

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÜST UZUV RAHATSIZLIKLARI İÇİN REHABİLİTASYON ROBOTU
TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ferhad KALELİ

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

HAZİRAN 2018

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÜST UZUV RAHATSIZLIKLARI İÇİN REHABİLİTASYON ROBOTU
TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Ferhad KALELİ
(518121012)**

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Seta BOĞOSYAN

HAZİRAN 2018

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 518121012 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Ferhad KALELİ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “ÜST UZUV RAHATSIZLIKLARI İÇİN REHABİLİTASYON ROBOTU TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Seta BOĞOSYAN**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Metin GÖKAŞAN**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi İlker ÜSTOĞLU
Yıldız Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **04 Mayıs 2018**
Savunma Tarihi : **06 Haziran 2018**





Eşime ve Şirin kızıma,



ÖNSÖZ

Tezimin planlaması ve sonuçlandırılması ile ilgili süreçlerde, desteklerini esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Seta BOĞOSYAN’a teşekkür ederim.

Mühendislik kariyerimin her anında bana destek olan aileme, sonsuz teşekkür ederim.

Nisan 2018

Ferhad Kaleli
(Makina Mühendisi)





İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
KISALTMALAR.....	xi
SEMBOLLER.....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET.....	xix
SUMMARY.....	xxi
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Tezin Amacı	1
1.2 Rehabilitasyon Robotlarının Bugünü ve Geleceği	2
1.3 Mevcut Dış İskelet Rehabilitasyon Robotları ve Özellikleri.....	4
1.4 Önerilen Robot Sisteminin Literature Katkısı.....	10
2. TASARIM VE MONTAJ	11
2.1 Mekanik Tasarım.....	11
2.1.1 Mekanik tasarım gereksinimleri.....	11
2.1.2 Robotik omuz eklemi tasarımı	13
2.1.3 Üst kol uzunluğunun değişimi	16
2.1.4 Robot yüksekliğinin değişimi	17
2.2 Mekanik İmalat ve Montaj Süreci	17
2.3 Elektrik Tasarım	21
2.3.1 Kullanılan ekipmanlar	21
2.3.2 Bileklik tasarımı	23
3. KİNEMATİK MODEL	27
3.1 İleri Kinematik Çalışmaları	27
3.1.1 Homojen dönüşüm yöntemi	27
3.1.2 Koordinat takımlarının atanması ve Denavit-Hartenberg parametreleri...	29
3.2 Ters Kinematik Denklemleri	32
4. KONTROL VE YÖRÜNGE PLANLAMA	35
4.1 Rehabilitasyon Robotlarında Kullanılan Kontrol Stratejileri	35
4.1.1 Hastanın hareketine yardımcı olma stratejisi	35
4.1.2 Hastanın hareketini düzeltme stratejisi	36
4.1.3 Hastaya direnç gösterme stratejisi.....	37
4.2 Robotta Uygulanan Kontrol Yapısı	37
4.3 Robot Eksen Kontrolü	39
4.3.1 Fırçasız DC motor modellenmesi	39
4.3.2 Motor dinamik denklemlerinin elde edilmesi	42
4.3.3 Bağımsız eksen kontrolü	43

4.3.3.1 Deneme yanılma yöntemiyle PID katsayılarının belirlenmesi.....	43
4.3.3.2 PID katsayılarının Maxon EPOS Studio programı ile belirlenmesi...	47
4.3.4 Hesaplanmış moment kontrol yöntemi	54
4.4 Yörünge Planlama ve Robot Program Akışı	57
4.4.1 Yörünge planlama yöntemi	58
4.4.2 Robot program akışı	60
4.4.2.1 Robot sistemi başlangıç işlemleri.....	60
4.4.2.2 Tedavi hareket planlama	61
4.4.2.3 Aktif modda egzersiz	61
4.4.3 Robot kontrol yazılım arayüzü	63
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	65
KAYNAKLAR.....	67
EKLER	69
ÖZGEÇMİŞ.....	71



KISALTMALAR

BLDC	: Fırçasız DC Motor
DC	: Doğru Akım
DOF	: Serbestlik Derecesi
HB	: Humerus Başı
HDMI	: High Definition Multimedia Interface
emk	: Elektromotor Kuvvet
ROM	: Hareket Aralığı
PID	: Oransal, Integral, Türevsel
PLC	: Programlanabilir Lojik Kontrolör



SEMBOLLER

d	: Robotsuz halde humerus başının izlediği dairenin yarıçapı
d_h	: Hasta için hesaplanan humerus başının izlediği dairenin yarıçapı
$d_{h_{ref}}$	: Referans hastanın humerus başının izlediği dairenin yarıçapı
D_{ort}	: HB'nın hareket esnasında oluşan ara mesafenin ortalama değeri
D_{maks}	: HB'nın hareket esnasında oluşan ara mesafenin maksimum değeri
h	: Hasta boyu
h_{ref}	: Referans hasta boyu
K_{CU}	: Nihai kazanç
K_D	: Türevsel kazanç
K_I	: Integral kazanç
K_P	: Oransal kazanç
M_{1x}, M_{1y}	: HB'nın hareketinin izlediği daire merkezinin x,y koordinat bilgisi
px, py, pz	: Robot uç işlevcisinin konumu
θ_n	: n numaralı eksenin dönme açısı
x_{HB_r}, y_{HB_r}	: HB'nın robotsuz halde x,y koordinat bilgisi



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.1 : Armeopower teknik özellikleri [8].	7
Çizelge 1.2 : Üst uzuv rehabilitasyonu amaçlı geliştirilmiş dış iskelet yapıdaki robotlar [11].	9
Çizelge 2.1 : Günlük aktivitelerin yapılabilmesi için gerekli hareket aralığı, hız, ivme ve tork değerleri [6].	13
Çizelge 3.1 : Rehabilitasyon robotunun D-H parametreleri.	32
Çizelge 3.2 : Ters kinematik denklemleri.	33
Çizelge 4.1 : Routh-hurwitz tablosu.	45
Çizelge 4.2 : Maxon EC40 DC motor ayarlama işlemi sonucu PID katsayıları.	54



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : MIT-Manus (solda), MIME (ortada), GENTLE/S (sağda) [1].	2
Şekil 1.2 : Robot uç işlevci bağlantılı ve dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robot bağlantıları [2].	3
Şekil 1.3 : Dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotlarının gruplandırılması.	4
Şekil 1.4 : Üst uzuv hareketleri [4].	5
Şekil 1.5 : (a)ARMin-1, (b)ARMin-2, (c)ARMin-3, (d)ARMin-4 rehabilitasyon robotları [7].	6
Şekil 1.6 : Armeopower rehabilitasyon robotu [8].	6
Şekil 1.7 : CADEN-7 rehabilitasyon robotu (solda), RUPERT 4 rehabilitasyon robotu (sağda).	7
Şekil 2.1 : Omuz eklemine abduksiyonu sırasında oluşan elevasyon hareketi [2]... 11	
Şekil 2.2 : Günlük aktiviteler sırasında gerçekleştirilen hareket modları[12].	12
Şekil 2.3 : Dört hareket modu arasındaki geçişler [12].	13
Şekil 2.4 : Omuz eklemi[6].	14
Şekil 2.5 : Kol elevasyon açısının değişimine karşılık humerus başının xy ekseninde pozisyon değişiminin gösterilmesi [6].	15
Şekil 2.6 : Pasif eksen tasarımı	16
Şekil 2.7 : Pasif eksen tasarımı	17
Şekil 2.8 : İmalatı gerçekleştirilen robot prototipi.	18
Şekil 2.9 : Teknik resim örneği.	19
Şekil 2.10 : Eksen montaj resmi örneği.	20
Şekil 2.11 : Beckhoff CP6920 endüstriyel bilgisayar ve Maxon EPOS3 70/10 motor sürücüsü.	21
Şekil 2.12 : Maxon EC40 serisi fırçasız motor ve Maxon HEDS 5540 artımlı enkoder.	22
Şekil 2.13 : Elektrik bağlantı ve haberleşme şeması.	23
Şekil 2.14 : Bileklik Tasarımı [12].	24
Şekil 2.15 : Flexiforce A201 kuvvet sensörü.	24
Şekil 2.16 : Kuvvet sensörü ölçüm devresi elektrik şeması [13].	25
Şekil 2.17 : Bileklik bağlantı ve haberleşme şeması.	26
Şekil 3.1 : Denavit-Hartenberg parametrelerinin gösterimi [14].	29
Şekil 3.2 : Robotun aktif eksen merkezlerinin gösterimi.	29
Şekil 3.3 : Robota koordinat sistemlerinin atanması.	30
Şekil 3.4 : Robot eksen uzunlukları.	31
Şekil 3.5 : Robot eksen uzunlukları.	31
Şekil 3.6 : Robot geometrisinin RoboAnalyzer içerisinde oluşturulması [16].	32
Şekil 4.1 : Rehabilitasyon robot kontrol stratejileri.	37
Şekil 4.2 : Robot genel kontrol yapısı.	38
Şekil 4.4 : 120° Bipolar Akımlı Üç-Faz Fırçasız DC Motoru İçin Zıt-emk ve Faz Akımı Dalga Şekilleri [17].	41
Şekil 4.5 : Tork referans girişli BLDCM pozisyon kontrolü blok gösterimi.	42

Şekil 4.6 : Yük uygulanmış DC motor şematik çizimi [18].	43
Şekil 4.7 : Geri beslemeli bir kontrol sisteminin genel yapısı.	44
Şekil 4.8 : Bağımsız eksen kontrolü Matlab Simulink blok diyagramı.	44
Şekil 4.9 : 1. Eksen kübik yörünge takibi.	45
Şekil 4.10 : 1. Eksen yörünge takibi hatası.	46
Şekil 4.11 : 2. Eksen kübik yörünge takibi.	46
Şekil 4.12 : 2. Eksen yörünge takibi hatası.	46
Şekil 4.13 : 3. Eksen kübik yörünge takibi.	47
Şekil 4.14 : 3. Eksen yörünge takibi hatası.	47
Şekil 4.15 : Fırçasız Maxon EPOS3 70/10 Motor Sürücü Genel PID şeması [19].	48
Şekil 4.16 : Hassas ayarlama akım kontrolü [19].	49
Şekil 4.17 : Hassas ayarlama hız kontrolü [19].	49
Şekil 4.18 : Hassas ayarlama pozisyon kontrolü [19].	50
Şekil 4.19 : EPOS Studio yazılımında 1. Eksen ayarlama sonucunda akım, hız, pozisyon grafikleri.	51
Şekil 4.20 : EPOS Studio yazılımında 2. Eksen ayarlama sonucunda akım, hız, pozisyon grafikleri.	52
Şekil 4.21 : EPOS Studio yazılımında 3. Eksen ayarlama sonucunda akım, hız, pozisyon grafikleri.	53
Şekil 4.22 : Hesaplanmış moment kontrol yöntemi blok şeması [20].	55
Şekil 4.23 : 2.Eksen hesaplanmış moment kontrol yöntemi yörünge takibi.	56
Şekil 4.24 : 2.Eksen hesaplanmış moment kontrol yöntemi ve PID kontrol yörünge takibi hata karşılaştırması.	57
Şekil 4.25 : Kübik yörüngeye ait a) konum, b) hız, c) ivme grafiği	58
Şekil 4.26 : Robot programı kontrol akış diyagramı.	62
Şekil 4.27 : Robot kontrol yazılımı arayüzü.	63

ÜST UZUV RAHATSIZLIKLARI İÇİN REHABİLİTASYON ROBOTU TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Yaşam standartlarının artmasına bağlı olarak uzayan insan ömrü ile beraber inme vakalarının sayısı artmaktadır. İnme, beyne olan kan akışındaki çeşitli problemler sebebiyle beynin zarar görmesi sonucu, vücutta meydana gelen fiziksel engellere, verilen addır. İnme, vücutta kısmi felç, bazı organlarda his kaybı veya hastanın günlük aktivitelerini yerine getirememesi problemlerine sebep olmaktadır. Rehabilitasyon, felç durumunun oluşturduğu fiziksel engellerin ana tedavi yöntemi olup, hastaların günlük hayatlarına dönmeleri için gerekli olan tıbbi tedaviye yardımcı olur.

Rehabilitasyon, yoğun emek gerektiren ve masraflı bir tedavi sürecidir. Terapinin, inme sonrasında erken dönemde yapıldığında çok etkili olduğu bilinmektedir, ancak bütün hastalar bu dönemde terapi imkanına sahip olamamaktadır. Ayrıca, yoğunlaştırılmış tedavi seansları ve görev merkezli rehabilitasyon, motor gelişimini önemli ölçüde artırmaktadır. Fiziksel rehabilitasyon, inmeden yıllar sonra bile hastaların tedavisinde etkili olabilmektedir. İnme hastalarının sayısı arttıkça, rehabilitasyon gereksinimlerinin karşılanması zorlaşmaktadır. Rehabilitasyon robotları, konvansiyonel tedavi yöntemleri ile karşılaştırıldığında, artan rehabilitasyon gereksinimleri için bir alternatif haline gelecektir.

Fizyoterapistler tarafından yapılan manuel terapi ile karşılaştırıldığında, robotik rehabilitasyonun, yoğunlaştırılmış ve daha uzun süreli tedavi seansları, egzersiz hareketlerinin daha iyi tekrarlanabilirlik ile yapılması gibi önemli avantajları vardır. Rehabilitasyon robotları, terapistin iş yükünü azaltarak, aynı anda birkaç hastaya tedavi hizmeti verebilmesine yardımcı olur. Bu durum, tedavi maliyetlerinin düşmesine sebep olur. Robotik rehabilitasyon, hastaya ait performans/iyileşme bilgilerini kaydetme, analiz etme gibi ekstra özellikler barındırır. Ayrıca, robotik rehabilitasyonda sanal gerçeklik, bilgisayar oyunları vb. gibi uygulamalar ile hastanın rehabilitasyon sürecine aktif katılımı artırılabilir. Rehabilitasyon amaçlı geliştirilen robotik sistemler; terapatik egzersiz robotları, hareket destekçi dış iskelet robotları, protezler ve yürüme rehabilitasyonu robotları gibi birkaç gruba ayrılabilir. Robotik rehabilitasyon için geliştirilen dış iskelet robotları, hastanın uzuvlarını anatomik yapısına uygun bir biçimde saracak şekilde tasarlanmalıdır.

Bu tezde, üst uzuv rehabilitasyonuna yönelik, dış iskelet yapıdaki bir robotun prototip imalatının yapılması hedeflenmiştir. Fiziksel rehabilitasyon sürecinde robotik sistemlerin kullanılması önemli bir mühendislik problemidir. Bu projenin, üst uzuv rehabilitasyonunda kullanılması ve geliştirilerek klinik testlerde yer alması amaçlanmıştır.

Bu tez, beş ana bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde dış iskelet rehabilitasyon robotları hakkında bilgiler verilmiştir. Dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotlarının geleceği ve mevcut robotlar hakkında teknik detaylar bu bölümde yer almaktadır.

İkinci bölümde tasarım, imalat ve montaj faaliyetleri hakkında bilgi verilmiştir. Üst uzuvlar için rehabilitasyon robotu geliştirilmesi için mekanik tasarım gereksinimleri açıklanmıştır. İnsan omzunun anatomik yapısına uygun bir mekanik tasarımın, robotik bir cihazda uygulanması sırasında yaşanan zorluklara değinilerek, geliştirilen prototip sistemin çözümleri sunulmuştur. Robotun farklı hastalara uygulanabilmesi için taşınması gereken ergonomik özellikler anlatılmıştır. Elektrik tasarım kısmında, kullanılan elektrik-elektronik ekipmanlar hakkında detaylı bilgiler yer almaktadır. Hastadan kuvvet geri beslemesi için kullanılan kuvvet sensörleri ve bu sensörlerin kullanımı için geliştirilen elektronik kart tasarımları bu bölümde yer almaktadır. Ayrıca motor kontrol için kullanılan motor sürücü bilgileri, genel elektrik tasarımı, elektrik ekipmanları arasında haberleşme bilgileri verilmektedir. Mekanik imalat, mekanik ve elektrik montaj faaliyetleri, Robsen Robot ve Mühendislik firması tarafından yapılmıştır.

Üçüncü bölümde robot ileri ve ters kinematik hesaplamaları hakkında bilgiler verilmektedir. İleri ve ters kinematik denklemleri türetilmiştir.

Dördüncü bölümde robot yörünge planlaması ve kontrolü ile ilgili yapılan çalışmalar yer almaktadır. Robot kontrolü için adaptif admitans kontrolör uygulaması yapılmıştır. Motor kontrolü kısmında PID kontrolör kullanılmıştır. PID katsayılarının hassas bir şekilde ayarlanması Maxon EPOS Studio yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Robot yörünge planlaması için üçüncü derece polinom kullanılmaktadır. Robot, yörünge üzerindeki noktalara Beckhoff PLC’de geliştirilen program blokları sayesinde interpolasyon yöntemi uygulanarak gitmektedir.

Son bölümde yapılan çalışmaların özeti ve gerçekleştirilen prototip sistemle yapılabilecek yeni çalışmalar hakkında bilgi verilmektedir.

DESIGN AND DEVELOPMENT OF EXOSKELETON ROBOT FOR UPPER LIMB REHABILITATION

SUMMARY

Number of individuals exposed to stroke are increasing with prolonged life and improved life standards. Stroke is a loss of brain function due to a disturbance in blood supply. Stroke damages directly to brain and create impairments on balance, arm movement, hand movement, leg movement and walking. Stroke survivors lose their independence, mobility, activity and participation. Rehabilitation which comprise of repeated activity and training is the main treatment of stroke. Rehabilitation triggers neuroplasticity that creates new signal pathways to decrease motor impairments.

Rehabilitation is a costly treatment and direct access is limited in many countries. As the number of stroke survivors increases, it becomes more difficult to meet rehabilitation needs. Several new technologies exist to meet rehabilitation needs, and there has been a burst of research on robotic devices. Rehabilitation robotics means the application of robotics systems to enhance and intensify therapy.

One of the main advantages of rehabilitation robotics is consistency of systems. Training tasks becomes well defined and less dependent to therapist with usage of robotics systems. Manual therapy is very tiring for therapists and herewith therapy duration is limited. Furthermore, therapist can manage more than one training at the same time, therefore the costs of therapy decreases. Therapist has a chance to concentrate on the patient instead of making tiring movements. Task oriented training is possible with rehabilitation robotics. Trainings can be supported by virtual reality applications. These features makes rehabilitation robotics therapy more effective than manual rehabilitation therapy. Another advantage of rehabilitation robotics is recording patient performance and providing objective assessments.

Rehabilitation robotics consists of some groups, therapeutic robots, non-actuator devices, exoskeletons and gait systems. Exoskeletons are robotic devices worn by the patient, which have joints and links replicating the human skeleton. It is possible for exoskeletons to train specific muscles or to train combination of muscles. During the training, orientation of the arm can be controlled by exoskeleton. Exoskeletons provide controlled torques to be applied to joints.

Studies on robotic devices for post stroke rehabilitation has increased for two decades. There are about fourty important exoskeleton prototypes while considering only devices with three or more DOFs. However, there is only one exoskeleton that becomes a commercial product. Most of them became only research project for universities, and the other part is in clinical test phase. To develop rehabilitation robotic device, the most important phase is to make clinical tests on robot with control groups. Despite the numerous prototypes and some supporting articles, benefits of robotic rehabilitation is still controversy. With increasing number of clinical tests for rehabilitation robotic devices, benefits of robotic rehabilitation can be shown with important scientific evidences.

This thesis presents design and development of a upper limb robotic exoskeleton. The usage of robotic systems in the physical rehabilitation process is an important engineering problem. This project is intended to be used in upper limb rehabilitation and to be tested in rehabilitation clinics.

The thesis is composed of five sections. At the first chapter, it is given introduction, purpose of thesis, brief review on rehabilitation robotics and this project's contributions. Detailed information is given about the most significant rehabilitation robot for upper-limb in literature summary section. There is a comparison table for exoskeletons in first chapter. This comparison table includes thirty-two robotic exoskeletons for upper-limb rehabilitation. These exoskeletons are grouped according to controlling of the motions for shoulder-elbow-wrist, shoulder-elbow, and elbow-wrist.

At the second chapter, mechanical design, electrical design, manufacturing and assembly activities are given. Mechanical design requirements are described for the development of a rehabilitation robot for upper limbs. The proposed solution is explained by referring to the difficulties experienced during the application of the human shoulder in a robotic device. The ergonomic features that the robot needs to carry in order to implement different patients are described. The electrical design section contains detailed information on the electrical and electronic equipment used. Force sensors are used for measuring the interaction forces between patient and robot and electronic card are designed for using these sensors are included in this section. In addition, motor driver information used for motor control, general electrical design, communication information between electrical equipment are given. Mechanical manufacturing, mechanical assembly and electrical assembly activities were carried out by Robsen Robot and Engineering Company.

In the third chapter, information about forward and inverse kinematics calculations are given. Homogen transformation is used for forward kinematics. Forward kinematics equations are formed using Denavit-Hartenberg parameters obtained from the link coordinate frame assignation. Forward and inverse kinematic equations are derived. Equations for inverse kinematics calculations are given in a table.

