$$J_{ei}(q) = \frac{\delta x_i(q)}{\delta q_i} \quad (3.21)$$

Her bir eklem için ayrı ayrı elde edilen Jakobiyen matrisleri $\boldsymbol{J_{ei}} \in \mathbb{R}^{3x1}$ denklem 3.22'de verilmiştir.

$$J_{e1} = \begin{bmatrix} 0 \\ l_2 \cos\theta_1 \\ l_2 \sin\theta_1 \end{bmatrix}, J_{e2} = \begin{bmatrix} -l_3 \cos\theta_2 - l_5 \sin\theta_2 \\ 0 \\ l_3 \sin\theta_2 - l_5 \cos\theta_2 \end{bmatrix}, J_{e3} = \begin{bmatrix} -l_5 \sin\theta_3 \\ l_5 \cos\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.22)$$

Her bir eklem için ayrı ayrı elde edilen kuvvet matrisleri $\boldsymbol{F_{ei}} \in \mathbb{R}^{3x1}$ denklem 3.23'te verilir.

$$F_{e1} = \begin{bmatrix} 0 \\ F_{e1_y} \\ 0 \end{bmatrix}, F_{e2} = \begin{bmatrix} F_{e2_x} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, F_{e3} = \begin{bmatrix} 0 \\ F_{e3_y} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

Dinamik analiz kısmında elde edilen 3.5 nolu denklem pronasyon-supinasyon eklemi için denklem 3.24'te verilir.

$$\tau_1 = (m_1 l_1^2 + I_1)\ddot{\theta}_1 - m_1 g l_1 \cos\theta_1 - J_{e1}^T F_{e1} \quad (3.24)$$

Elde edilen Jakobiyen ve kuvvet değerleri 3.24 nolu denklemde yerine koyulur ve denklem 3.25 elde edilir.

$$\tau_1 = (m_1 l_1^2 + I_1)\ddot{\theta}_1 - m_1 g l_1 \cos\theta_1 - \begin{bmatrix} 0 & l_2\cos\theta_1 & l_2\sin\theta_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ F_{e1_y} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

3.25 nolu denklem tekrar düzenlenirse pronasyon-supinasyon eklemi için tork denklemi denklem 3.26'te elde edilir.

$$\tau_1 = (m_1 l_1^2 + I_1)\ddot{\theta}_1 - m_1 g l_1 \cos\theta_1 + F_{e1_y} l_2 \cos\theta_1 \quad (3.26)$$

Dinamik analiz kısmında elde edilen 3.10 nolu denklem abdüksiyon-addüksiyon eklemi için denklem 3.27'deki gibi düzenlenebilir.

$$\tau_2 = (m_2 l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_2 - m_2 g l_2 \cos\theta_2 - J_{e2}^T F_{e2} \quad (3.27)$$

Elde edilen Jakobiyen ve kuvvet değerleri 3.27 nolu denklemde yerine koyulur ve denklem 3.28 elde edilir.

$$\tau_2 = (m_2 l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_2 - m_2 g l_2 \cos\theta_2 - \begin{bmatrix} -l_3\cos\theta_2 - l_5\sin\theta_2 & 0 & l_3\sin\theta_2 - l_5\cos\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_{e2_x} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

3.28 nolu denklem tekrar düzenlenirse abdüksiyon-addüksiyon eklemi için tork denklemi denklem 3.29'da elde edilir.

$$\tau_2 = (m_2 l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_2 - m_2 g l_2 \cos\theta_2 + F_{e2_x}(l_3\cos\theta_2 + l_5\sin\theta_2) \quad (3.29)$$

Dinamik analiz kısmında elde edilen 3.15 nolu denklem fleksiyon-ekstansiyon eklemi için denklem 3.30'da verilir.

$$\tau_3 = (m_3 l_3^2 + I_3)\ddot{\theta}_3 - J_{e3}^T F_{e3} \tag{3.30}$$

Elde edilen Jakobiyen ve kuvvet değerleri 3.30 nolu denklemde yerine koyulur ve denklem 3.31 elde edilir.

$$\tau_3 = (m_3 l_3^2 + I_3)\ddot{\theta}_3 - \begin{bmatrix} -l_5 \sin\theta_3 & l_5 \cos\theta_3 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ F_{e3_y} \\ 0 \end{bmatrix} \tag{3.31}$$

3.31 nolu denklem tekrar düzenlenirse fleksiyon-ekstansiyon eklemi için tork denklemi denklem 3.32 elde edilir.

$$\tau_3 = (m_3 l_3^2 + I_3)\ddot{\theta}_3 - F_{e3_y} l_5 \cos\theta_3 \tag{3.32}$$

Bulunan tork değerleri 3.19 nolu denklemde yerlerine yazılarak kütle matrisi, merkezkaç-coriolis ve yerçekimi ivme matrisi elemanları elde edilir ve denklem 3.33 ile 3.34'te verilir.

$$\begin{aligned} &M_{11} = m_1 l_1^2 + I_1,\ M_{12} = 0,\ M_{13} = 0 \\ &M_{21} = 0, M_{22} = m_2 l_2^2 + I_2, M_{23} = 0 \\ &M_{31} = 0,\ M_{31} = 0, M_{33} = m_3 l_3^2 + I_3 \end{aligned} \tag{3.33}$$

Burada merkezkaç-Coriolis etkileri ihmal edilmiştir.

$$G_1 = -m_1 g l_1 \cos\theta_1, G_2 = m_2 g l_2 \sin\theta_2, G_3 = 0 \tag{3.34}$$

Elde edilen tüm değerler denklem 3.19'da yerlerine koyulur ve tork denklemleri denklem 3.35 elde edilir.

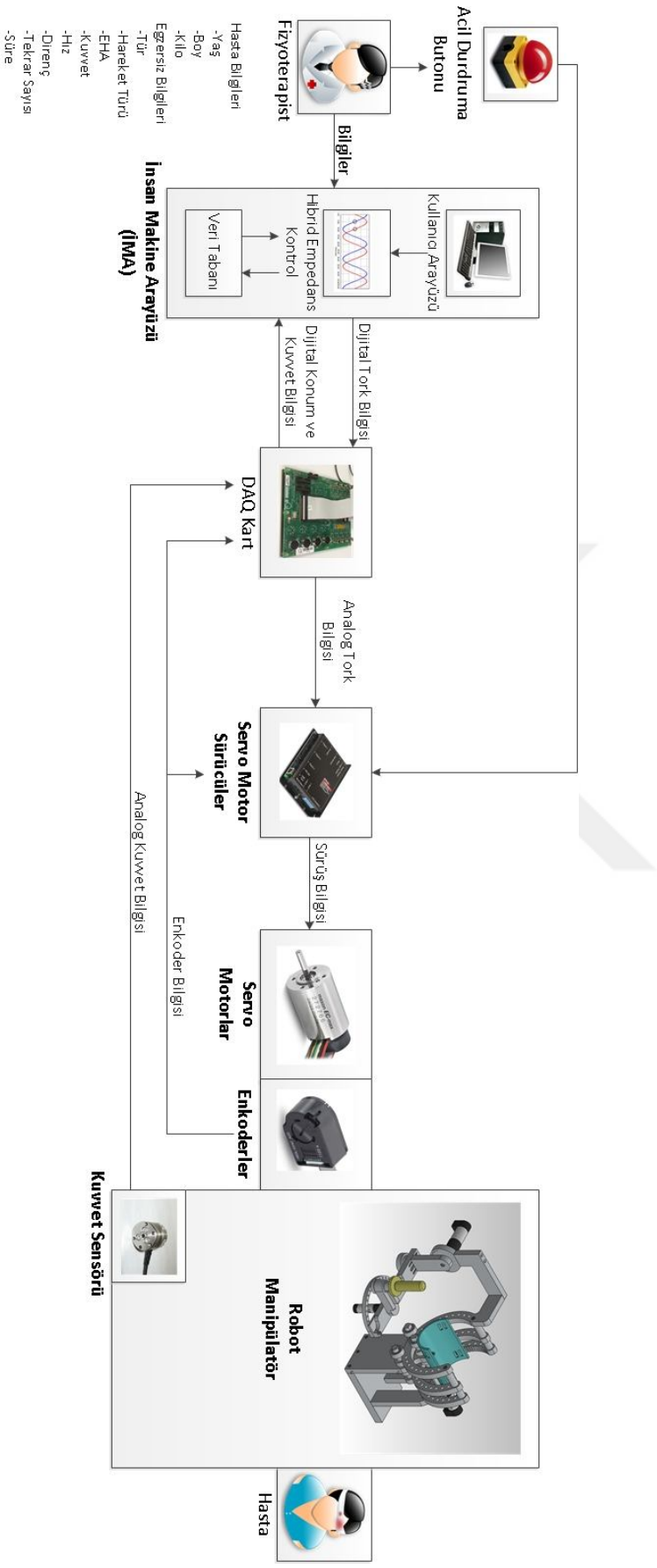
$$\begin{bmatrix}\tau_1\\ \tau_2\\ \tau_3\end{bmatrix}=\begin{bmatrix}m_1l_1^2+I_1 & 0 & 0\\ 0 & m_2l_2^2+I_2 & 0\\ 0 & 0 & m_3l_3^2+I_3\end{bmatrix}\begin{bmatrix}\ddot{\theta}_1\\ \ddot{\theta}_2\\ \ddot{\theta}_3\end{bmatrix}+\begin{bmatrix}-m_1gl_1\cos\theta_1\\ m_2gl_2\sin\theta_2\\ 0\end{bmatrix}$$
$$-\begin{bmatrix}\begin{bmatrix}0 & l_2\cos\theta_1 & l_2\sin\theta_1\end{bmatrix}\begin{bmatrix}0\\ F_{e1_y}\\ 0\end{bmatrix}\\ \begin{bmatrix}-l_3\cos\theta_2-l_5\sin\theta_2 & 0 & l_3\sin\theta_2-l_5\cos\theta_2\end{bmatrix}\begin{bmatrix}F_{e2_x}\\ 0\\ 0\end{bmatrix}\\ \begin{bmatrix}-l_5\sin\theta_3 & l_5\cos\theta_3 & 0\end{bmatrix}\begin{bmatrix}0\\ F_{e3_y}\\ 0\end{bmatrix}\end{bmatrix} \quad (3.35)$$

Denklem 3.35 düzenlenerek sistemin tork denklemleri denklem 3.36 ile verilir.

$$\begin{bmatrix}\tau_1\\ \tau_2\\ \tau_3\end{bmatrix}=\begin{bmatrix}m_1l_1^2+I_1 & 0 & 0\\ 0 & m_2l_2^2+I_2 & 0\\ 0 & 0 & m_3l_3^2+I_3\end{bmatrix}\begin{bmatrix}\ddot{\theta}_1\\ \ddot{\theta}_2\\ \ddot{\theta}_3\end{bmatrix}+\begin{bmatrix}-m_1gl_1\cos\theta_1\\ m_2gl_2\sin\theta_2\\ 0\end{bmatrix}$$
$$-\begin{bmatrix}F_{e1_y}l_2\cos\theta_1\\ F_{e2_x}(-l_3\cos\theta_2-l_5\sin\theta_2)\\ F_{e3_y}l_5\cos\theta_3\end{bmatrix} \quad (3.36)$$

3.3.5 Elektronik Donanım Yapısı

Sistemin elektronik donanım elemanları bilgisayar, DAQ kartı (Data Acqusition Card), servo motorlar ve sürücleri, enkoderler, kuvvet sensörü ve acil durdurma butonlarından oluşur. Sistemin elektronik donanım yapısı Şekil 3.6'da verilmiştir.



Şekil 3. 6 Sistemin Elektronik Donanım Yapısı

3.3.5.1 Elemanların Seçimi

Bir mekatronik sistemin elektronik donanımı için uygun elemanların seçimi sistemin verimli ve doğru çalışması açısından çok önemlidir. Bu tez çalışmasının elektronik donanım tasarımında yapılan çalışmalar aşağıda verilmiştir.

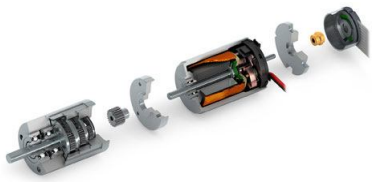
Motorlar seçilmeden önce tüm hareketli sistemin kütlesi hesaplandı. Bu hesaplamanın ardından en fazla yükün bineceği pronasyon-supinasyon grubu motorlarının seçimine geçildi. Motor, sistem dizaynı ve yüksek tork değeri göz önüne alınarak tüm hareketli sistemi istenilen hızda hareket ettirebilecek şekilde seçildi. Motorun sağlaması gereken tork değerini düşürmek için pronasyon-supinasyon motor grubunda pinyon dişli kullanıldı.

Tüm motor gruplarında torku artırmak için redüktörler kullanıldı. Hız değeri redüktörün çevrim oranına bağlı olarak düşeceği için sistemin her bir grubunun istenilen hızlarda hareket edebilmesi için uygun hızlarda motorlar seçildi. Ayrıca, motorların nominal akım ve gerilim değeri, nominal hız değeri, başlangıçta çekilen maksimum akım, tork ve hız sabitleri de göz önüne alındı.

Motor sürücüleri seçilirken sürücülerin, motor için gerekli gücü sağlayabilecek güce sahip olmalarına, sürücü çıkış akım değerlerine ve analog-dijital giriş-çıkışlarının sayılarına dikkat edildi.

Redüktörler seçilirken ise motor miline uygunluğuna bakıldı. Bu uygunluk sağlandıktan sonra istenilen hıza göre redüktör çevrim oranları belirlendi. Redüktör millerinin dayanacağı kuvvetler de göz önüne alınarak redüktörler seçildi.

Enkoderler seçilirken motor miline uyumluluk ve enkoder çözünürlüğü göz önünde bulunduruldu. Motor gruplarının çıkabileceği hızlara uygun olarak enkoderler seçildi. Bu sebeplerden dolayı Şekil 3.7'deki gibi motorlarla uyumlu redüktör+motor+enkoder setleri kullanıldı.



Şekil 3. 7 Motor Seti

Aktüatör setlerine ilişkin model ve özellikler Çizelge 3.3'de ve ilgili elemanların katalog bilgileri ise Ek-A'da verilmiştir.

Çizelge 3. 3 Aktüatör Setleri Model ve Özellikleri

Grup	Motor	Redüktör	Enkoder	Sürücü
Pronasyon-Supinasyon	Maxon EC-max 30	Maxon 32 HP (103:1)	Maxon MR (256 pals/dev)	Maxon EPOS2 50/5
Abdüksiyon-Addüksiyon	Maxon EC-max 30	Maxon 32 HP (86:1)	Maxon HEDL 5540 (500 pals/dev)	Maxon EPOS2 50/5
Fleksiyon-Ekstansiyon	Maxon EC-max 22	Maxon 22 HP (128:1)	Maxon HEDL 5540 (500 pals/dev)	Maxon EPOS2 50/5

Kuvvet sensörü (ATI F/T Nano-25) seçilirken 3 eksende kuvvet ölçümü yapabilmesine dikkat edildi. Sensör kuvvet ölçüm aralığı, dirençli egzersizlerde hastaya uygulanan kuvvetler baz alınarak belirlendi.

DAQ kartı sistemde mevcut analog ve dijital giriş-çıkış sayıları ve örnekleme frekansı göz önüne alınarak belirlendi. Ayrıca kullanılacak olan yazılım programı ile uyumluluğu ve o programdaki kütüphanelerinin mevcudiyeti de göz önüne alındı. Bunun sonucunda, istenilen örnekleme frekansı 1kHz ile çalışabilmesi ve MATLAB programında veri alış verişi kütüphanesi olması dolayısıyla DAQ kartı olarak Quanser Q4 seçildi.

3.3.5.2 Elektronik Donanımın İşleyişi

Fizyoterapist hasta bilgilerini (yaş, kilo vs.) ve terapi verilerini de dikkate alarak hastaya yaptırılacak hareket bilgilerini kullanıcı arayüzü vasıtası ile (egzersiz türü, tekrar sayısı

vs.) sisteme girer. Bu bilgiler daha sonra İMA'ya gider ve İMA, istenilen kuvvet ve konum bilgisine göre bir dijital tork değeri hesaplar ve bunu dijital olarak DAQ karta iletir. DAQ kartı bu dijital bilgiyi analog bilgiye dönüştürerek motor sürücülerine iletir ve sürücüler bu bilgiyi motorlara ileterek motorları döndürmeye başlar. Motor millerindeki redüktörler istenilen torku elde etmeye yarar. Enkoderler ise motorların istenilen konuma gelip gelmediğini hesaplayarak dijital olarak motor sürücülerine konum bilgisi gönderir ve sürücüyü bu şekilde geri besleyerek, motorun istenen konuma gelip gelmediğinin anlaşılmasını sağlar.

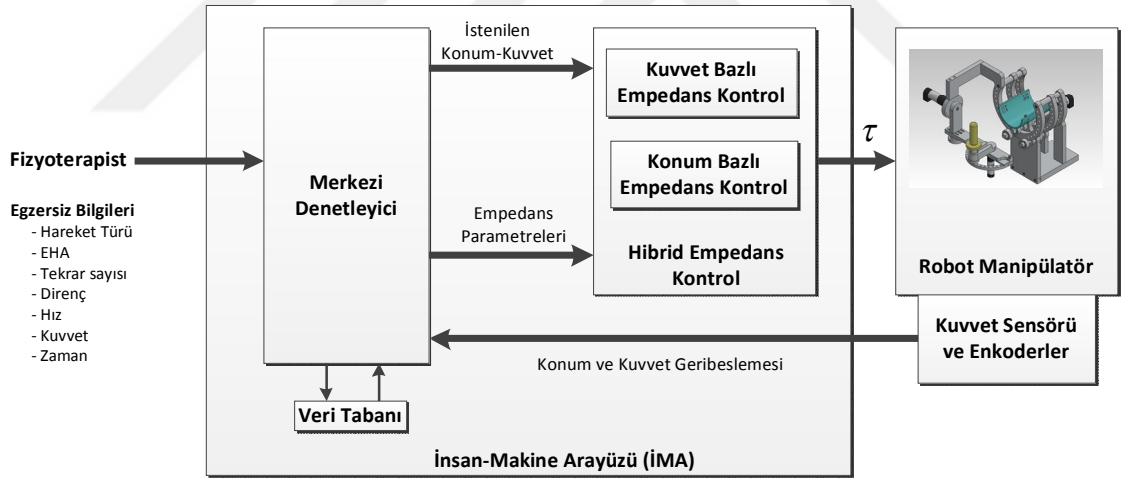
Motorlar dönerek robot manipülatörün hareket etmesini sağlar ve bu sayede hastaya istenilen hareket yaptırılmış olur. Hareket yaptırılırken kuvvet sensörü ile alınan hasta tepki kuvvetleri analog olarak veri toplama kartı aracılığıyla dijital bilgiye çevirilerek İMA'ya gider ve duruma göre yeni tork değerleri hesaplanarak bu değerler servo motor sürücülere gönderilir ve sistemin çalışması bu şekilde devam ettirilir. İstenmeyen bir durum olduğunda acil durdurma butonu ile sistem çalışması sona erdirilebilir.

BÖLÜM 4

ROBOT MANİPÜLATÖRÜN KONTROLÜ

4.1 İnsan-Makine Arayüzü (İMA)

Rehabilitasyon robot sistemi İMA tarafından yönetilir. İMA'nın yapısında merkezi denetleyici, veri tabanı, kural tabanı ve hibrid empedans kontrol birimleri bulunur. Merkezi denetleyici kullanıcı arayüzünü de içermektedir. İMA'nın detaylı blok diyagramı Şekil 4.1'de verilmiştir.



Şekil 4. 1 İMA detaylı blok diyagramı

Fizyoterapist tarafından hastanın durumu ve geçmiş tedavi seanslarına ilişkin veri tabanındaki bilgiler göz önüne alınarak egzersiz bilgileri kullanıcı arayüzünden sisteme girilir. Merkezi denetleyici, kullanıcı arayüzünden girilen egzersiz bilgilerine uygun, kural tabanında bulunan, empedans parametre değerlerini ve hibrid empedans kontrol modunu (kuvvet veya konum kontrol) belirler. Egzersiz türüne uygun konum ve kuvvet verilerini, kontrol mod bilgisini ve belirlenen empedans parametre değerlerini hibrid empedans kontrol birimine gönderir. Eğer sistem, kuvvet modunda çalışacak ise hibrid

empedans kontrol birimi kuvvet bazlı empedans kontrol, konum modunda çalışacaksa konum bazlı empedans kontrol algoritmasını devreye sokarak tork üretir ve bu tork ile robot manipülatör hareket eder. Robot manipülatör üzerindeki enkoderler ile konum bilgisi ve kuvvet sensörü ile kuvvet bilgisi İMA'ya geri beslenerek sistem çalışması devam ettirilir.

4.2 Kontrol Yöntemi

Robot manipülatör terapatik egzersiz amaçlı bir sistem olduğundan insan-robot etkileşimi gerektirmektedir. Diğer yandan egzersiz hareketlerinin modellenebilmesi için robot manipülatörün eklem hareket açıklığı sınırlarında pasif konum kontrolüne ve hasta ile temas halinde olduğundan ve bazı egzersizlerde direnç göstermesi gerektiğinden kuvvet kontrolüne ihtiyaç vardır. Bunun dışından aktif yardımlı tip egzersizler Bölüm 2 (Üst Uzuv Rehabilitasyon Teorisi) 'de açıklandığı gibi hem konum hem de kuvvet kontrol gerektiren bir egzersiz tipidir. Bu nedenle insan-robot etkileşimli sistemlerde en etkin kontrol yöntemi olarak bilinen ve robot kolu uç noktasının mekanik empedansının ayarlanması yolu ile yapılan kontrol yöntemi olan "empedans kontrol" [5] sistemin kontrolünde kullanmıştır. Ancak sistem hem konum ve hem de kuvvet kontrol gerektirdiğinden empedans kontrolün tiplerinden biri olan ve konum ve kuvveti tek bir kontrol kuralı içinde tanımlayan "hibrid empedans kontrol" metodu tercih edilmiştir. Böylece tek bir kontrol kuralı ile bahsi geçen terapatik egzersiz türleri modellenebilmiştir. Bu anlamda bu tez çalışmasının özgün yanı hibrid empedans kontrolün terapatik egzersizleri modelleme amaçlı kullanıldığı literatürdeki ilk çalışma olmasıdır. Hibrid empedans kontrol konum ve kuvvet kontrol bazlı olarak iki ayrı modda çalışabilmektedir. Sistem kontrol kuralında bulunan bir matrisin almış olduğu 1 veya 0 durumu konum veya kuvvet kontrol modunda çalışmayı belirler.

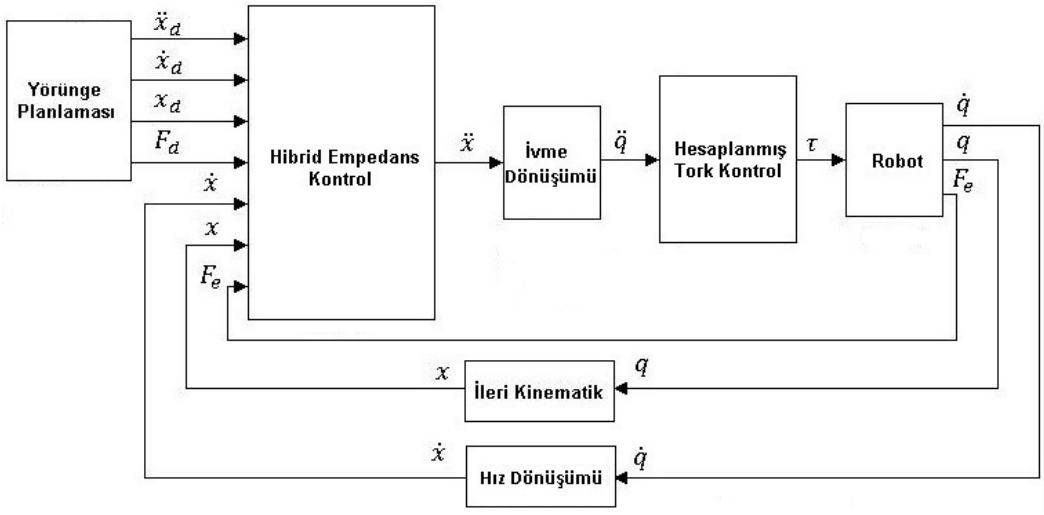
Egzersiz türlerine uygun olarak kullanılan hibrid empedans kontrol modu Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4. 1 Egzersiz Türlerine Göre Hibrid Empendans Kontrol Modu

Egzersiz Türü	**Kontrol Modu**
Pasif	Konum Bazlı
Aktif Yardımlı	Hibrid (konum+kuvvet)
İzometrik	Kuvvet Bazlı
İzotonik	Kuvvet Bazlı
İzokinetik	Kuvvet Bazlı

4.3 Hibrid Empedans Kontrol Kuralı

Hibrid empedans kontrol, konum ve kuvvet kontrolü tek bir strateji içinde birleştiren Anderson ve Spong [38] tarafından önerilen bir kontrol yöntemidir (Şekil 4.2). Bu yöntem ile robot manipülatör referans bir konuma (veya hızda), istenilen bir kuvvet değerinde arzu edilen bir empedans seviyesi ile hareket ettirilebilir. Böylece istenilen hız (veya konum) korunarak kuvvet kontrollü yörünge takip edilebilir. Kuvvet ve konum bazlı empedans kontrol birleştirilerek elde edilen hibrid empedans kontrol yöntemi [39] nolu referansa göre aşağıda açıklanmıştır.