In the fourth chapter, studies about robot path planning and control are included. Manipulator control problem has a simple approach to construct a control system that accepts each joint as a separate system. This control system called independent joint control which includes PID controller design is used for motor control. Coupling effects due to the motion of other links is treated as disturbance. Gains of PID controller of each joint are adjusted by manually. Regulation tuning for PID gains is done with Maxon EPOS Studio software. Also, computed torque control method is studied for manipulator control. Computed torque control is a model based control method that is generally used for trajectory-following control applications. Path tracking performance comparisons are carried out between PID supported independent joint control and computed torque joint control. Third order polynomials are used for to create robot path. The points that robot goes are interpolated by the program blocks developed in Beckhoff PLC. Adaptive admittance controller application is used for robot path correction and update. Human machine interface is designed for physiotherapist to control and set up the robot. This interface provides training motion planning, robot mode selection and robot manual jogging features. Also, when physiotherapist change robot axis lengths to increase ergonomy, enters patient information to software, and this dimensions is used for kinematic calculations.

A summary of the work done in the last chapter is given. Possible improvements are discussed for the studies can be done in the future with the prototype system. After completing this project, robot performance tests in clinics becomes the first goal. Clinical tests can provide a new roadmap for future studies. Additionally, to increase patient motivation, task oriented training sections should be created. Also, virtual reality applications should be added to human machine interface for patients. Furthermore, to increase ease of use of this robotic exoskeleton, some software development project should be done to follow patient performance, to create training offline, and sharing patient's information online.





1. GİRİŞ

Rehabilitasyon, inme sonucunda kısmi felç geçiren hastaların günlük aktivitelerini bağımsız bir şekilde gerçekleştirebilmelerini hedefleyen tedavi yöntemidir. Terapinin, inme sonrasında erken dönemde yapıldığında çok etkili olduğu bilinmektedir, ancak rehabilitasyonun yoğun emek gerektiren ve masraflı bir tedavi süreci olması sebebiyle bütün hastalar bu dönemde terapi imkanına sahip olamamaktadır. İnme hastalarının sayısı arttıkça, rehabilitasyon gereksinimlerinin karşılanması zorlaşmaktadır. Rehabilitasyon robotları, konvansiyonel tedavi yöntemleri ile karşılaştırıldığında, artan rehabilitasyon gereksinimleri için bir alternatif haline gelecektir. Robotik rehabilitasyon cihazlarının kullanımının gün geçtikçe artacağı ön görülmektedir.

Fizyoterapistler tarafından yapılan manuel terapi ile karşılaştırıldığında, robotik rehabilitasyonun sağladığı birçok avantaj gözlemlenmiştir. Yoğunlaştırılmış ve daha uzun süreli tedavi seansları, egzersiz hareketlerinin daha iyi tekrarlanabilirlik ile yapılması, terapistin iş yükünün azaltılması, tedavi maliyetlerinin düşürülmesi, performans takibi, hastanın rehabilitasyon sürecine aktif katılımının artırılması bu avantajlardan bazılarıdır.

Rehabilitasyon amaçlı geliştirilen robotik sistemler; terapatik egzersiz robotları, hareket destekçi dış iskelet robotları, protezler ve yürüme rehabilitasyonu robotları gibi birkaç gruba ayrılabilir. Robotik rehabilitasyon için geliştirilen dış iskelet robotları, hastanın uzuvlarını anatomik yapısına uygun bir biçimde saracak şekilde tasarlanmalıdır.

1.1 Tezin Amacı

Bu tezde, üst uzuvların fiziksel rehabilitasyonuna yönelik robotik bir cihazın imalatı hedeflenmektedir. Yapılan çalışma dış iskelet yapıda olup, omuz ve dirsek hareketlerinin rehabilitasyonunda kullanılmak üzere insan koluna uyumlu bir şekilde tasarlanmıştır. Geliştirilen robotta bulunan 3 pasif serbestlik derecesi sayesinde, farklı vücut ölçülerindeki hastaların rehabilitasyonunda kullanılabilmesi için gerekli

ergonomik fonksiyonlara sahip olması amaçlanmıştır. Hasta ile robot arasındaki kuvvet etkileşiminin ölçümü için düşük maliyetli bir bileklik tasarımı çözümü gerçekleştirilmiştir. Bu çözüm önerisi ile robotun yörünge planlaması ve kontrolünde hastadan aldığı kuvvet geri beslemesine göre yörünge iyileştirmesi yapması ulaşılmak istenen bir sonuçtur.

Bu tezde yapılan çalışmalar sonucunda gerçekleştirilen prototip sistem, gelecekte yapılabilecek kontrol yapılarının geliştirilmesi, beyin bilgisayar ara yüzü geliştirilmesi, görev merkezli rehabilitasyon uygulamaları geliştirilmesi ve klinik test çalışmaları yapılması gibi araştırmalar için uygun bir platform olarak hazırlanmıştır.

1.2 Rehabilitasyon Robotlarının Bugünü ve Geleceği

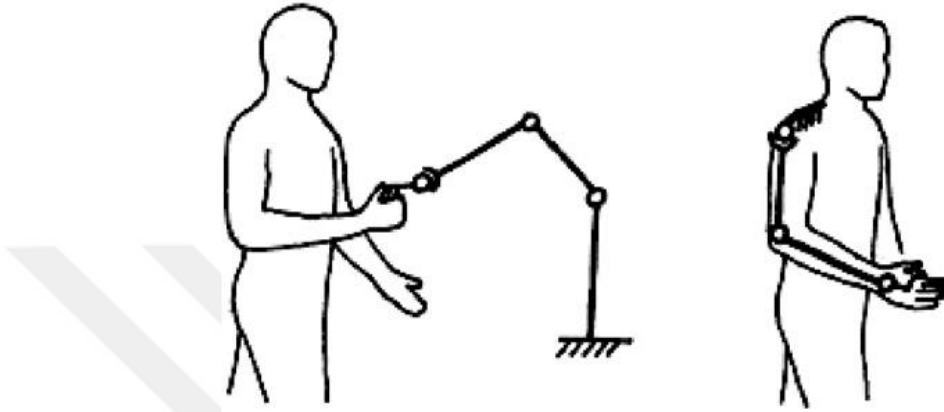
Fiziksel rehabilitasyon sürecinde kullanılmak üzere geliştirilen robotlar, robot uç işlevcisinin hastanın eline veya ön koluna bağlanabilir yapıda olması amaçlanarak tasarlanmıştır. Rehabilitasyon robotların geliştirilmesinde öncelikli olarak robotların düşük maliyetli olması ve dolayısıyla geometrik olarak sade bir yapıya sahip olması hedeflenmektedir. Bu robotlarda kuvvet, tek bir noktadan hastaya iletilmektedir. Robotun eklemleri ile hastanın eklemleri arasında bir ilişki bulunmaz. Ancak robotun sadece bir noktadan hastaya bağlanmış olması sebebiyle hareketler esnasında hastanın postür yapısına uygun bir şekilde hareket sağlamak zor olmaktadır. Ek olarak, robotun hastaya ilettiği kuvvetin hastanın eklemlerinde oluşturduğu momentler bilinmemektedir. Robot uç işlevci bağlantılı örnek bazı çalışmalar, şekil 1.1’de verilmiştir.



Şekil 1.1 : MIT-Manus (solda), MIME (ortada), GENTLE/S (sağda) [1].

Robotik rehabilitasyon konusunda son yıllarda yapılan çalışmalar, dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotlarının, robot uç işlevci bağlantılı rehabilitasyon robotlarına göre tedavi sürecinde daha iyi sonuçlar verdiğini göstermektedir. Bu sebeple literatürde dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotları hakkında çok sayıda çalışma mevcuttur. Dış

iskelet robotlar, insan kolunun postürüne göre tasarlanarak, birkaç noktadan hastaya bağlantı yapılmasına olanak verir. Bu durum, hastadan hastaya geçişte robot üzerinde bazı ergonomik ayarlamalar yapılmasını zorunlu kılar. Robot, insan kolunun postürüne uygun bir şekilde tasarlandığı için istenilen kas gruplarını çalıştırma ve istenen eklemlere moment uygulanabilmesi mümkündür [2]. Şekil 1.2’de robot uç işlevci bağlantılı ve dış iskelet yapıdaki robotların hastaya bağlantı şekilleri gösterilmektedir.



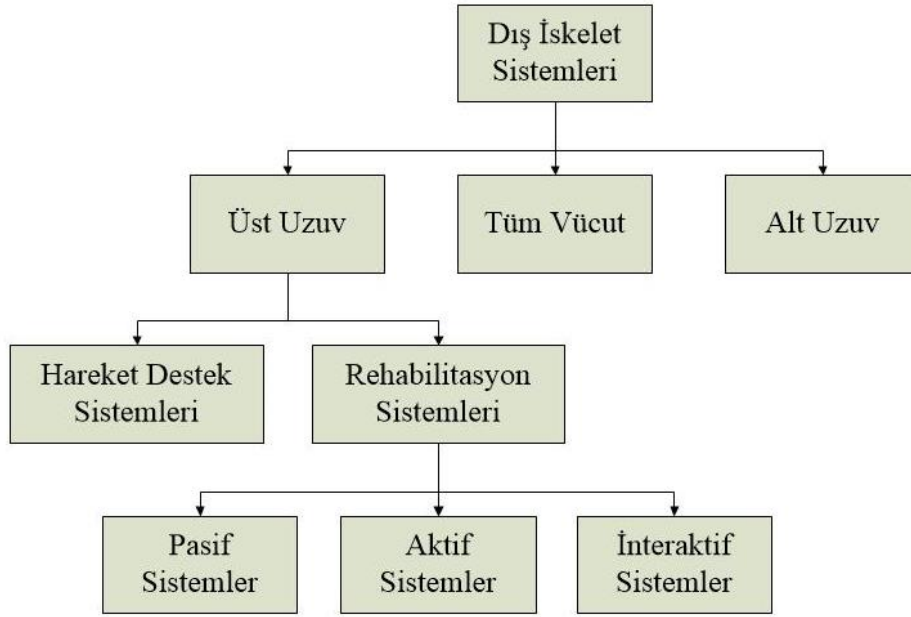
Şekil 1.2 : Robot uç işlevci bağlantılı ve dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robot bağlantıları [2].

Dış iskelet sistemleri, vücutta uygulandığı kısma göre tüm vücut, üst uzuv ve alt uzuv olmak üzere gruplanabilir. Üst uzuvlar için geliştirilen dış iskelet sistemleri ise giyilebilir hareket destek sistemleri ve hastanın motor fonksiyonlarını geri kazanması amaçlı kullanılan fizik rehabilitasyon sistemleri olarak ikiye ayrılmaktadır.

Rehabilitasyon sürecinde robotik sistemlerin kullanılması; tedavi yoğunluğunun artırılması, hastaya psikolojik açıdan sağladığı kazanımlar, görev merkezli ve hastaya özel süreçler oluşturulabilmesi ve hastanın performans takibinin yapılabilmesi gibi avantajlar sağlamaktadır. Ayrıca tekrarlı rehabilitasyon hareketlerinin yüksek tutarlılıkla yapılabilmesi, evde kullanım ve robotun uzun süre boyunca çalışabilmesi diğer önemli avantajlardır.

Robotik rehabilitasyon amaçlı kullanılan dış iskelet yapılar, pasif, aktif ve interaktif sistemler olarak üç gruba ayrılmaktadır. Pasif sistemlerde herhangi bir aktüatör bulunmayıp hastanın pozisyonu fizyoterapist tarafından istenen pozisyona getirilir. Aktif sistemlerde hasta hareketi elektrik, pnömatik veya hidrolik aktüatörler aracılığıyla gerçekleştirilir. İnteraktif sistemler ise hasta-robot arasında kuvvet etkileşiminin olduğu ve bu sayede uygulanan kontrol teknikleri sayesinde hastanın

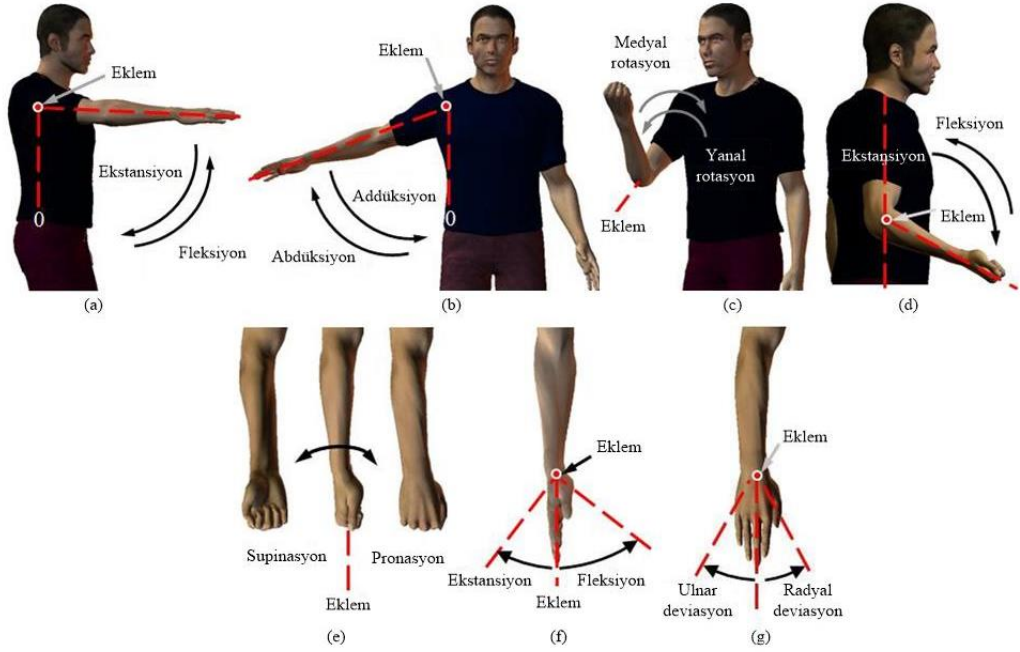
tedavi sürecine katılımının sağlandığı sistemlerdir. Dış iskelet sistemleri şekil 1.3'teki gibi gruplanmaktadır [3].



Şekil 1.3 : Dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotlarının gruplandırılması.

1.3 Mevcut Dış İskelet Rehabilitasyon Robotları ve Özellikleri

İnsan üst uzvu, omuz, dirsek ve bilek bölümlerinden oluşmaktadır. Bu bölümlere ek olarak parmak eklemleri bulunmaktadır. Omuz eklemi, anatomik olarak birçok kemik içermektedir. Omuz eklemi, küresel mafsalsal olarak düşünülebilir. Omuz ekleminde gerçekleştirilen hareketler, fleksiyon/ekstansiyon, abdüksiyon/addüksiyon, medyal/yanal rotasyon şeklindedir. Omuz bölgesinde eklem yapısı sebebiyle elevasyon/depresyon ve retraksiyon/protraksiyon olarak adlandırılan iki serbestlik derecesi bulunmaktadır. Omuz eklemi hakkında detaylı bilgi bölüm 2.1’de verilmektedir. Dirsek eklemi, iki serbestlik derecesine sahiptir. Dirsek ekleminde fleksiyon/ekstansiyon hareketleri gerçekleşir. Ayrıca ön kolda pronasyon/supinasyon hareketleri gerçekleşmektedir. Bilek eklemi, iki serbestlik derecesine sahiptir. Bilek ekleminde fleksiyon/ekstansiyon ve ulnar/radyal deviasyon hareketleri gerçekleşmektedir. Üst uzvu bölümlerinde, omuz, dirsek ve bilek için gerçekleşen hareketler şekil 1.4’de verilmiştir.

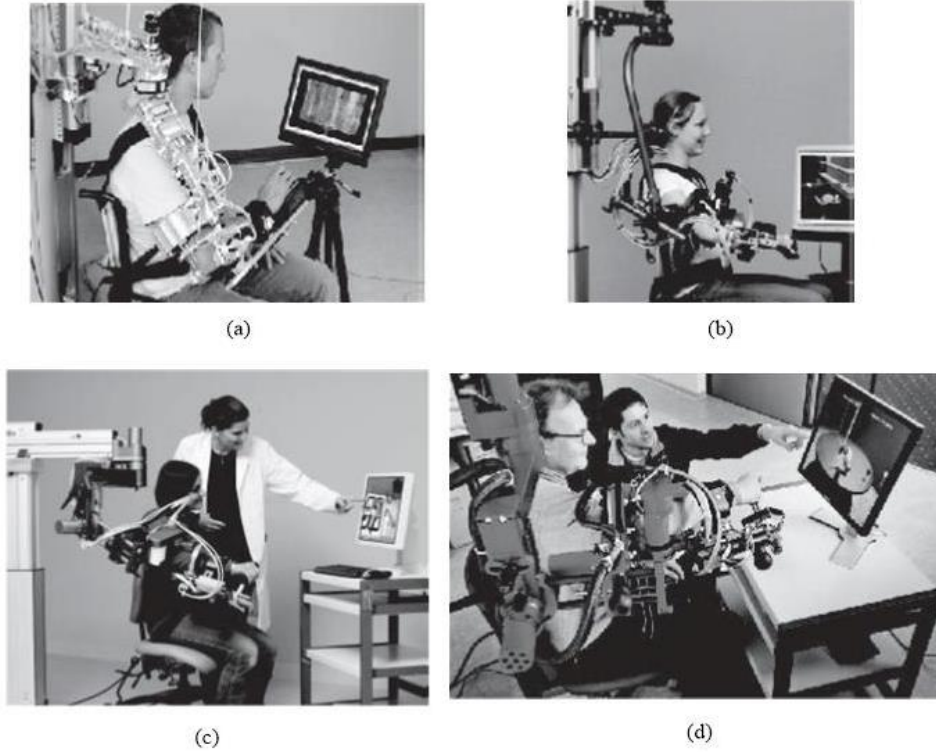


Şekil 1.4 : Üst uzuv hareketleri [4].

Son yıllarda robotik rehabilitasyon konusunda yapılan çalışmalar artmıştır. Üç serbestlik derecesi veya daha fazla serbestlik derecesine sahip dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotları araştırıldığında, 30 farklı prototip sistem geliştirildiği gözlemlenmiştir. Bu sistemlerden 11 adeti prototip aşamasını geçerek klinik test aşamasına geçebilmiştir [5]. Geliştirilen birçok rehabilitasyon robotu prototip sistem olarak kalmaktadır. Ticari olarak satışa sunulan ve rastgele klinik test yapılabilen tek ürün ARMin robot sistemi olmuştur.

ARMin-1 rehabilitasyon robotu 2003-2006 yılları arasında geliştirilmiştir. Robot dört serbestlik derecesine sahiptir. Fizyoterapistin robota öğrettiği noktaların, robot tarafından tekrar edilmesi şeklinde çalışma prensibi vardır. 2007-2008 yıllarında geliştirilen ARMin-2 robotu 6 serbestlik derecesine sahiptir. Bu robotta ARMin-1 robotuna ek olarak ön kol pronasyon/supinasyon ve bilek fleksiyon/ekstensiyon hareketleri eklenmiştir. ARMin-1 robotunda yaşanan omuz eklemleri problemleri, ARMin-2 robotunda aktüatör destekli elevasyon/depresyon ile çözülmeye çalışılmıştır. ARMin-3 robotunda robot mekanik yapısı tamamiyle değiştirilmiştir. Geliştirilen bilgisayar ara yüzü ile görev merkezli rehabilitasyon senaryoları sayesinde hastanın tedavi yoğunluğu ve konsantrasyonunun artırılması amaçlanmıştır. ARMin-3 robotu, araştırma merkezlerinde ve kliniklerde birçok hasta üzerinde test edilmiştir. ARMin-4 robotunda hasta ile rehabilitasyon robotu arasındaki kuvvet, moment

ilişisini daha iyi anlayabilmek ve kontrol edebilmek için 3 adet yüksek çözünürlüklü kuvvet sensörü kullanılmıştır [6]. Robotun gelişimi şekil 1.5’te yer almaktadır.



Şekil 1.5 : (a)ARMin-1, (b)ARMin-2, (c)ARMin-3, (d)ARMin-4 rehabilitasyon robotları [7].

ARMin robot konsepti İsviçreli Hocoma firması tarafından ArmeoPower isimli bir rehabilitasyon robotu olarak ürün haline getirilmiştir. Şekil 1.6’da yer alan Armeopower rehabilitasyon robotu, günümüzde 93 ülkede 1037 cihaz aktif olarak kullanılmaktadır [8].



Şekil 1.6 : Armeopower rehabilitasyon robotu [8].

Çizelge 1.1 : Armeopower teknik özellikleri [8].

Hastaya Uyumluluk / Hareket Kabiliyeti	Bilgiler
Elektrikli yükseklik ayarlama modülü	400 mm
Hasta ön kol uzunluğu	310-420 mm
Üst kol uzunluğu	250-340 mm
6 DOF, elektrikli motor ve encoder geri beslemeli	Evet
Omuz abdüksiyon	-169° / 50°
Omuz fleksiyon / ekstansiyon	40° / 120°
Omuz medyal / radial rotasyon	0° / 100°
Ön kol pronasyon / supinasyon	-60° / 60°
Bilek fleksiyon / ekstansiyon	-60° / 60°
Hasta ağırlığı	135 kg
Robot mobil hareket edebilir	Evet
Tekerlekli sandalyede outran hastaya uygulanabilir	Evet

CADEN-7 robotu, 7 serbestlik derecesine sahip dış iskelet yapıda bir rehabilitasyon robotudur. Robot, omuz abdüksiyon/addüksiyon, omuz fleksiyon/ekstansiyon, omuz medyal/radyal rotasyon, dirsek fleksiyon/ekstansiyon, ön kol pronasyon/supinasyon, bilek fleksiyon/ekstansiyon ve bilek ulnar/radyal deviasyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. CADEN-7 robotunun en önemli özelliği eksen tahriğinin elektrik motorları ile kablolar aracılığıyla yapılmasıdır. Dört motor robotun ana gövdesinde yer almaktadır. Bu sayede robotun hasta kolunu saran kısmında hafiflik elde edilmiştir. Eksen hareketleri sırasında kabloların gerilmesi ve gevşemesi problemleri oluşmaktadır. Gerilme, kablo ömrünün kısa olmasına sebep olmakta, gevşeme ise hareketin iletiminde boşluklar oluşmasına sebep olmaktadır [9].