Şekil 4. 2 Hibrid Empedans Kontrol

4.3.1 Konum Bazlı Empedans Kontrol

Konum bazlı empedans kontrol denklemi 4.1 nolu denklem ile verilmiştir.

$$M_d(\ddot{x}-\ddot{x}_d)+B_d(\dot{x}-\dot{x}_d)+K_d(x-x_d)=-F_e \quad (4.1)$$

4.1 nolu denklemde konum hatası denklem 4.2'deki gibi yazılabilir.

$$e_p = x - x_d \quad (4.2)$$

4.1 nolu denklemde, 4.2 nolu denklem yerine koyulursa 4.3 nolu denklem elde edilir.

$$M_d\ddot{e}_p + B_d\dot{e}_p + K_d e_p = -F_e \quad (4.3)$$

4.1 nolu denklemde düzlemsel hızdan açısal hıza geçmek gerekir. Bunun için aşağıdaki 4.4 nolu denklem kullanılır.

$$\dot{x} = J_e\dot{q} \quad (4.4)$$

Açısal ivmeye geçebilmek için 4.4 nolu denklemin zaman göre türevi alınır ve denklem 4.5 elde edilir.

$$\ddot{x} = \dot{J}_e\dot{q} + J_e\ddot{q} \quad (4.5)$$

Burada $\ddot{q}$ ifadesini yalnız bırakmak için J_e matrisinin tersini almak gerekir. Bu matris kare matris olmadığı için denklem 4.6'daki gibi sözde tersi alınabilir.

$$J_e^* = J_e^T(J_eJ_e^T)^{-1} \quad (4.6)$$

4.6 nolu denklem, 4.5 nolu denklemde yerine yazılırsa 4.7 nolu açısal ivme elde edilir.

$$\ddot{q} = J_e^*(\ddot{x} - \dot{J}_e\dot{q}) \quad (4.7)$$

Elde edilen açısal ivme 4.1 nolu denkleminde yerine yazılırsa 4.8 nolu motor tork denklemi elde edilir.

$$\tau_p = M(q)J_e^*\left(M_d{}^{-1}(-F_e - B_d\dot{e}_p - K_de_p) - \dot{J}_e\dot{q}\right) + C(q,\dot{q}) + G(q) - J_e^TF_e \quad (4.8)$$

4.3.2 Kuvvet Bazlı Empedans Kontrol

Kuvvet bazlı empedans kontrol denklemi 4.9 ile verilir.

$$M_d\ddot{x} + B_d\dot{x} - F_d = -F_e \tag{4.9}$$

Burada da düzlemsel hızdan açısal hıza ve daha sonra da açısal türeve geçmek için 4.4, 4.5 ve 4.6 nolu eşitliklerden yararlanılarak konum bazlı empedans kontrolde yapılan işlemler ile açısal ivme elde edilir. Bu açısal ivme değeri 4.9 nolu eşitlikte yerine yazılırsa motor tork denklemi denklem 4.10 elde edilir.

$$\tau_f = M(q)J_e^*\left(M_d^{-1}(F_d - F_e - B_d\dot{x}) - \dot{J}_e\dot{q}\right) + C(q,\dot{q}) + G(q) - J_e^T F_e \tag{4.10}$$

4.3.3 Hibrid Empedans Kontrol

Hibrid empedans kontrol konum ve kuvvet bazlı empedans kontrolü bir yapı içerisinde toplar. Denklem 4.3 ve 4.9 birleştirilirse aşağıda verilen hibrid empedans kontrol denklemi elde edilir.

$$M_d(\ddot{x} - S\ddot{x}_d) + B_d(\dot{x} - S\dot{x}_d) + K_d\,\mathrm{S}(x - x_d) + (I - S)F_d = -F_e \tag{4.11}$$

Burada, $\boldsymbol{M_d} \in \mathbb{R}^{3x3}$, $\boldsymbol{B_d} \in \mathbb{R}^{3x3}$, $\boldsymbol{K_d} \in \mathbb{R}^{3x3}$, sırasıyla arzu edilen kütle, sönüm ve esneklik matrisi, $\ddot{\boldsymbol{x}}_{\boldsymbol{d}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, $\dot{\boldsymbol{x}}_{\boldsymbol{d}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, $\ddot{\boldsymbol{x}}_{\boldsymbol{d}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, sırasıyla arzu edilen düzlemsel ivme, hız ve konum matrisi, $\ddot{\boldsymbol{x}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, $\dot{\boldsymbol{x}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, $\ddot{\boldsymbol{x}} \in \mathbb{R}^{3x1}$, sırasıyla güncel düzlemsel ivme, hız ve konum matrisi, $\boldsymbol{I} \in \mathbb{R}^{3x3}$, birim matris, $\boldsymbol{F_d} \in \mathbb{R}^{3x1}$,arzu edilen kuvvet matrisi, $\boldsymbol{F_e} \in \mathbb{R}^{3x1}$,arzu edilen güncel (uygulanan) kuvvet matrisi ve $\boldsymbol{S} \in \mathbb{R}^{3x3}$, konum-kuvvet seçim matrisidir. Bu matris 0 veya 1'lerden oluşan diyagonal bir matristir. Eğer $\boldsymbol{S} \in \mathbb{R}^{3x3}$ matrisinin diyagonal elemanları 1'lerden oluşuyorsa konum kontrol, 0'lardan oluşuyorsa kuvvet kontrol yapılmış olur.

4.11 nolu denklemde $\ddot{\boldsymbol{x}}$, açısal ivme yalnız bırakılırsa denklem 4.12 elde edilir.

$$\ddot{x} = S\ddot{x}_d - M_d^{-1}\left(B_d(\dot{x} - S\dot{x}_d) + K_d\,\mathrm{S}(x - x_d) - (I - S)F_d + F_e\right) \tag{4.12}$$

4.6 ve 4.7 eşitlikleri ile yapılan işlemlerden sonra eklemlere göre elde edilen $\ddot{q}_i$ açısal ivme değerleri bulunarak 3.16 nolu denklemde yerine yazılır ve tork değerleri elde edilir.

4.4 Egzersizlerin Modellenmesi ve Kullanıcı Arayüzü

Egzersizlerin modellenmesine ilişkin detaylı açıklamalar bu bölümde kullanıcı arayüzü ile birlikte sunulmuştur. Bu amaçla her egzersiz türü için sistem giriş ve çıkış parametreleri, egzersizin kısa bir açıklaması ve modellemeye ilişkin algoritma akış diyagramları ile desteklenerek egzersiz kullanıcı arayüzü bilgileri ile birlikte detaylı bir şekilde verilmiştir.

Kullanıcı arayüzü, sistemi kullanacak kişinin sistemin parametrelerini değiştirmek için geliştirilen görsel bir yazılımdır. Sistem açıldığında öncelikli olarak ekrana "Açılış Ekranı" gelir (Şekil 4.3). Bu ekrandan "Türkçe" veya "İngilizce" dili seçilerek bir sonraki aşamaya geçilir ve motor sürücülerinin Matlab ile yazılımsal olarak haberleşmesi için motor sürücü kütüphanesi otomatik olarak kendiliğinden yüklenir.



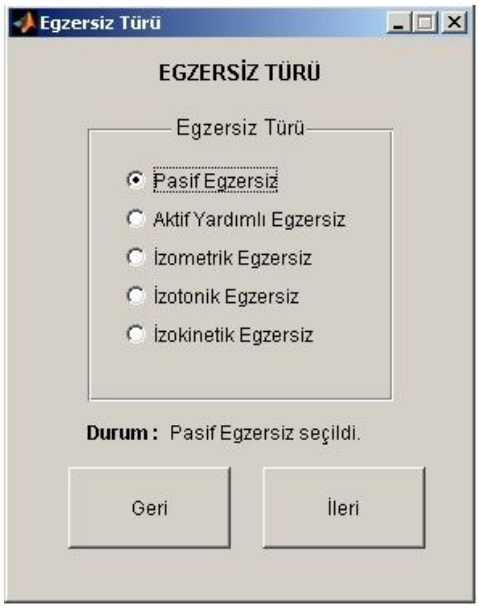
Şekil 4. 3 Açılış Ekranı

Dil seçildikten sonra ekrana "Hasta Kayıt" menüsü gelir (Şekil 4.4). Bu menüde hastanın sıra no, adı, soyadı, cinsiyeti, yaşı, kilosu, boyu ve uzuv sorunu girildikten sonra bir sonraki aşamaya geçilir. Ayrıca istenirse "Göster " butonu ile veri tabanına önceden kaydedilmiş hasta bilgileri ekrana getirilebilir. "Kaydet" butonu ile de yeni hasta girişi sistemin veri tabanına kaydedilebilir. "Temizle" butonu ile ekrana getirilen bilgiler ekrandan silinebilir. "Geri" butonu ile bir önceki dil menüsüne, "İleri" butonu ile ise bir sonraki menüye geçilir.



Şekil 4. 4 Hasta Kayıt

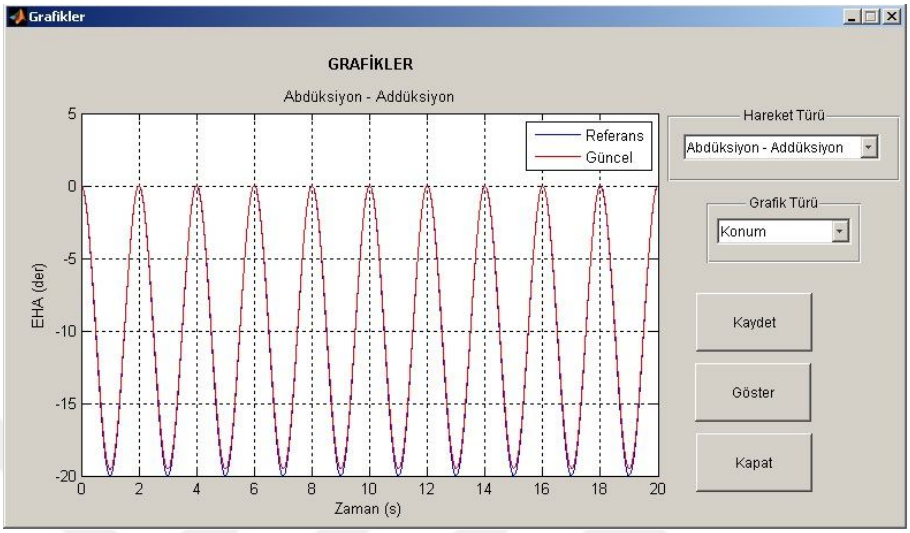
Hasta bilgileri girilip bir sonraki menüye geçildikten sonra ekrana "Egzersiz Türü" menüsü gelir (Şekil 4.5). Bu menüden "Pasif, Aktif Yardımlı, İzometrik, İzotonik veya İzometrik" egzersiz türlerinden istenilen egzersiz seçilebilir. Bir sonraki menüye geçmek için "İleri" butonunu ve bir önceki menüye geçmek için ise "Geri" butonu kullanılır.



Şekil 4. 5 Egzersiz Türü

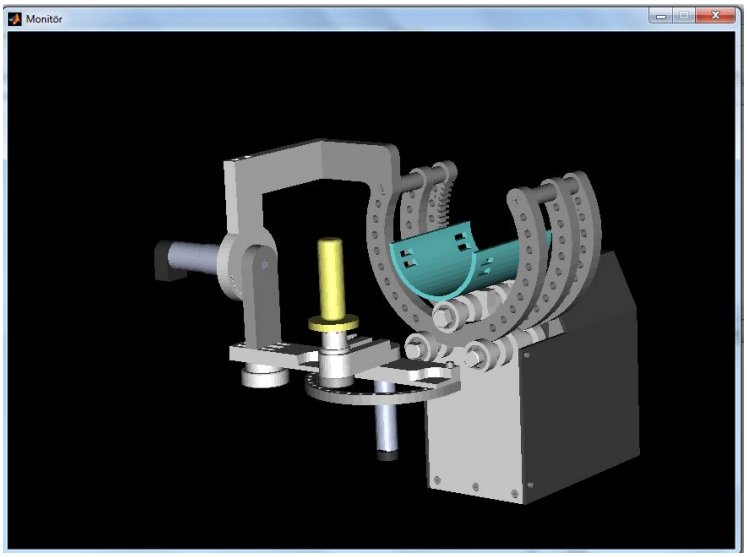
Grafikler butonuna basılırsa ekrana "Grafikler" menüsü gelir (Şekil 4.6). Bu menü egzersiz sonuçlarını grafiksel olarak görmek için tasarlanmıştır. Hareket türü, grafik

türü olarak konum ile konum hatası, kuvvet ile kuvvet hatası ve hız ile hız hatası grafiksel olarak ekranda görülebilir. Ayrıca grafik değerleri “Kaydet” butonu ile veri tabanına kaydedilebilir. “Göster” butonu ile veri tabanında herhangi bir değer grafiksel olarak gösterilebilir. “Kapat” butonu ile menü kapatılabilir.



Şekil 4. 6 Grafikler

Sistemin çalışırken izlenebilmesi için sanal ekran görüntüsünü veren bir “Monitör” ekranı geliştirilmiştir (Şekil 4.7). Böylece egzersiz yapılırken sistem hareketi takip edilebilir. Ancak, bilgisayar donanım özelliklerine bağlı olarak bu gözlemin yapılamaması söz konusudur.



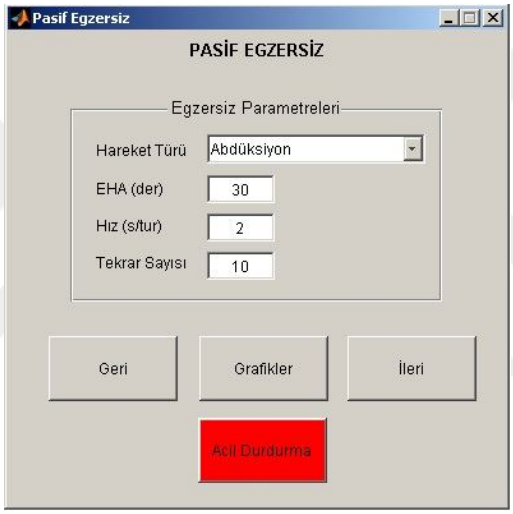
Şekil 4. 7 Monitör

4.4.1 Pasif Egzersiz

- Egzersiz Giriş Parametreleri: Hareket türü, eklem hareket açıklığı (EHA), hız, tekrar sayısı
- Egzersiz Çıkış Parametreleri: Güncel konum ve güncel konum hatası

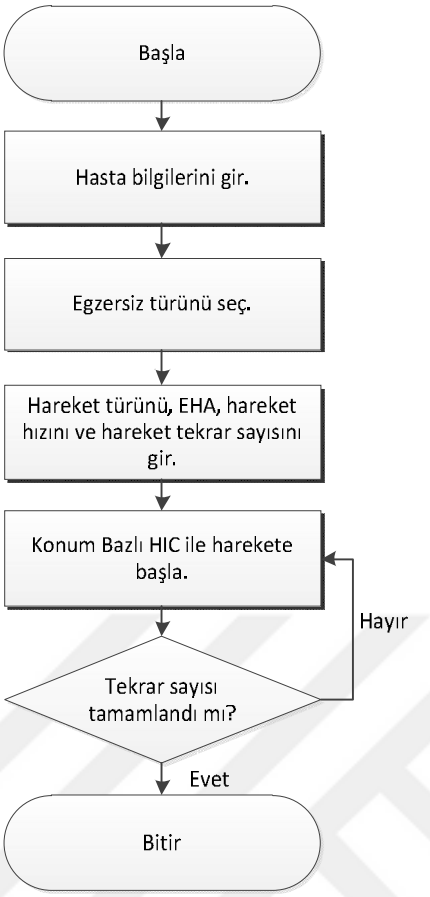
Bu egzersizin amacı, hasta uzvunun eklem hareket açıklığı sınırlarında dirençsiz olarak hareket ettirilmesidir. Pasif egzersizde, hareketler hastaya robot tarafından yaptırıldığı için hasta pasif, robot ise aktiftir.

Pasif egzersiz kullanıcı arayüzü Şekil 4.8'de verilmiştir. Buna göre hareket türü, eklem hareket açıklığı, hız ve hareket tekrar sayısı girilerek sistem çalıştırılır.



Şekil 4. 8 Pasif Egzersiz

Bu egzersiz sadece konum kontrol gerektirdiği için "Konum Bazlı Empedans Kontrol" yöntemi ile robot manipülatör kontrol edilir. Sistem çalışırken sürekli olarak girilen hareket tekrar sayısına ulaşılıp ulaşılmadığı kontrol edilir. Tekrar sayısına ulaşılmış ise sistem çalışmayı durdurur ve egzersiz tamamlanmış olur (Şekil 4.9).



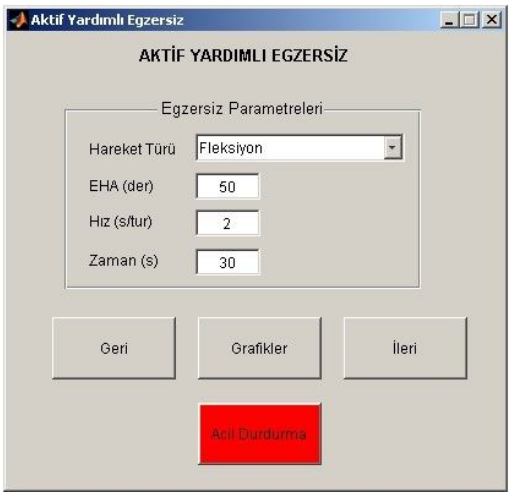
Şekil 4. 9 Pasif Egzersiz Akış Şeması

4.4.2 Aktif Yardımlı Egzersiz

- Egzersiz Giriş Parametreleri: Hareket türü, eklem hareket açıklığı (EHA), hız, zaman
- Egzersiz Çıkış Parametreleri: Güncel konum ve güncel konum hatası

Bu egzersizin amacı, hasta uzvunun eklem hareket açıklığına ulaşamadığında hastaya yardım edilerek hareketin tamamlatılmasıdır. Bu egzersizde, hastanın harekete devam edemediği ana kadar hasta aktiftir, sonra ise robot aktiftir.

Aktif yardımlı egzersiz kullanıcı arayüzü Şekil 4.10'da verilmiştir. Buna göre hareket türü, eklem hareket açıklığı, hız ve zaman girilerek sistem çalıştırılır.



Şekil 4. 10 Aktif Yardımlı Egzersiz

Bu egzersiz hastanın aktif olduğu süre boyunca kuvvet kontrol gerektirdiği için “Kuvvet Bazlı Empedans Kontrol”, robot aktif olduğu süre boyunca konum kontrol gerektirdiği için ise “Konum Bazlı Empedans Kontrol”, yöntemi ile robot manipülatör kontrol edilir. Sistem çalışırken sürekli olarak başlangıç konumuna gelinip gelinmediği kontrol edilir. Başlangıç konuma gelinmişse bir set bitmiş olur. Girilen zaman dolmuş ise sistem çalışmayı durdurur ve egzersiz tamamlanmış olur (Şekil 4.11).



Şekil 4. 11 Aktif Yardımlı Egzersiz Akış Şeması

4.4.3 İzometrik Egzersiz

- Egzersiz Giriş Parametreleri: Hareket türü, kuvvet, zaman
- Egzersiz Çıkış Parametreleri: Güncel kuvvet ve güncel kuvvet hatası

Bu egzersizin amacı, hasta uzvunun eklem hareket açıklığına ulaşamadığında hastaya ters yönde kuvvet uygulayarak hastanın bu kuvvete karşı koymasının sağlanmasıdır. Bu egzersizde, hastanın harekete devam edemediği ana kadar hasta aktiftir, sonra ise robot da aktif olur.

İzometrik egzersiz kullanıcı arayüzü şekil 4.12'de verilmiştir. Buna göre hareket türü, kuvvet ve zaman girilerek sistem çalıştırılır.



Şekil 4. 12 İzometrik Egzersiz

Bu egzersiz sadece kuvvet kontrol gerektirdiği için “Kuvvet Bazlı Empedans Kontrol” yöntemi ile robot manipülatör kontrol edilir. Sistem çalışırken sürekli olarak başlangıç konumuna gelinip gelinmediği kontrol edilir. Başlangıç konuma gelinmişse bir set bitmiş olur. Girilen zaman dolmuş ise sistem çalışmayı durdurur ve egzersiz tamamlanmış olur (Şekil 4.13).



Şekil 4. 13 İzometrik Egzersiz Akış Şeması

4.4.4 İzotonik Egzersiz

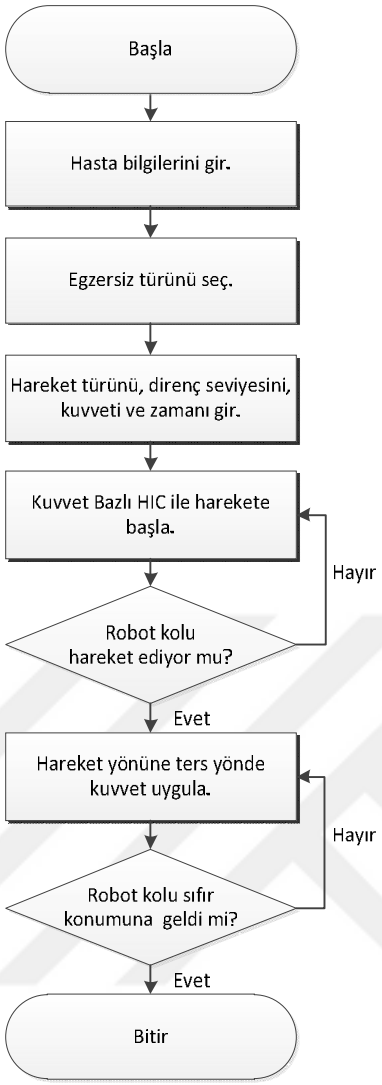
- Egzersiz Giriş Parametreleri: Hareket türü, direnç seviyesi, kuvvet, zaman
- Egzersiz Çıkış Parametreleri: Güncel kuvvet ve güncel kuvvet hatası

Bu egzersizin amacı, hasta uzvunun hareketi boyunca hareket yönüne ters yönde kuvvet uygulayarak hastanın bu dirence karşı koyup kuvvete karşı iş yapmasının sağlanmasıdır. Hastaya uygulanan izotonik direnç sert, orta veya yumuşak olabilir. Bu egzersizde hasta uzvunu sürekli hareket ettirdiği için hasta ve robot birlikte aktiftir. İzotonik egzersiz kullanıcı arayüzü şekil 4.14'te verilmiştir. Buna göre hareket türü, kuvvet ve zaman girilerek sistem çalıştırılır.



Şekil 4. 14 İzotonik Egzersiz

Bu egzersiz sadece kuvvet kontrol gerektirdiği için “Kuvvet Bazlı Empedans Kontrol” yöntemi ile robot manipülatör kontrol edilir. Sistem çalışırken sürekli olarak başlangıç konumuna gelinip gelinmediği kontrol edilir. Başlangıç konuma gelinmişse bir set bitmiş olur. Girilen zaman dolmuş ise sistem çalışmayı durdurur ve egzersiz tamamlanmış olur (Şekil 4.15).



Şekil 4. 15 İzotonik Egzersiz Akış Şeması

4.4.5 İzokinetik Egzersiz

- Egzersiz Giriş Parametreleri: Hareket türü, hız, zaman
- Egzersiz Çıkış Parametreleri: Güncel hız ve güncel hız hatası

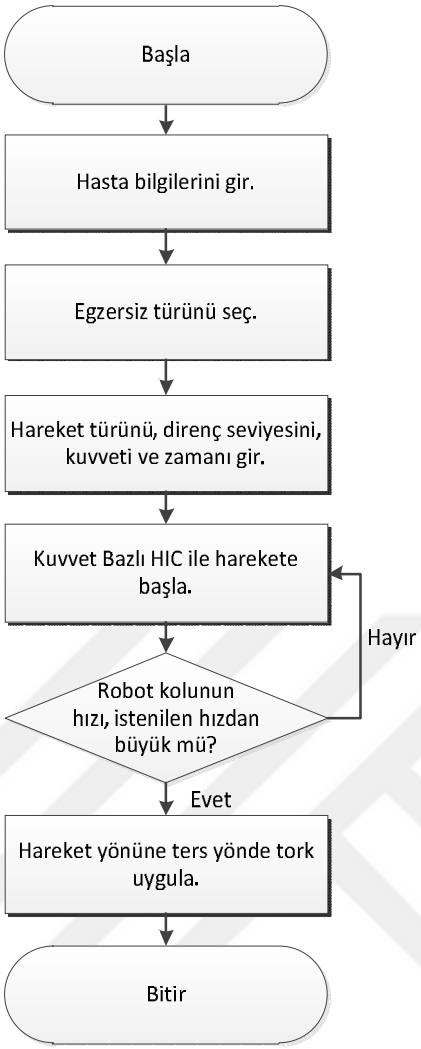
Bu egzersizin amacı, hasta uzvunun eklem hareket açıklığı sınırlarında sabit bir hız ile hareket ettirilmesidir. İzokinetik egzersizde, uzuv hızı sisteme girilen hızı geçmediği sürece hasta aktif, geçtiği süre boyunca robot ve hasta aktiftir.

İzokinetik egzersiz kullanıcı arayüzü şekil 4.16'da verilmiştir. Buna göre hareket türü, hız ve zaman girilerek sistem çalıştırılır.



Şekil 4. 16 İzokinetik Egzersiz

Bu egzersiz sadece kuvvet kontrol gerektirdiği için “Kuvvet Bazlı Empedans Kontrol” yöntemi ile robot manipülatör kontrol edilir. Sistem çalışırken sürekli olarak sisteme girilen hızın geçip geçilmediği kontrol edilir. Sisteme girilen hız geçilmişse robot manipülatör hareket yönüne ters yönde tork uygulayarak hasta uzvunun hızını sabit tutmaya çalışır. Girilen zaman dolmuş ise sistem çalışmayı durdurur ve egzersiz tamamlanmış olur (Şekil 4.17).



Şekil 4. 17 İzokinetik Egzersiz Akış Şeması

BÖLÜM 5

BENZETİM SONUÇLARI

Bu bölümde benzetim çalışmaları açıklanmıştır. Sistemin konum ve kuvvet kontrol benzetimleri Matlab/Simmechanics araç kutusundan yararlanılarak yapılmıştır. Kontrol algoritması Matlab simulinkte oluşturulmuş ve gerekli çıkış parametreleri konum ve kuvvet değerleri elde edilerek grafiksel olarak gösterilmiştir.

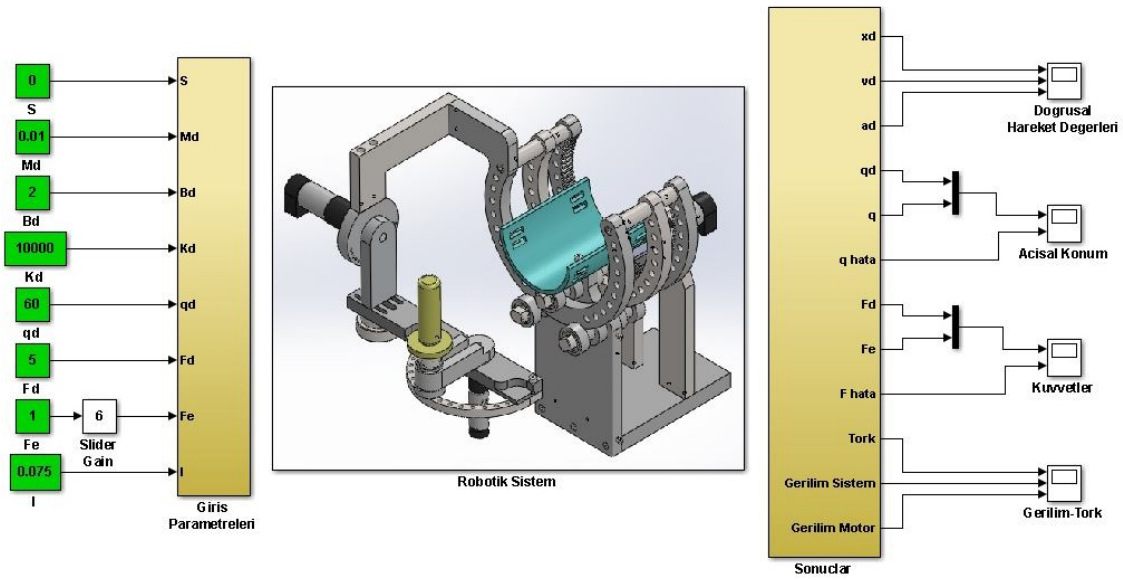
5.1 Matlab / Simmechanics ve Sistemin Matlab Ortamına Aktarılması

Simmechanics, mekanik sistemlerin tasarımının Matlab içinde ya da başka bir üç boyutlu çizim programı ile tasarlanıp, simulink ortamına aktarılarak kinematik analizlerinin yapılabildiği bir araç kutusudur.

Tasarlanan sistem üç boyutlu bir bilgisayar destekli tasarım programı olan SOLIDWORKS ile çizilmiş ve Solidworks-Simmechanics eklentisi ile Matlab ortamına aktarılmıştır. Aktarılan mekanizma modeli ile simulink kullanılarak hibrid empedans kontrole ilişkin benzetim çalışmaları yapılmıştır.

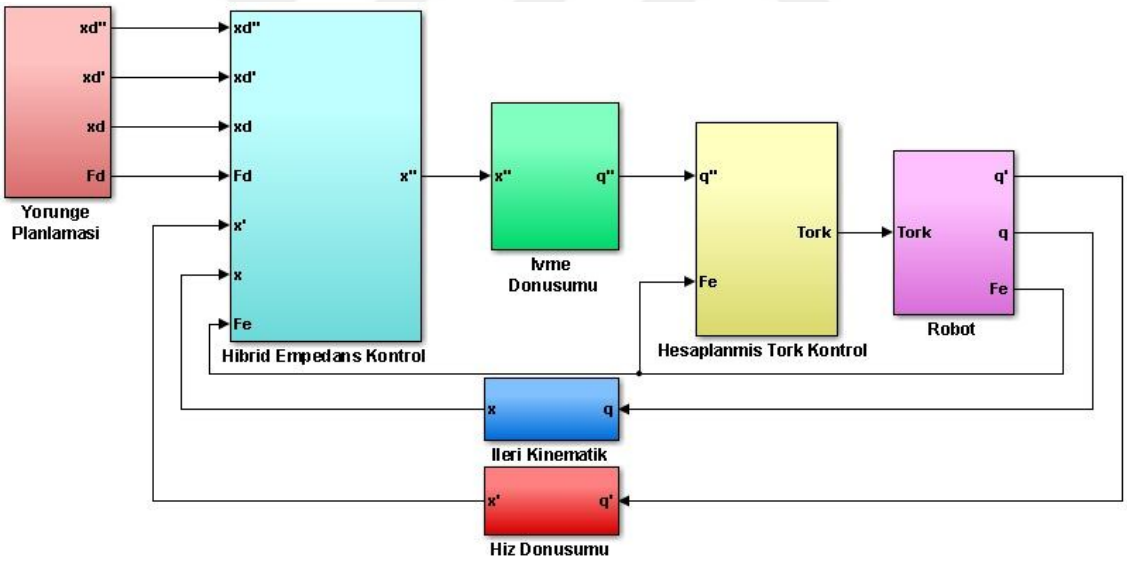
5.2 Benzetim Çalışmaları

Bu çalışmalarda hibrid empedans kontrol konum ve kuvvet kontrol benzetimleri yapılmıştır. Konum ve kontrol kontrol benzetim çalışmaları için Hibrid Empedans Kontrol Algoritması Matlab/Simulink ortamında oluşturulmuştur. Şekil 5.1'de oluşturulan modelin genel görünümü verilmiştir.



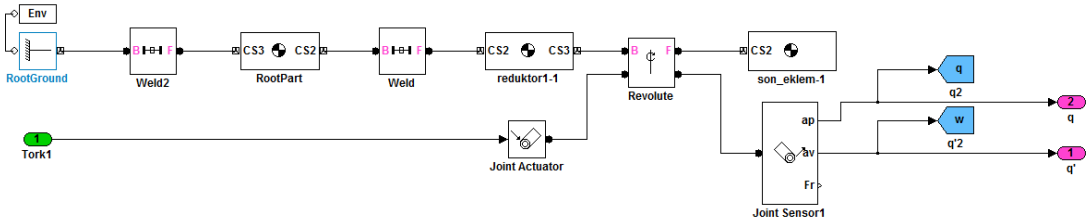
Şekil 5. 1 Robotik Sistem

Robotik Sistem olarak belirtilen bloğun altında Hibrid Empedans Kontrol Simulink modelinin blok diyagramı çalışmaktadır ve bu model Şekil 5.2'de verilmiştir.



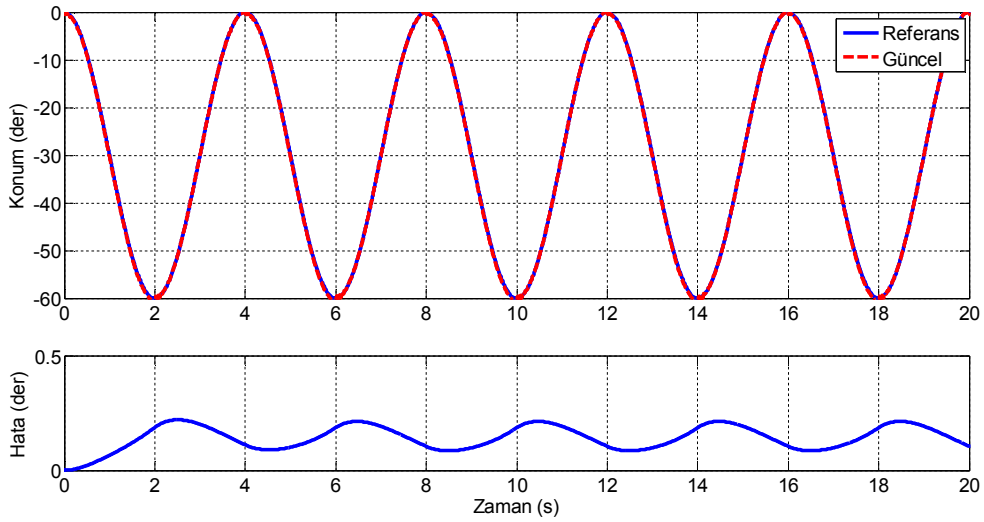
Şekil 5. 2 Hibrid Empedans Kontrol Simulink Modeli

Sistem Matlab/Simmechanics ortamına aktarılarak kontrol gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.3'te robotik sistemin ekstansiyon-fleksiyon blok diyagramı verilmiştir. Bu blok diyagram yukarıda bahsedilen Solidworks-Simmechanics eklentisi sayesinde simulink ortamında kolayca oluşturulmuştur.



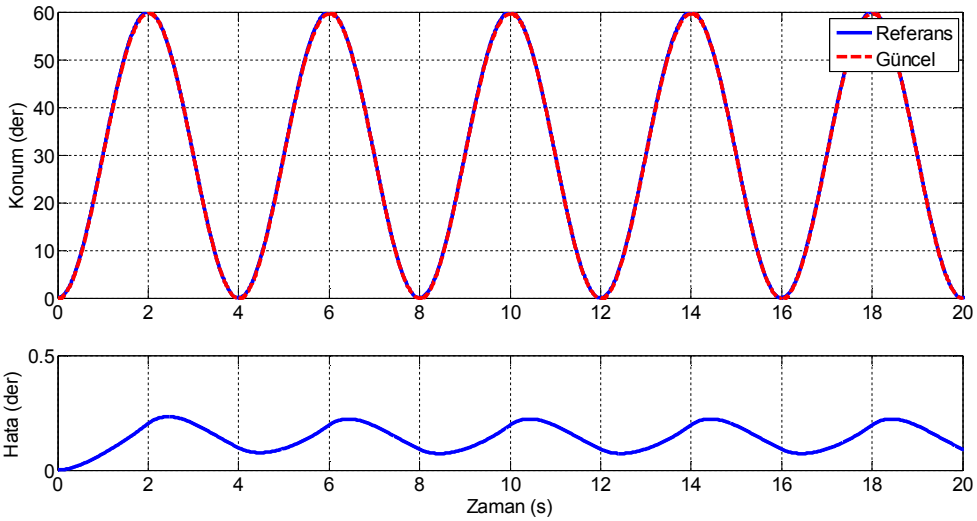
Şekil 5. 3 Ekstansiyon-Fleksiyon Matlab/Simmechanics modeli

Benzetim çalışmalarına konum kontrol ile başlanmıştır. Önce ekstansiyon haraket türü için daha sonra ise fleksiyon hareket türü için konum kontrol yapılmıştır. Konum kontrol girişleri olarak ekstansiyon için -60 derece, fleksiyon için ise 60 derece genlikli sinüs verilmiş, sistemin güncel konum ve konum hatası gözlenmiştir.



Şekil 5. 4 Ekstansiyon konum-zaman grafiği

Şekil 5.4'te ekstansiyon için yapılan benzetim sonucu görülmektedir. Sisteme referans olarak verilen konum ile geri besleme olarak alınan güncel konum değerlerinin benzetim bitimine kadar birbiriyle örtüştüğü görülmektedir. Konum hatası da 0 ile 0,25 derece arasında salınım yapmaktadır. Bu hata değerleri, kontrol açısından yeterince küçük değerlerdir.

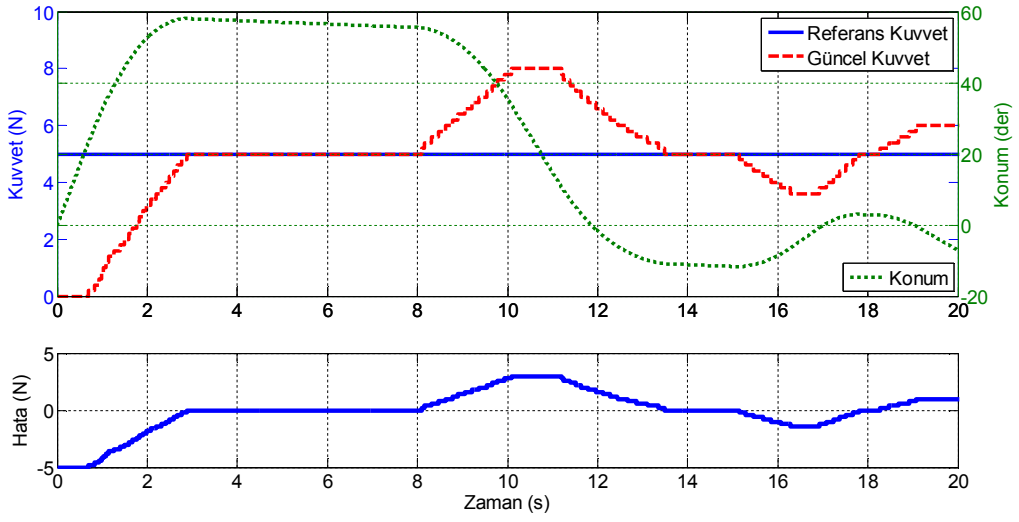


Şekil 5. 5 Fleksiyon konum-zaman grafiği

Şekil 5.5'te fleksiyon için yapılan benzetim sonucu görülmektedir. Sisteme referans olarak verilen konum ile geri besleme olarak alınan güncel konum değerlerinin benzetim bitimine kadar birbiriyle örtüştüğü görülmektedir. Konum hatası da 0 ile 0,25 derece arasında salınım yapmaktadır.

Ekstansiyon ve Fleksiyon için yapılan benzetim çalışmalarının sonuçları hibrid empedans konum kontrol modunun yüksek performansını göstermiştir.

Benzetim çalışmalarına kuvvet kontrol ile devam edilmiştir. Sisteme referans giriş olarak 5N genliğinde sabit kuvvet verilmiş, sistemin güncel kuvvet ve kuvvet hatası gözlenmiştir.



Şekil 5. 6 Kuvvet-zaman grafiği

Şekil 5.6’da kuvvet kontrol için yapılan benzetim sonucu görülmektedir. Sistemin referans kuvvetin güncel kuvvetten büyük olduğu anlarda referans kuvvet yönünde, referans kuvvetin güncel kuvvetten küçük olduğu anlarda ise güncel kuvvet yönünde hareket ettiği gözlenmektedir. Sisteme referans olarak verilen kuvvet değeri ile geri besleme olarak alınan güncel kuvvet değerlerinin aynı olduğu anlarda (3,5-8 ve 13,9-15. saniye) ise konum değişimi olmamaktadır. Yani sistem hareket etmemektedir. Benzetim sonuçları sistemin hibrid empedans kuvvet kontrol modundaki başarısını göstermektedir.

BÖLÜM 6

DENEYSEL SONUÇLAR

Bu bölümde tasarlanan robotik sistemin performansını tespit etmek için sağlıklı denekler ile yapılan deneysel çalışmalar açıklanmıştır. Bu amaçla öncelikli olarak robotik mekanizmanın kontrolüne ilişkin ön deneyler ve egzersizler yapılmıştır. Ön deneylerin amacı, hibrid empedans parametre aralıklarının tespiti ve kontrol performansını araştırmaktır. Bu amaçla konum ve kuvvet kontrol modlarına ilişkin testler gerçekleştirilmiştir. Bu testlerde başarılı sonuçlar elde edilmiş ve daha sonra ise denekler ile terapatik egzersizlerin gerçekleştirilmesi aşamasına geçilmiştir.

6.1 Parametre Tanımlama ve Kararlılık Analizi

Robotik mekanizmanın hibrid empedans kontrol kuvvet ve konum kontrol modlarında kararlı çalıştığı parametre değer aralıkları ve bu aralıkta sistem davranışına ilişkin bir dizi deney yapılmıştır. Bu amaçla hibrid empedans kontrol parametreleri olan atalet katsayı matrisi M_d, sönüm katsayı matrisi B_d ve esneklik katsayı matrisi K_d nin değerleri belirli aralıklarda, kendi aralarındaki kombinasyonları da göz önüne alınarak tespit edilmiştir. Bu değerlerden sistemi kararsızlığa götüren ve titreşime yol açan değerler elimine edilmiştir.

Hibrid empedans kontrolde mekanik empedansın ayarlanması ile robotik mekanizmanın, arzu edilen karşı kuvvet değerini istenilen yumuşaklıkta veya sertlikte sağlaması mümkün olmaktadır. Böylece hastanın, istenilen kuvvet değerinde, istenilen sertlikte hareketleri yapabilmesi sağlanır. Bu amaçla üç farklı sertlik seviyesi tespit

edilmiştir. Bu seviyeler, yumuşak (Y), orta (O) ve sert (S) olarak adlandırılmıştır. Hibrid empedans kontrol modunun kuvvet kontrolde olduğu bu seviyelerin belirlenmesi için (parametre tanımlama amaçlı olarak) bir dizi deney yapılmıştır. Bu deneyler için sabit bir kuvvet değeri uygulanmış, parametre değerleri belirli aralıklarda değiştirilmiş ve deneğin bu karşı kuvvete karşı sistemi hareket ettirmesi istenmiştir. Bu deneyler fleksiyon hareketi için yapılmış ve Çizelge 6.1'de verilmiştir. Elde edilen parametre değerleri diğer hareketler içinde denenmiştir. Sistem performansı ve sertlik dereceleri benzer özellikler göstermiştir. Çizelge 6.1'de F_d (N) sistemin arzu edilen kuvvet değerini, F_e (N) ise kuvvet sensöründen ölçülen değeri temsil etmektedir. Çizelge 6.1'den görüldüğü gibi M_d değeri sabittir. B_d değeri arttıkça sertlik de artmaktadır. K_d değeri kuvvet kontrol algoritmasına etki etmediği için 0 olarak alınmıştır. Sertlik değiştikçe sistemin kuvvet cevabının değişmediği gözlenmektedir ve farklı direnç seviyeleri için hata oranı son derece düşüktür. Sistem kontrolü için seçilen parametre değerleri sistemin titreşimine yol açmamakta ve kararsızlığa götürmemektedir.

Çizelge 6. 1 Kuvvet Tarama Sonuçları

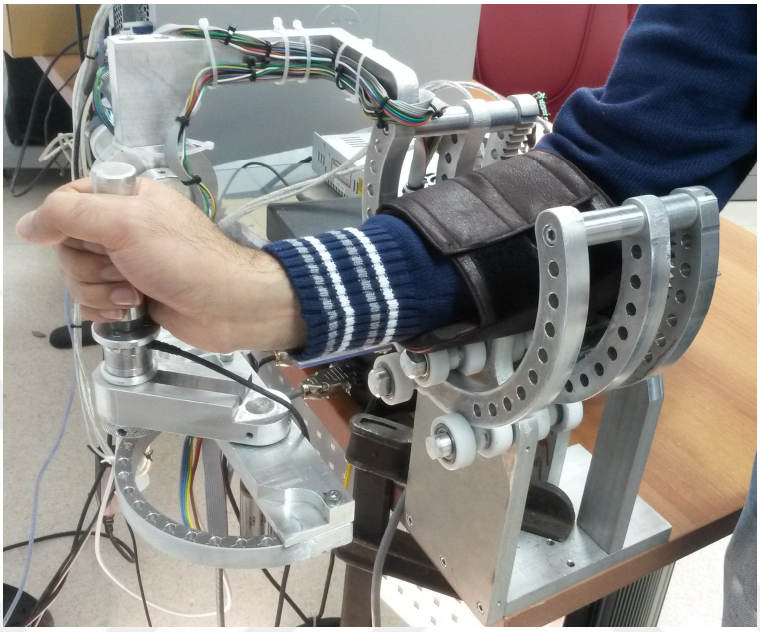
Giriş Parametreleri				**Sonuçlar**			**Giriş Parametreleri**				**Sonuçlar**	
F_d	M_d	B_d	K_d	**Sertlik**	F_e		F_d	M_d	B_d	K_d	**Sertlik**	F_e
1	0,1	1	0	Y	1,02		11	0,1	1	0	Y	10,75
1	0,1	2	0	O	1,02		11	0,1	2	0	O	10,70
1	0,1	3	0	S	1,02		11	0,1	3	0	S	10,65
2	0,1	1	0	Y	1,98		12	0,1	1	0	Y	11,70
2	0,1	2	0	O	2,02		12	0,1	2	0	O	11,70
2	0,1	3	0	S	2,02		12	0,1	3	0	S	11,60
3	0,1	1	0	Y	3,01		13	0,1	1	0	Y	12,50
3	0,1	2	0	O	3,01		13	0,1	2	0	O	12,55
3	0,1	3	0	S	3,01		13	0,1	3	0	S	12,50
4	0,1	1	0	Y	4,01		14	0,1	1	0	Y	13,60

Çizelge 6. 1 - devam

Giriş Parametreleri				Sonuçlar			Giriş Parametreleri				Sonuçlar	
Fd	**Md**	**Bd**	**Kd**	**Sertlik**	**Fe**		**Fd**	**Md**	**Bd**	**Kd**	**Sertlik**	**Fe**
4	0,1	2	0	O	4,01		14	0,1	2	0	O	13,60
4	0,1	3	0	S	4,01		14	0,1	3	0	S	13,50
5	0,1	1	0	Y	5,01		15	0,1	1	0	Y	14,50
5	0,1	2	0	O	5,01		15	0,1	2	0	O	14,50
5	0,1	3	0	S	4,97		15	0,1	3	0	S	14,40
6	0,1	1	0	Y	5,95		16	0,1	1	0	Y	15,50
6	0,1	2	0	O	5,94		16	0,1	2	0	O	15,50
6	0,1	3	0	S	5,94		16	0,1	3	0	S	15,20
7	0,1	1	0	Y	6,95		17	0,1	1	0	Y	16,50
7	0,1	2	0	O	6,91		17	0,1	2	0	O	16,30
7	0,1	3	0	S	6,95		17	0,1	3	0	S	16,30
8	0,1	1	0	Y	7,91		18	0,1	1	0	Y	17,20
8	0,1	2	0	O	7,90		18	0,1	2	0	O	17,25
8	0,1	3	0	S	7,90		18	0,1	3	0	S	17,00
9	0,1	1	0	Y	8,80		19	0,1	1	0	Y	18,25
9	0,1	2	0	O	8,85		19	0,1	2	0	O	18,20
9	0,1	3	0	S	8,90		19	0,1	3	0	S	18,30
10	0,1	1	0	Y	9,90		20	0,1	1	0	Y	19,10
10	0,1	2	0	O	9,90		20	0,1	2	0	O	18,90
10	0,1	3	0	S	9,85		20	0,1	3	0	S	19,00

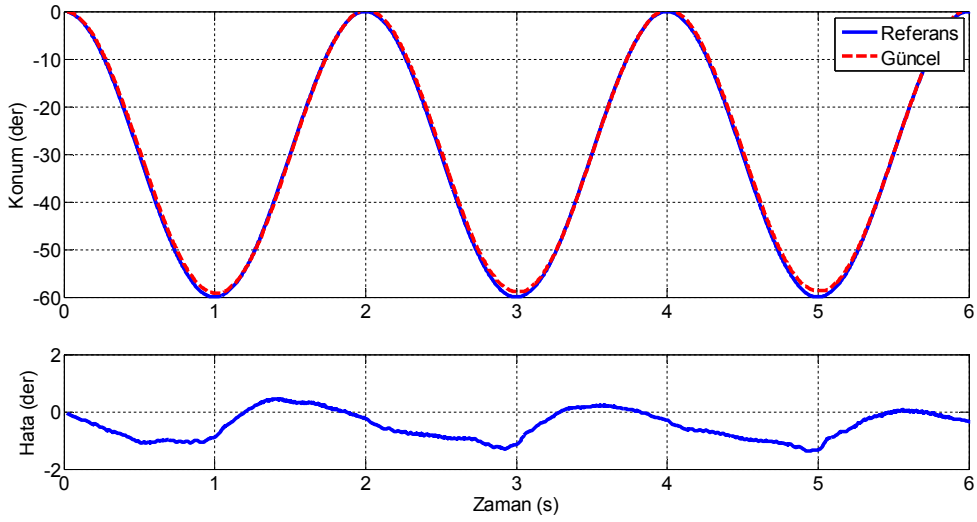
6.2 Konum ve Kuvvet Kontrol Deneysel Çalışmaları

Bu bölümde, konum ve kuvvet kontrol ile ilgili yapılan deneysel çalışmalar verilecektir. Sistemin kontrol çalışmalarına önce konum kontrol ile başlanmıştır. Deneğin önce tutamağı tutması sağlanmış ve arayüzden referans konum değeri girilerek öncelikle konum kontrol uygulaması başlatılmıştır (Şekil 6.1).