Şekil 1.7 : CADEN-7 rehabilitasyon robotu (solda), RUPERT 4 rehabilitasyon robotu (sağda).

RUPERT 4 robotunda 5 serbestlik derecesi bulunmaktadır. Robot, omuz elevasyon/depresyon, omuz medyal/radyal rotasyon, dirsek fleksiyon/ekstansiyon, ön

kol pronasyon/supinasyon, bilek fleksiyon/ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Robot, pnömatik kaslarla tahrik edilmektedir. Hafif olması sebebiyle giyilebilir bir sistem olarak geliştirilmiştir. Bu sayede hasta otururken veya ayakta rehabilitasyona devam edebilmektedir. Pnömatik yapıdan kaynaklı kontrol zorluğu, PID tabanlı iteratif öğrenme tabanlı ileri beslemeli bir kontrolör tasarımıyla çözülmeye çalışılmıştır [10]. Şekil 1.7’de CADEN-7 ve RUPERT 4 robotlarının görselleri yer almaktadır.

Üst uzuv rehabilitasyonu amaçlı geliştirilmiş robotlar incelendiğinde robotların birçoğunun üniversitelerde gerçekleştirilen akademik çalışmalar olduğu görülmektedir. Çizelge 1.2’de üst uzuv rehabilitasyonu amaçlı geliştirilmiş dış iskelet yapıdaki robotlara yer verilmiştir. Robotlar, omuz-dirsek-bilek rehabilitasyonu, omuz-dirsek rehabilitasyonu ve dirsek-bilek rehabilitasyonu kabiliyetlerine göre sınıflandırılmıştır. Ayrıca robotun tahrik tipi, elektriksel, pnömatik veya hidrolik olarak sınıflandırılmıştır. Çizelge 1.2’den görüleceği üzere akademik çalışmaların birçoğu prototip sistem olarak kalmakta ve klinik test aşamasına geçememektedir. Klinik test aşamasına geçen robotlar sonrasında, test ve hasta grupların kullanımı ile tekrar test edilmektedir. Dış iskelet tipteki robotlarla ilgili çalışmaların 2000’li yıllardan itibaren arttığı gözlemlenmektedir.

Çizelge 1.2 : Üst uzuv rehabilitasyonu amaçlı geliştirilmiş dış iskelet yapıdaki robotlar [11].

Proje Adı	Ülke	Yıl	DOF (a)	DOF (p)	Tahrik	fİRA	Klinik Test
Omuz-Dirsek-Bilek							
ARAMIS	İtalya	2009	6	0	e	2-sfh	x
ARMIN 4	İsviçre	2007	8	0	e	ufh	x
ArneoPower	İsviçre	2011	6	0	e	ufh	x
ARMOR	Avusturya	2008	8	4	e	2-uffh	x
BONES+SUE	ABD	2008	6	0	p	ufh	x
BOTAS	Japonya	2013	6	0	e	2-ufh	
ETS-MARSE	Kanada	2010	7	0	e	ufh	
EXO-UL	ABD	2011	7	0	e	2-ufh	x
IntelliArm	ABD	2007	7	2	e	ufh	
NTUH-ARM	Tayvan	2010	7	2	e	ufh	
RUPERT 4	ABD	2005	5	0	p	suhf	
SRE	İngiltere	2003	7	0	p	fh	
SUEFUL 7	Japonya	2009	7	1	e	uffh	
Omuz-Dirsek							
ABLE	Fransa	2008	4	0	e	uf	x
ALEx	Y.Zelanda	2013	4	2	e	ufh	
AssistOn-SE	Türkiye	2012	6	1	e	ufh	
CAREX	ABD	2009	5	0	e	suf	
CINVESRob-1	Meksika	2014	4	0	e	uf	
L-Exos	İtalya	2002	4	1	e	ufh	x
LIMPACT	Hollanda	2008	4	6	h	uuff	
MEDARM	Kanada	2007	6	0	e	uf	
MGA	ABD	2005	5	1	e	uh	
MULOS	İngiltere	2001	5	0	e	uffh	
Pneu-WREX	ABD	2005	4	0	p	ufh	x
RehabExos	İtalya	2009	4	1	e	ufh	
Dirsek-Bilek							
6-REXOS	Sri Lanka	2015	4	2	e	fh	
MAHI EXO-2	ABD	2006	5	0	e	ufh	x
MAS	Japonya	2008	4	0	p	ufh	
ULERD	Japonya	2013	3	4	e	uuffh	
Wrist Gimbal	ABD	2013	3	0	e	fh	

DOF; a:aktif eksen, p:pasif eksen. Tahrik; e:elektrik, p:pnömatik, h:hidrolik.
fİRA(fiziksel robot hasta bağlantısı); 2: iki kollu robot, s:omuz, u:üst kol, f:ön kol,h:el

1.4 Önerilen Robot Sisteminin Literature Katkısı

Rehabilitasyon robotlarının hastaya uygulanabilmesi için hasta konforunun yüksek seviyede olması gerekmektedir. Bu sebeple tasarlanan robotların taşınması gereken ergonomik fonksiyonlar bulunmaktadır. Bu tez kapsamında geliştirilen robotta bulunan 3 pasif serbestlik derecesi ile robotun hastaya uygulanması sırasında yaşanan ergonomi problemlerinin önüne geçilmesi hedeflenmiştir.

Geliştirilen robot sisteminde hasta boyuna ve hastanın üst kol ölçüsüne göre hastaya özgü ayarlanabilir mekanizmalar yer almaktadır. Buna ilave olarak robotik omuz tasarımında hastaya özgü ayarlanabilir bir mekanizmanın bulunması, önerilen robot sisteminin önemli katkılarından biridir.

Literatürde yer alan rehabilitasyon robotları incelendiğinde, hasta robot arasındaki etkileşimin pasif kontrol egzersizleri sırasında göz ardı edildiği gözlemlenmiştir. Ayrıca, hastanın robota uyguladığı kuvvetler yüksek maliyetli ekipmanlar kullanılarak ölçülmektedir. Buna karşılık olarak önerilen robot sistemimizde, tasarlanan özel bileklik sistemi ve adaptif admittans kontrolör yapısı sayesinde, kısmi pasif kontrol modunda, hasta robot arasındaki kuvvet etkileşimi ölçülmekte ve hastanın robota gösterdiği reaksiyona göre gerekli durumlarda robot yörüngesinde iyileştirme yapılmaktadır. Bileklik sisteminde kullanılan kuvvet ölçüm sensörleri ile hasta robot arasındaki etkileşimin ölçülmesi düşük maliyetli bir çözüm oluşturmaktadır.

Geliştirilen robot kontrol arayüzü ile fizyoterapistin rehabilitasyon sürecini kolaylıkla yönetmesi sağlanmıştır.

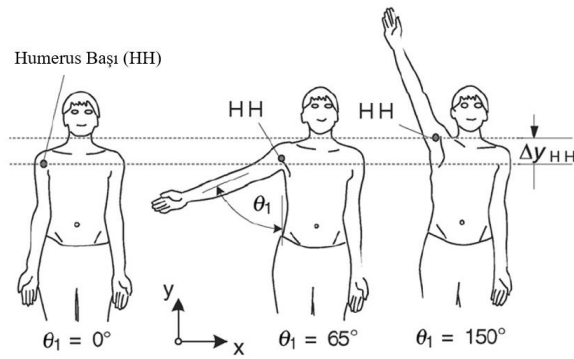
Robot tasarımı ve geliştirilmesi sürecinde gerçekleştirilen mekanik tasarım, elektrik tasarım, robotta kullanılan ekipmanlar, imalat ve montaj süreçleri hakkında detaylı bilgiler verilerek örnek bir çalışma gerçekleştirilmiştir.

2. TASARIM VE MONTAJ

2.1 Mekanik Tasarım

2.1.1 Mekanik tasarım gereksinimleri

İnsan kolunun, bir dış iskelet yapıdaki robota bağlanarak fiziksel rehabilitasyon gerçekleştirilebilmesi için, robotun insan kolunun hareketlerine benzer hareketleri gerçekleştirebilir olması gerekmektedir. İnsan kolu, parmak eklemleri hariç tutulduğunda 9 serbestlik derecesine sahip bir yapıdır. Bu yapıda omuzda yer alan glenohumeral eklem küresel mafsallı yapısına benzer ve humerus kemiğinin glenohumeral ekleminde yaptığı hareketler 3 serbestlik derecesine sahiptir. Bu hareketler, omuz fleksiyon/ekstansiyon, abduksiyon/addüksiyon ve medyal/yanal rotasyon olarak adlandırılır. Omuzda yer alan sternoklavikular ekleminde ise 2 serbestlik derecesi bulunur. Bu eklem sayesinde gerçekleşen hareketler, omuz elevasyon/depresyon ve retraksiyon/protraksiyon hareketleridir. Bu hareketler glenohumeral kafayı oynatır. Omuz toplamda 5 serbestlik derecesine sahip bir yapıdır. Omuz ekleminde abduksiyon hareketi omuzda elevasyona sebep olur [2]. Şekil 2.1’de omuz hareketlerinden üst kolun abduksiyonunun, omuzda elevasyona sebep olarak humerus başında oluşturduğu pozisyon değişimi gösterilmektedir.



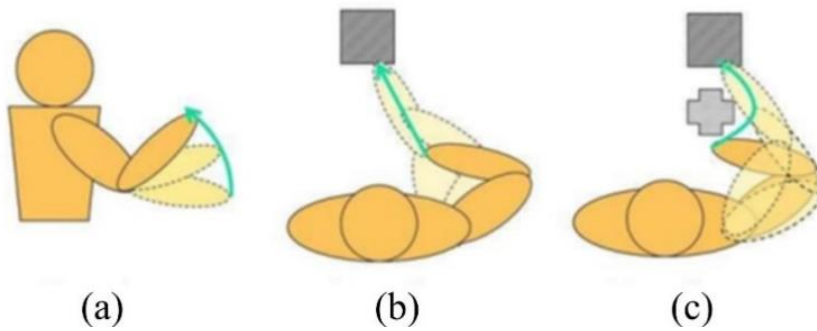
Şekil 2.1 : Omuz ekleminin abduksiyonu sırasında oluşan elevasyon hareketi [2].

Fiziksel rehabilitasyon öncelikle hastaların günlük aktivitelerini bağımsız bir şekilde gerçekleştirebilmelerini hedefler. Bunun için rehabilitasyon sürecinde, insanların günlük ihtiyaçları olan yemek yeme, içecek içme, kapı açma vb. hareketler görev

olarak seçilmektedir. Günlük aktivitelerde kullanılan ve rehabilitasyon süreci ile geliştirilmesi amaçlanan hareket modları 4 gruba ayrılmıştır. Bu hareketler aşağıdaki listede verilmektedir:

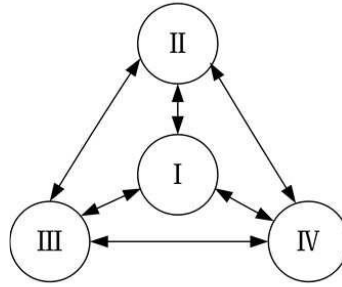
1. Herhangi bir konumda durma hareketi
2. Herhangi bir eksende açma / kapama hareketi
3. Düz gitme hareketi
4. Düzgün bir eğri hareketi

Günlük aktivitelerde, kol eklemlerinde açma/kapama hareketi en sık yapılan harekettir. Aynı zamanda, kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları olan hastalar için şekil 2.2(a)'da gösterilen tek eksende gerçekleştirilen fleksiyon/ekstansiyon ve abduksiyon/addüksiyon hareketleri çok önemlidir. Hareket modlarından ikincisi, üst ekstremitede tek eksenin, tek serbestlik derecesindeki hareketini içerir. İnsan kolunun bir diğer olağan aktivitesi, bardak tutma gibi bir nesneyi tutmaya yöneliktir. Bu gibi hareketlerde insan kolu düz bir yörünge üzerinde hareket eder. Hareket modlarından üçüncüsü, omuz ve dirsek eklemlerinin beraber hareket ederek düz bir yörünge üzerinde hareket etmesini sağlar. Yörünge üzerinde hareket modu, şekil 2.2(b)'de gösterilmektedir. Ek olarak, hastanın ulaşmak istediği nesne ile eli arasında bir engel varsa, düz yörünge üzerinde değişiklik yaparak düzgün bir eğri hareketine ihtiyaç duyulur. Hareket modlarından dördüncüsü, kapı açma gibi bazı günlük aktivitelerini içerir. Dördüncü hareket modu şekil 2.2(c)'de gösterilmektedir. Bu dört hareket tipiyle, insanın günlük aktivitesindeki birçok hareket gerçekleştirilebilir. Bazı kompleks hareketler, bahsi geçen dört hareket tipinden bazılarının birleşiminden oluşur. Örneğin, bardaktan su içme aktivitesi için, üçüncü hareket modunda bardağın alınması ve dördüncü hareket modunda bardaktan su içme işlemleri yapılır [12].



Şekil 2.2 : Günlük aktiviteler sırasında gerçekleştirilen hareket modları[12].

Hareket modları arasında ki geçiş şekil 2.3'deki gibidir. Herhangi iki hareket modu arasındaki geçiş, gerçek hayatta 'durma' işleminden sonra gerçekleşmektedir.



Şekil 2.3 : Dört hareket modu arasındaki geçişler [12].

Günlük aktivitelerin gerçekleştirilebilmesi için robotun omuz eklemünde 3 serbestlik derecesine, dirsek eklemünde 1 serbestlik derecesine, ön kol eklemünde 1 serbestlik derecesine ve bilek eklemünde 1 serbestlik derecesine sahip olması gerekir [6].

Sağlıklı bireyler üzerinden yapılan ölçümler sayesinde hastanın günlük aktivitelerinde omuz ve dirsek hareketlerinde ihtiyaç duyduğu hareket aralığı (ROM), hız, ivme ve tork değerleri çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1 : Günlük aktivitelerin yapılabilmesi için gerekli hareket aralığı, hız, ivme ve tork değerleri [6].

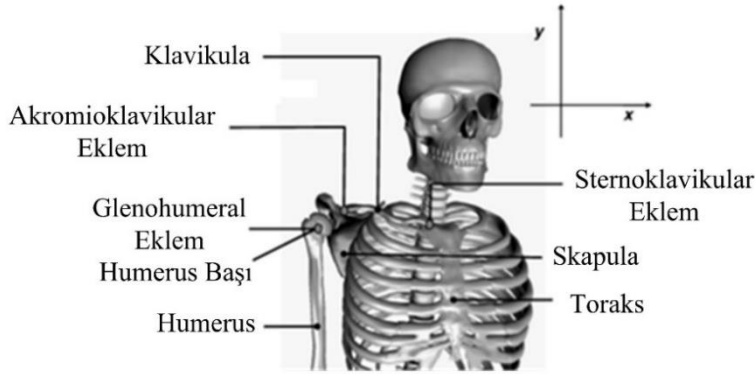
Eksenler	Hareket Aralığı	Hız (°/s)	İvme (°/s ²)	Tork (Nm)
Eksen 1 – Kol elevasyon	45°-135°	71	103	20
Eksen 2 – Elevasyon düzlemi	-45°-135°	60	129	20
Eksen 3 – Medyal/Radyal rotasyon	-90°-90°	150	245	20
Eksen 4 – Dirsek fleksiyon / ekstansiyon	0°-120°	91	116	20

Tez kapsamında tasarım ve imalatı gerçekleştirilen robotta, omuz eklemi için 2 aktif serbestlik derecesi ve dirsek eklemi için 1 aktif serbestlik derecesi bulunmaktadır. Bu sayede robotta omuz fleksiyon/ekstansiyon, omuz abdüksiyon/addüksiyon ve dirsek fleksiyon/ekstansiyon hareketleri gerçekleştirilebilmektedir.

2.1.2 Robotik omuz eklemi tasarımı

Humerus kemiği, glenohumeral eksen bağlantısı üzerinden skapulaya bağlanır. Skapula, klavikula kemiğine akromioklavikular eksen üzerinden bağlanır. Klavikula

kemiği, toraks kemiğine sternoklavikular eklem üzerinden bağlanır. Şekil 2.4'te omuzda yer alan kemik ve eklemler gösterilmektedir.



Şekil 2.4 : Omuz eklemi[6].

Humerusun glenohumeral eksen etrafındaki hareketi, skapulanın akromioklavikular eksen etrafındaki hareketi ve klavikulanın sternoklavikular eksen etrafındaki hareketi humerus kemiğinin başının merkezinin ötelenme hareketi yapmasına sebep olur. Robot insan koluna dış iskelet yapı olarak sabitlendiği için humerus başının hareketinin bilinmesi gerekmektedir. Robot hareketinin, insan kolunun hareketini doğal bir şekilde izleyebilmesi için, humerusun doğal hareketinin izlenmesi çok önemlidir [6]. Humerus başı ile ilgili hesaplamalarda aşağıdaki kabuller yapılmıştır.

- Aynı vücut ölçülerindeki bireylerin humerus başı hareketleri aynıdır.
- Eğitim ve yaş humerus başı hareketini etkilemez.
- Omuz ekseninin iç/dış rotasyon hareketinin humerus başı pozisyonuna etkisi yoktur.

Humerus başının doğal hareketi bilindikten sonra, bu hareketi en yakın bir biçimde takip edebilecek kinematik yapı bulunmalıdır. İdeal durumda, humerus başının robotsuz hali 'HB_{r-}' ile robotlu hali 'HB_{r+}' aynı yörüngeyi izler. İdeal durumda, robotun kola yaptıracığı tüm hareket uzayında $\theta_{1_{\min}} \leq \theta_1 \leq \theta_{1_{\max}}$ koşulu ile denklem (2.1) ve denklem (2.2) geçerli olur.

$$x_{HB_{r-}} = x_{HB_{r+}} \quad (2.1)$$

$$y_{HB_{r-}} = y_{HB_{r+}} \quad (2.2)$$

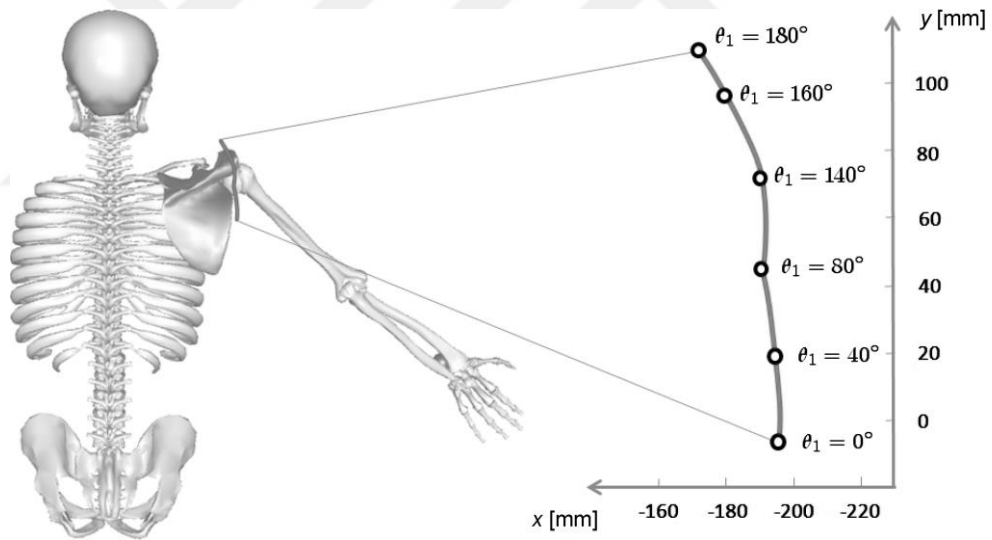
Robotik omuz eklemi tasarlarken amaç, 'HB_{r-}' ile 'HB_{r+}' arasındaki farkı minimize edecek kinematik yapıyı elde etmektir. Bu kinematik yapının elde edilebilmesi için bir amaç fonksiyonu oluşturulur.

Amaç fonksiyonu denklem (2.3)'deki gibi yazılabilir.

$$D_{ort} = \int_{\theta_{1min}}^{\theta_{1max}} \frac{1}{\theta_{1max} - \theta_{1min}} \left| x_{HB_{r-}}(\theta_1) - x_{HB_{r+}}(\theta_1) \right| d\theta_1 \quad (2.3)$$

Bu konuda yapılan bazı çalışmalarda, humerus başının hareketinin etkisini dengelemek için robota aktif eksen eklenmesi konusunda çalışılmıştır. Humerus başının ötelenmesinin θ_1 'in bir fonksiyonu olduğu düşünülmüştür. Şekil 2.5'de θ_1 'in değişimine karşılık humerus başının x-y koordinat sistemindeki ötelenmesi gösterilmektedir. Sonuç olarak, 170 cm uzunluğundaki bir hasta için $D_{ort}=5.1$ mm ve $D_{maks}=16.2$ mm olarak tespit edilmiştir. Ancak aktif eksen geniş ve ağır bir mekanizma olduğu için alternatif bir çözüm geliştirilmiştir.