Şekil 6. 1 Hasta egzersiz yaparken

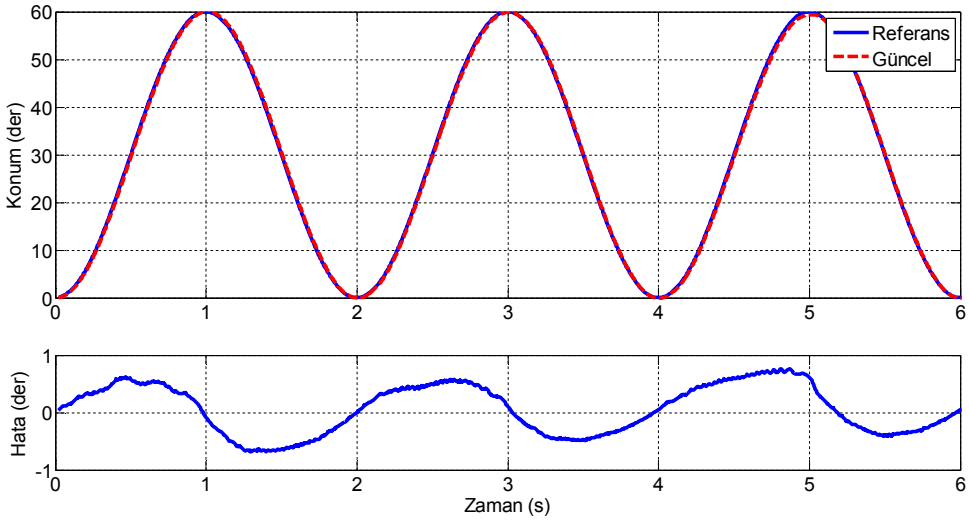
Deney için önce ekstansiyon yönünde bir referans konum sisteme girilmiş ve sistemin performansı ölçülmüştür.



Şekil 6. 2 Ekstansiyon konum-zaman grafiği

Şekil 6.2'de ekstansiyon için referans konum ile güncel konum bilgilerinin deney bitimine kadar birbiriyle örtüştüğü görülmektedir ve konum hatası -1,5 ile 0,5 derece arasında salınım yapmaktadır. Sistem ekstansiyon yönünde başarılı bir şekilde konum kontrol yapmaktadır.

Daha sonra aynı genlikte fakat ters yönde aynı referans konum sisteme verilmiştir. Aşağıda fleksiyon konum kontrol için verilen giriş sinyali ve gerçek deney sonucunda elde edilen grafikler verilmiştir (Şekil 6.3).

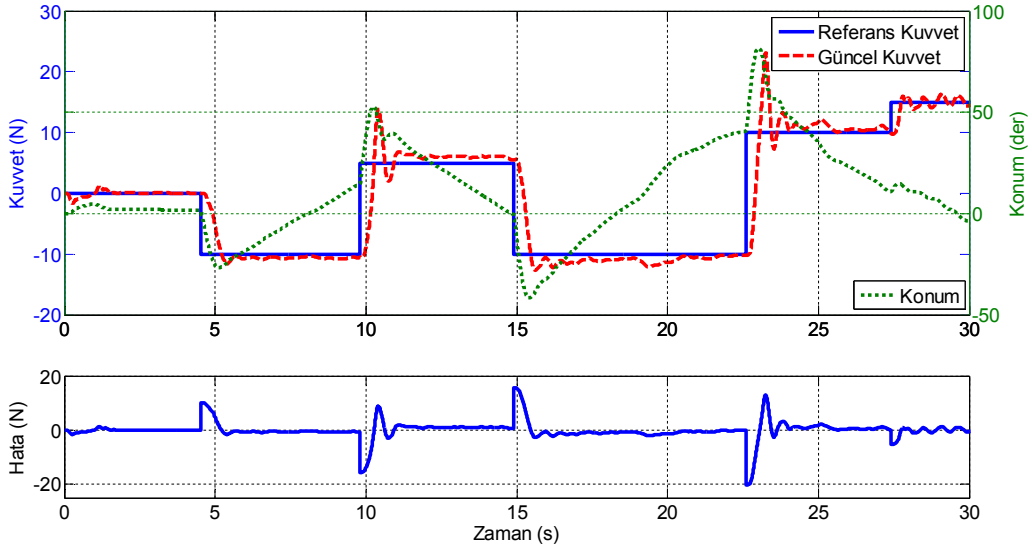


Şekil 6. 3 Fleksiyon konum-zaman grafiği

Şekil 6.3'te fleksiyon için referans konum ile güncel konum bilgilerinin deney bitimine kadar birbiriyle örtüştüğü görülmektedir ve konum hatası -0,5 ile 0,5 derece arasında salınım yapmaktadır. Sistem fleksiyon yönünde başarılı bir şekilde konum kontrol yapmaktadır.

Şekil 6.2 ve 6.3'ten de görüldüğü gibi konum için sinüs girişi verilerek sağlıklı denek ile yapılan deneylerde başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Yapılan kontrol ile sistemin verilen referans yörüngeleri çok küçük hatalarla ile izlediği gözlenmiştir.

Kuvvet kontrol performansını test amaçlı bir dizi deney yapılmıştır. Bu amaçla deneğin tutamağı tutması sağlanmış ve art arda arayüzden referans kuvvet değerleri girilerek kuvvet kontrol modu uygulaması başlatılmıştır. Denekten uygulanan kuvvet değerine karşı sistemi hareket ettirecek en küçük kuvvet değerini uygulaması istenmiştir.



Şekil 6. 4 Çeşitli adım giriş için kuvvet-zaman grafiği

Şekil 6.4'ten görüldüğü gibi, denek tutamağı tuttuktan sonra 4,5. ve 30. saniyeler arasında sırasıyla -10, 5, -10, 10 ve 18 N kuvvetler uygulanmıştır. Deneğin uyguladığı güncel kuvvet değerinin referans kuvvet değerine eşit olduğu anlarda sistem durmuş ve büyük olduğu anlarda ise konum değişimi gözlenmiş ve sistem referans kuvvet yönüne ters yönde hareket etmiştir.

6.3 Egzersizler

Bu bölümde, konum ve kontrol deney çalışmaları birleştirilerek egzersizler yaptırılmıştır. Bu deneyler 3 adet denek ile yapılmış ve deneklerin özellikleri Çizelge 6.2'de verilmiştir. Bu egzersizlerdeki parametre değerleri olarak M_d=0,1 , B_d=2 ve K_d=5000 değerleri kullanılmıştır.

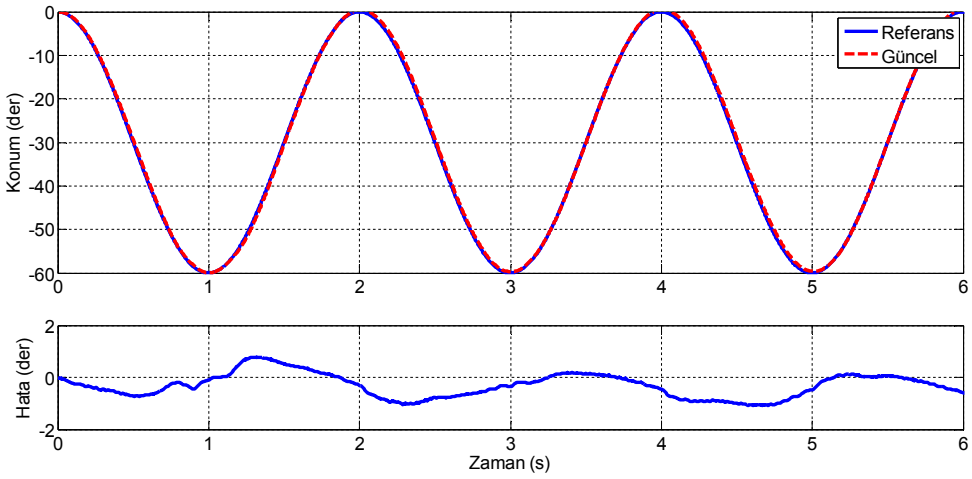
Çizelge 6. 2 Deneklerin Özellikleri

Denek	Cinsiyet	Yaş	Kilo	Boy
A	Erkek	23	75	1,76
B	Erkek	22	65	1,80
C	Erkek	24	80	1,78

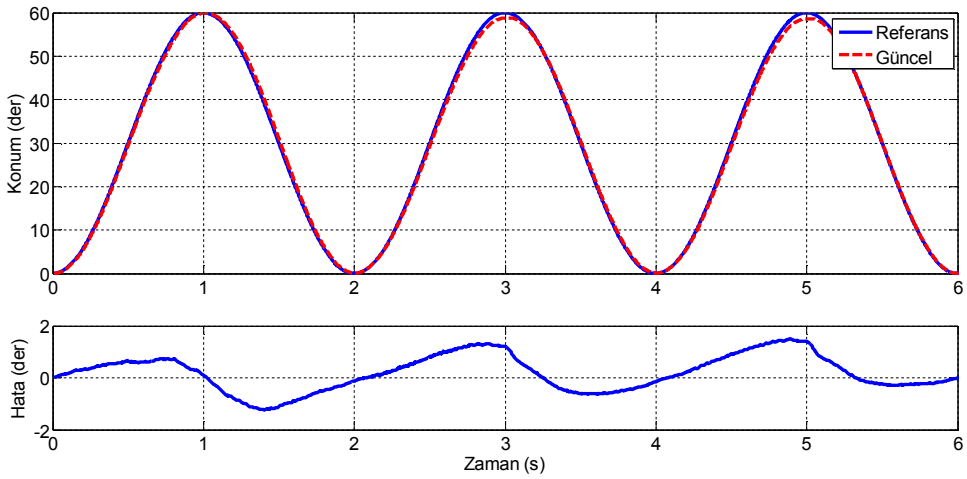
6.3.1 Pasif Egzersiz

Bu egzersizde, robot manipülatör, hasta uzvunu girilen referans konum boyunca hareket ettirerek hastaya pasif egzersiz yaptırır.

Pasif egzersiz için denekten robot manipülatörün tutamağını kavraması ve herhangi bir şekilde kuvvet uygulamaması istendi. Robot manipülatöre sinusoidal bir referans konum yörüngesi verildi. Hareket tipine göre örnek deneysel sonuçlar grafiksel olarak verilmiş ve kontrol performansları çizelgelerde sunulmuştur.



Şekil 6. 5 Pasif Egzersiz-Ekstansiyon (Denek-A, EHA=60, Hız=2 s/tur)



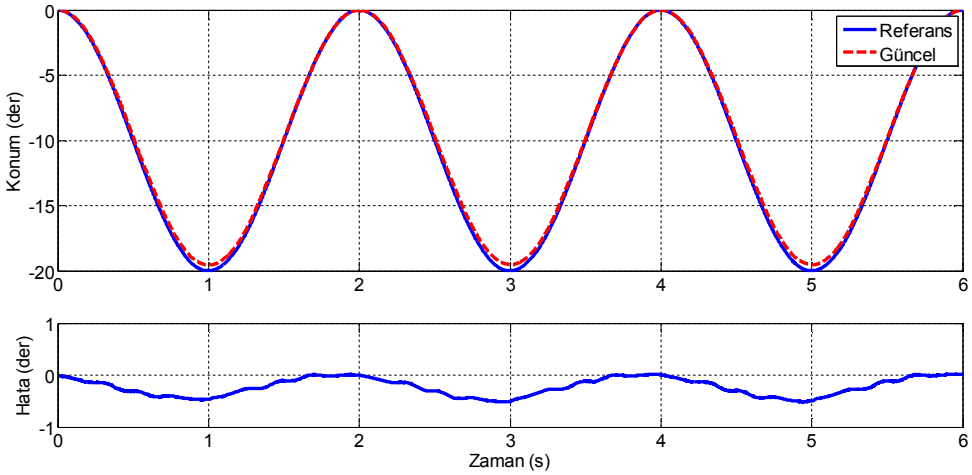
Şekil 6. 6 Pasif Egzersiz-Fleksiyon (Denek-A, EHA=60, Hız=2 s/tur)

Şekil 6.5 ve 6.6'da denek-A için ekstansiyon ve fleksiyon hareketlerine ilişkin pasif egzersiz sonuçları verilmiştir. Robot manipülatör ortalama ± 2 derecenin altında hata ile referans yörüngeyi takip etmektedir.

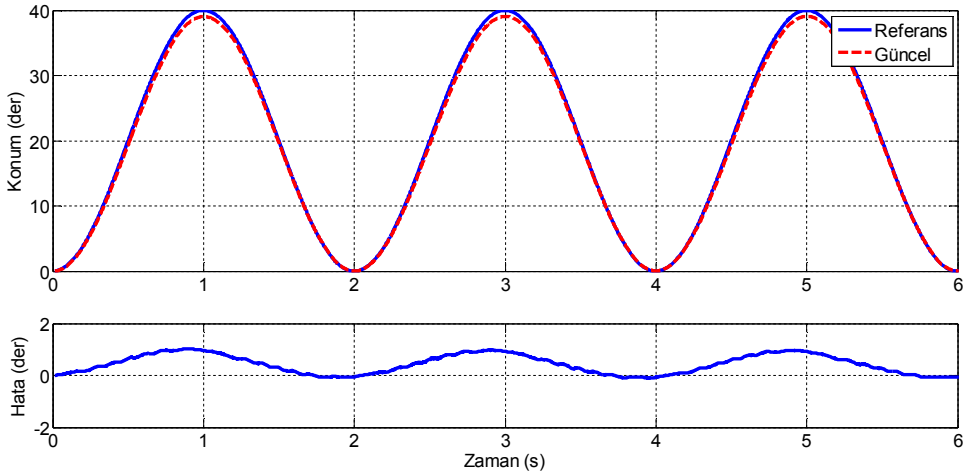
Çizelge 6. 3 Pasif Egzersiz Ekstansiyon-Fleksiyon Sonuçları

Hareket Türü	**Denek**	**EHA (der)**	**Hız (s/tur)**	**Tekrar Sayısı**	**Konum Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Ekstansiyon	A	60	2	10	0,677	±0,762	1,019
	B				0,906	±0,870	1,256
	C				0,785	±0,823	1,138
Fleksiyon	A				0,672	±1,120	1,307
	B				0,364	±0,735	0,821
	C				0,760	±0,841	1,134

Çizelge 6.3'te kontrol performansı tüm denekler için 60 derece EHA, 2 s/tur hız, 10 tekrar olacak şekilde ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %1'in altında kalmış , %RMS değeri ise 0,82 ile 1,3 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %1'in altında kalmıştır. Pasif egzersiz ekstansiyon-fleksiyon hareketi için robot manipülatör performansı çok yüksektir. Sistem başarılı bir şekilde pasif egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 6. 7 Pasif Egzersiz-Abdüksiyon (Denek-B, EHA=20, Hız=2 s/tur)



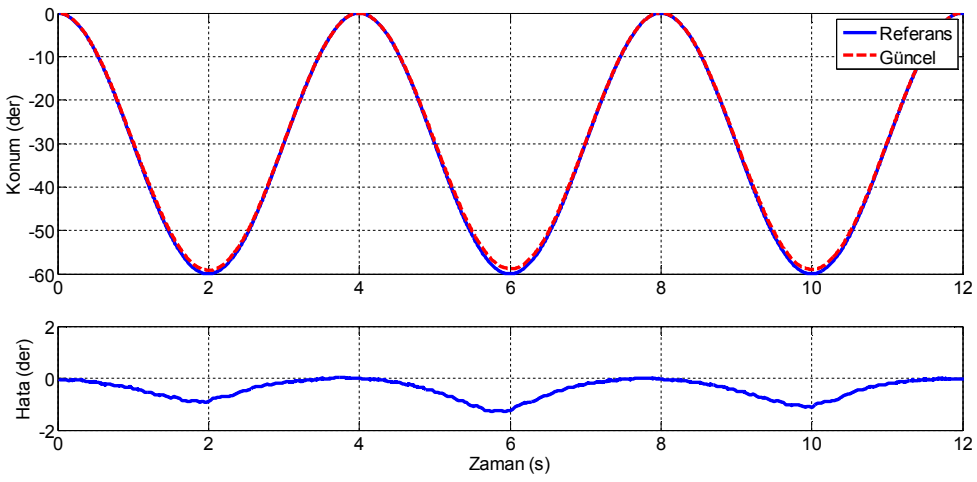
Şekil 6. 8 Pasif Egzersiz-Addüksiyon (Denek-B, EHA=40, Hız=2 s/tur)

Şekil 6.7 ve 6.8'de denek-B için abdüksiyon ve addüksiyon hareketlerine ilişkin pasif egzersiz sonuçları verilmiştir. Robot manipülatör ortalama ± 1 derecenin altında hata ile referans yörüngeyi takip etmektedir.

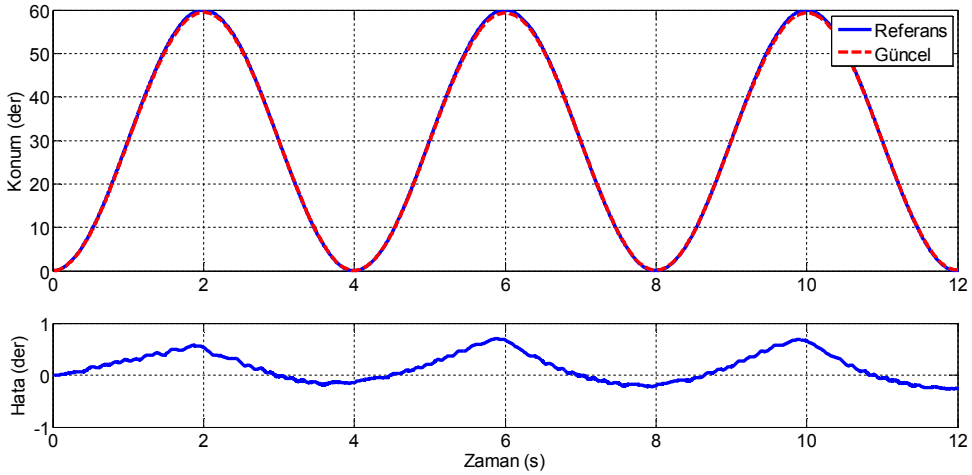
Çizelge 6. 4 Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları (Pasif Egzersiz)

Hareket Türü	Denek	EHA (der)	Hız (s/tur)	Tekrar Sayısı	Konum Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Abdüksiyon	A	20	2	10	1,094	±0,868	1,397
	B				1,136	±0,877	1,435
	C				1,158	±0,849	1,436
Addüksiyon	A	40			1,149	±1,095	1,587
	B				1,068	±0,908	1,402
	C				1,074	±0,891	1,395

Çizelge 6.4'te kontrol performansı tüm denekler için abdüksiyon 20 derece ve addüksiyon 40 derece EHA, 2 s/tur hız, 10 tekrar olacak şekilde abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %2'in altında kalmış , %RMS değeri ise 1,3 ile 1,6 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %1'in altında kalmıştır. Pasif egzersiz abdüksiyon-addüksiyon hareketi için robot manipülatör performansı çok yüksektir. Sistem başarılı bir şekilde pasif egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 6. 9 Pasif Egzersiz-Pronasyon (Denek-C, EHA=60, Hız=4 s/tur)



Şekil 6. 10 Pasif Egzersiz-Supinasyon (Denek-C, EHA=60, Hız=4 s/tur)

Şekil 6.9 ve 6.10'da denek-C için pronasyon ve supinasyon hareketlerine ilişkin pasif egzersiz sonuçları verilmiştir. Robot manipülatör ortalama ± 1 derecenin altında hata ile referans yörüngeyi takip etmektedir.

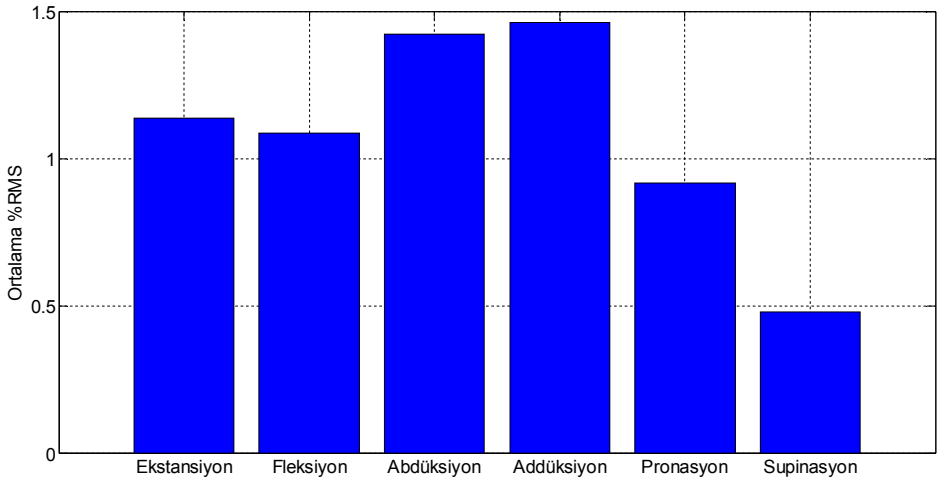
Çizelge 6. 5 Pronasyon-Supinasyon Sonuçları (Pasif Egzersiz)

Hareket Türü	**Denek**	**EHA (der)**	**Hız (s/tur)**	**Tekrar Sayısı**	**Konum Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Pronasyon	A	60	4	10	0,672	±0,443	0,805
	B				0,769	±0,541	0,940
	C				0,805	±0,603	1,006
Supinasyon	A				0,188	±0,346	0,394
	B				0,005	±0,445	0,445
	C				0,302	±0,511	0,594

Çizelge 6.5'te kontrol performansı tüm denekler için 60 derece EHA, 4 s/tur hız, 10 tekrar olacak şekilde pronasyon ve supinasyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %1'in altında kalmış , %RMS değeri ise 0,4 ile 1

arasında değişmiştir. Standart sapma ise %1'in altında kalmıştır. Pasif egzersiz pronasyon-supinasyon hareketi için robot manipülatör performansı çok yüksektir. Sistem başarılı bir şekilde pasif egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.

Pasif egzersiz sonunda deneklerin hareket türlerine göre performanslarını ölçmek amacıyla o hareket türlerine ait % RMS değerlerinin ortalamaları alınarak performans değerlendirmesi yapılmıştır. Deneyin başarı kriteri olarak % RMS değeri göz önüne alınmıştır. Buna göre deneylerin başarısının supinasyon, pronasyon, fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon ve addüksiyon hareketlerine göre sıralandığı gözlenmiştir (Şekil 6.11).

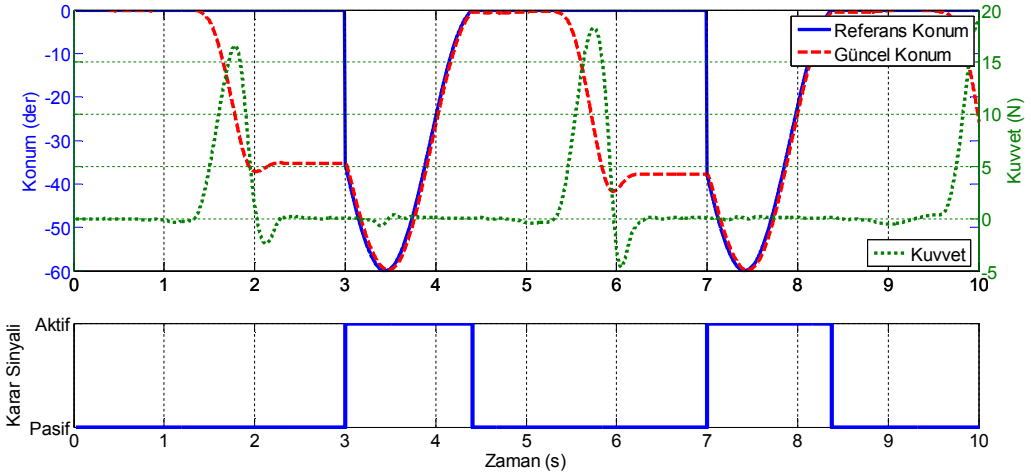


Şekil 6. 11 Pasif Egzersiz Performans Değerlendirmesi

6.3.2 Aktif Yardımlı Egzersiz

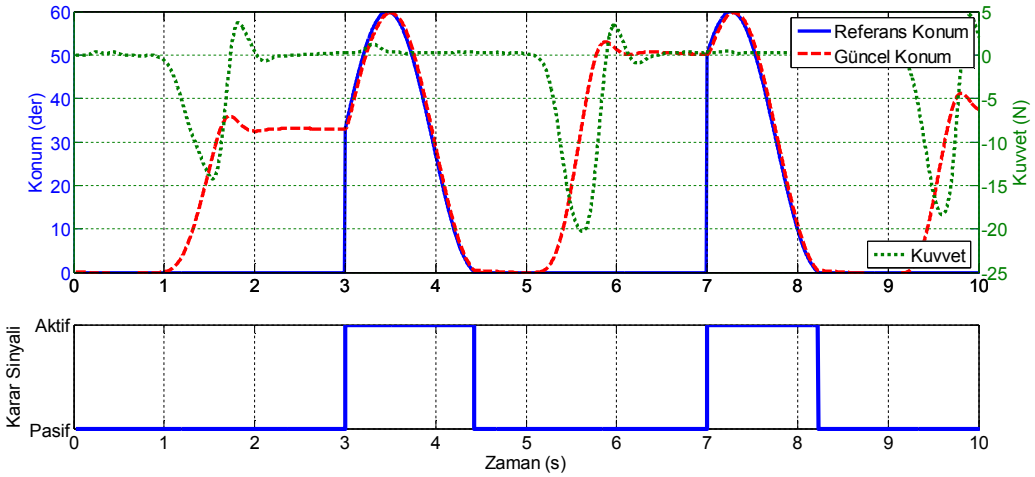
Bu egzersizde, denek, uzvunu hareket ettirmeye başlar ve hareketini devam ettiremediği anda robot manipülatör uzvu girilen referans konum boyunca hareket ettirerek deneğe egzersizi yaptırır.

Aktif yardımlı egzersiz için denekten robot manipülatörün tutamağını kavraması ve hareket ettirmesi istendi. Robot manipülatöre sinusoidal bir referans konum yörüngesi verildi. Hareket tipine göre deneysel sonuçları aşağıda grafiksel olarak verilmiştir ve kontrol performansları çizelgelerde sunulmuştur.