Humerus başının doğal hareketi için dairesel bir hareket seçilmiştir. En basit haliyle, humerus başının robotlu haldeyken HB_{r+} izlediği yörüngenin d yarıçaplı ' M_{1x}, M_{1y} ' merkezli bir daire hareketi ile iyileşeceği düşünülmüştür.



Şekil 2.5 : Kol elevasyon açısının değişimine karşılık humerus başının xy ekseninde pozisyon değişiminin gösterilmesi [6].

Kol elevasyon hareketi, robotun çalışma uzayında $-45 \leq \theta_1 \leq 135$ açı aralığı ile limitlidir. Bu sebeple, humerus başının hareketi denklem (2.4)'deki gibi ifade edilebilir.

$$\begin{pmatrix} x_{HB_{r+}} \\ y_{HB_{r+}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{1x} - d \cos(\theta_1 - 90^\circ) \\ M_{1y} + d \sin(\theta_1 - 90^\circ) \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

Burada, ' M_{1x}, M_{1y} ' daire merkezini bulmak ve D_{ort} değerini minimum yapacak d yarıçapını tespit etmek bir optimizasyon problemidir.

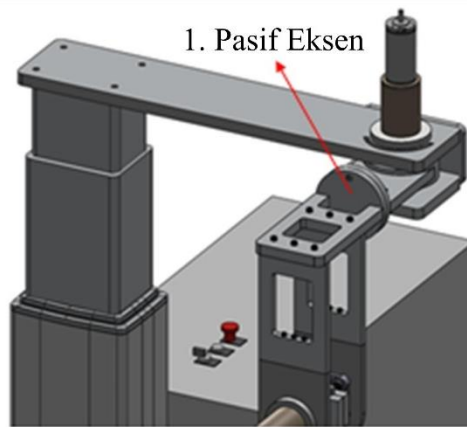
Denklem (2.5)'deki limit ve artım aralıklarıyla, numerik bir optimizasyon gerçekleştirilir.

$$\begin{aligned} -180 \text{ mm} \leq M_{1_x} \leq -120 \text{ mm}, \text{ adım değeri: } 1^\circ \\ 50 \text{ mm} \leq M_{1_y} \leq 70 \text{ mm}, \text{ adım değeri: } 1^\circ \\ 20 \text{ mm} \leq d \leq 80 \text{ mm}, \text{ adım değeri: } 1^\circ \\ 45^\circ \leq d \leq 135^\circ \end{aligned} \quad (2.5)$$

Burada elde edilen sonuç, vücut uzunluğu 1,70 m. olan hastalar için geçerlidir. Diğer hastalar için lineer bir ölçeklendirme ile denklem (2.6)'daki gibi uygulanabilir [6].

$$d_h = d_{h_{ref}} \frac{h}{h_{ref}} \quad (2.6)$$

Robotik omuz eklemi tasarımı, omuz ekleminin açma/kapama hareketine karşılık, humerus başının yaptığı ötelenme hareketi incelenmiştir. Ötelenme hareketinin hastayı rahatsız etmemesi ve robotun hasta için ergonomik fonksiyonları yerine getirebilmesi için omuz eklemine bir pasif eksen eklenmiştir. 1. Pasif eksen tasarımı şekil 2.6'da görülmektedir. Bu pasif eksen sayesinde robot, hastaya uygulanmadan önce pasif eksen üzerinde hastanın fiziksel ölçülerine göre ayar yapılabilmektedir. Bu ayarlama, kinematik hesaplarda devreye alınabilmesi için insan makine ara yüzünde hasta bilgileri kısmına kaydedilir.



Şekil 2.6 : Pasif eksen tasarımı

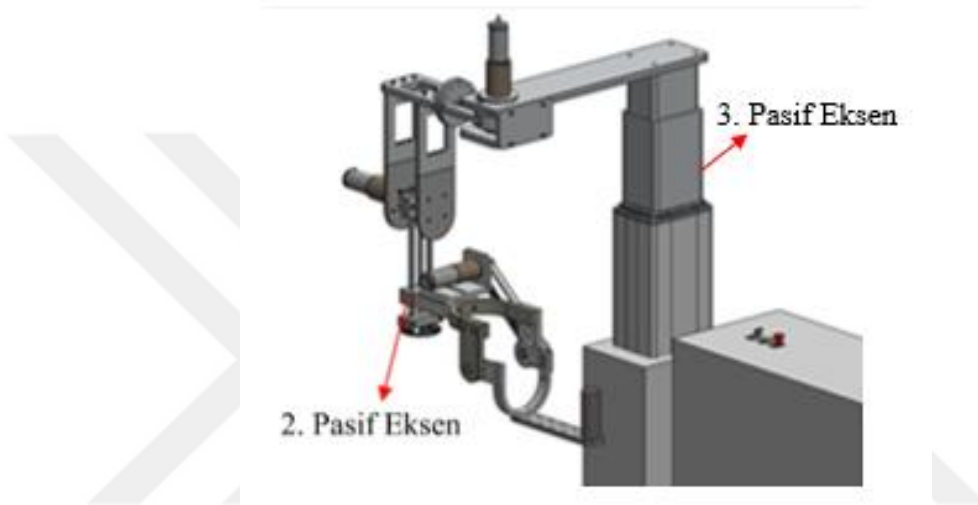
2.1.3 Üst kol uzunluğunun değişimi

Fiziksel rehabilitasyon için dış iskelet yapıdaki robotun hastaya ergonomik bir şekilde uygulanabilmesi son derece önemlidir. Robotun, farklı hastalara uygulanabilmesi için değişen üst kol uzunlukları için robot üzerine pasif bir eksen eklenmiştir. Bu sayede, robot hastaya uygulanmadan önce hastanın üst kol uzunluğuna göre robot

ayarlanmaktadır. Bu ayarlama, kinematik hesaplarda devreye alınabilmesi için insan makine ara yüzünde hasta bilgileri kısmına kaydedilir.

2.1.4 Robot yüksekliğinin değişimi

Hasta boyuna bağlı olarak robotun yüksekliğinin değiştirilmesi gerekebilmektedir. Robot ana gövdesi, elektrik tahrikli silindir bir mekanizmaya bağlıdır. Bu sayede robot yüksekliği değiştirilebilmektedir. Şekil 2.7’de robot yüksekliği ayar mekanizması 3. pasif eksen olarak verilmiştir.



Şekil 2.7 : Pasif eksen tasarımı

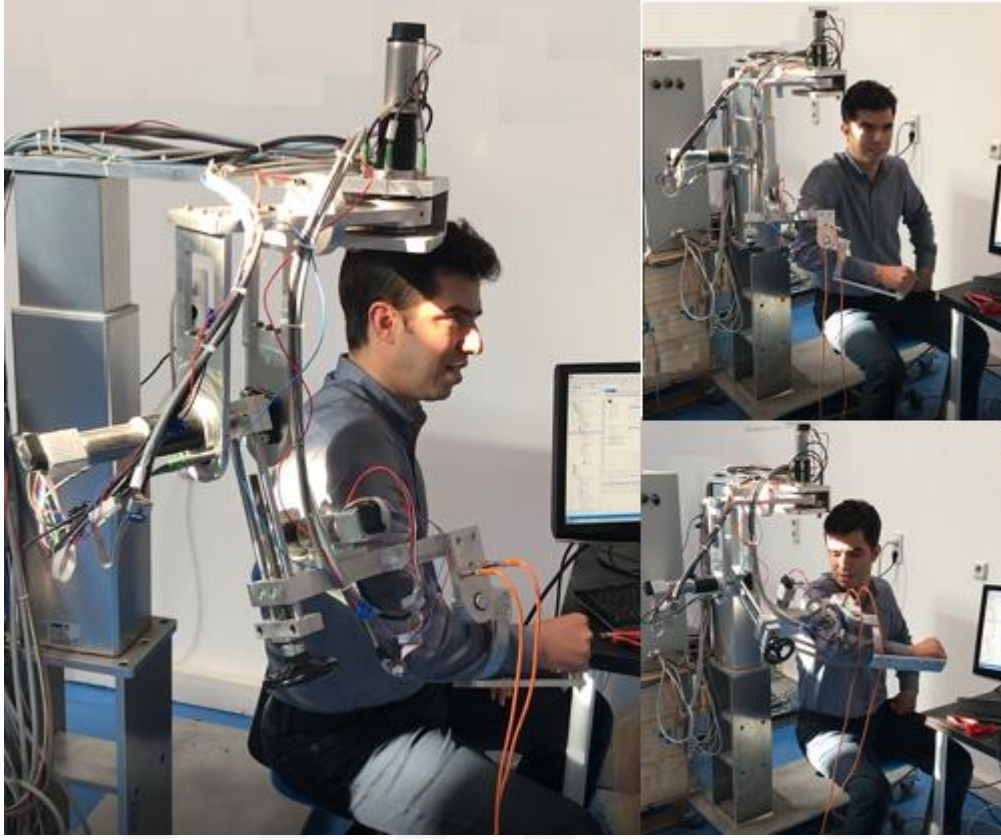
2.2 Mekanik İmalat ve Montaj Süreci

Mekanik tasarım çalışmalarının tamamlanmasından sonra, robotu oluşturan mekanik parçaların imalat hazırlanması gerekmektedir. Bu süreçte öncelikle, hazır kullanılacak makine elamanları ve imal edilecek mekanik parçalar için imalat yöntemlerine kadar verilerek, imalat için teknik resimler hazırlanmıştır. Teknik resim oluşturulurken, mekanik parçaların robot üzerindeki konum ve işlevine göre teknik resim üzerinde imalat toleransları verilmiştir.

İmalatı gerçekleştirilen mekanik parçaları ve hazır olarak kullanılan makine parçalarının montaj kolaylığı için gerekli montaj resimleri hazırlanmıştır.

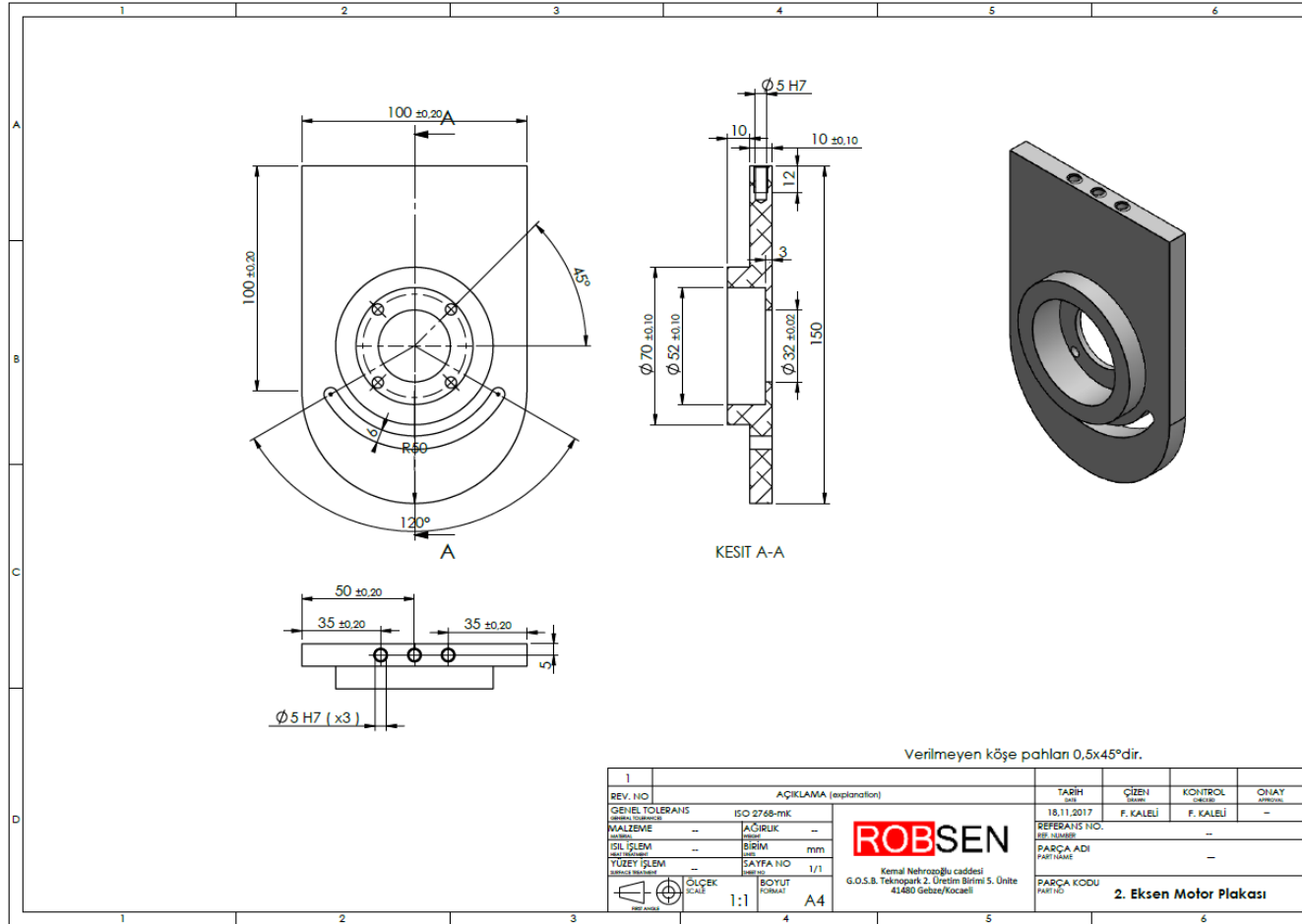
Rehabilitasyon robotunun tasarımında hafiflik önemli bir kriter olduğu için mekanik parçalarda malzeme olarak alüminyum alaşımları tercih edilmiştir. Robotun mekanik

parçalarının imalatı sonrasında mekanik montaj faaliyetleri gerçekleştirilmiştir. Mekanik montajı gerçekleştirilen robot şekil 2.8’de yer almaktadır.

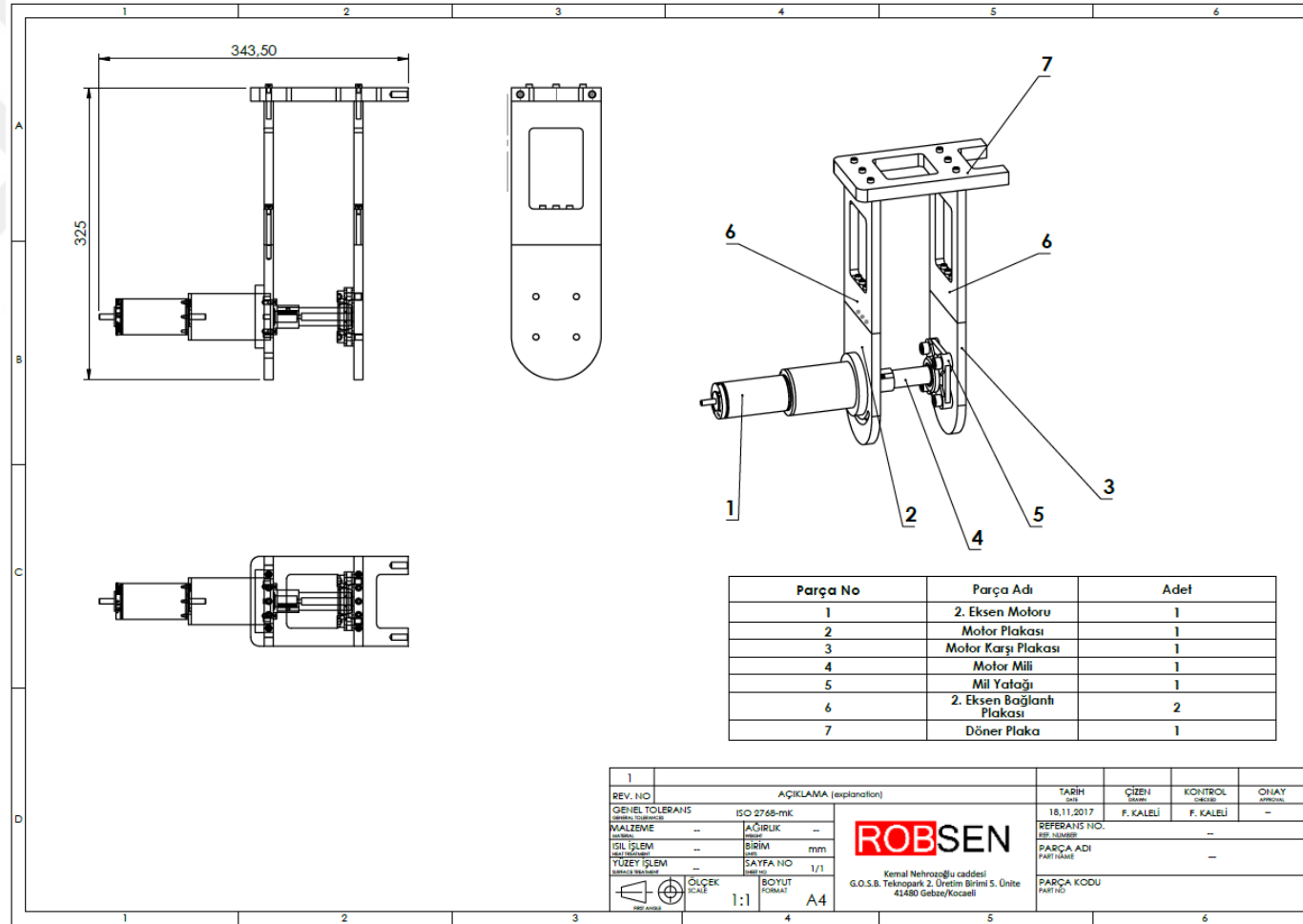


Şekil 2.8 : İmalatı gerçekleştirilen robot prototipi.

İmalat ve montaj sırasında teknik resim standartlarına uygun şekilde mühendislik çizimlerinin gerçekleştirilmiş olması imalat ve montaj faaliyetlerinde kolaylık sağlamaktadır. Örnek mekanik parça için talaşlı imalat teknik resmi şekil 2.9’de verilmiştir. Örnek montaj resmi şekil 2.10’da gösterilmiştir.



Şekil 2.9 : Teknik resim örneği



Şekil 2.10 : Eksen montaj resmi örneği.

2.3 Elektrik Tasarım

2.3.1 Kullanılan ekipmanlar

Robot, şekil 2.11'deki windows işletim sistemine sahip PLC tabanlı endüstriyel bir bilgisayar üzerinden kontrol edilmektedir. Robot hareketi için kinematik hesaplamalar, yörünge planlaması için interpolasyon işlemleri bu bilgisayar üzerinde gerçekleştirilmektedir. Ayrıca, bilgisayara bağlı bir monitör üzerinde rehabilitasyon robot sistem arayüzü çalışmaktadır. Bu arayüz ile robotun çalışma mod seçimi yapılmakta ve hasta ile ilgili bilgiler girilerek, robotun hastaya özgü çalışması sağlanmaktadır. Bu bilgisayar, eklem hareketlerini kontrol eden motor sürücüler ile EtherCAT haberleşme protokolü ile haberleşmektedir. Bu haberleşmede bilgisayar efendi (master), sürücüler köle (slave) olarak görev almaktadır. Robotta, motor sürücü olarak Maxon EPOS3 70/10 DC motor sürücü bulunmaktadır.