Şekil 6. 12 Aktif Yardımlı Egzersiz-Ekstansiyon (Denek-A, EHA=60 der, Hız=2 s/tur)

Şekil 6.12'de denek-A için ekstansiyon hareketine ilişkin aktif yardımlı egzersiz sonucu verilmiştir. Denek, kuvvet uygulayarak (1,5-2. ve 5,5-6,2. saniye) aralıklarında uzvunu hareket ettirmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (2. ve 7.s) karar sinyali aktif olmuş ve robot manipülatör karar sinyali aktifken referans yörüngeyi takip etmiştir.



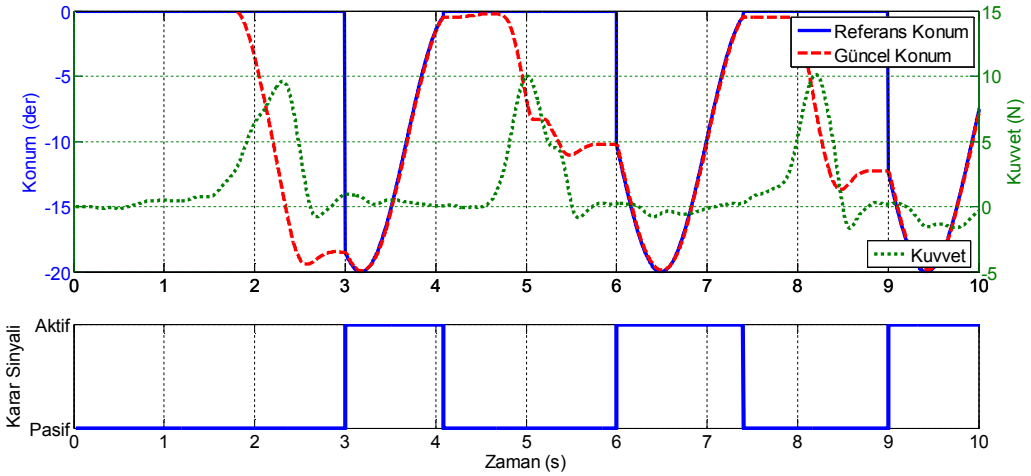
Şekil 6. 13 Aktif Yardımlı Egzersiz-Fleksiyon (Denek-A, EHA=60 der, Hız=2 s/tur)

Şekil 6.13'te denek-A için fleksiyon hareketine ilişkin aktif yardımlı egzersiz sonucu verilmiştir. Denek, kuvvet uygulayarak (1-2. ve 5,2-6,2.saniye) aralıklarında uzvunu hareket ettirmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3. ve 7.s) karar sinyali aktif olmuş ve robot manipülatör karar sinyali aktifken referans yörüngeyi takip etmiştir.

Çizelge 6. 6 Aktif Yardımlı Egzersiz Ekstansiyon-Fleksiyon Sonuçları

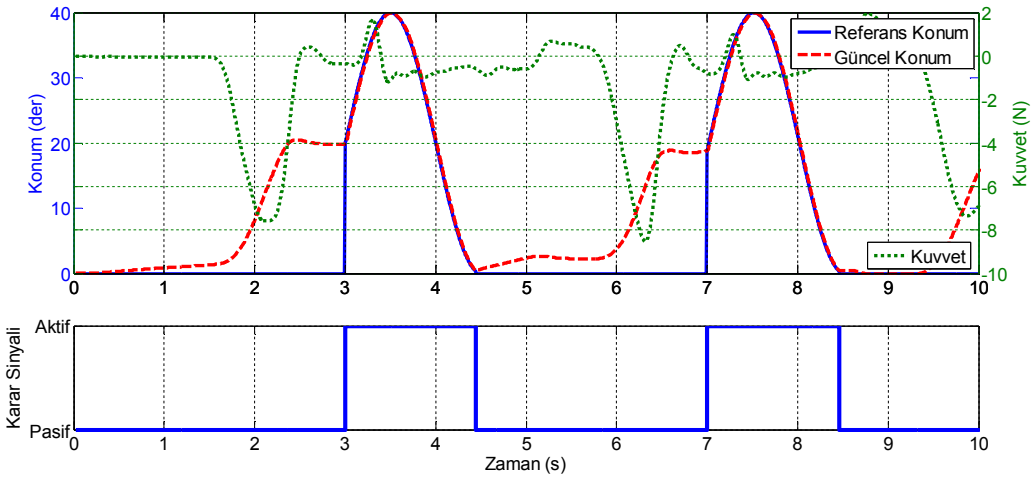
Hareket Türü	Denek	EHA (der)	Hız (s/tur)	Tekrar Sayısı	Konum Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Ekstansiyon	A	60	2	10	0,865	±2,583	2,724
	B				0,332	±2,801	2,820
	C				0,640	±2,951	3,020
Fleksiyon	A				0,782	±1,523	1,594
	B				0,544	±1,605	1,695
	C				0,483	±1,672	1,741

Çizelge 6.6'da kontrol performansı tüm denekler için 60 derece EHA, 2 s/tur hız, 10 tekrar olacak şekilde ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %1'in altında kalmış , %RMS değeri ise 1,5 ile 3 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %3'ün altında kalmıştır. Aktif yardımlı egzersiz ekstansiyon-fleksiyon hareketi için robot manipülatör performansı çok yüksektir. Sistem başarılı bir şekilde aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 6. 14 Aktif Yardımlı Egzersiz-Abdüksiyon (Denek-B, EHA=20 der, Hız=2 s/tur)

Şekil 6.14'te denek-B için abdüksiyon hareketine ilişkin aktif yardımlı egzersiz sonucu verilmiştir. Denek, kuvvet uygulayarak (1,6-3. ve 4,8-6.saniye) aralıklarında uzvunu hareket ettirmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3. ve 6.s) karar sinyali aktif olmuş ve robot manipülatör karar sinyali aktifken referans yörüngeyi takip etmiştir.



Şekil 6. 15 Aktif Yardımlı Egzersiz-Addüksiyon (Denek-B, EHA=40 der, Hız=2 s/tur)

Şekil 6.15'te denek-B için addüksiyon hareketine ilişkin aktif yardımlı egzersiz sonucu verilmiştir. Denek, kuvvet uygulayarak (1,5-2,7. ve 5,8-6,8.saniye) aralıklarında uzvunu hareket ettirmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3. ve 7.s) karar sinyali aktif olmuş ve robot manipülatör karar sinyali aktifken referans yörüngeyi takip etmiştir.

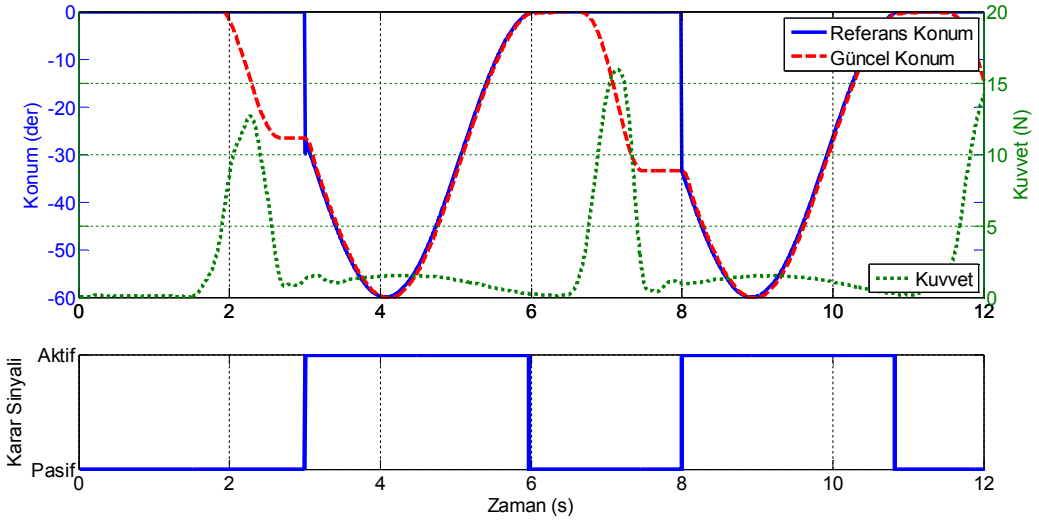
Çizelge 6. 7 Aktif Yardımlı Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları

Hareket Türü	**Denek**	**EHA (der)**	**Hız (s/tur)**	**Tekrar Sayısı**	**Konum Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Abdüksiyon	A	20	2	10	0,016	±0,370	0,370
	B				0,051	±0,308	0,312
	C				0,027	±0,278	0,280

Çizelge 6. 7 - devam

Hareket Türü	Denek	EHA (der)	Hız (s/tur)	Tekrar Sayısı	Konum Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Addüksiyon	A	40			0,229	±0,711	0,747
	B				0,162	±0,620	0,641
	C				0,171	±0,656	0,679

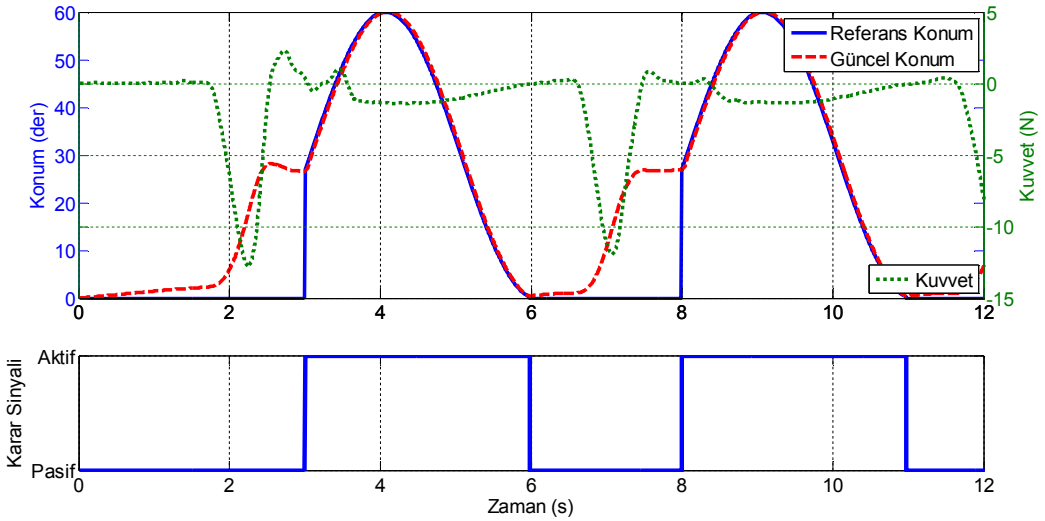
Çizelge 6.4'te kontrol performansı tüm denekler için abdüksiyon 20 derece ve addüksiyon 40 derece EHA, 2 s/tur hız, 10 tekrar olacak şekilde abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %1'in altında kalmış , %RMS değeri ise 0,3 ile 0,8 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %1'in altında kalmıştır. Aktif yardımlı egzersiz abdüksiyon-addüksiyon hareketi için robot manipülatör performansı çok yüksektir. Sistem başarılı bir şekilde aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 6. 16 Aktif Yardımlı Egzersiz-Pronasyon (Denek-C, EHA=60 der, Hız=4 s/tur)

Şekil 6.16'da denek-C için pronasyon hareketine ilişkin aktif yardımlı egzersiz sonucu verilmiştir. Denek, kuvvet uygulayarak (1,7-2,8. ve 6,5-7,5.saniye) aralıklarında uzvunu hareket ettirmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3. ve 8.s) karar

sinyali aktif olmuş ve robot manipülatör karar sinyali aktifken referans yörüngeyi takip etmiştir.



Şekil 6. 17 Aktif Yardımlı Egzersiz-Supinasyon (Denek-C, EHA=60 der, Hız=4 s/tur)

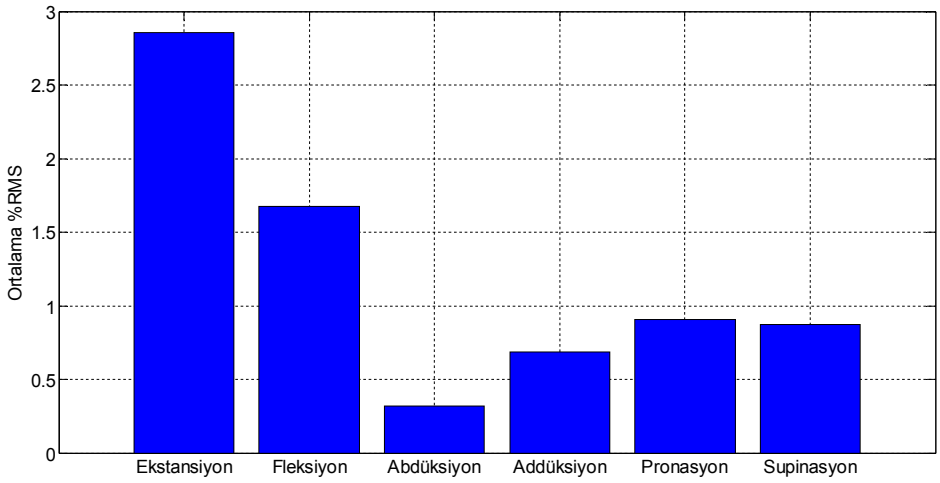
Şekil 6.16'da denek-C için supinasyon hareketine ilişkin aktif yardımlı egzersiz sonucu verilmiştir. Denek, kuvvet uygulayarak (1,8-3. ve 6,6-7,4.saniye) aralıklarında uzvunu hareket ettirmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3. ve 8.s) karar sinyali aktif olmuş ve robot manipülatör karar sinyali aktifken referans yörüngeyi takip etmiştir.

Çizelge 6. 8 Aktif Yardımlı Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları

Hareket Türü	**Denek**	**EHA (der)**	**Hız (s/tur)**	**Tekrar Sayısı**	**Konum Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Pronasyon	A	60	4	10	0,275	±0,847	0,891
	B				0,153	±0,897	0,910
	C				0,271	±0,875	0,916
Supinasyon	A				0,260	±0,881	0,919
	B				0,214	±0,826	0,854
	C				0,232	±0,819	0,851

Çizelge 6.5'te kontrol performansı tüm denekler için 60 derece EHA, 4 s/tur hız, 10 tekrar olacak şekilde pronasyon ve supinasyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %0,3'ün altında kalmış , %RMS değeri ise 0,8 ile 1 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %1'in altında kalmıştır. Aktif yardımlı egzersiz pronasyon-supinasyon hareketi için robot manipülatör performansı çok yüksektir. Sistem başarılı bir şekilde aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.

Aktif yardımlı egzersiz sonunda deneklerin hareket türlerine göre performanslarını ölçmek amacıyla o hareket türüne ait %RMS değerlerinin ortalamaları alınarak performans değerlendirmesi yapılmıştır. Deneyin başarı kriteri olarak %RMS değeri göz önüne alınmıştır. Buna göre deneylerin başarı sırasının abdüksiyon, addüksiyon, supinasyon, pronasyon, fleksiyon ve ekstansiyon, şeklinde sıralandığı gözlenmiştir (Şekil 6.18).



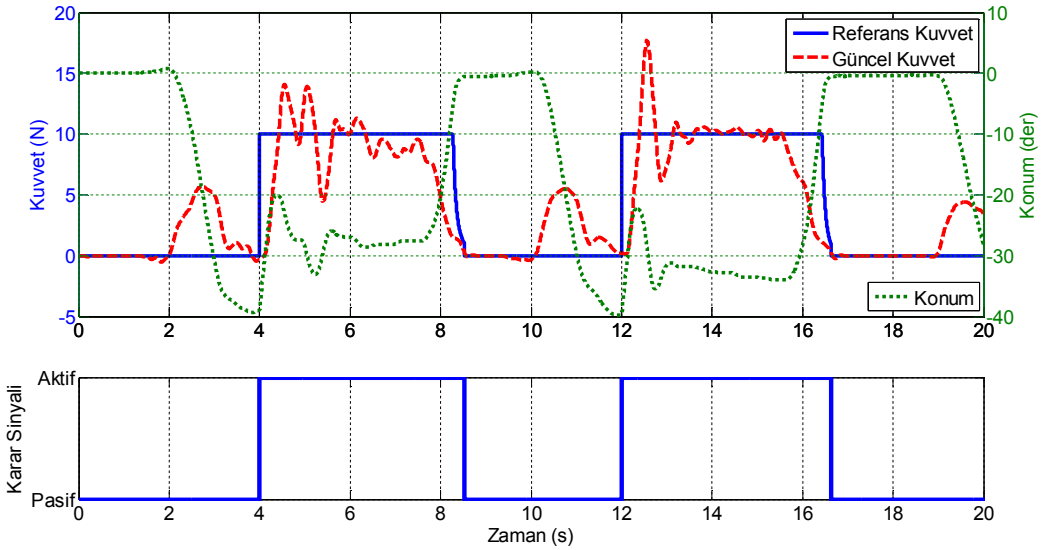
Şekil 6. 18 Aktif Yardımlı Egzersiz Performans Değerlendirmesi

6.3.3 İzometrik Egzersiz

Bu egzersizde, denek, uzvunu hareket ettirmeye başlar ve hareketi durduğu anda robot manipülatör uzva ters yönde kuvvet uygular ve denek bu kuvvete karşı koymaya çalışır.

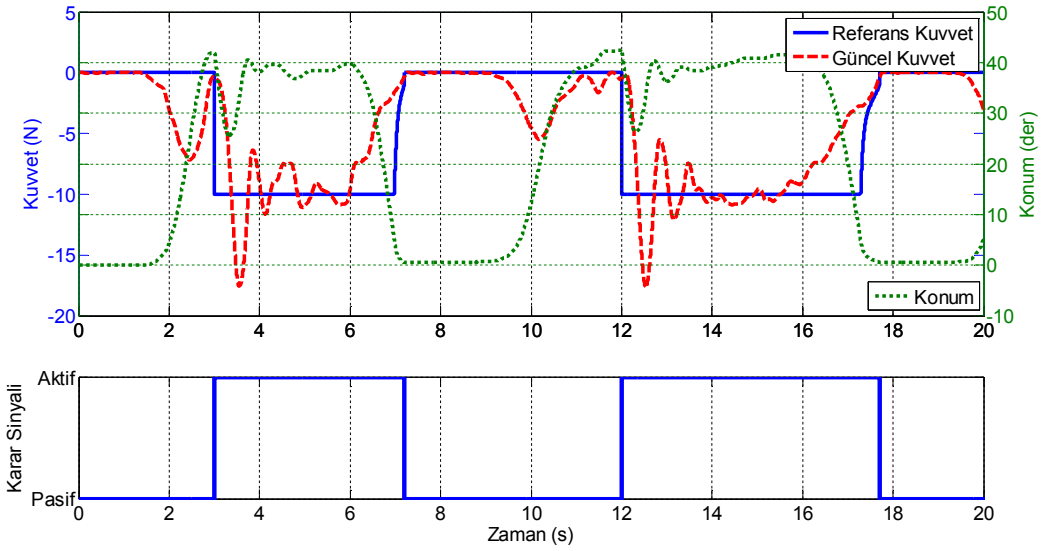
İzometrik egzersiz için denekten robot manipülatörün tutamağını kavraması ve hareket ettirmesi istendi. Robot manipülatöre adım bir referans kuvvet yörüngesi verildi.

Hareket tipine göre deneysel sonuçları aşağıda grafiksel olarak verilmiştir ve kontrol performansları çizelgelerde sunulmuştur.



Şekil 6. 19 İzometrik Egzersiz-Ekstansiyon (Denek-A, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.19'da denek-A için ekstansiyon hareketine ilişkin izometrik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (4. ve 12.s) karar sinyali aktif olmuştur. Robot manipülatör karar sinyali aktifken deneğe referans yörünge ile verilen büyüklükte kuvvet uygulamış ve denek bu kuvvet karşı koymaya çalışmıştır.



Şekil 6. 20 İzometrik Egzersiz-Fleksiyon (Denek-A, Kuvvet=10 N)

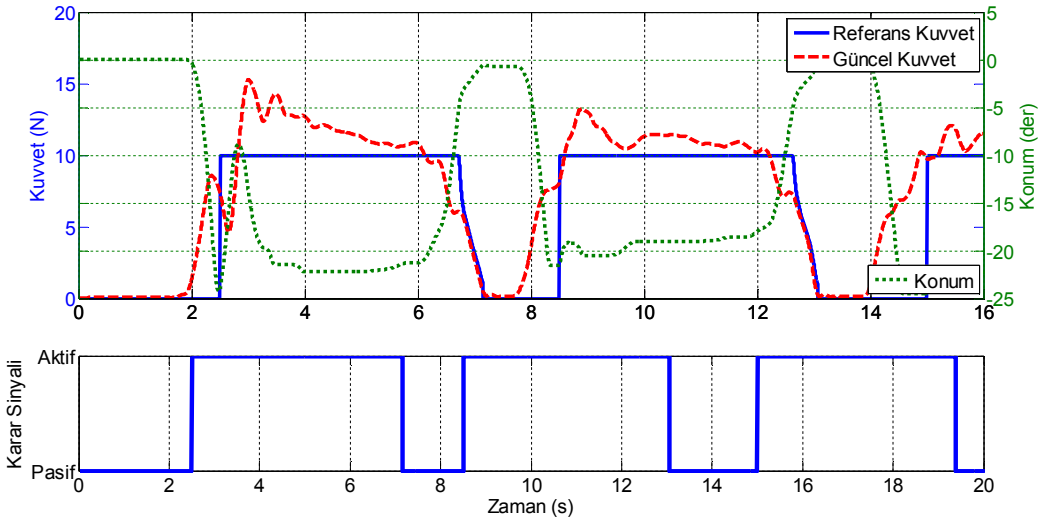
Şekil 6.19'da denek-A için fleksiyon hareketine ilişkin izometrik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3. ve 12.s) karar sinyali aktif

olmuştur. Robot manipülatör karar sinyali aktifken deneğe referans yörünge ile verilen büyüklükte kuvvet uygulamış ve denek bu kuvvete karşı koymaya çalışmıştır.

Çizelge 6. 9 İzometrik Egzersiz Ekstansiyon-Fleksiyon Sonuçları

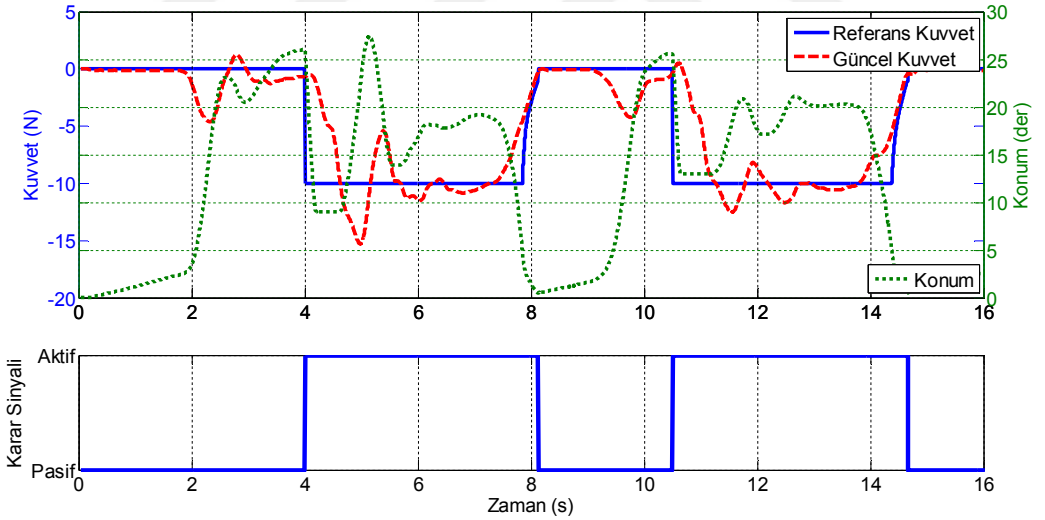
Hareket Türü	**Denek**	**Kuvvet (N)**	**Tekrar Sayısı**	**Ort. Üret. Kuvvet (N)**	**Kuvvet Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Ekstansiyon	A	10	10	9,660	0,275	±0,847	0,891
	B			9,638	0,153	±0,897	0,910
	C			9,480	0,271	±0,875	0,916
Fleksiyon	A			9,008	0,260	±0,881	0,919
	B			9,061	0,214	±0,826	0,854
	C			8,862	0,232	±0,819	0,851

Çizelge 6.9'da kontrol performansı tüm denekler için 10 N kuvvet, 10 tekrar olacak şekilde ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri için verilmiştir. İzometrik egzersizdeki ve bundan sonra verilecek olan izotonik ve izokinetik egzersizdeki performans değerleri deneğin bireysel performansını yansıtmakta olup, gerçek hastalar ile yapılacak test çalışmalarında **tedavi performans parametreleri** olarak kullanılabilir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %0,3'ün altında kalmış , %RMS değeri ise 0,8 ile 1 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %1'in altında kalmıştır. İzometrik egzersiz ekstansiyon-fleksiyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem başarılı bir şekilde izometrik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 6. 21 İzometrik Egzersiz-Abdüksiyon (Denek-B, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.21'de denek-B için abdüksiyon hareketine ilişkin izometrik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (2,2. ve 8,5.s) karar sinyali aktif olmuştur. Robot manipülatör karar sinyali aktifken deneğe referans yörünge ile verilen büyüklükte kuvvet uygulamış ve denek bu kuvvet karşı koymaya çalışmıştır.