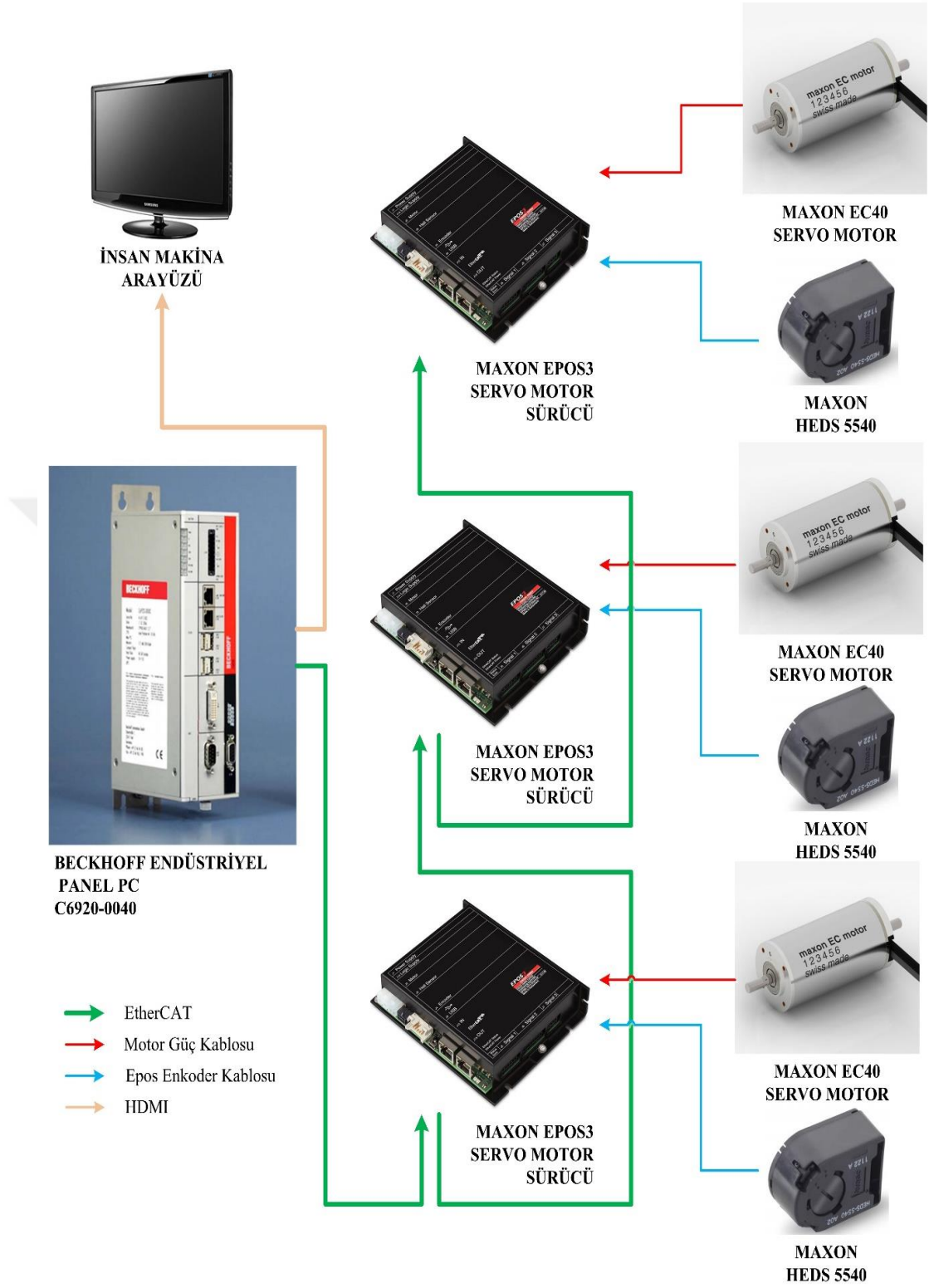
Şekil 2.11 : Beckhoff CP6920 endüstriyel bilgisayar ve Maxon EPOS3 70/10 motor sürücüsü.

Robotun tahrik motorlarında şekil 2.12'de gösterilen Maxon EC40 serisi fırçasız DC motorlar kullanılmıştır. EC serisi motorlar, yüksek hız ve tork üretebilen uzun ömürlü hafif seri DC motorlardır. Motorlara bağlı, 500 devir/puls çözünürlüğe sahip HEDS-5540 artımlı enkoder kullanılmıştır.



Şekil 2.12 : Maxon EC40 serisi fırçasız motor ve Maxon HEDS 5540 artımlı enkoder.

Sisteme ait bağlantı ve kullanılan haberleşme tipleri şekil 2.13’de verilmiştir. Geliştirilen robotta, sistem kontrol arayüzünün çalıştığı bir monitör bulunmaktadır. Monitör, Bekchoff PC’ye HDMI ile bağlanmaktadır.

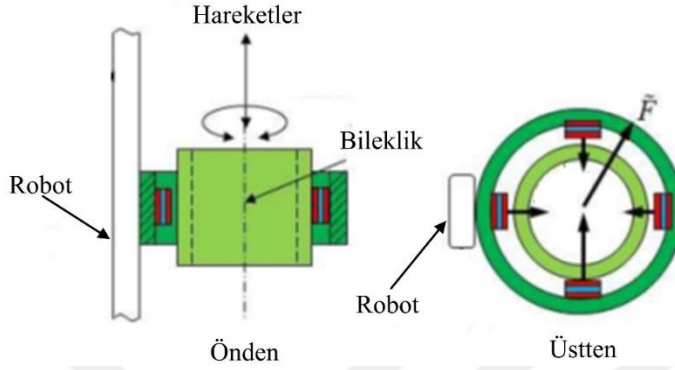


Şekil 2.13 : Elektrik bağlantı ve haberleşme şeması.

2.3.2 Bileklik tasarımı

Robotun hastaya uygulanması sırasında, hasta konforunun artırılması ve hasta güvenliğinin sağlanabilmesi için giyilebilir bileklik tasarlanmıştır. Bileklikler, hastaya

üst kol ve ön kol bölgesinden uygulanmaktadır. Bu bileklikler sayesinde robot ile hasta arasında insan-makine etkileşimi gerçekleştirilmiştir. Aynı zamanda hastanın kolu robota bu bileklikler sayesinde sabitlenmektedir. Bileklik tasarımı şekil 2.14'te yer almaktadır.



Şekil 2.14 : Bileklik Tasarımı [12].

Robot ile hasta arasında hareket esnasında ortaya çıkan etkileşim kuvvetleri bileklik ile ölçülmektedir. Bileklik içerisinde dört adet kuvvet sensörü bulunmaktadır. İnsan kolunun bileklik içerisinde olası 2 hareketi kuvvet sensörleri üzerinde normal bir kuvvet oluşturmaktadır. Bu kuvvetlerin toplanmasıyla robot ile hasta arasındaki toplam etkileşim kuvveti denklem (2.7)'deki gibi hesaplanmaktadır.

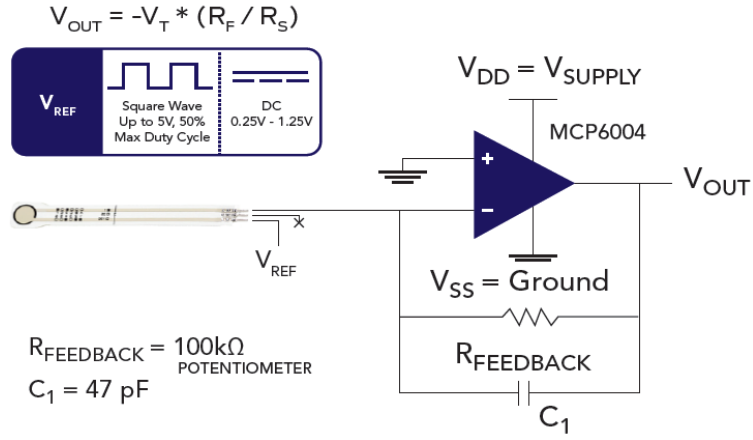
$$\tilde{F} = \sum_{i=1}^4 F_s \quad (2.7)$$

Bileklik tasarımında kullanılan kuvvet sensörü, ince ve düşük maliyetli bir kuvvet sensörüdür. Sensör alanına uygulanan basınç arttıkça direnç değeri azalmaktadır. Tez kapsamında geliştirilen robotta şekil 2.15'te yer alan, Flexiforce A201 kuvvet sensörü kullanılmıştır.



Şekil 2.15 : Flexiforce A201 kuvvet sensörü.

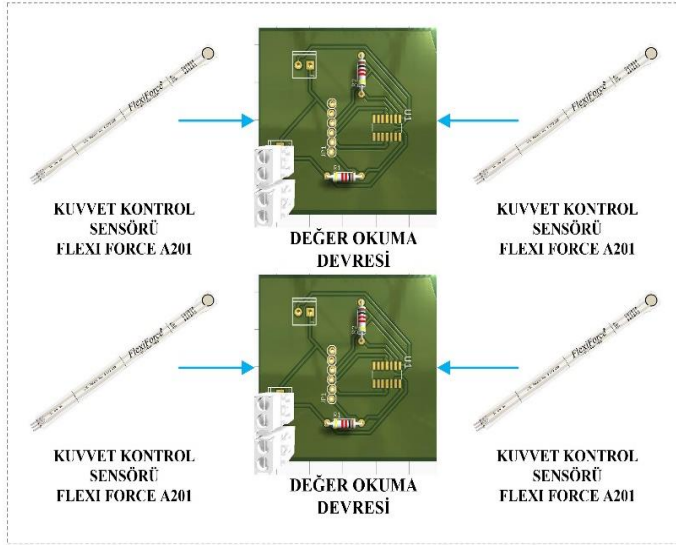
Ölçülen kuvvet değerinin voltaj sinyaline dönüşümü basit bir elektrik devresiyle gerçekleştirilmektedir. Örnek elektrik devresi şekil 2.16’da gösterilmiştir.



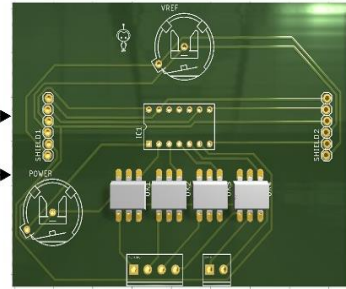
Şekil 2.16 : Kuvvet sensörü ölçüm devresi elektrik şeması [13].

Bileklikte yer alan sensörler için değer okuma devresi tasarlanmıştır. Ek olarak, okuma devrelerinin bağlı olduğu hesaplama devresi tasarlanmıştır. Hesaplama kısmı Texas Instruments firmasının geliştirmiş olduğu MSP430G2231 mikrokontrolör üzerinde yapılmaktadır. Sensörlerden okunan analog sinyaller MSP430 üzerinde işlenerek, merkezi endüstriyel bilgisayara dijital olarak iletilmektedir. Bileklik sensörleri, elektronik kartlar ve haberleşme şekil 2.17’de yer almaktadır.

ÜST KOL BİLEKLİK

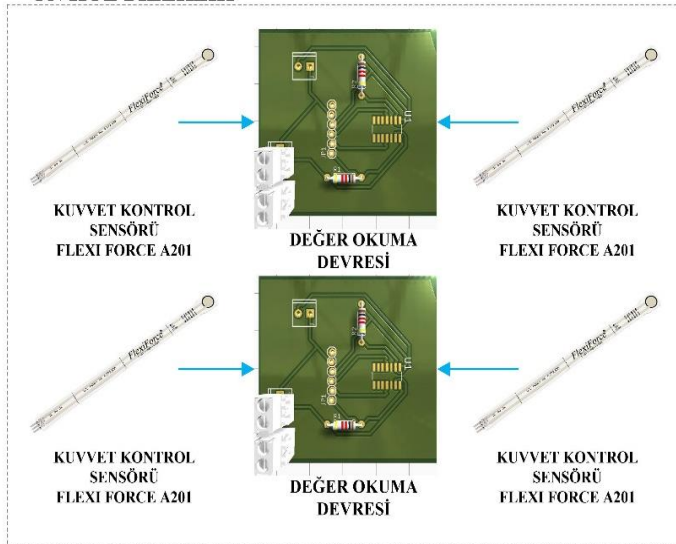


KONTROL DEVRESİ

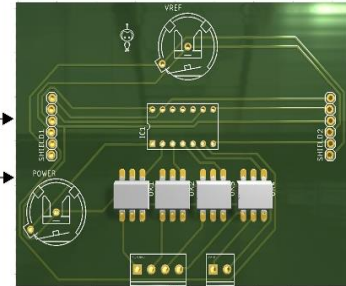


**BECKHOFF
ENDÜSTRİYEL
PANEL PC
C6920-0040**

ÖN KOL BİLEKLİK



KONTROL DEVRESİ



Şekil 2.17 : Bileklik bağlantı ve haberleşme şeması.

3. KİNEMATİK MODEL

Kinematik problem, harekete sebep olan kuvvet ve torku dikkate almadan hareketi ifade eder. Robot hareketlerinin analizinin yapılabilmesi için uygun kinematik modelin çıkarılması çok önemlidir. Kinematik model sayesinde, robotun uç noktasının veya herhangi bir eksenin uzaydaki konumu eklem değişkenlerine bağlı olarak ifade edilebilir. İleri kinematik, robot uç noktasının konum ve yöneliminin eklem değişkenlerine göre ifade edilmesidir. İleri kinematikte, robotun eklemlerinin arasındaki açılar giriş, robot uç noktasının konum ve yönelimi çıkış bilgisidir. Ters kinematik ise, robot uç noktasının uzayda herhangi bir konum ve yönelimine karşılık gelen eklem açılarının ifade edilmesidir. Ters kinematikte, robot uç noktasının konum ve yönelimi giriş, eklem açıları çıkış bilgisidir.

3.1 İleri Kinematik Çalışmaları

Robot, birbirine bağlı prizmatik veya döner uzuvlardan oluşur. Robot uç noktasının konumu ve yönelimi, robot eklem değişkenleri kullanılarak ileri kinematik model sayesinde elde edilir. Robot eklemleri döner olması durumunda eklem değişkenleri uzuvlar arasında kalan açı, prizmatik olması durumunda ise prizmatik uzvun hareket miktarıdır. Robotlarda serbestlik derecesi arttıkça, kinematik analiz zorlaşmaktadır. Bu sebeple, robotların uzayda kinematik modelini çıkarmak için bazı yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden bazıları, homojen dönüşüm yöntemi, üssel yöntem, sıfır referans konum yöntemi, Pieper-Roth yöntemi ve TPS (Tam ve Parametrik olarak sürekli) yöntemdir [14]. Bu çalışmada, robot kinematik modelinin çıkarılmasında homojen dönüşüm yöntemi kullanılmaktadır.

3.1.1 Homojen dönüşüm yöntemi

Homojen dönüşüm yöntemi, robot ileri kinematik modeli oluşturulurken en çok kullanılan yöntemdir. Bu yöntemde, Denavit-Hartenberg gösterimi kullanılmaktadır. Denavit-Hartenberg düzenlemesi, robotun temelinden uç noktasına kadar DH parametreleri dikkate alınarak uzuvlara koordinat takımları atanması ile ileri kinematik

problemini basitleştirir. DH gösteriminde, n serbestlik derecesine sahip bir robotun bir eklemine ait homojen transformasyon matrisi, i. Uzun ve eklemle ilgili DH parametrelerine (θ_i , a_i , d_i , α_i) bağlı transformasyon matrislerinin çarpımıyla bulunur. Matrislerde yer alan, DH parametreleri, θ_i -eklem değişkeni, a_i -uzuv uzunluğu, d_i -uzuv kayması, α_i -uzuv dönme açısı olarak adlandırılmaktadır. Bu parametrelerden, a_i , d_i , α_i robot geometrisine göre sabittir ve koordinat takımının robot uzuvlarına yerleştirilmesi ile değerleri hesaplanmaktadır. Denklem (3.1), (3.2), (3.3)'de gösterilen homojen transformasyon matrisi A_i , döner eklemlerde θ_i değişkenine, prizmatik eklemlerde ise d_i değişkenine bağlı olarak değişir [15].

$$A_i = \text{Rot}_{z, \theta_i} \text{Trans}_{z, d_i} \text{Trans}_{x, a_i} \text{Rot}_{x, \alpha_i} \quad (3.1)$$

$$= \begin{bmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i} & 0 & 0 \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c_{\alpha_i} & -s_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & s_{\alpha_i} & c_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$= \begin{bmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i} c_{\alpha_i} & s_{\theta_i} s_{\alpha_i} & a_i c_{\theta_i} \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i} c_{\alpha_i} & -c_{\theta_i} s_{\alpha_i} & a_i s_{\theta_i} \\ 0 & s_{\alpha_i} & c_{\alpha_i} & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

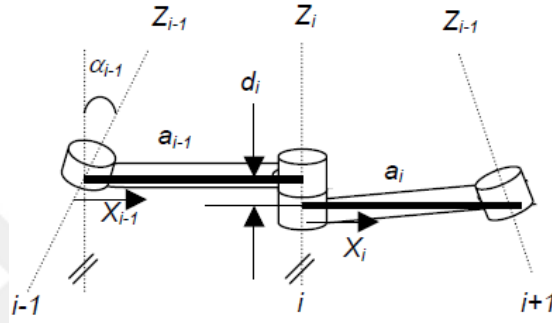
Homojen transformasyon matrisi, ilk üç satır ve sütununda rotasyon matrisi, 4. sütununda yer alan ilk üç eleman ile konum bilgisini içerir.

Denavit-Hartenberg değişkenlerini belirlemek için eklemlere koordinat takımı atanması gerçekleştirilir. Bunun için öncelikle robotun dönme eksenleri belirlenir ve robotun temel noktasına '0' değeri verilir. Robot uç noktasına kadar tüm eksenlere sırasıyla koordinat takımı atanır.

Koordinat atanması işleminde koordinat takımlarının Z eksen, eklemlerin dönüş yönü olarak seçilir. Koordinat takımının orijini, birbirini takip eden iki eklemde ilkinin Z eksenini ile kesiştiği noktadır. X eksen, birbirini takip eden iki eklemde Z eksenlerinin kesiştiği ortak normal boyunca seçilir. Y eksen ise, X ve Z eksenleri bilinmesi sayesinde sağ el kuralı ile belirlenir.

'i' terimi eksen numarasını göstermek üzere, ' a_i ' terimi birbirini takip eden iki koordinat takımının orijinleri arasındaki mesafeyi vermektedir ve 'iki eksen arasındaki bağ uzunluğu' olarak adlandırılmaktadır. ' α_i ' terimi, birbirini takip eden iki koordinat

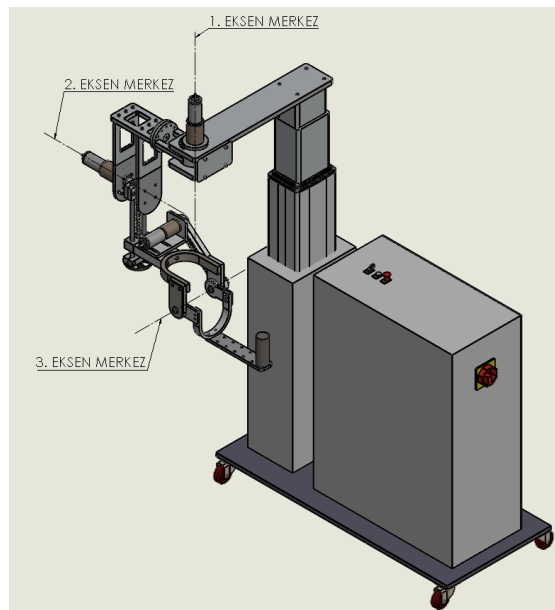
takımının Z eksenleri arasında saat yönündeki dönüşün pozitif kabul edilmesiyle x_i eksenine göre dönme açısını ifade etmektedir ve ‘iki eksen arasındaki bağ açısı’ olarak adlandırılmaktadır. θ_i terimi, x_i eksenine ile x_{i-1} eksenine arasındaki z_{i-1} eksenine göre dönme açısını ifade etmektedir ve ‘iki eklem arasındaki eklem açısı’ olarak adlandırılmaktadır. ‘ d_i ’ terimi, i ekseninin orijini O_i ile z_{i-1} eksenine arasındaki mesafeyi vermektedir ve ‘üst üste çakışan bağlar arasındaki bağ kayması’ olarak adlandırılmaktadır. Denavit-Hartenberg değişkenlerinin geometrik gösterimi şekil 3.1’de gösterilmektedir.



Şekil 3.1 : Denavit-Hartenberg parametrelerinin gösterimi [14].

3.1.2 Koordinat takımlarının atanması ve Denavit-Hartenberg parametreleri

Tez kapsamında gerçekleştirilen rehabilitasyon robotu 6 eksenlidir. Bu eksenlerden üçü, robotun hastanın fiziksel özelliklerine göre ergonomik bir şekilde uygulanabilmesi için mekanik ayar yapılan pasif eksenlerdir.

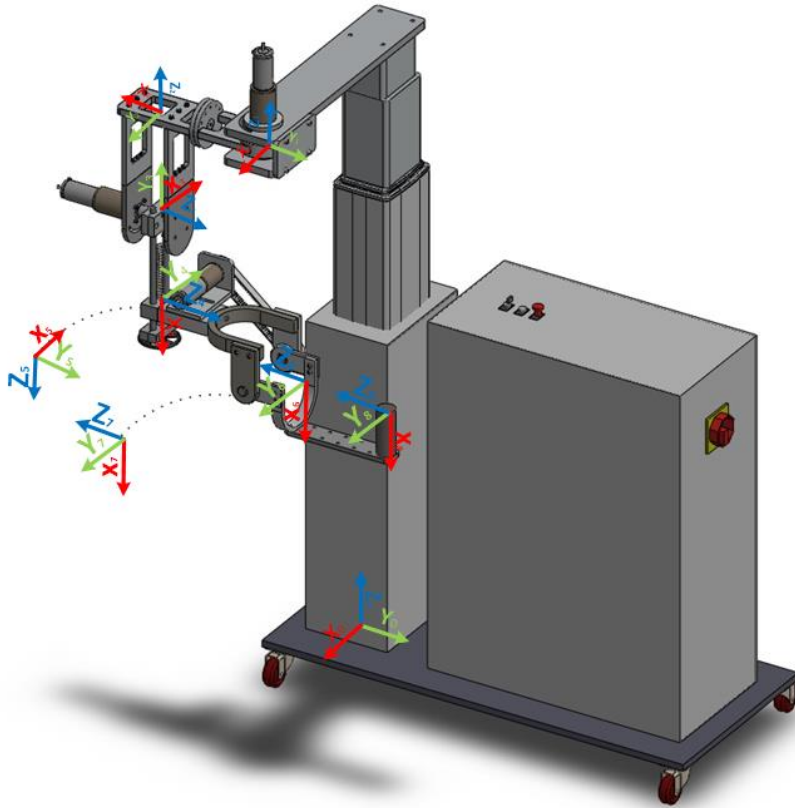


Şekil 3.2 : Robotun aktif eksen merkezlerinin gösterimi.

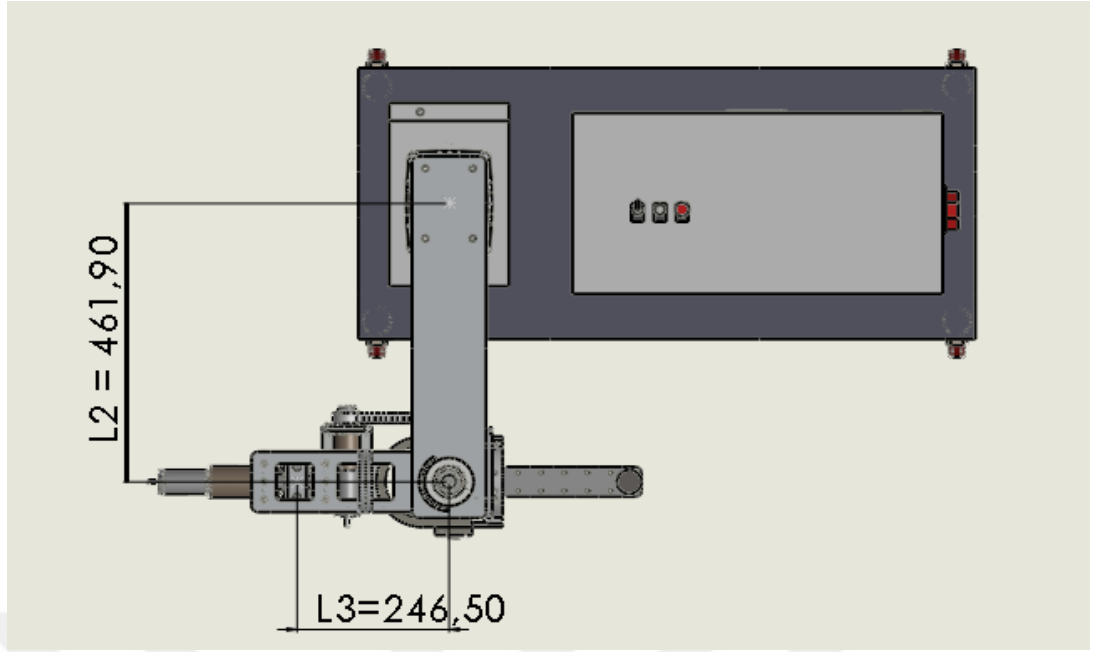
Robotta üç eksen aktif aktüatörlerle, rehabilitasyon sürecinde hastanın kolunu hareket ettiren eksenlerdir. Robotun eksen merkezleri şekil 3.2’de gösterilmektedir.

Koordinat takımlarının atanmasına robotun temeli üzerinden başlanarak robot uç noktasına kadar devam edilmiştir. Koordinat takımlarının robot eksenlerine yerleştirilmesi şekil 3.3’de gösterilmektedir.

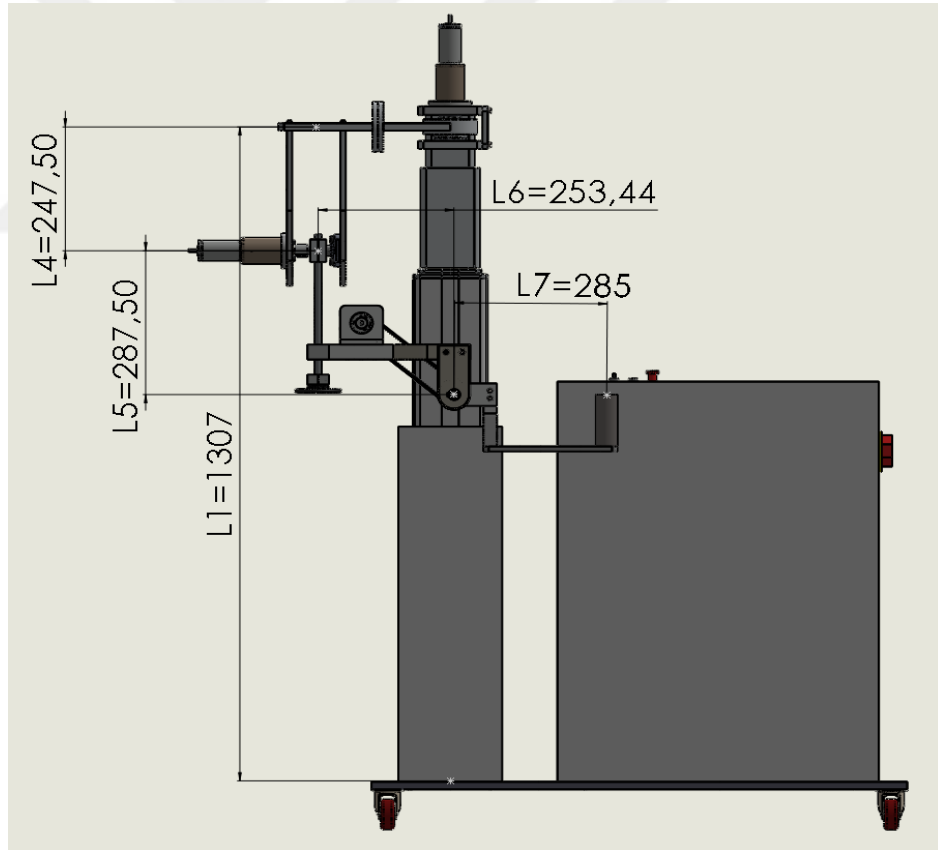
Koordinat takımları belirlendikten sonra 3 boyutlu CAD tasarım üzerinden robotun eksen uzunlukları elde edilerek Denavit Hartenberg tablosunda uygun kısma yerleştirilmiştir. Robota ait D-H parametleri çizelge 3.1’de yer almaktadır. Robot pasif eksenlerinde hastadan hastaya değişikliklerde yapılan kişiye özel ayar değerleri sistem kontrol arayüzünde yer alan hasta bilgileri kısmına girilmelidir. Bu değerler robot kinematik hesaplamalarını etkileyeceği için rehabilitasyon robotu hastaya güç uygulamadan önce güncellenmelidir. Şekil 3.4 ve şekil 3.5’de robot eklem mesafeleri gösterilmektedir.



Şekil 3.3 : Robota koordinat sistemlerinin atanması.



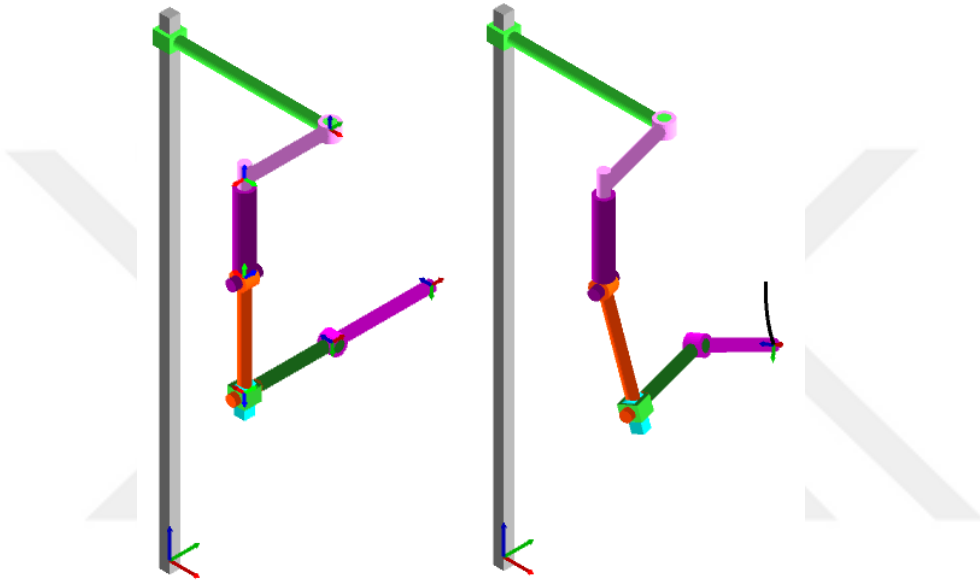
Şekil 3.4 : Robot eksen uzunlukları.



Şekil 3.5 : Robot eksen uzunlukları

Çizelge 3.1 : Rehabilitasyon robotunun D-H parametreleri.

Eklem Tipi	i	$\alpha_i(^{\circ})$	a_i (mm)	d_i (mm)	$\theta_i(^{\circ})$
P	1	0	L2=461.9	L1=1307	0
R	2	0	L3=246.5	0	θ_2 -90
R	3	90	0	-L4=-247.5	-90
R	4	0	L5=287.5	0	θ_4 -90
R	5	90	0	0	90
P	6	90	L6	0	90
R	7	0	0	0	θ_7
R	8	0	L7	0	0



Şekil 3.6 : Robot geometrisinin RoboAnalyzer içerisinde oluşturulması [16].

Robot üzerinde koordinat takımlarının atanmasının ve ileri kinematik hesaplamaların doğruluğunu kontrol etmek için RoboAnalyzer yazılımından yararlanılmıştır. Roboanalyzer ile herhangi bir konfigürasyonda robot oluşturularak, robota ait ileri-ters kinematik hesaplamaları gerçekleştirilebilmektedir [16]. Şekil 3.6’da robotun Roboanalyzer yazılımı içerisinde oluşturulan geometrisi yer almaktadır. Yapılan kontroller sonucunda kinematik denklemlerin doğru şekilde elde edildiği görülmüştür.

3.2 Ters Kinematik Denklemleri

Robotun Denavit-Hartenberg tablosu hazırlandıktan sonra ileri yön kinematiği denklem (3.4)’deki gibi yazılır.

$${}^0T_8 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 {}^4T_5 {}^5T_6 {}^6T_7 {}^7T_8 \quad (3.4)$$

0_8T ileri yön kinematik matrisinin 1. sütunu robot uç işlevcisinin normal vektörünü $n=[n_x \ n_y \ n_z]^T$, 2. Sütunu robot uç işlevcisinin kayma vektörünü $s=[s_x \ s_y \ s_z]^T$ ve 3. sütunu robot uç işlevcisinin yaklaşım vektörünü $a=[a_x \ a_y \ a_z]^T$ ifade eder.

$${}^0_8T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & p_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & p_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

İleri yön kinematik matrisiyle aşağıdaki işlemler yapılarak, ters kinematik problem çözümü için denklem 4.6'daki eşitliğin sağ ve sol tarafında yer alan matris elemanları birbirilerine eşitlenir. Denklem (3.6), (3.7), (3.8)'den elde edilen eşitlikler çizelge 3.2'de yer almaktadır.

$$[{}^0_1T]^{-1} {}^0_8T = [{}^0_1T]^{-1} {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T {}^5_6T {}^6_7T {}^7_8T \quad (3.6)$$

$$[{}^0_1T]^{-1} {}^0_1T = I \quad (3.7)$$

$$[{}^0_1T]^{-1} {}^0_8T = {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T {}^5_6T {}^6_7T {}^7_8T \quad (3.8)$$

Çizelge 3.2 : Ters kinematik denklemleri.

No	Eşitlik 1	Eşitlik 2
1	r11	$\sin(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta4}) * -\cos(\text{Teta2}) - \cos(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta2})$
2	r21	$- \cos(\text{Teta7}) * -\cos(\text{Teta2}) - \sin(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta2}) * \sin(\text{Teta4})$
3	r31	$\sin(\text{Teta7}) * -\cos(\text{Teta4})$
4	0	0
5	r12	$\sin(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta2}) + \cos(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta4}) * -\cos(\text{Teta2})$
6	r22	$\sin(\text{Teta7}) * -\cos(\text{Teta2}) - \cos(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta2}) * \sin(\text{Teta4})$
7	r32	$\cos(\text{Teta7}) * -\cos(\text{Teta4})$
8	0	0
9	r13	$\cos(\text{Teta2}) * -\cos(\text{Teta4})$
10	r23	$\sin(\text{Teta2}) * -\cos(\text{Teta4})$
11	r33	$\sin(\text{Teta4})$
12	0	0
13	px - L_2	$L_3 * \sin(\text{Teta2}) - L_7 * [\cos(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta2}) + \sin(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta4}) * \cos(\text{Teta2})] - L_6 * \sin(\text{Teta2}) - L_5 * \sin(\text{Teta4}) * \cos(\text{Teta2})$
14	py	$L_3 * -\cos(\text{Teta2}) - L_7 * [(\cos(\text{Teta7}) * -\cos(\text{Teta2}) + \sin(\text{Teta7}) * \sin(\text{Teta2}) * \sin(\text{Teta4})) + L_6 * \cos(\text{Teta2}) - L_5 * \sin(\text{Teta2}) * \sin(\text{Teta4})]$
15	pz - L_1	$L_5 * -\cos(\text{Teta4}) - L_4 + L_7 * \sin(\text{Teta7}) * -\cos(\text{Teta4})$
16	1	1

Robotun ters kinematik çözümü çizelgede yer alan 13,14,15 numaralı denklemlerin sayısal yöntemlerle çözülmesiyle gerçekleştirilmiştir.



4. KONTROL VE YÖRÜNGE PLANLAMA

Bu bölümde, öncelikle dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotlarının kontrol stratejilerinden bahsedilmiştir. Daha sonra tez kapsamında gerçekleştirilen robotta kullanılan adaptif admitans kontrol yapısından bahsedilmiştir. Modelleme ve kontrol kısmında ise fırçasız DC motor modellemesi ve PID kontrolü için yapılan çalışmalar yer almaktadır. PID katsayılarının belirlenmesi süreci detaylı anlatılmıştır. Proje kapsamında geliştirilen robot düşük hızlarda ve düşük ivmelenmelerle hareketler gerçekleştirmektedir. Robotun daha dinamik bir davranış sergilemesi durumunda kullanılabilecek hesaplanmış moment kontrolü yöntemi ile ilgili çalışmalara yer verilerek PID kontrol ile karşılaştırma yapılmıştır. Son olarak yörünge planlama ve robot program akışı hakkında bilgilere yer verilmiştir.

4.1 Rehabilitasyon Robotlarında Kullanılan Kontrol Stratejileri

Rehabilitasyon robotlarında kontrol stratejileri hastanın hareketine yardımcı olma, hastanın hareketini düzeltme ve hastanın hareketine direnç gösterme olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Bu stratejilerin sağlanması için farklı kontrol yöntemlerinden yararlanılmaktadır.

4.1.1 Hastanın hareketine yardımcı olma stratejisi

Bu stratejide rehabilitasyon robotu hastanın ağırlığını destekleyerek, hareketin tamamlanması için gerekli kuvveti sağlar. Hasta hareketin tamamlanması yönünde herhangi bir kuvvet uygulamasa da robot hareketin tamamlanmasını sağlar. Hastanın hareketine yardımcı olmak üzere kurulu olan strateji, pasif kontrol, dışarıdan tetiklemeli pasif kontrol ve kısmi yardımcı kontrol olarak üç gruba ayrılır.

Pasif kontrol, hastanın kolunu saran dış iskelet yapıdaki rehabilitasyon robotunun hastadan gelen kuvveti göz önüne almadan rijit bir şekilde hareket etmesidir. Bu kontrol tipinde genel olarak pozisyon geri beslemesi gerçekleştirilir ve robotta PID kontrol uygulanır. Bulanık kontrol ve kayan kipli kontrol uygulanan bazı örnek uygulamalar da geliştirilmiştir.

Tez kapsamında gerçekleştirilen robot pasif modda çalıştırılırken pozisyon geri beslemeli PID kontrol uygulanmaktadır.

Dışarıdan tetiklemeli pasif kontrol yönteminde, hastanın hareket kontrol sürecinde beyin-bilgisayar ara yüzü kullanılarak beyin sinyallerinden yararlanılması, göz takip sistemi geliştirilerek hastanın göz hareketlerinin izlenmesi vb. bazı uygulamalar üzerinde çalışılmaktadır.

Kısmi yardımcı kontrol yönteminde, hasta rehabilitasyon sürecinin başında iken hareket görevlerini robot pasif kontrol yönteminde olduğu gibi tamamlar. Ancak rehabilitasyonun ilerleyen fazlarında hasta iyileşerek motor fonksiyonlarını kazandıkça, hasta hareketleri kendi gerçekleştirir. Robot hareket görevlerinde hastanın yapamadığı kısımları tamamlar. Bu yöntemin gerçekleşmesinde empedans/admitans kontrol yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır. Empedans kontrol yöntemi kuvvet kontrolünün pozisyon geri beslemesi ile gerçekleştirildiği bir yöntemdir. Admitans yöntemi ise pozisyon kontrolünün kuvvet geri beslemesi ile gerçekleştirildiği bir yöntemdir.

Rehabilitasyon sürecinde hastanın fizyoterapist tarafından belirlenen hedef egzersizleri başarıyla tamamlaması çok önemlidir. Bunun için rehabilitasyon robotuna düşen görev, fizyoterapist tarafından öğretilen pozisyonlara hassas bir şekilde erişmektir. Ancak, rehabilitasyon sürecinde göz ardı edilmemesi gereken bir husus hastanın anlık olarak robota göstermiş olduğu etkileşim kuvvetidir. Bu kuvvetin belirlenen sınırların dışına çıkması durumunda robotun hızlı bir şekilde tepki vermesi beklenir. Bu tez kapsamında gerçekleştirilen robot, pozisyon kontrolüne ek olarak hasta robot arasında oluşan etkileşim kuvvetine hızlı cevap verebilmesi için adaptif admitans kontrol yöntemi ile kontrol edilmiştir. Robot kontrolü ve kullanıcı ara yüzünde pasif kontrol kısmı, hasta sürece aktif katılım sağladığı için aktif mod olarak adlandırılmıştır. Adaptif admitans kontrol için elektrik tasarım bölümünde açıklandığı üzere hastanın taktığı bileklikler üzerinden robot ile hasta arasındaki kuvvet etkileşimi bilgisi alınmıştır.

4.1.2 Hastanın hareketini düzeltme stratejisi

Hastanın hareketini düzeltme stratejisi ile hasta hareketine yardımcı olma stratejilerinin farkı, bir hareketin hasta tarafından ne kadar başarılı bir şekilde yapılabilmesi ile ilgilidir. Hastanın gerçekleştirdiği bir hareket tamamıyla veya kısmi

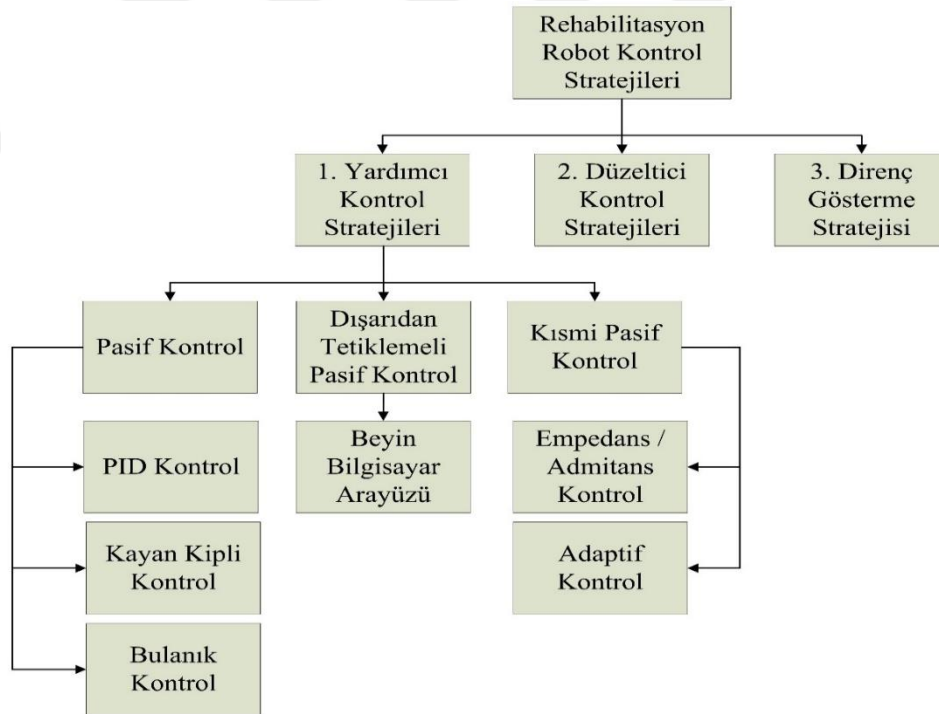
olarak robot tarafından yapılıyorsa bu yardımcı olma stratejisine girer. Hastanın hareketini düzeltme stratejisinde ise, hareket esnasında hasta hareketi gerçekleştirir, robot hasta hareket yörüngesinden çıktığında robot düzeltme yapar.

Hastanın hareketini düzeltme stratejisinde, hayali bir tünel var olduğu kabul edilir. Hasta hareket esnasında robotun bu tünelden çıkmasına sebep olduğunda, robot hareketi düzelterek tekrar hayali tünelin içine girer.

4.1.3 Hastaya direnç gösterme stratejisi

Hastaya direnç gösterme stratejisi günümüzde teorik bir stratejidir. Sadece birkaç rehabilitasyon robotunda örnek olarak uygulanmıştır. Hasta rehabilitasyon sürecini tamamlayıp motor fonksiyonlarını geri kazandığında, rehabilitasyon robotu ile hastanın hareketlerine direnç göstererek hastanın hareket kabiliyetinin artırılması amaçlanmaktadır [11].

Rehabilitasyon robotlarının kontrolünde kullanılan stratejiler şekil 4.1’de verilmiştir.