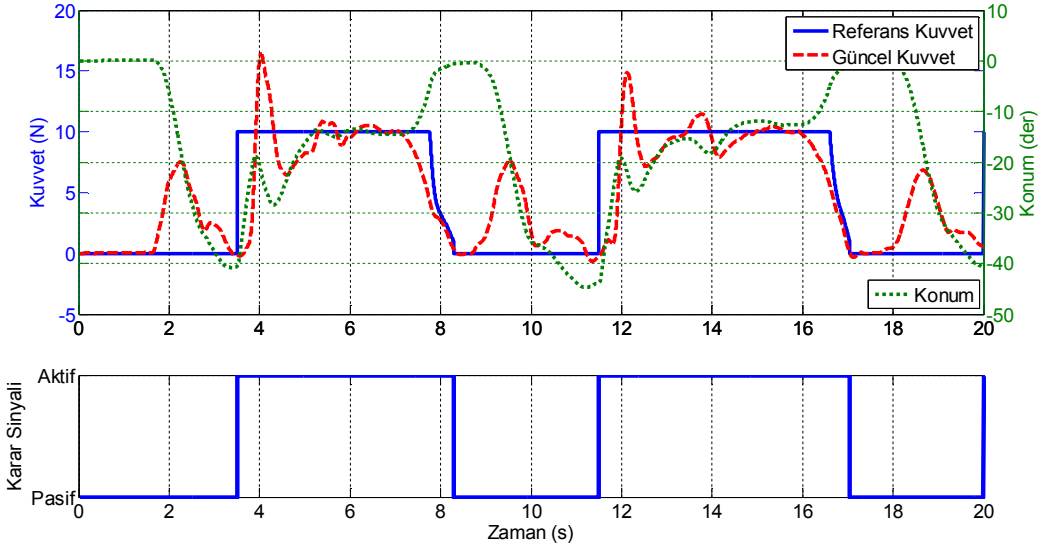
Şekil 6. 22 İzometrik Egzersiz-Addüksiyon (Denek-B, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.22'de denek-B için addüksiyon hareketine ilişkin izometrik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (4. ve 10,5.s) karar sinyali aktif olmuştur. Robot manipülatör karar sinyali aktifken deneğe referans yörünge ile verilen büyüklükte kuvvet uygulamış ve denek bu kuvvet karşı koymaya çalışmıştır.

Çizelge 6. 10 İzometrik Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları

Hareket Türü	Denek	Kuvvet (N)	Tekrar Sayısı	Ort. Üret. Kuvvet (N)	Kuvvet Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Abdüksiyon	A	10	10	10,854	12,632	±10,710	16,561
	B			10,499	10,212	±7,389	12,605
	C			10,834	13,604	±12,526	18,492
Addüksiyon	A			10,228	5,155	±12,771	13,772
	B			10,368	6,071	±19,583	20,502
	C			9,136	8,181	±19,627	21,263

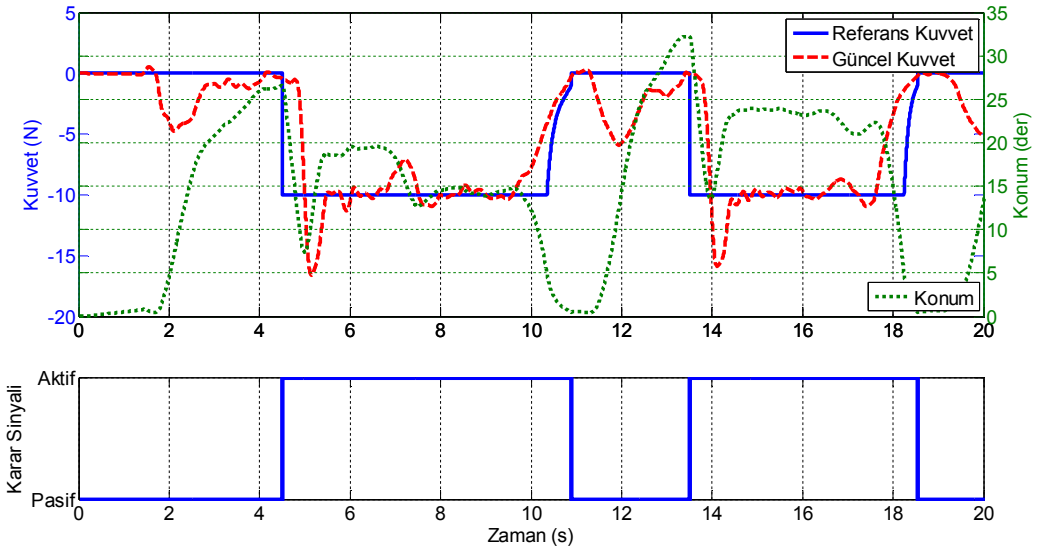
Çizelge 6.10'da kontrol performansı tüm denekler için 10 N kuvvet, 10 tekrar olacak şekilde abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %14'ün altında kalmış , %RMS değeri ise 13 ile 21,5 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %20'in altında kalmıştır. İzometrik egzersiz abdüksiyon-addüksiyon hareketi için denek performansı düşüktür.



Şekil 6. 23 İzometrik Egzersiz-Pronasyon (Denek-C, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.23'te denek-C için pronasyon hareketine ilişkin izometrik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3,5. ve 11,5.s) karar sinyali

aktif olmuştur. Robot manipülatör karar sinyali aktifken deneğe referans yörünge ile verilen büyüklükte kuvvet uygulamış ve denek bu kuvvet karşı koymaya çalışmıştır.



Şekil 6. 24 İzometrik Egzersiz-Supinasyon (Denek-C, Kuvvet=10 N)

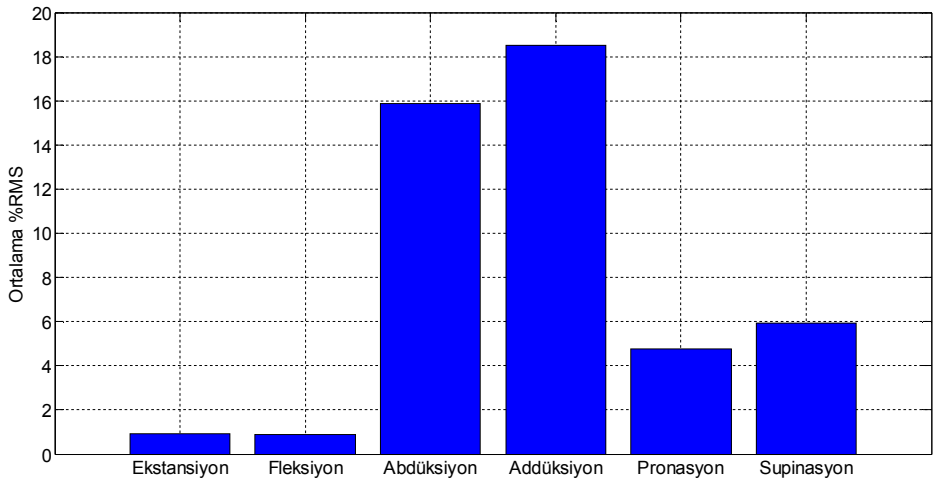
Şekil 6.24'te denek-C için supinasyon hareketine ilişkin izometrik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettiremediği anlarda (3,5. ve 13,5.s) karar sinyali aktif olmuştur. Robot manipülatör karar sinyali aktifken deneğe referans yörünge ile verilen büyüklükte kuvvet uygulamış ve denek bu kuvvet karşı koymaya çalışmıştır.

Çizelge 6. 11 İzometrik Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları

Hareket Türü	**Denek**	**Kuvvet (N)**	**Tekrar Sayısı**	**Ort. Üret. Kuvvet (N)**	**Kuvvet Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Pronasyon	A	10	10	9,675	0,258	±4,762	4,769
	B			9,879	0,329	±5,262	5,272
	C			9,837	0,325	±4,219	4,231
Supinasyon	A			9,866	0,972	±5,681	5,763
	B			9,451	1,106	±7,237	7,320
	C			9,327	1,070	±4,599	4,722

Çizelge 6.11'de kontrol performansı tüm denekler için 10 N kuvvet, 10 tekrar olacak şekilde pronasyon ve supinasyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %1,2'nin altında kalmış , %RMS değeri ise 4 ile 7,5 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %2'nin altında kalmıştır. İzometrik egzersiz pronasyon-supinasyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem çok yüksek performansla izometrik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.

İzometrik egzersiz sonunda deneklerin hareket türlerine göre performanslarını ölçmek amacıyla o hareket türlerine ait % RMS değerlerinin ortalamaları alınarak performans değerlendirmesi yapılmıştır (Şekil 6.25). Deneyin başarı kriteri olarak % RMS değerigöz önüne alınmıştır. Buna göre denek performanslarının sırasıyla ekstansiyon, fleksiyon, pronasyon, supinasyon, abdüksiyon ve addüksiyon hareket türlerine göre sıralandığı gözlenmiştir. Abdüksiyon ve addüksiyon hareket türlerinde denek performansları düşüktür. Bunun sebebi abdüksiyon-addüksiyon hareketini gerçekleştiren kasların diğer hareket türlerini gerçekleştiren kaslara oranla daha zayıf olmasıdır.

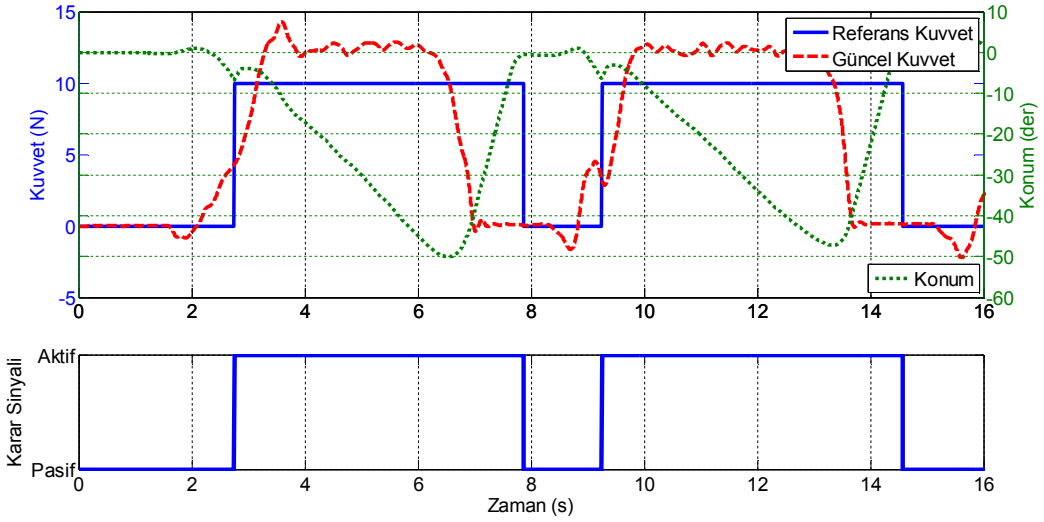


Şekil 6. 25 İzometrik Egzersiz Performans Değerlendirmesi

6.3.4 İzotonik Egzersiz

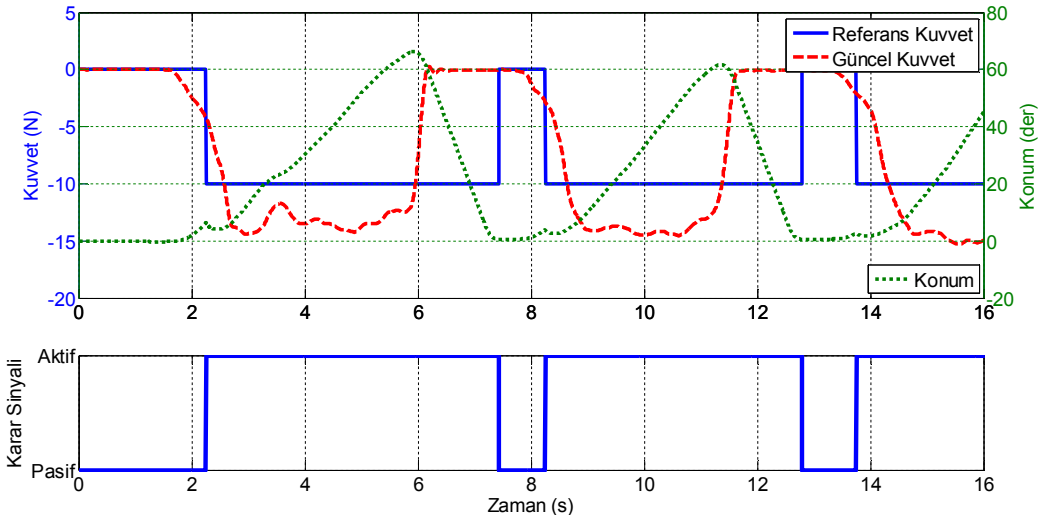
Bu egzersizde, denek, uzvunu hareket ettirmeye başlar ve hareketini devam ettirdiği sürece robot manipülatör uzva ters yönde kuvvet uygular ve denek bu kuvvete karşı koyarak kuvvete karşı iş yapmaya çalışır.

İzotonik egzersiz için denekten robot manipülatörün tutamağını kavraması ve hareket ettirmesi istendi. Robot manipülatöre adım bir referans kuvvet yörüngesi verildi. Hareket tipine göre deneysel sonuçları aşağıda grafiksel olarak verilmiştir ve kontrol performansları çizelgelerde sunulmuştur.



Şekil 6. 26 İzotonik Egzersiz-Ekstansiyon (Denek-A, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.26'da denek-A için ekstansiyon hareketine ilişkin izotonik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu kuvvetin yönüne ters yönde hareket ettirdiği ilk anlardan itibaren (2,8. ve 9,5.s) karar sinyali aktif olmuştur. Karar sinyalinin aktif olduğu ve kuvvet karşı hareket edildiği zaman aralıklarında (2,9-6,5.s ve 9,4-14,5.s) denek kuvvete karşı koyarak kuvvete karşı iş yapmıştır.



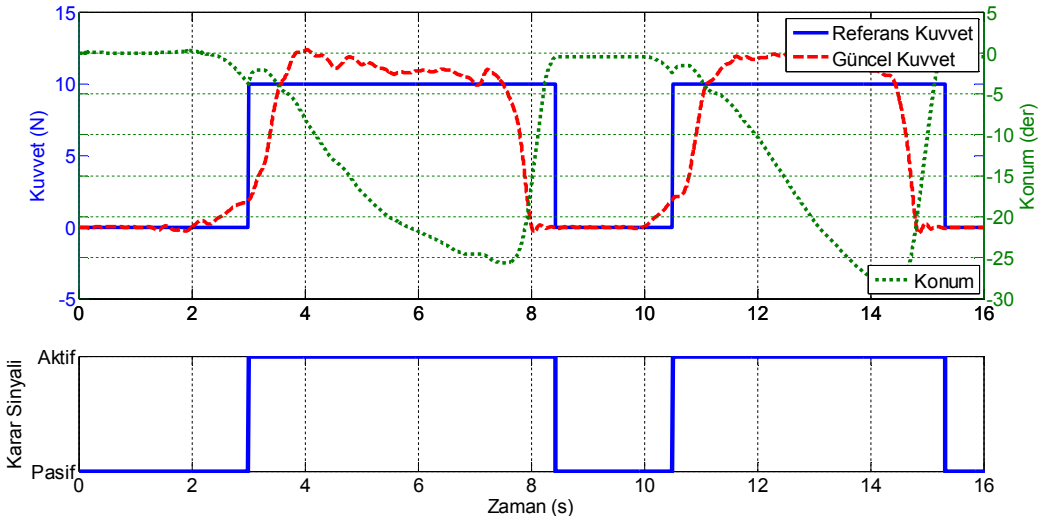
Şekil 6. 27 İzotonik Egzersiz-Fleksiyon (Denek-A, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.27'de denek-A için fleksiyon hareketine ilişkin izotonik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu kuvvetin yönüne ters yönde hareket ettirdiği ilk anlardan itibaren (2,2. ve 8,2.s) karar sinyali aktif olmuştur. Karar sinyalinin aktif olduğu ve kuvvete karşı hareket edildiği zaman aralıklarında (2,2-6.s ve 8,2-11,3.s) denek kuvvete karşı koyarak kuvvete karşı iş yapmıştır.

Çizelge 6. 12 İzotonik Egzersiz Ekstansiyon-Fleksiyon Sonuçları

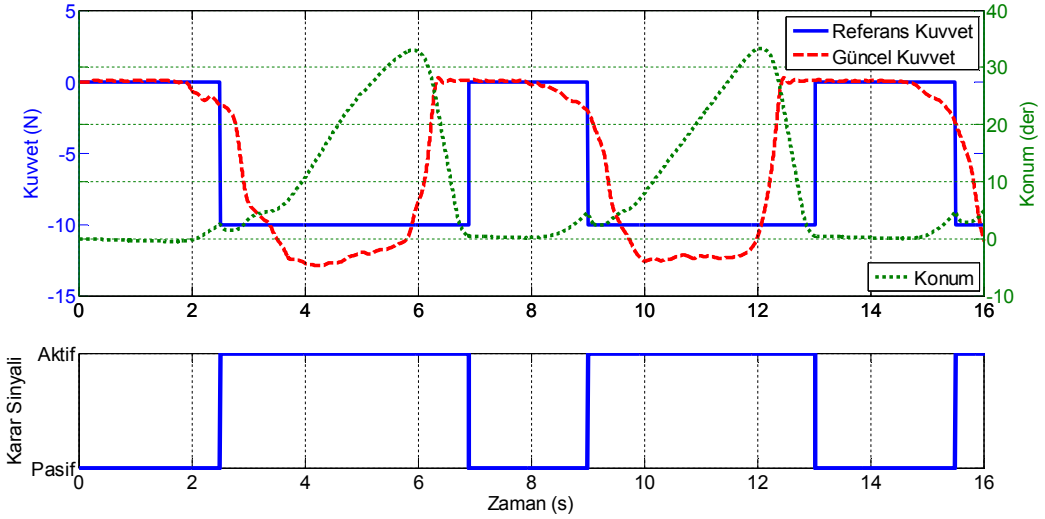
Hareket Türü	**Denek**	**Kuvvet (N)**	**Tekrar Sayısı**	**Ort. Üret. Kuvvet (N)**	**Kuvvet Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Ekstansiyon	A	10	10	11,468	14,688	15,984	21,708
	B			11,333	13,333	15,496	20,442
	C			11,670	16,709	18,757	25,120
Fleksiyon	A			11,893	18,941	24,176	30,712
	B			11,680	16,808	17,434	24,216
	C			11,506	15,062	18,482	23,842

Çizelge 6.12'de kontrol performansı tüm denekler için 10 N kuvvet, 10 tekrar olacak şekilde ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %13'ün üstünde , %RMS değeri ise 20 ile 31 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %15'in üstündedir. İzotonik egzersiz ekstansiyon-fleksiyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem yüksek performansla izotonik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 6. 28 İzotonik Egzersiz-Abdüksiyon (Denek-B, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.27'de denek-B için abdüksiyon hareketine ilişkin izotonik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu kuvvetin yönüne ters yönde hareket ettirdiği ilk anlardan itibaren (3. ve 10,5.s) karar sinyali aktif olmuştur. Karar sinyalinin aktif olduğu ve kuvvete karşı hareket edildiği zaman aralıklarında (3-6.s ve 10,5-15,3.s) denek kuvvet karşı koyarak kuvvete karşı iş yapmıştır.



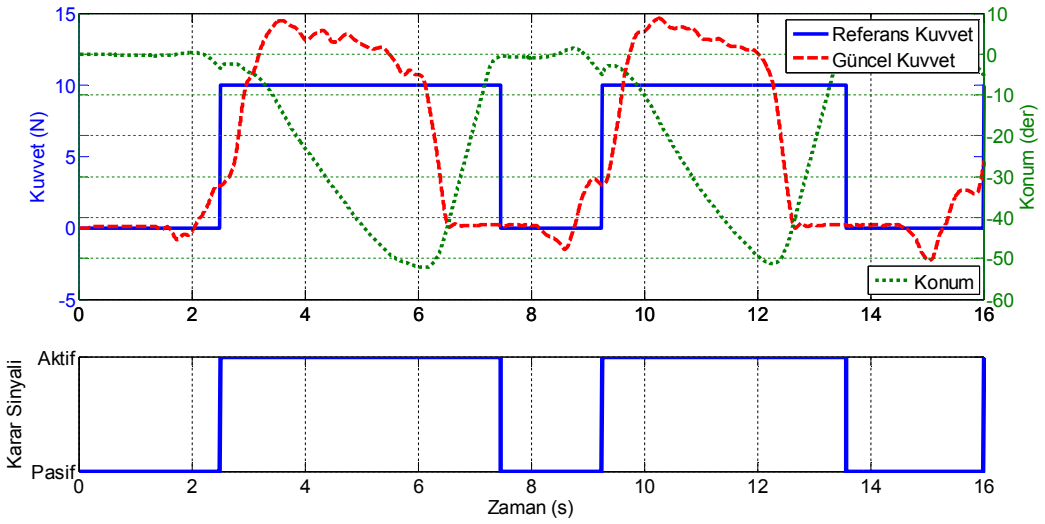
Şekil 6. 29 İzotonik Addüksiyon (Denek-B, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.28'de denek-B için addüksiyon hareketine ilişkin izotonik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu kuvvetin yönüne ters yönde hareket ettirdiği ilk anlardan itibaren (2,5. ve 9.s) karar sinyali aktif olmuştur. Karar sinyalinin aktif olduğu ve kuvvete karşı hareket edildiği zaman aralıklarında (2,5-6.s ve 9-12.s) denek kuvvet karşı koyarak kuvvete karşı iş yapmıştır.

Çizelge 6. 13 İzotonik Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları

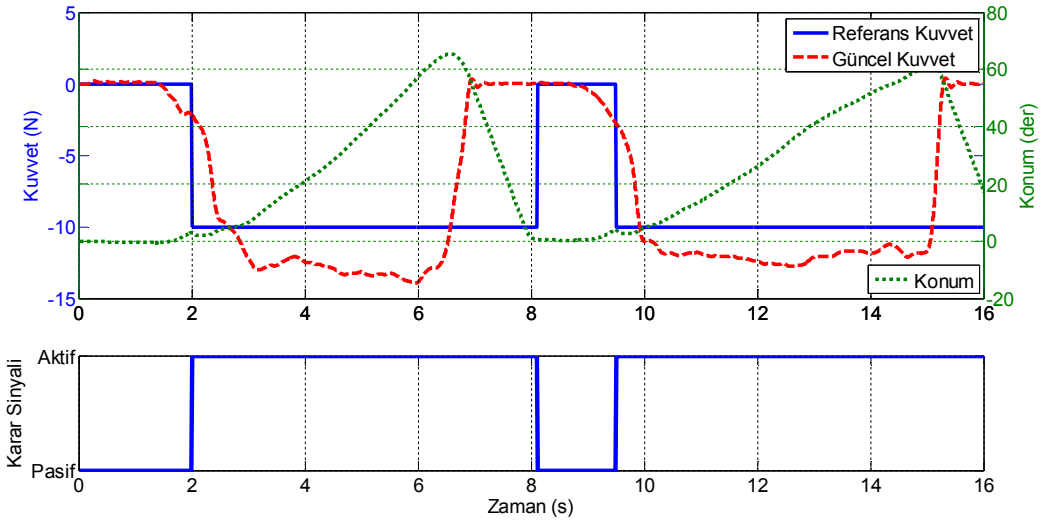
Hareket Türü	Denek	Kuvvet (N)	Tekrar Sayısı	Ort. Üret. Kuvvet (N)	Kuvvet Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Abdüksiyon	A	10	10	10,598	5,982	17,847	18,822
	B			10,744	7,446	16,995	18,555
	C			10,483	4,832	16,954	17,629
Addüksiyon	A			11,095	10,952	20,055	22,851
	B			11,605	16,053	24,060	28,923
	C			12,151	21,518	27,692	35,069

Çizelge 6.13'te kontrol performansı tüm denekler için 10 N kuvvet, 10 tekrar olacak şekilde abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %6'nın üstünde , %RMS değeri ise 17 ile 36 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %17'in üstündedir. İzotonik egzersiz abdüksiyon-addüksiyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem yüksek performansla izotonik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir



Şekil 6. 30 İzotonik Egzersiz-Pronasyon (Denek-C, Kuvvet=10 N)

Şekil 6.29’da denek-C için pronasyon hareketine ilişkin izotonik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu kuvvetin yönüne ters yönde hareket ettirdiği ilk anlardan itibaren (2,5. ve 9,2.s) karar sinyali aktif olmuştur. Karar sinyalinin aktif olduğu ve kuvvete karşı hareket edildiği zaman aralıklarında (2,5-6,2.s ve 9,2-12,3.s) denek kuvvet karşı koyarak kuvvete karşı iş yapmıştır.



Şekil 6. 31 İzotonik Egzersiz-Supinasyon (Denek-C, Kuvvet=10 N)

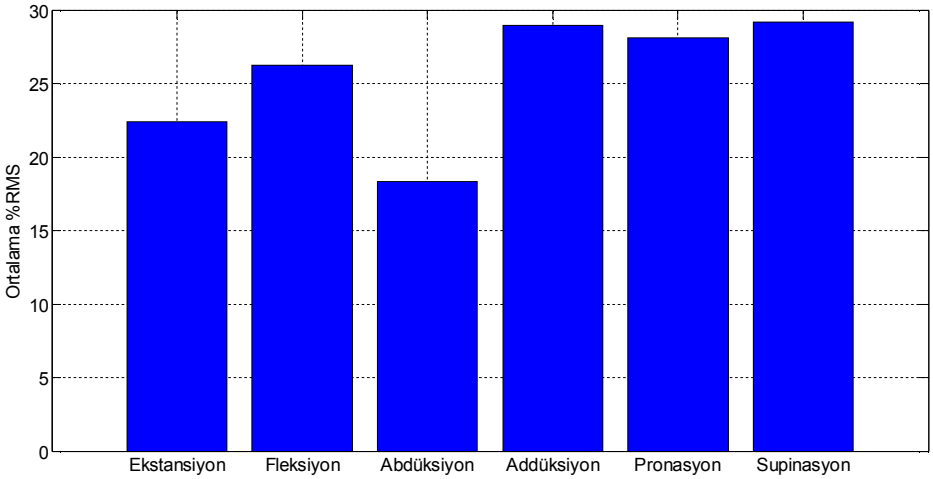
Şekil 6.29’da denek-C için supinasyon hareketine ilişkin izotonik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu kuvvetin yönüne ters yönde hareket ettirdiği ilk anlardan itibaren (2. ve 9,5.s) karar sinyali aktif olmuştur. Karar sinyalinin aktif olduğu ve kuvvete karşı hareket edildiği zaman aralıklarında (2-6,7.s ve 9,5-15.s) denek kuvvet karşı koyarak kuvvete karşı iş yapmıştır.

Çizelge 6. 14 İzotonik Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları

Hareket Türü	Denek	Kuvvet (N)	Tekrar Sayısı	Ort. Üret. Kuvvet (N)	Kuvvet Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Pronasyon	A	10	10	11,881	18,818	18,829	26,620
	B			11,822	18,226	21,722	28,355
	C			12,050	20,509	21,019	29,367
Supinasyon	A			11,910	19,103	19,190	27,077
	B			12,289	22,890	21,790	31,603
	C			11,955	19,557	21,307	28,921

Çizelge 6.14'te kontrol performansı tüm denekler için 10 N kuvvet, 10 tekrar olacak şekilde pronasyon ve supinasyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %18'nın üstünde , %RMS değeri ise 26 ile 32 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %18'in üstündedir. İzotonik egzersiz pronasyon-supinasyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem yüksek performansla izotonik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir

İzotonik egzersiz sonunda deneklerin hareket türlerine göre performanslarını ölçmek amacıyla o hareket türlerine ait % RMS değerlerinin ortalamaları alınarak performans değerlendirmesi yapılmıştır. Deneyin başarı kriteri olarak % RMS değeri göz önüne alınmıştır. Buna göre en başarılı deneylerin başarı sırasının supinasyon, addüksiyon, pronasyon, fleksiyon, ekstansiyon ve abdüksiyon şeklinde sıralandığı gözlenmiştir. (Şekil 6.32).

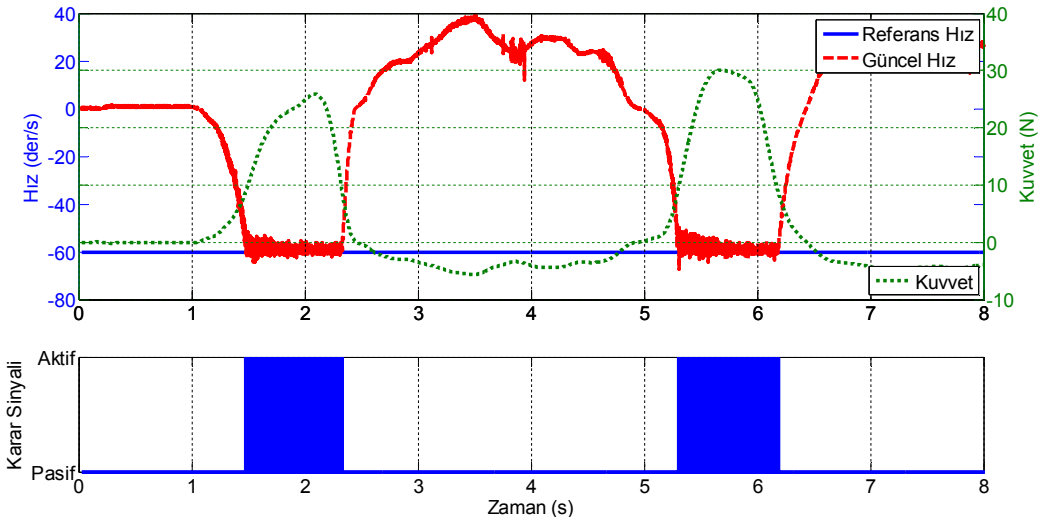


Şekil 6. 32 İzotonik Egzersiz Performans Değerlendirmesi

6.3.5 İzokinetik Egzersiz

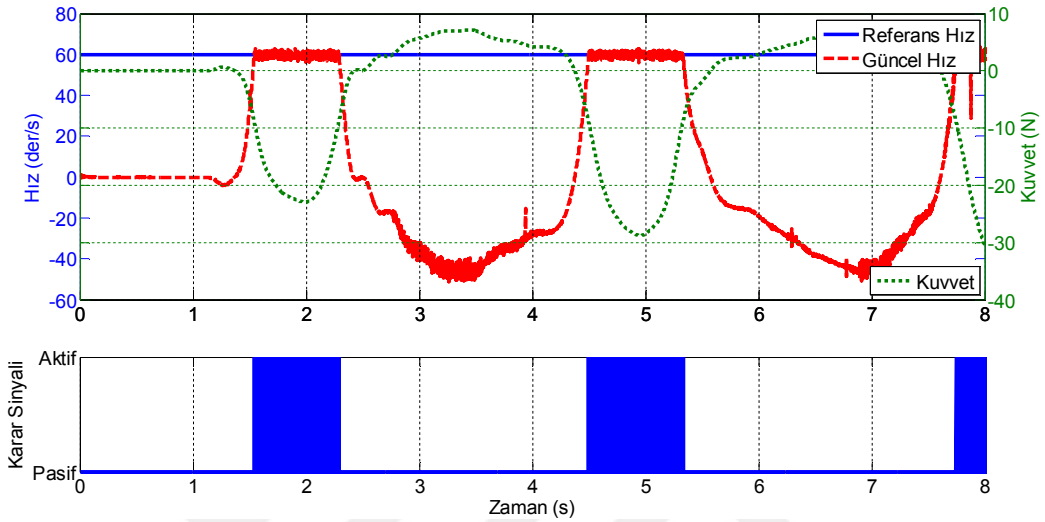
Bu egzersizde, robot manipülatör, hasta uzuv hızının girilen referans hız değerini geçmesine izin vermeyecek kadar bir tork değeri üreterek egzersizi yaptırır. Böylece kaslarda maksimum kas kasılması meydana gelir.

İzokinetik egzersiz için denekten robot manipülatörün tutamağını kavraması istendi. Robot manipülatöre adım bir referans hız yörüngesi verildi ve deneğin manipülatörü mümkün olan en hızlı şekilde hareket ettirmesi istendi. Hareket tipine göre deneysel sonuçlar aşağıda grafiksel olarak verilmiştir. Burada hız bilgisi konum bilgisinin türevi alınarak elde edilmektedir. Dolayısı ile hızın değişimi konum değişimini de yansıtmaktadır. Kontrol performansları çizelgelerde sunulmuştur.



Şekil 6. 33 İzokinetik Egzersiz-Ekstansiyon (Denek-A, Hız=60 der/s)

Şekil 6.33'te denek-A için ekstansiyon hareketine ilişkin izokinetik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin, uzvunu hareket ettirirken referans hızı geçtiği anlarda (1,5-2,4.s ve 5,3-6,2.s) robot manipülatör deneğe ters yönde tork uygulayarak referans hızı geçmesini önlemiş böylece referans hızı takip etmesi sağlanmıştır. Bu esnada hasta uzuv kuvvetinin arttığı ve en yüksek değerine ulaştığı görülmektedir.



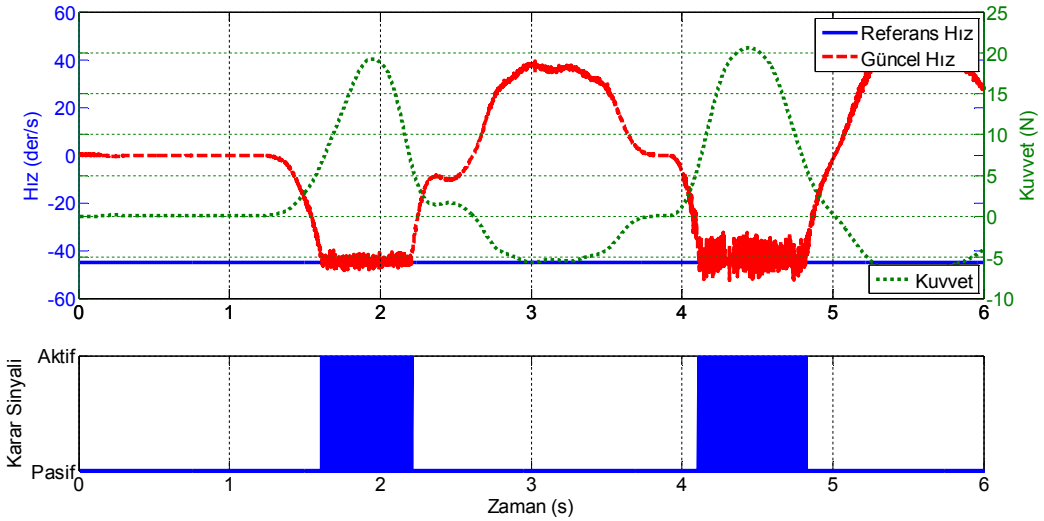
Şekil 6. 34 İzokinetik Egzersiz-Fleksiyon (Denek-A, Hız=60 der/s)

Şekil 6.34'te denek-A için fleksiyon hareketine ilişkin izokinetik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettirirken referans hızı geçtiği anlarda (1,5-2,4.s ve 4,5-5,4.s) robot manipülatör deneğe ters yönde tork uygulayarak referans hızı geçmesini önlemiş böylece referans hızı takip etmesi sağlanmıştır. Yine bu esnada kuvvet değerinin arttığı ve en yüksek değerine ulaştığı açık bir şekilde görülmektedir.

Çizelge 6. 15 İzokinetik Egzersiz Ekstansiyon-Fleksiyon Sonuçları

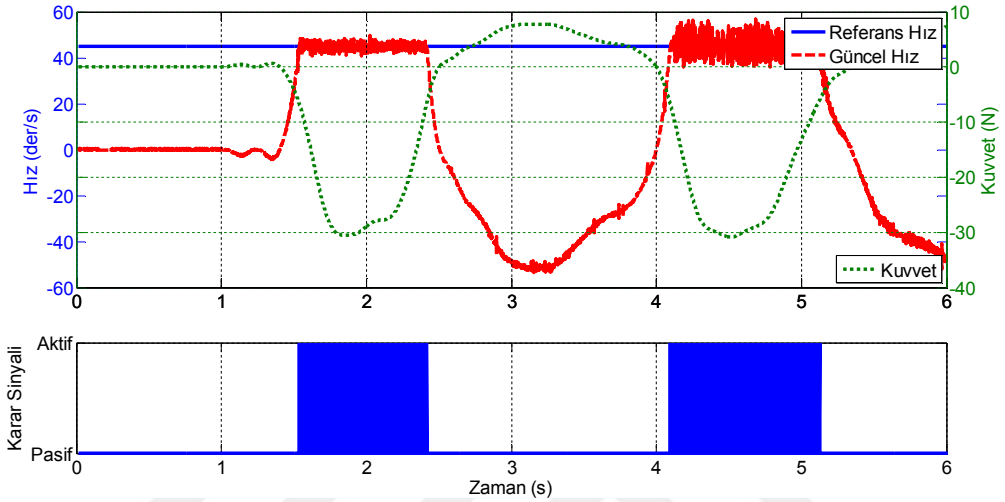
Hareket Türü	Denek	Hız (der/s)	Tekrar Sayısı	Ort. Üret. Hız (der/s)	Hız Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Ekstansiyon	A	60	10	60,632	1,054	1,465	1,805
	B			60,986	1,644	1,804	2,441
	C			60,911	1,519	2,192	2,667
Fleksiyon	A			61,331	2,219	2,324	3,213
	B			61,423	2,372	2,570	3,497
	C			61,210	2,016	2,157	2,953

Çizelge 6.15'te kontrol performansı tüm denekler için 60 der/s hız, 10 tekrar olacak şekilde ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %2,3'ün altındadır, %RMS değeri ise 1,8 ile 3,5 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %3'ün altındadır. İzokinetik egzersiz, ekstansiyon-fleksiyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem yüksek performansla izokinetik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 6. 35 İzokinetik Egzersiz-Abdüksiyon (Denek-B, Hız=45 der/s)

Şekil 6.34'te denek-B için abdüksiyon hareketine ilişkin izokinetik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettirirken referans hızı geçtiği anlarda (1,6-2,2.s ve 4,1-4,7.s) robot manipülatör deneğe ters yönde tork uygulayarak referans hızı geçmesini önlemiş böylece referans hızı takip etmesi sağlanmıştır. Uzuv kuvvet değeri denek referans hıza ulaşmaya çalışırken hızla artmakta ve en yüksek değerine ulaşmaktadır.



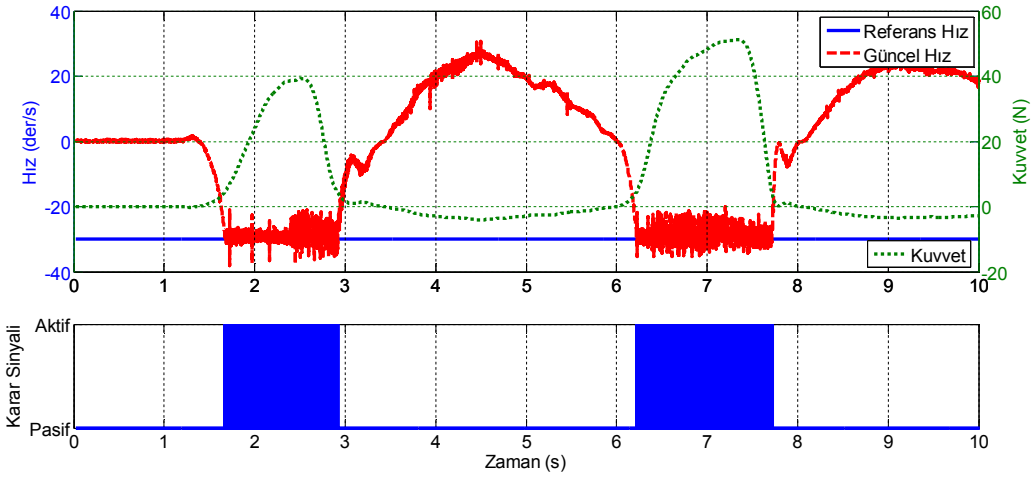
Şekil 6. 36 İzokinetik Egzersiz-Addüksiyon (Denek-B, Hız=45 der/s)

Şekil 6.34'te denek-B için addüksiyon hareketine ilişkin izokinetik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettirirken referans hızı geçtiği anlarda (1,6-2,4.s ve 4,1-5,2.s) robot manipülatör deneğe ters yönde tork uygulayarak referans hızı geçmesini önlemiş böylece referans hızı takip etmesi sağlanmıştır. Uzuv kuvvet değeri denek referans hıza ulaşmaya çalışırken hızla artmakta ve en yüksek değerine ulaşmaktadır.

Çizelge 6. 16 İzokinetik Egzersiz Abdüksiyon-Addüksiyon Sonuçları

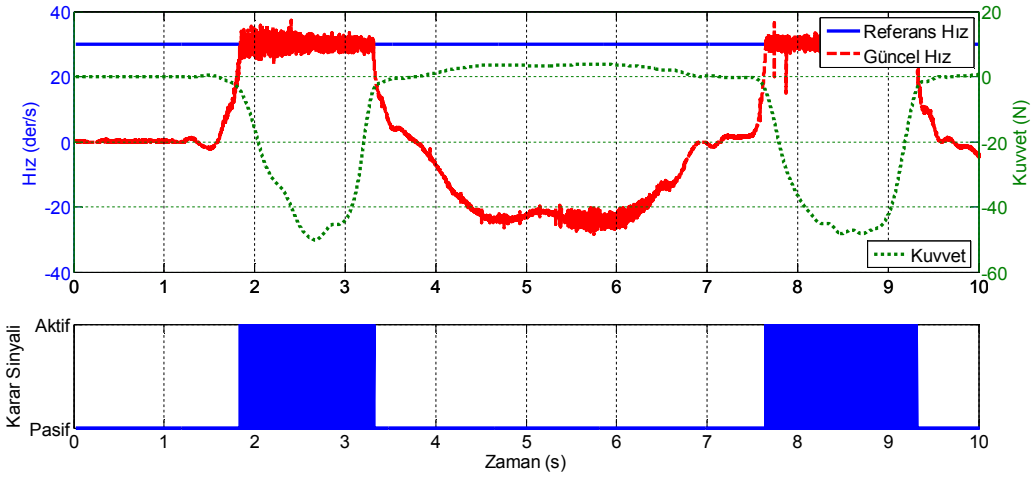
Hareket Türü	Denek	Hız (der/s)	Tekrar Sayısı	Ort. Üret. Hız (der/s)	Hız Takip Hatası		
					Mutlak Ort. (%)	Std. Sapma (%)	RMS (%)
Abdüksiyon	A	45	10	46,179	2,620	2,711	3,769
	B			46,389	3,087	3,088	4,366
	C			46,099	2,443	2,321	3,370
Addüksiyon	A			47,608	5,797	6,584	8,772
	B			47,060	4,578	4,807	6,638
	C			47,499	5,554	5,727	7,978

Çizelge 6.16'da kontrol performansı tüm denekler için 45 der/s hız, 10 tekrar olacak şekilde abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %6'nın altındadır , %RMS değeri ise 3 ile 8 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %7'nin altındadır. İzokinetik egzersiz abdüksiyon-addüksiyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem yüksek performansla izokinetik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir



Şekil 6. 37 İzokinetik Egzersiz-Pronasyon (Denek-C, Hız=30 der/s)

Şekil 6.37'de denek-C için pronasyon hareketine ilişkin izokinetik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettirirken referans hızı geçtiği anlarda (1,8-2,9.s ve 6,3-7,8.s) robot manipülatör deneğe ters yönde tork uygulayarak referans hızı geçmesini önlemiş böylece referans hızı takip etmesi sağlanmıştır.



Şekil 6. 38 İzokinetik Egzersiz-Supinasyon (Denek-C, Hız=30 der/s)

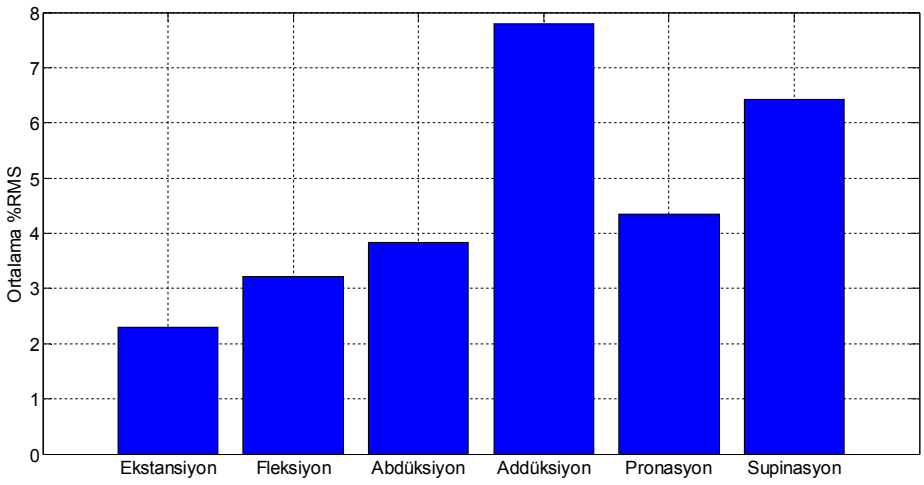
Şekil 6.37'de denek-C için supinasyon hareketine ilişkin izokinetik egzersiz sonucu verilmiştir. Deneğin uzvunu hareket ettirirken referans hızı geçtiği anlarda (1,8-3,4.s ve 7,6-9,4.s) robot manipülatör deneğe ters yönde tork uygulayarak referans hızı geçmesini önlemiş böylece referans hızı takip etmesi sağlanmıştır.

Çizelge 6. 17 İzokinetik Egzersiz Pronasyon-Supinasyon Sonuçları

Hareket Türü	**Denek**	**Hız (der/s)**	**Tekrar Sayısı**	**Ort. Üret. Hız (der/s)**	**Hız Takip Hatası**		
					Mutlak Ort. (%)	**Std. Sapma (%)**	**RMS (%)**
Pronasyon	A	30	10	30,899	2,997	3,202	4,386
	B			30,854	2,849	2,370	3,706
	C			31,050	3,501	3,479	4,935
Supinasyon	A			31,512	5,041	4,555	6,794
	B			31,581	5,272	4,853	7,165
	C			31,290	4,301	3,108	5,306

Çizelge 6.17'de kontrol performansı tüm denekler için 30 der/s hız, 10 tekrar olacak şekilde pronasyon ve supinasyon hareketleri için verilmiştir. Buna göre mutlak ortalama hata tüm denekler için %6'nın altındadır ve %RMS değeri ise 3,5 ile 8 arasında değişmiştir. Standart sapma ise %5'in altındadır. İzokinetik egzersiz pronasyon-supinasyon hareketi için deneklerin performansları yüksektir. Sistem yüksek performansla izokinetik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir

İzokinetik egzersiz sonunda deneklerin hareket türlerine göre performanslarını ölçmek amacıyla o hareket türlerine ait % RMS değerlerinin ortalamaları alınarak performans değerlendirmesi yapılmıştır. Deneyin başarı kriteri olarak % RMS değerinin 0 değerine yakınlığına bakılmıştır. Buna göre en başarılı deneylerin sırasıyla fleksiyon, abdüksiyon, pronasyon, supinasyon ve addüksiyon hareket türlerinde gerçekleştiği görülmektedir (Şekil 6.39). Burada abduksiyon ve addüksiyon hareketinden sorumlu kasların diğerlerine nazaran daha kuvvetsiz olduğu için ilgili harekette deneklerin performansı düşüktür.



Şekil 6. 39 İzokinetik Egzersiz Performans Değerlendirmesi

BÖLÜM 7

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması kapsamında bilek ve ön kol rehabilitasyonuna yönelik bir robotik sistemin tasarımı, üretimi ve kontrolü gerçekleştirilmiştir. 3 serbestlik dereceli, bilek için abdüksiyon-addüksiyon, fleksiyon-ekstansiyon ve ön kol için supinasyon-pronasyon yapabilen, pasif, aktif yardımlı, izometrik, izotonik ve izokinetik türündeki terapatik egzersizleri gerçekleştirebilen bir robot manipülatör tasarlanmış ve üretilmiştir. Sistemin kontrolü için bir insan-makine arayüzü geliştirilmiştir. Robot manipülatörün kuvvet ve konum kontrolü için hibrid empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır. Terapatik egzersizler hibrid empedans kontrol metodu ile modellenmiş ve gerçekleştirilmiştir. Sistem performansı sağlıklı denekler ile yapılan deneysel çalışmalar ile gösterilmiştir. Deneysel sonuçlar robot manipülatörün son derece yüksek kontrol performansı ile terapatik egzersizleri gerçekleştirebildiğini kanıtlamıştır.

Bu tez çalışmasının literatüre katkısı, üst uzuv rehabilitasyonuna yönelik özgün bir robotik mekanizmanın tasarlanmış ve üretilmiş olması ve hibrid empedans kontrol yöntemi kullanılarak terapatik egzersizlerin modellendiği ve gerçekleştirildiği ilk çalışma olmasıdır.

Bu çalışmanın devamı olarak sibernetik bir rehabilitasyon destek sisteminin ünitesi olmak üzere [37], gerçek hastalar üzerinde test edilecektir. Bunun yanısıra sisteme EMG cihazı entegre edilerek biyolojik geri besleme alınacak ve kas aktivasyonu değerlendirmeli kontrol uygulanarak sisteme katkısı araştırılacaktır.

KAYNAKLAR

[1] Akdemir, N. ve Akkuş, Y., (2006). "Rehabilitasyon ve Hemşirelik (Derleme)", Hemşirelik Yüksekokulu Dergisi, 82-91.

[2] T.C. Sosyal Güvenlik Kurumu, 2010 Yılı Sağlık Uygulama Tebliği, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Tanı Listesi, EK-9/A, 2010.

[3] Krebs, H. I., (2006). "An overview of rehabilitation robotic technologies. In: American Spinal", Injury Association Symposium.

[4] Akdoğan, E., (2007). Rehabilitasyon Amaçlı Bir Robot Kolunun Kuvvet ve Konumunun Zeki Kontrolü, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

[5] Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen M. L. ve Volpe, B. T., (1998). "Robot-Aided Neurorehabilitation", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 6(1): 75–87.

[6] Lum, P. S., Burgar, C. G., Van Der Loos, M., Shor, P. C. ve Majmundar, M., (2005). "The MIME robotic system for upper-limb neuro-rehabilitation: results from a clinical trial in subacute stroke", Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 28 - July 1, 2005, Chicago, IL, USA, 511-514.

[7] Khan, L. E., Averbuch, M., Rymer, W. Z. ve Reinkensmeyer, D. J., (2001). "Comparison of Robot-Assisted Reaching to Free Reaching in Promoting Recovery From Chronic Stroke", In Integration of Assistive Technology in the Information Age, Proceedings 7th International Conference on Rehabilitation Robotics.

[8] Toth, A., Fazekas, G., Arz, G., Jurak, M. ve Horvath, M. , (2005). "Passive Robotic Movement Therapy of the Spastic Hemiparetic Arm with Reharob: Report of the First Clinical Test and the Follow-up System Improvement", Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 28 - July 1, 2005, Chicago, IL, USA, 127-130.