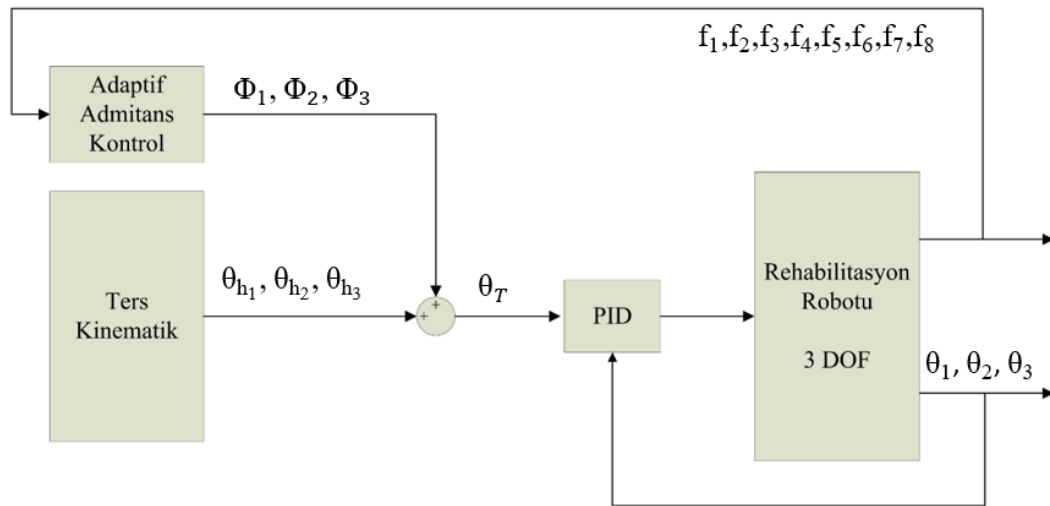
Şekil 4.1 : Rehabilitasyon robot kontrol stratejileri.

4.2 Robotta Uygulanan Kontrol Yapısı

Tez kapsamında gerçekleştirilen projede insan-makine arayüzünden seçilebilen 2 mod vardır. Bu modlara göre robotun kontrol yöntemi değişmektedir.

Pasif modda, hasta tamamıyla pasif olup, hareketleri rehabilitasyon robotu gerçekleştirmektedir. Bu modda pozisyon geri beslemeli PID kontrol yöntemi kullanılmaktadır.

Aktif modda, PID kontrole ek olarak adaptif admitans kontrol yöntemi uygulanmaktadır. Hastanın üst kol ve ön koluna yerleştirilen iki bileklik aracılığıyla, hasta ile robot arasındaki kuvvet etkileşimi ölçülmektedir. Hareket esnasında, bilekliklerden alınan kuvvet değerleri sürekli kontrol edilmektedir. Hasta herhangi bir yönde kuvvet uygulaması durumunda, kuvvetin tanımlı olduğu yöne göre yörünge üzerinde hastayı rahatlatarak şekilde bir düzeltme gerçekleştirilmektedir. Bu düzeltme hayali bir tünel içinde tanımlı açı değerlerine göre yapılabilmektedir. Bu sayede robotun yörüngeden uzaklaşmaması sağlanmaktadır. Sistem genel kontrol şeması şekil 4.2'deki gibidir.



Şekil 4.2 : Robot genel kontrol yapısı.

Hasta, fizyoterapistin hedef olarak belirlediği yörüngeden çıkması durumunda, robot bir sonraki egzersiz hareketinde adaptif bir şekilde yörünge güncellemesi gerçekleştirir. Hastanın robota olan reaksiyonunun, tanımlı tünel içerisinde sıfır değerinde olması hedeflenir. Güncellenen yörünge kademeli olarak fizyoterapistin belirlediği hedef yörüngeye yaklaştırılır.

Kontrol parametreleri ile ilgili tüm bilgiler insan makine ara yüzünde yer alan kontrol sayfasına girildiğinde görülebilmektedir. Robot modu seçimi, tünel açı limitlerinin belirlenmesi insan makine arayüzü üzerinden gerçekleştirilmektedir.

4.3 Robot Eksen Kontrolü

Robot manipülatörlerinin kontrolü, robot uç işlevcisinin istenilen hareketi gerçekleştirmesi için eklemlerin sahip olması gereken giriş değerlerinin belirlenmesi ile ilgilidir. Bu giriş değerleri, eklemlere uygulanması gereken kuvvet veya tork, kullanılan tahrik elemanı tipine bağlı olarak, tahrik elemanı olarak elektrik motoru tahrik kullanılması durumunda gerilim olmaktadır. Robot manipülatörlerinin kontrolü için kullanılan en basit kontrol yöntemi bağımsız eksen kontrolüdür. Bağımsız eksen kontrol yönteminde, robotun tüm eksenleri tek giriş/tek çıkış olarak kabul edilerek kontrol edilir. Robotun bir uzvuna, hareket esnasında diğer uzuvlar dolayısıyla etki eden momentler bozucu olarak kabul edilir.

Bağımsız eksen kontrolü için, öncelikle robot eklemlerinde kullanılan fırçasız DC motorların modellenmesi gerçekleştirilmiştir. Robotun eklemleri için dinamik modeller çıkarılarak, motorlara etki eden atalet, sürtünme ve ağırlık dolayısıyla oluşan momentler hesaplanmıştır. Kontrolör parametrelerinin seçimi, bu bilgilere göre gerçekleştirilmiştir.

Robot manipülatörleri yüksek dereceden doğrusal olmayan sistemlerdir. Robotu oluşturan uzuvların modellenmesinin kusursuz şekilde yapılması gerekmektedir. Ancak kütle merkezleri ve sürtünme katsayıları mükemmel şekilde bilinmemekte ve bu değerler değişmektedir. Modellenemeyen belirsizlikler, yörünge takibinin başarılı şekilde gerçekleştirilmesine engel olur. Bu çalışmada, doğrusal olmayan kontrol yöntemlerinden hesaplanmış tork kontrolü yöntemi uygulanarak, bağımsız eksen kontrolü ile performans karşılaştırılması yapılmıştır.

4.3.1 Fırçasız DC motor modellenmesi

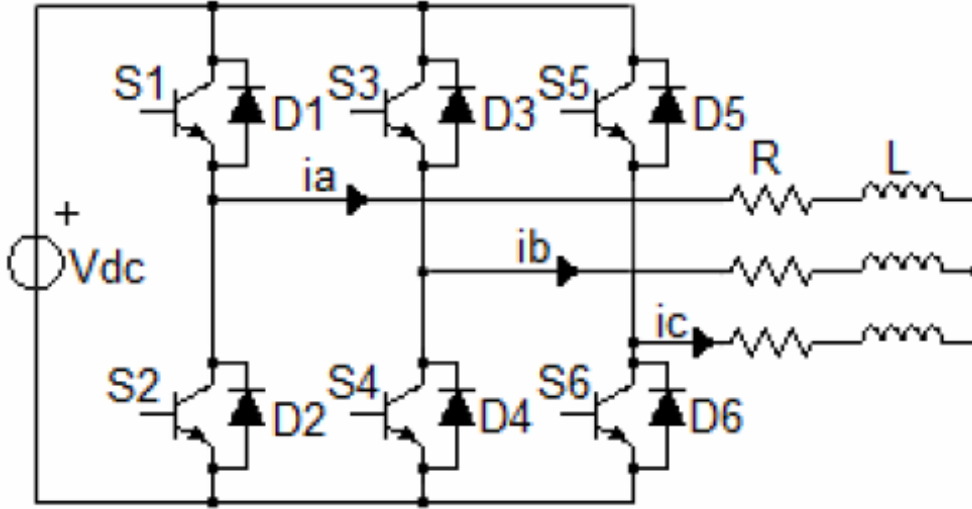
Fırçasız DC motorların matematik modeli konvensiyonel DC motorlardan farklıdır. Fırçasız DC motorun devre şeması şekil 4.3’de yer almaktadır. Armatür sargılarının matematiksel modeli denklem (4.1), (4.2) ve (4.3)’deki gibidir.

$$V_a = i_a R + L \frac{di_a}{dt} + e_a \quad (4.1)$$

$$V_b = i_b R + L \frac{di_b}{dt} + e_b \quad (4.2)$$

$$V_c = i_c R + L \frac{di_c}{dt} + e_c \quad (4.3)$$

Denklem (4.1-4.3)'te kullanılan, V_a , V_b , V_c ile a,b,c fazları gerilimi [V], i_a , i_b , i_c ile a,b,c fazları stator akımı [A], e_a , e_b , e_c ile a,b,c fazları zıt-emk gerilim [V], L ile stator sargı öz indüktansı [H] ve R ile stator sargı direnci [Ω] ifade edilmektedir.



Şekil 4.3 : Üç faz fırçasız doğru akım motoru için evirici devre şeması [17].

Zıt-emk gerilimi, fazlar arasında 120° 'lik farklarla yerleştirilir.

$$e_a = K_e f(\theta_e) \dot{q}_m \quad (4.4)$$

$$e_b = K_e f(\theta_e - 2\pi/3) \dot{q}_m \quad (4.5)$$

$$e_c = K_e f(\theta_e + 2\pi/3) \dot{q}_m \quad (4.6)$$

Denklem (4.4-4.6)'da kullanılan, $\dot{q}_m$ ile açısal hız [rad.s^{-1}], K_e ile zıt-emk sabiti [V/rad.s^{-1}], $f(\theta_e)$ ile trapezoid fonksiyonu ve θ_e ile rotor konumu [rad] ifade edilmektedir.

Denklem 4.2'den 4.1 çıkarıldığında ve denklem (4.3)'ten (4.2) çıkarıldığında, denklem (4.7) ve denklem (4.8) elde edilir.

$$V_{ab} = R(i_a - i_b) + L \left(\frac{di_a}{dt} - \frac{di_b}{dt} \right) + (e_a - e_b) \quad (4.7)$$

$$V_{bc} = R(i_b - i_c) + L \left(\frac{di_b}{dt} - \frac{di_c}{dt} \right) + (e_b - e_c) \quad (4.8)$$

Kirchoff akım yasasına göre, 3 fazlı sargı bağlantısı için denklem (4.9)'da görüldüğü gibi toplam faz akımı sıfırdır.

$$i_a + i_b + i_c = 0 \quad (4.9)$$

$$V_{bc} = R(i_b - i_c) + L \left(\frac{di_b}{dt} - 2 \frac{di_c}{dt} \right) + (e_b - e_c) \quad (4.10)$$

Fırçasız DC motor tarafından üretilen elektro manyetik moment denklem (4.11)'deki gibidir.

$$T_e = \frac{e_a i_a + e_b i_b + e_c i_c}{\dot{q}_m} \quad (4.11)$$

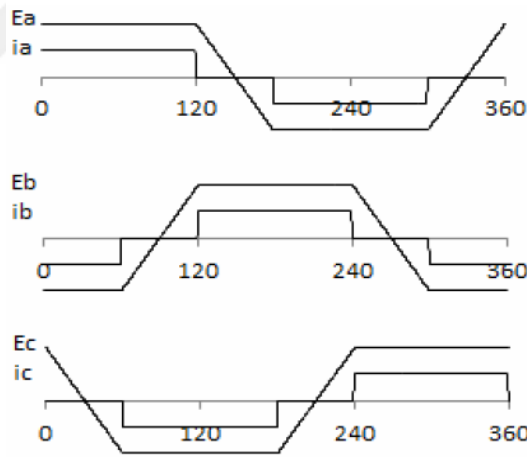
Denklem (4.11)'de yer alan T_e ile elektro manyetik moment [Nm], K_a ile motor-moment sabiti [Nm/A] ifade edilmektedir.

Motorun mekanik davranışını belirleyen yük momenti, atalet momenti ve sürtünme momenti olmak üzere üç bileşen vardır. Sürtünme momenti, hızın doğrusal olmayan bir fonksiyonudur ve hıza bağlı olarak viskoz sabiti ile beraber ifade edilir.

$$T_e = T_L + J \frac{d\dot{q}_m}{dt} + \beta \dot{q}_m \quad (4.12)$$

Denklem (4.12)'de yer alan T_L ile yük momenti [Nm], J ile rotor atalet momenti [kgm^2], β ile sürtünme katsayısı [Nm.s.rad^{-1}] ifade edilmektedir.

Teorik olarak, fırçasız motorun her fazında zıt-emk trapezoid bir formda bir dalga ve akım puls tipinde bir dalgadır.



Şekil 4.4 : 120° Bipolar Akımlı Üç-Faz Fırçasız DC Motoru İçin Zıt-emk ve Faz Akımı Dalga Şekilleri [17].

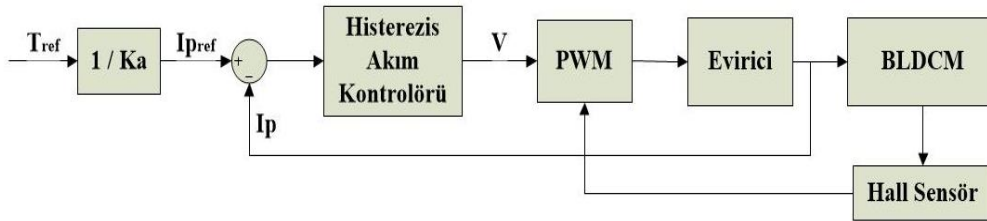
3 faz sargıların simetrik olduğu, akım ve zıt-emk değerlerinin eşit olduğu kabul edildiği takdirde, denklem (4.11) ve şekil 4.4'e göre elektromanyetik moment denklem (4.13)'deki gibi yazılabilir.

$$T_e = \frac{2e_p i_p}{\dot{q}_m} \quad (4.13)$$

Denklem (4.13)'te yer alan, e_p ile çalışma sonrası zıt-emk [V], i_p ile çalışma sonrası akım [A] ifade edilmektedir. Denklem (4.13), denklem (4.14)'deki gibi kısaltılabilir.

$$T_e = 2K_a i_p \quad (4.14)$$

Fırçasız doğru akım motorunda sabit moment üretebilmek için rotor konumunun bilinmesine ihtiyaç vardır. Kontrolör rotor açısal pozisyonunu takip ederek, motor fazlarını ayrı ayrı uygun şekilde anahtarlmalıdır. Anahtarlama aralıkları ile komutasyon işlemi yerine getirilir. Komutasyon için rotor konumunun belirlenmesi Hall etkili sensörler ile gerçekleştirilir. Tork referans girişli fırçasız doğru akım motoru blok gösterimi şekil 4.5'teki gibidir.



Şekil 4.5 : Tork referans girişli BLDCM pozisyon kontrolü blok gösterimi.

4.3.2 Motor dinamik denklemlerinin elde edilmesi

Motor hareket denklemi denklem (4.15)'deki gibidir.

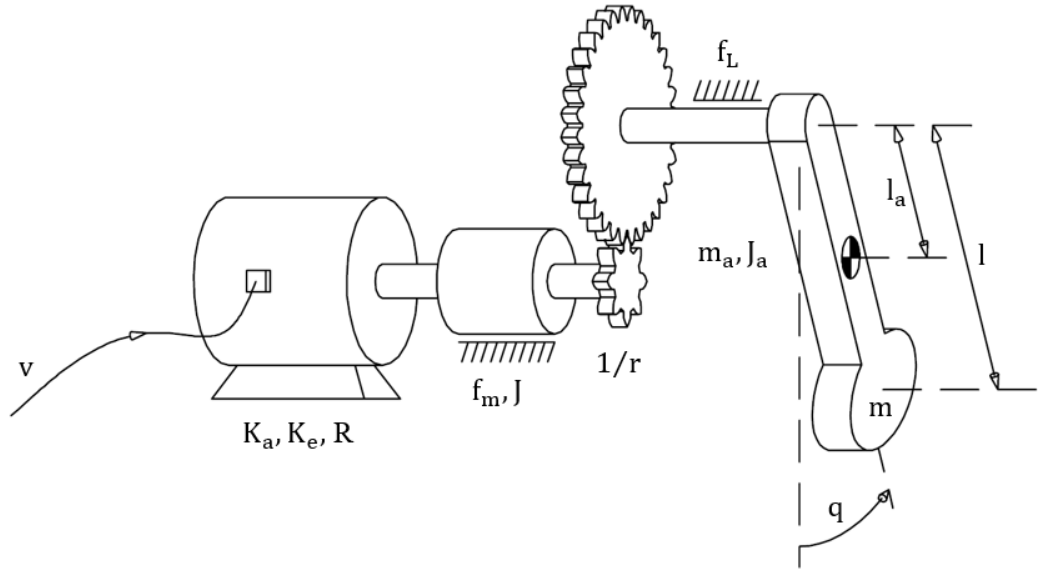
$$T_e = J\ddot{q}_m + f_m(\dot{q}_m) + \frac{T_L}{r} \quad (4.15)$$

Denklem (4.15)'te yer alan, T_L ile yük moment, r ile redüktör çevrim oranı ifade edilmektedir.

Genel olarak uygulamalarda stator sargı öz indüktansı ihmal edilebilir. ($L \approx 0$) Redüktör çevrim oranı göz önünde bulundurulduğunda $q_m = rq$ şeklinde olur. Bu durumda denklem (4.15), denklem (4.16)'daki gibi yazılabilir.

$$J\ddot{q} + \frac{1}{r} f_m(r\dot{q}) + \frac{K_a K_e}{R} \dot{q} + \frac{T_L}{r^2} = \frac{K_a}{rR} v \quad (4.16)$$

Denklem (4.16), motora uygulanan gerilim ile yüke uygulanan moment arasında, açısal pozisyon, hız ve ivme cinsinden ilişki kurmaktadır.



Şekil 4.6 : Yük uygulanmış DC motor şematik çizimi [18].

Şekil 4.6’da yer alan yük uygulanmış DC motor uygulamasının hareket eşitliği, denklem (4.17)’deki gibidir.

$$(J_a + ml^2)\ddot{q} + f_L(\dot{q}) + (m_a l_a + ml)g \sin(q) = \tau \quad (4.17)$$

Denklem (4.17), daha sade bir şekilde denklem (4.18)’deki gibi yazılabilir.

$$J_L \ddot{q} + f_L(\dot{q}) + k_L \sin(q) = \tau \quad (4.18)$$

Denklem (4.18)’deki moment eşitliği, denklem (4.16)’ya yerleştirildiğinde yük uygulanmış DC motor için dinamik model denklem (4.19)’daki gibi elde edilir.

$$\left(\frac{J_L}{r^2} + J\right)\ddot{q} + \frac{1}{r} f_m(r\dot{q}) + \frac{1}{r^2} f_L(\dot{q}) + \frac{K_a K_e}{R} \dot{q} + \frac{k_L}{r^2} \sin(q) = \frac{K_a}{rR} v \quad (4.19)$$

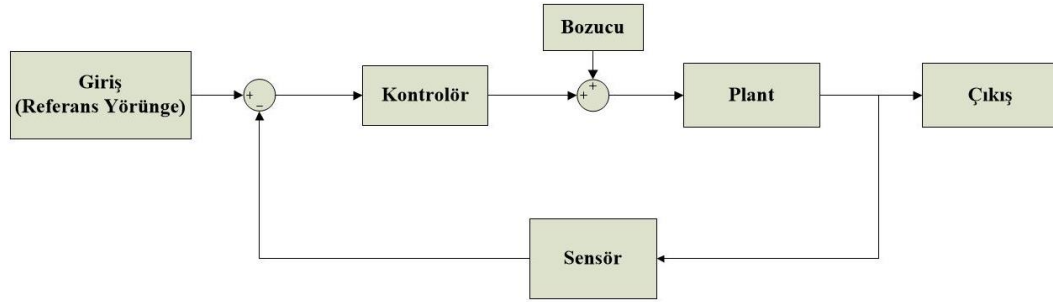
Redüktör çevrim oranının yüksek değerlerde olması durumunda, $1/r^2$ terimi sıfır değerine yaklaşacağı için motora uygulanan yükün etkisi azalır. Bu durumda denklem (4.19), denklem (4.16)’daki gibi uygulanır.

4.3.3 Bağımsız eksen kontrolü

4.3.3.1 Deneme yanılma yöntemiyle PID katsayılarının belirlenmesi

Kapalı çevrim kontrol sistemi, sistem parametrelerindeki değişiklikler veya sisteme etki eden bozucular nedeniyle meydana gelen değişiklikleri düzeltebilmektedir. Geri beslemeli bir kontrol sisteminin genel yapısı şekil 4.7’de yer almaktadır.

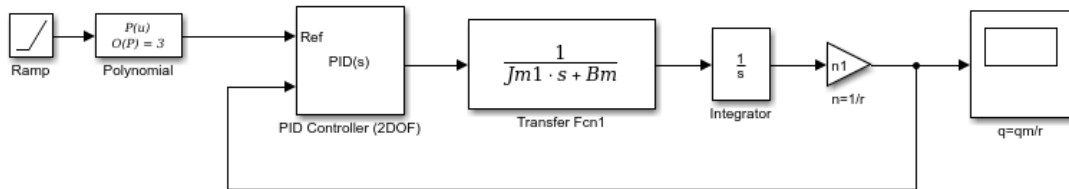
Deneme yanılma metodu PID katsayılarının elde edilmesi için basit bir yöntemdir ancak PID parametrelerinin nasıl değerlerde olacağı konusunda ön bilgi vermektedir. Denemeye dayalı bir yöntem olduğu için zaman kaybına neden olabilmektedir. Değer değişimi sonrasında etkiyi görebilmek için hesaplanabilir bir kararlılık ihtiyacı vardır. Bu ihtiyaç Routh-Hurwitz kararlılık kuralı ile giderilmektedir.