[9] Loureiro, R. ve Amirabdollahian, F., Topping, M., Driessen, B. ve Harwin, W., (2003). "Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy-GENTLE/s Approach", Autonomous Robots 15, 35–51.

[10] Nef, T. ve Riener, R., (2005). “ARMin – Design of a novel arm rehabilitation robot”, Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 28 - July 1, 2005, Chicago, IL, USA, 57-60.

[11] Schmidt, H., Hesse, S., Werner, C. ve Bardeleben, A., (2004). “Upper and lower extremity robotic devices to promote motor recovery after stroke – recent developments”, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, September 1-5, 2004, San Francisco, USA, 4825-4828.

[12] Sukal, T. M., Ellis, M. D., ve Dewald, J. P. A., (2005). “Dynamic Characterization of Upper Limb Discoordination Following Hemiparetic Stroke”, Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 28 - July 1, 2005, Chicago, IL, USA, 519-521.

[13] Sanchez, R. J., Wolbrecht, E., Smith, R., Liu, J., Rao, S., Cramer, S., Rahman, T., Bobrow, J. E., Reinkensmeyer, D. J., (2005). “A Pneumatic Robot for Re-Training Arm Movement after Stroke: Rationale and Mechanical Design”, Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 28 - July 1, 2005, Chicago, IL, USA, 500–504.

[14] Deneve, A., Moughamir, S., Afilal, L. ve Zaytoon, J., (2008). “Control system design of a 3-DOF upper limbs rehabilitation robot”, Computer Methods and Programs in Biomedicine 89, 202-214.

[15] Oblak, J., Cikajlo, I. ve Matjacic, Z., (2009). “A universal haptic device for arm and wrist rehabilitation”, 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, June 23-26, 436-441.

[16] Moubarak, S., Pham, M. T., Pajdla, T. ve Redarce, T., (2009) “Design and Modeling of an Upper Extremity Exoskeleton”, 11th International Congress of the IUPESM, Münich, Germany, 476-479.

[17] Lewis, G. N. ve Perreault, E. J., (2009). “An Assessment of Robot-Assisted BİMAnual Movements on Upper Limb Motor Coordination Following Stroke”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, December 2009, 17(6): 595-604.

[18] Kikuchi, T., Ozawa, T., Akai, H. ve Furusho, J., (2009). “Hybrid-PLEMO, Rehabilitation System for Upper limbs with Active-Passive Force Feedback, and Its Application for Facilitation Techniques”, 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, June 23-26, 781-786.

[19] Culmer, P. R., Jackson, A. E., Makower, S., Richardson, R., Cozens, J. A., Levesley, M. C. ve Bhakta, B. B., (2010). “A Control Strategy for Upper Limb Robotic Rehabilitation With a Dual Robot System”, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, August 2010, 15(4): 575-585.

[20] Kiguchi, K., Kose, Y. ve Hayashi, Y., (2010). “An Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot With Task-Oriented Perception-Assist”, Proceedings of the 2010 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, Japan, September 26-29, 2010, 88-93.

[21] Colizzi, L., Laneve, L., Savino, N., Martini, A., Potenza, A., Cirillo, P., Pignolo, L. ve Dolce, G., (2010). “Aramis A virtua-mechatronic approach for neuro-rehabilitation purposes”.

[22] Stienen, A. H. A., McPherson, J. G., Schouten, A. C. ve Dewald, J. P. A., (2011). “The ACT-4D: A Novel Rehabilitation Robot for the Quantification of Upper Limb Motor Impairments Following Brain Injury”, 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29 - July 1, 2011.

[23] Morales, R., Badesa, F. J., Garcia, N., Sabater, J. M., Perez, C. ve Azorin, J. M., (2011). “Pneumatic robotic device for early delivering of rehabilitation therapy”, 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, Massachusetts, USA, August 30 - September 3, 2011, 7258-7261.

[24] Kiguchi, K. ve Hayashi, Y., (2012). “An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot”, IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics-Part B: Cybernetics, August 2012, 42(4): 1064-1071.

[25] Mao, Y. ve Agrawal, S. K., (2012). “Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation”, IEEE Transactions on Robotics, August 2012, 28(4): 922-931.

[26] Hsu, L. C., Wang, W. W., Lee, G. D., Liao, Y. W., Fu, L. C. ve Lai, J. S., (2012). “A Gravity Compensation-Based Upper Limb Rehabilitation Robot”, 2012 American Control Conference, Montréal, Canada June 27-June 29, 2012, 4819-4824

[27] Frisoli, A., Loconsole, C., Leonardis, D., Bann`o, F., Barsotti, M., Chisari, C. ve Bergamasco, M., (2012). “A New Gaze-BCI-Driven Control of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation in Real-World Tasks”, IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics-Part C: Applications and Reviews, August 2012, 42(6): 1169-1179.

[28] Ren, Y., Kang, S. H., Park, H. S., Wu, Y. N. ve Zhang, L. Q., (2013). “Developing a Multi-Joint Upper Limb Exoskeleton Robot for Diagnosis, Therapy, and Outcome Evaluation in Neurorehabilitation”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, May 2013, 21(3): 490-498.

[29] Kim, H., Miller, L. M., Fedulow, I., Simkins, M., Abrams, G. M., Byl, N. and Rosen, J., (2013). “Kinematic Data Analysis for Post-Stroke Patients Following Bilateral Versus Unilateral Rehabilitation With an Upper Limb Wearable Robotic System”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, May 2013, 21(2): 153-164.

[30] Wei, W., Guo, S., Zhang, W., Guo, J. ve Wang Y., (2013). “A Novel VR-based Upper Limb Rehabilitation Robot System”, Proceedings of 2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering, May 25 - 28, Beijing, China, 302-306.

[31] Wang, J. ve Li, Y., (2010). “Massaging Human Feet by a Redundant Manipulator Equipped with a Tactile Sensor”, 2010 IEEE/ASME International

Conference on Advanced Intelligent Mechatronics Montréal, Canada, July 6-9, 2010, 7-12.

[32] Talasaz, A., Patel, R. V. ve Naish, M. D., (2010). "Haptics-enabled Teleoperation for Robot-assisted Tumor Localization", 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation Anchorage Convention District May 3-8, 2010, Anchorage, Alaska, USA, 5340-5345.

[33] Wang, J. ve Li, Y., (2010). "Hybrid Impedance Control of a 3-DOF Robotic Arm Used for Rehabilitation Treatment", 6th annual IEEE Conference on Automation Science and Engineering Marriott Eaton Centre Hotel Toronto, Ontario, Canada, August 21-24, 2010, 768-773.

[34] Hamill, J. ve Knutzen, K. M., (2009). Biomechanical Basis of Human Movement with Motion Analysis Software, Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

[35] Reese, N. B. ve Bandy, W. D., (2010). Joint Range of Motion and Muscle Length Testing, Second Edition, Saunders Elsevier, Missouri.

[36] Kisner, C. ve Colby, L. A., (2007). Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques, 5th Edition, F. A. Davis Co., Philadelphia.

[37] Akdoğan, E., (2012). 111M603 nolu Sibernetik Rehabilitasyon Sistemi, Proje Önerisi Dökümanı, 3501 Ulusal Genç Araştırmacı Kariyer Geliştirme Programı, TÜBİTAK.

[38] Anderson, R. J. ve Spong, M. W., (1998). "Hybrid Impedance Control of Robotic Manipulators", IEEE Journal of Robotics and Automation, October 1988, 4(5): 549-556.

[39] Wang, J. ve Li, Y., (2010). "Surface-tracking of a 5-DOF Manipulator Equipped with Tactile Sensors, 2010 11th International Conference Control, Automation, Robotics and Vision, Singapore, 7-10 December, 2010, 2448-2453.

SİSTEM ELEMANLARI KATALOG BİLGİLERİ

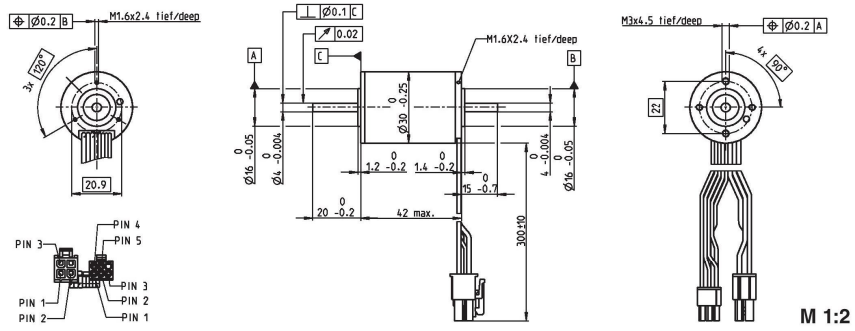
Bu bölümde sistemde kullanılan motorlar, redüktörler, enkoderler, motor sürücüler ve kuvvet sensörünün katalog bilgileri modelleri ve model numaraları ile verilmiştir.

A-1 Motorlar

1. Maxon EC-max 30 (272768)

maxon EC-max

EC-max 30 ∅30 mm, brushless, 40 Watt

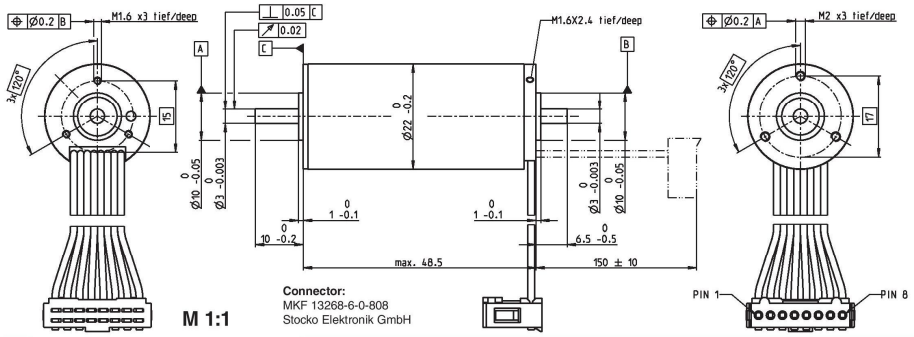


Stock program
Standard program
Special program (on request)

Motor Data		Order Number 272766	272768	272769	272770
Values at nominal voltage					
1 Nominal voltage	V	12	24	36	48
2 No load speed	rpm	8680	9250	9150	9250
3 No load current	mA	223	123	80.5	61.4
4 Nominal speed	rpm	6660	7230	7100	7210
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	34.3	33.6	33.3	33.4
6 Nominal current (max. continuous current)	A	2.83	1.48	0.968	0.737
7 Stall torque	mNm	153	160	154	157
8 Starting current	A	11.8	6.57	4.18	3.24
9 Max. efficiency	%	75	75	75	75
Characteristics					
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	1.01	3.65	8.61	14.8
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.088	0.31	0.713	1.24
12 Torque constant	mNm / A	12.9	24.3	36.8	48.6
13 Speed constant	rpm / V	738	393	259	197
14 Speed / torque gradient	rpm / mNm	57.8	59.1	60.6	59.9
15 Mechanical time constant	ms	6.66	6.81	6.98	6.9
16 Rotor inertia	gcm²	11	11	11	11

2. Maxon EC-max 22 (283858)

***EC*-max 22** ∅22 mm, brushless, 25 Watt



Stock program
Standard program
Special program (on request)

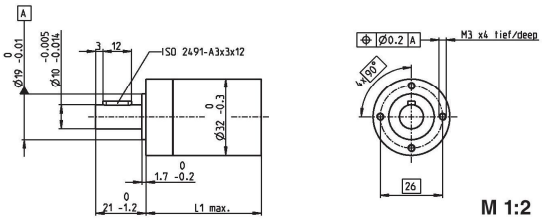
Order Number	283856	283857	283858	283859	283860
Motor Data					
Values at nominal voltage					
1 Nominal voltage V	12.0	18.0	24.0	36.0	48.0
2 No load speed rpm	12400	12900	12900	12200	12900
3 No load current mA	226	161	121	73.5	60.4
4 Nominal speed rpm	9840	10300	10400	9630	10500
5 Nominal torque (max. continuous torque) mNm	22.6	21.6	22.5	22.4	23.1
6 Nominal current (max. continuous current) A	2.67	1.79	1.40	0.871	0.715
7 Stall torque mNm	114	112	121	111	127
8 Starting current A	12.6	8.55	6.97	4.00	3.66
9 Max. efficiency %	76	75	76	75	77
Characteristics					
10 Terminal resistance phase to phase Ω	0.955	2.10	3.44	9.01	13.1
11 Terminal inductance phase to phase mH	0.0499	0.103	0.182	0.462	0.730
12 Torque constant mNm / A	9.10	13.0	17.4	27.7	34.8
13 Speed constant rpm / V	1050	732	549	345	274
14 Speed / torque gradient rpm / mNm	110	118	109	112	103
15 Mechanical time constant ms	5.14	5.50	5.06	5.23	4.82
16 Rotor inertia gcm²	4.45	4.45	4.45	4.45	4.45

A-2 Redüktörler

1. Maxon 32 HP (320297) ve Maxon 32 HP (326667)

Planetary Gearhead GP 32 HP ∅32 mm, 4.0 - 8.0 Nm

High Power



Technical Data

Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel
Bearing at output	ball bearing
Radial play, 10 mm from flange	max. 0.14 mm
Axial play	max. 0.4 mm
Max. radial load, 10 mm from flange	200 N
Max. permissible axial load	120 N
Max. permissible force for press fits	120 N
Sense of rotation, drive to output	=
Recommended input speed	< 8000 rpm
Recommended temperature range	-40 ... +100°C

Stock program
Standard program
Special program (on request)

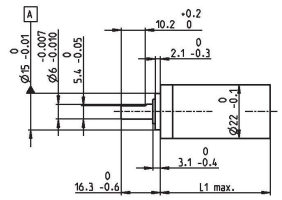
Order Number	320247	326663	326664	326668	326672	324947	324952
Gearhead Data							
1 Reduction	14 : 1	33 : 1	51 : 1	111:1	190 : 1	456 : 1	706 : 1
2 Reduction absolute	676/49	529/16	17576/343	13824/125	456976/2401	89401/196	158171/224
3 Max. motor shaft diameter mm	6	3	6	4	6	3	3
Order Number	326659		326665	326669	324942	324948	324953
1 Reduction	18 : 1		66 : 1	123 : 1	246 : 1	492 : 1	762 : 1
2 Reduction absolute	624/35		16224/245	6877/56	421824/1715	86112/175	190144/25
3 Max. motor shaft diameter mm	6		6	3	6	6	4
Order Number	326660		326666	326670	324944	324949	324954
1 Reduction	21 : 1		79 : 1	132 : 1	295 : 1	531 : 1	913 : 1
2 Reduction absolute	299/14		3887/49	3312/25	101062/343	93177/625	36501/40
3 Max. motor shaft diameter mm	6		6	4	6	4	3
Order Number	326661		326667	326671	324945	324950	
1 Reduction	23 : 1		86 : 1	159 : 1	318 : 1	589 : 1	
2 Reduction absolute	576/25		14976/175	1587/10	389376/1225	20631/35	
3 Max. motor shaft diameter mm	4		6	3	6	6	
Order Number	326662		320297		324946	324951	
1 Reduction	28 : 1		103 : 1		411 : 1	636 : 1	
2 Reduction absolute	138/5		3588/35		359424/875	79488/125	
3 Max. motor shaft diameter mm	4		6		6	4	
4 Number of stages	2	2	3	3	4	4	4
5 Max. continuous torque Nm	4	4	8	8	8	8	8
6 Intermittently permissible torque at gear output Nm	6	6	12	12	12	12	12
7 Max. efficiency %	75	75	70	70	60	60	60
8 Weight g	178	178	213	213	249	249	249
9 Average backlash no load °	0.8	0.8	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
10 Mass inertia gcm²	0.8	0.8	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7
11 Gearhead length L1 mm	48.1	48.1	54.8	54.8	61.5	61.5	61.5

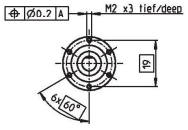
2. Maxon 22 HP (370785)

maxon gear

Planetary Gearhead GP 22 HP ∅22 mm, 2.0 - 3.4 Nm

High Power





M 1:2

Technical Data	
Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel, hardened
Bearing at output	ball bearing
Radial play, 10 mm from flange	max. 0.2 mm
Axial play	max. 0.2 mm
Max. radial load, 10 mm from flange	70 N
Max. permissible axial load	100 N
Max. permissible force for press fits	100 N
Sense of rotation, drive to output	=
Recommended input speed	< 17'000 rpm
Recommended temperature range	-40 ... +100°C

Stock program
Standard program
Special program (on request)

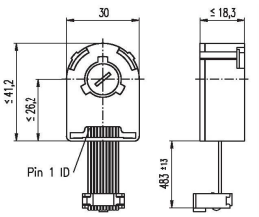
		Order Number									
		370683	370687	370690	370776	370780	370783	370792	370797	370802	370807
Gearhead Data (provisorisch)											
1	Reduction	3.8 : 1	14 : 1	20 : 1	53 : 1	76 : 1	104 : 1	198 : 1	316 : 1	410 : 1	590 : 1
2	Reduction absolute	15/4	225/16	81/4	3375/64	1215/16	87723/845	50625/256	2777895/8788	6561/16	59049/100
3	Max. motor shaft diameter	mm 4	4	4	4	4	3.2	4	3.2	4	4
	Order Number	370685	370688	370691	370778	370781	370784	370794	370799	370803	370808
1	Reduction	4.4 : 1	16 : 1	24 : 1	62 : 1	84 : 1	109 : 1	231 : 1	333 : 1	455 : 1	690 : 1
2	Reduction absolute	57/13	855/52	1539/65	12825/208	185193/2197	2187/20	192375/832	69255/208	5000211/10985	1121931/1625
3	Max. motor shaft diameter	mm 3.2	3.2	3.2	3.2	3.2	4	3.2	3.2	3.2	3.2
	Order Number	370686	370689	370692	370779	370782	370785	370795	370800	370805	370809
1	Reduction	5.4 : 1	19 : 1	29 : 1	72 : 1	89 : 1	128 : 1	270 : 1	370 : 1	479 : 1	850 : 1
2	Reduction absolute	27/5	3249/169	725/25	48735/676	4617/52	41553/325	73102s/2704	1055600l/28561	124659/260	531441/625
3	Max. motor shaft diameter	mm 2.5	3.2	2.5	3.2	3.2	3.2	3.2	3.2	3.2	2.5
	Order Number						370786	370796	370801	370806	
1	Reduction						157 : 1	285 : 1	389 : 1	561 : 1	
2	Reduction absolute						19663/125	18225/64	263169/676	2368521/4225	
3	Max. motor shaft diameter	mm					2.5	4	3.2	3.2	
4	Number of stages	1	2	2	3	3	3	4	4	4	4
5	Max. continuous torque	Nm 2	2.4	2.4	3	3	3	3.4	3.4	3.4	3.4
6	Intermittently permissible torque at gear output	Nm 2.5	3	3	3.5	3.5	3.5	3.8	3.8	3.8	3.8
7	Max. efficiency	% 84	70	70	59	59	59	49	49	49	49
8	Weight	g 51	64	64	78	78	78	91	91	91	91
9	Average backlash no load	° 1.0	1.2	1.2	1.6	1.6	1.6	2.0	2.0	2.0	2.0
10	Mass inertia	gcm² 0.6	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
11	Gearhead length L1	mm 25.4	32.2	32.2	39.0	39.0	39.0	45.8	45.8	45.8	45.8

A-3 Enkoderler

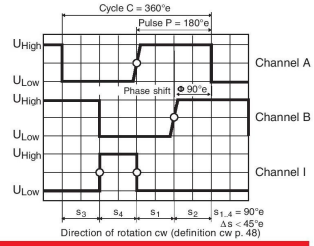
1. Maxon HEDL 5540 (110514)

maxon sensor

Encoder HEDL 5540, 500 CPT, 3 Channels, with Line Driver RS 422







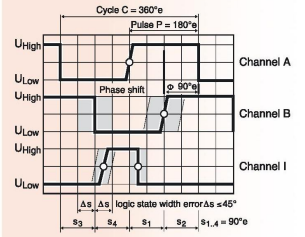
Stock program
Standard program
Special program (on request)

	Order Number		
	110512	110514	110516
Type			
Counts per turn	500	500	500
Number of channels	3	3	3
Max. operating frequency (kHz)	100	100	100
Max. speed (rpm)	12000	12000	12000
Shaft diameter (mm)	3	4	6

2. Maxon MR (228182)

Encoder MR, Type M, 128 - 512 Counts per turn, 2 / 3 Channels, with Line Driver





Stock program
Standard program
Special program (on request!)

	Order Number						
	228179	228177	228181	228182	201937	201940	on request
Type							
Counts per turn	128	128	256	256	512	512	512
Number of channels	2	3	2	3	2	3	3
Max. operating frequency (kHz)	80	80	160	160	320	320	320

maxon tacho

A-4 Motor Sürücüleri: Maxon EPOS2 50/5 (347717)

CANopen USB RS232 GUI



EPOS2 24/5
Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors and encoder, from 5 to 120 watts.



EPOS2 50/5
Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors and encoder, from 5 to 250 watts.



EPOS2 70/10
Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors or encoder, from 80 to 700 watts.

Controller versions		
Slave version	**Slave version**	**Slave version**
Electrical Data		
11 - 24 VDC	11 - 50 VDC	11 - 70 VDC
11 - 24 VDC	11 - 50 VDC	11 - 70 VDC
0.9 x V_{CC}	0.9 x V_{CC}	0.9 x V_{CC}
10 A	10 A	25 A
5 A	5 A	10 A
50 kHz	50 kHz	50 kHz
10 kHz	10 kHz	10 kHz
1 kHz	1 kHz	1 kHz
1 kHz	1 kHz	1 kHz
25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)	25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)	25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)
15 µH / 5 A	22 µH / 5 A	25 µH / 10 A
Input		
H1, H2, H3	H1, H2, H3	H1, H2, H3
A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)	A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)	A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)
6 digital inputs	11 digital inputs	10 digital inputs
2 analog inputs 12-bit resolution, 0 … +5 V	2 analog inputs (differential) 12-bit resolution, ±10 V	2 analog inputs (differential) 12-bit resolution, 0 … +5 V
configurable with DIP switch 1 … 7	configurable with DIP switch 1 … 7	configurable with DIP switch 1 … 7
Output		
4 digital outputs	5 digital outputs; 1 analog 12-bit 0 ... 10 V	5 digital outputs
+5 VDC, max 100 mA	+5 VDC, max. 100 mA	+5 VDC, max. 100 mA
+5 VDC, max. 30 mA	+5 VDC, max. 30 mA	+5 VDC, max. 30 mA
V_{CC}, max. 1300 mA	+5 VDC, max. 150 mA	+5 VDC, max. 150 mA; +5 VDC (R_i = 1 kΩ)
Interface		
RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)	RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)	RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)
high; low (max. 1 Mbit/s)	high; low (max. 1 Mbit/s)	high; low (max. 1 Mbit/s)
Data+; Data- (max. 12 Mbit/s)	Data+; Data- (max. 12 Mbit/s)	Data+; Data- (max.12 Mbit/s)
Indicator		
green LED, red LED	green LED, red LED	green LED, red LED
Ambient temperature and humidity range		
-10 … +45°C	-10 … +45°C	-10 … +45°C
-40 … +85°C	-40 … +85°C	-40 … +85°C
20 … 80 %	20 … 80 %	20 … 80 %
Mechanical data		
Approx. 170 g	Approx. 240 g	Approx. 330 g
105 x 83 x 24 mm	120 x 93.5 x 27 mm	150 x 93 x 27 mm
Flange for M3-screws	Flange for M3-screws	Flange for M3-screws
Order Number		
367676 EPOS2 24/5	**347717** EPOS2 50/5	**375711** EPOS2 70/10

maxon motor control

A-5 Kuvvet Sensörü: ATI F-T Nano25

Single-Axis Overload	
Fxy	±2300 N
Fz	±7300 N
Txy	±43 Nm
Tz	±63 Nm
Stiffness (Calculated)	
X-axis & Y-axis forces (Kx, Ky)	$5.3x10^7$ N/m
Z-axis force (Kz)	$1.1x10^8$ N/m
X-axis & Y-axis torque (Ktx, Kty)	$6.5x10^3$ Nm/rad
Z-axis torque (Ktz)	$9.2x10^3$ Nm/rad
Resonant Frequency (Measured, non-IP version)	
Fx, Fy, Tz	3600 Hz
Fz, Tx, Ty	3800 Hz
Physical Specifications	
Weight*	0.0634 kg
Diameter*	25 mm
Height*	22 mm

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Murat ATLIHAN

Doğum Tarihi ve Yeri : 06.02.1986 - Giresun

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : muratatlihan@hotmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lisans	Mekatronik Mühendisliği	Kocaeli Üniversitesi	2010
Lise	Fen Bilimleri	Hamdi Bozbağ Anadolu Lisesi	2004

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2013	Y.T.Ü. Biyomekatronik Laboratuvarı	Araştırmacı
2009	Ece Ambalaj Ltd. Şti.	Stajyer
2009	ESO Otomasyon Ltd. Şti.	Stajyer
2008	PAKTAŞ Platform Ltd. Şti.	Stajyer

ÖDÜLLERİ

1. Formula G, Güneş Enerjili Araçlar Yarışı, 3.lük, Ağustos 2006, Ankara / Türkiye

2. TMMOB, Makine ve Kontrol Projesi Yarışması, 3.lük, Haziran 2008, Kocaeli / Türkiye