Şekil 4.7 : Geri beslemeli bir kontrol sisteminin genel yapısı.

Proje kapsamında robot kontrolü için gerçekleştirilen bağımsız eksen kontrolü, PID kontrolör yapısındadır. PID kontrolör transfer fonksiyonu denklem (4.20)'de yer almaktadır.

$$G(s)=K_p + \frac{K_I}{s} + K_D \cdot s \quad (4.20)$$



Şekil 4.8 : Bağımsız eksen kontrolü Matlab Simulink blok diyagramı.

Eksen kontrolü için referans giriş 3.derece interpolasyon konum bilgisidir. Robot yörünge planlamasında 3.derece polinom kullanılmaktadır. Konuyla ilgili detaylı bilgiye yörünge planlama bölümünde yer verilmiştir.

Bağımsız eksen kontrolü blok diyagramı göz önünde alındığında, şekil 4.8'de yer alan sistemin transfer fonksiyonu denklem (4.21)'deki gibi hesaplanmaktadır.

$$\frac{q}{q_d} = \frac{K_D s^2 + K_P s + K_I}{r J s^3 + (r B + K_D) s^2 + K_P s + K_I} \quad (4.21)$$

K_P, K_I ve K_D katsayılarının seçimi için Routh-hurwitz kararlılık kuralından yararlanılmıştır. Transfer fonksiyonuna ait Routh-hurwitz tablosu, çizelge 4.1’de yer almaktadır.

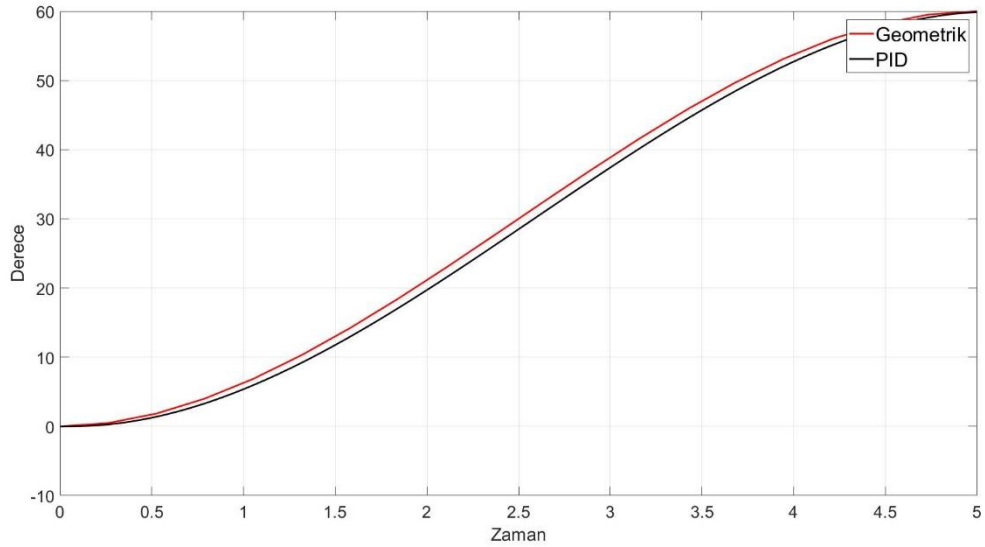
Çizelge 4.1 : Routh-hurwitz tablosu.

Kök Derecesi	Katsayı 1	Katsayı 2
s^3	rJ	K_P
s^2	$rB+K_D$	K_I
s^1	$\left(K_P - \frac{JK_I}{B + \frac{K_D}{r}} \right)$	0
s^0	K_I	0

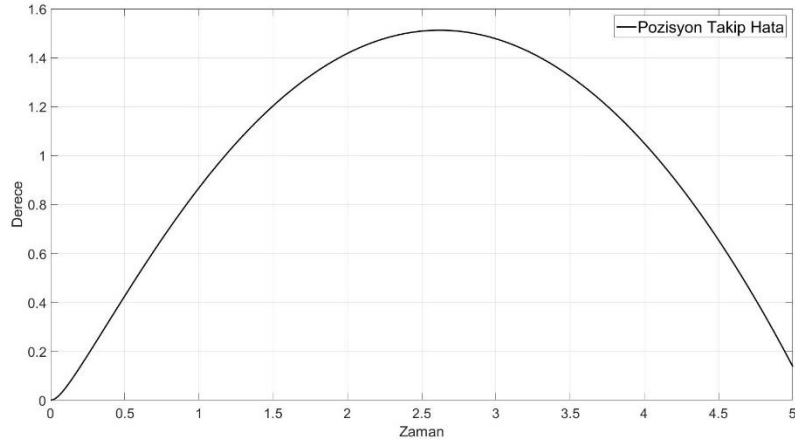
Sistemin kararlı bir davranış gösterebilmesi için denklem (4.22)’deki eşitsizlik sağlanmalıdır.

$$0 < K_I < \frac{K_P(B + K_D/r)}{J} \quad (4.22)$$

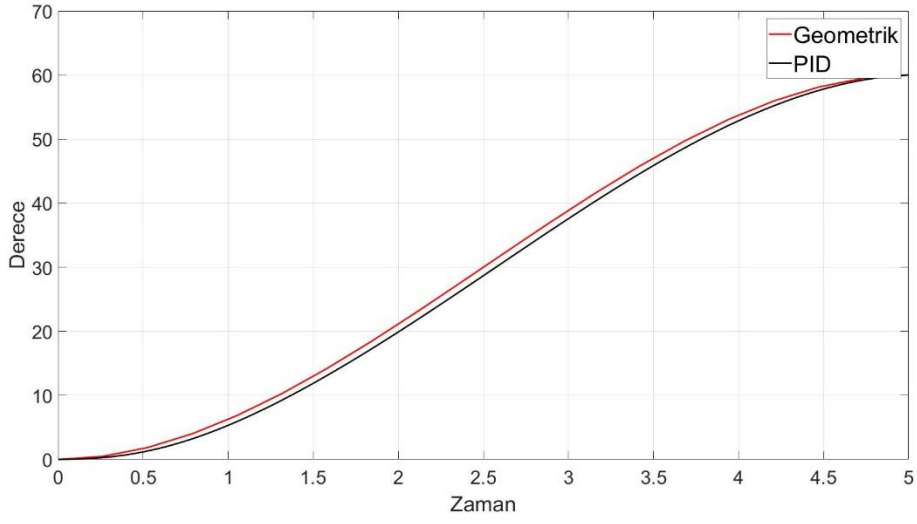
Robot eklemlerine, bağımsız eksen kontrolü ile kübik bir yörünge referansı uygulanarak yörünge takibi ve yörünge takibi sırasında meydana gelen hata aşağıdaki grafiklerde gösterilmiştir (Şekil 4.9-4.14).



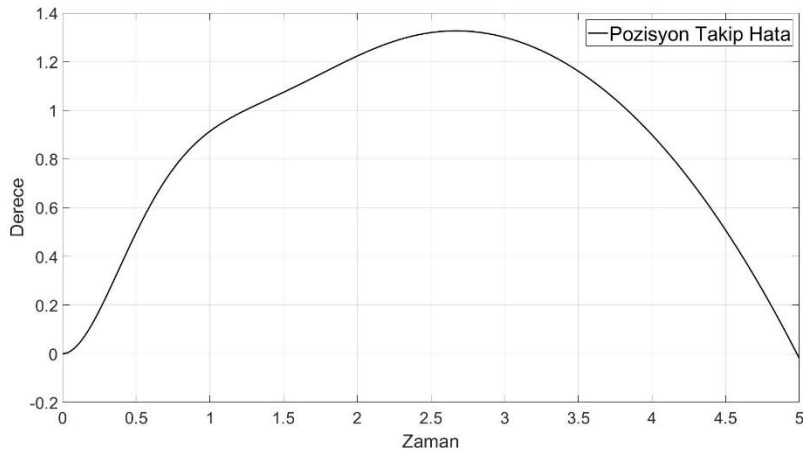
Şekil 4.9 : 1. Eksen kübik yörünge takibi.



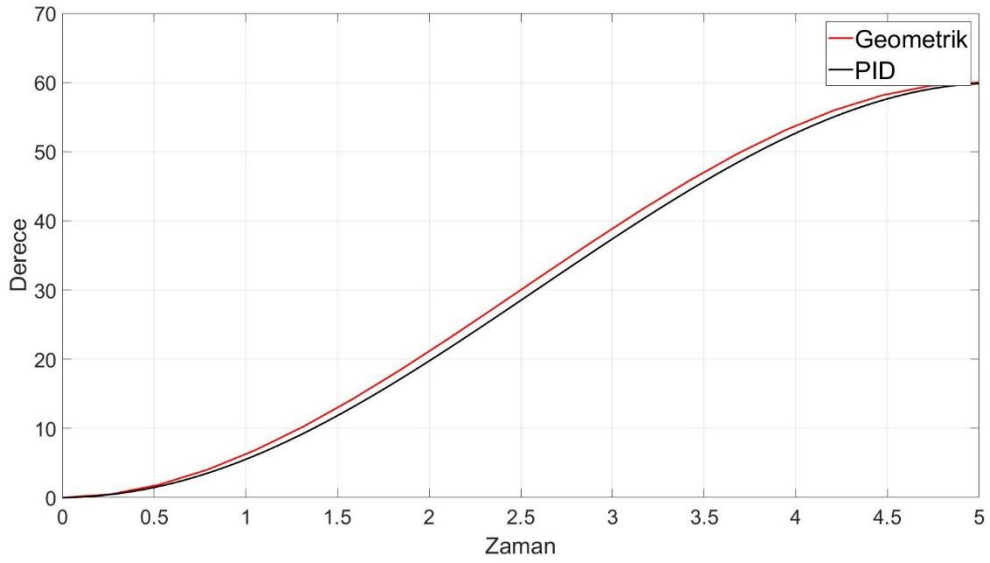
Şekil 4.10 : 1. Eksen yörünge takibi hatası.



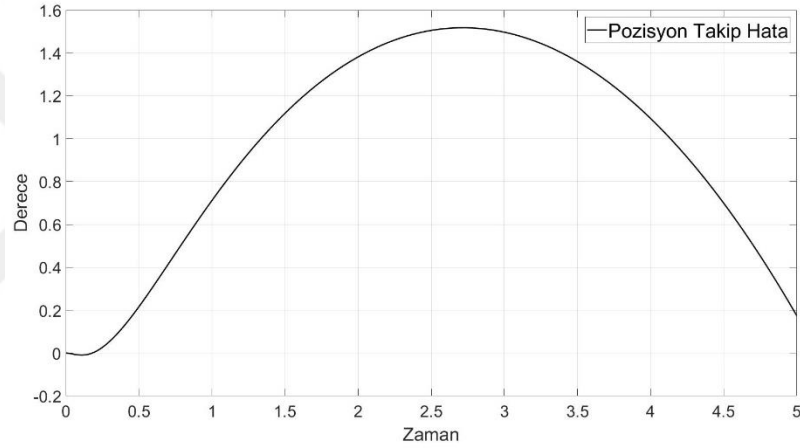
Şekil 4.11 : 2. Eksen kübik yörünge takibi.



Şekil 4.12 : 2. Eksen yörünge takibi hatası.



Şekil 4.13 : 3. Eksen kübik yörünge takibi.

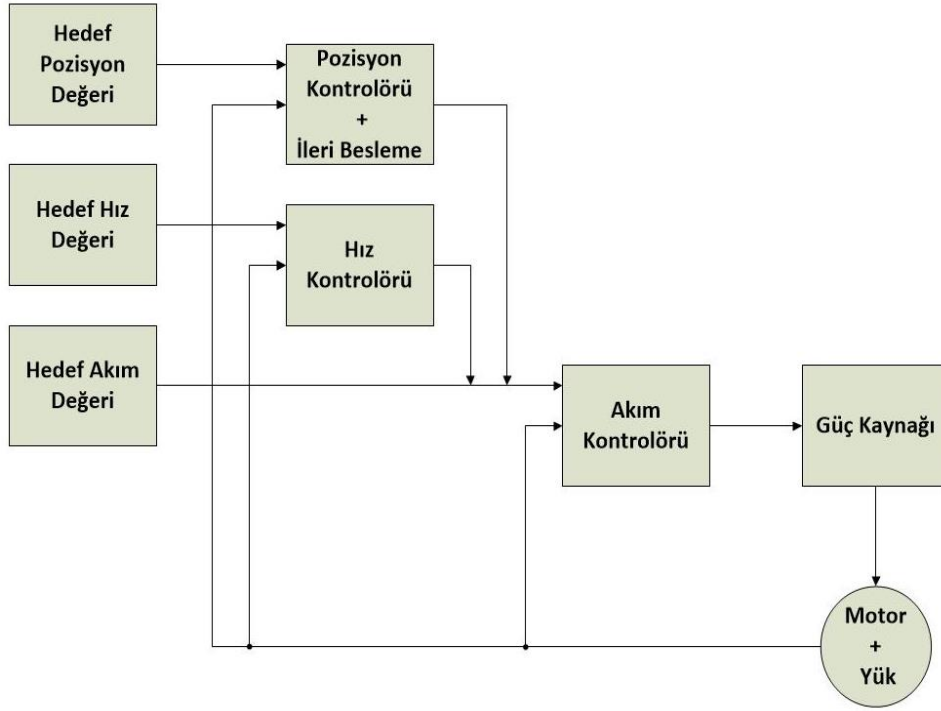


Şekil 4.14 : 3. Eksen yörünge takibi hatası.

4.3.3.2 PID katsayılarının Maxon EPOS Studio programı ile belirlenmesi

Robotun eklemlerinde bulunan tahrik motorları, Maxon EPOS3 motor sürücüleri ile kontrol edilmektedir. Motor sürücü, pozisyon, hız ve akım kontrolü gerçekleştirebilmektedir.

Tahrik motorlarının kontrolünde PID kontrol gerçekleştirilmiştir. Motor kontrolü için gerekli PID katsayılarının belirlenmesi için 'Maxon EPOS Studio' yazılımı kullanılmıştır. Yazılım içerisinde yer alan hassas ayarlama kısmı, sürücünün akım, hız veya pozisyon kontrolü için PID katsayılarının hassas bir şekilde ayarlanmasını sağlamaktadır. Maxon EPOS Studio yazılımının avantajı, motor PID katsayılarının belirlenmesi sırasında motor montajı üzerinden hesaplama gerçekleştiriyor olmasıdır.



Şekil 4.15 : Fırçasız Maxon EPOS3 70/10 Motor Sürücü Genel PID şeması [19].

Motor sürücünün kontrol mimari yapısı şekil 4.15’deki gibidir. Hassas ayarlama 3 fazlı bir çalışma prensibine sahiptir [19].

Sistemin tanımlama ve modelinin çıkarılması

Tanımlama için sistem iki nokta arasında, değişen genlik değerleri için pozitif ve negatif akım ile aktive edilir. Durağan bir salınım yakalandığında motor durdurulur. Bu süreç farklı frekanslarla tekrar edilir. Salınımların karakteristiği, sistemin özelliklerine göre değişiklik göstermektedir. Tanımlama kısmında yazılım, motor sürücü ayarlama yapılarında kullanılan matematiksel modeller için katsayıları hesaplar.

Sisteme uygun model parametrelerinin çıkarılması (parametre haritalaması)

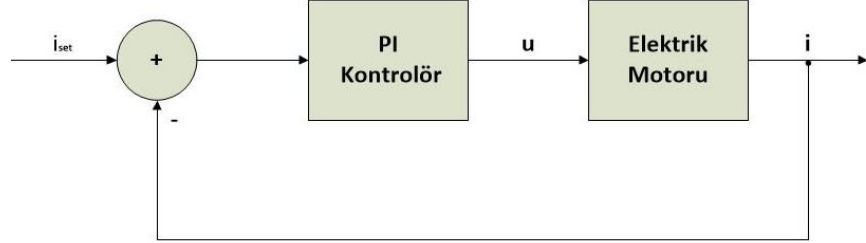
Sistemin tanımlama işlemi tamamlandıktan sonra model parametreleri kullanılarak sürücünün kontrol parametreleri elde edilir. Sürücü, PI, PID ve hız, ivme ileri beslemeli çalışabilmektedir.

Çıkan katsayıların doğrulanması

Hareket kontrolü için gerekli parametrelerin doğru bir şekilde elde edilip edilmediği, örnek bazı hareket profilleri ile sistemin test edilmesi sonucunda doğrulanır.

Akım kontrolü

Hareket kontrolü sırasında, sistem içinde oluşacak kuvvet ve torkların kontrol edilebilmesi için akım kontrolü kullanılmaktadır. Akım kontrolü PI kontrolcü olarak gerçekleştirilmektedir (Şekil 4.16).

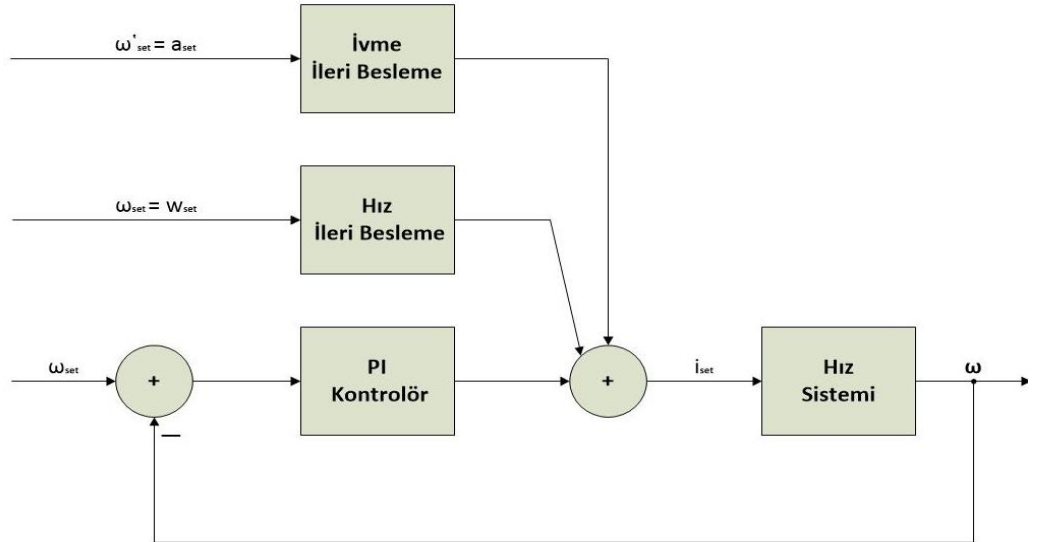


Şekil 4.16 : Hassas ayarlama akım kontrolü [19].

Akım kontrolü direkt olarak düzenleyici olarak kullanılabildiği gibi başka bir yapıyla beraber kaskat şekilde de kullanılabilmektedir.

Hız Kontrolü

Hız kontrolörü, PI kontrolör olarak uygulanmaktadır (Şekil 4.17).

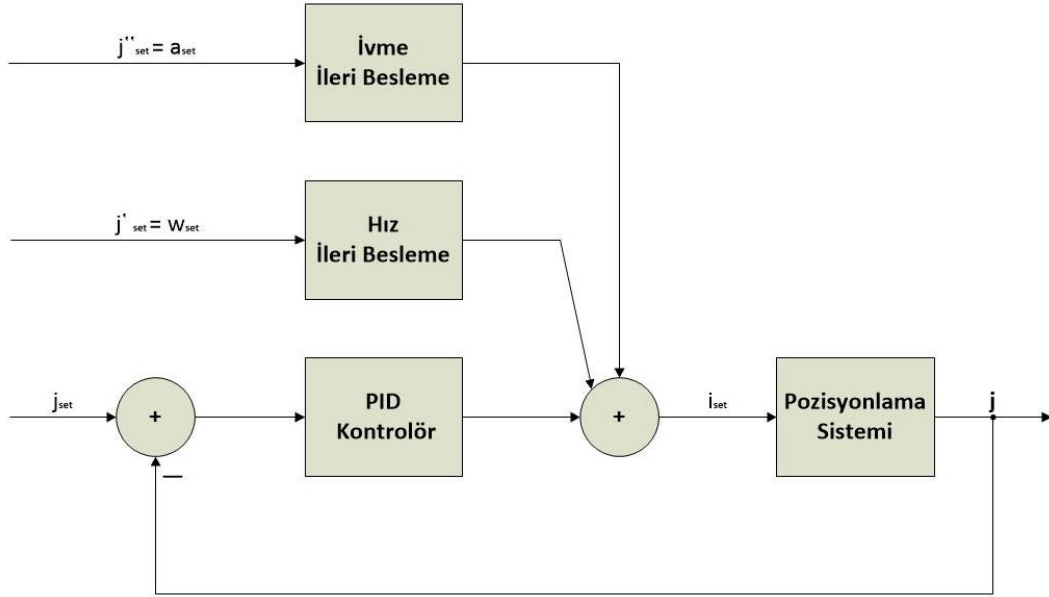


Şekil 4.17 : Hassas ayarlama hız kontrolü [19].

Pozisyon Kontrolü

Pozisyon kontrolörü, PID kontrolör olarak uygulanmaktadır. Hareket kontrolünde iyileştirme amaçlı ileri beslemeli kontrolör yapısı kullanılmıştır. Hız ileri beslemesi,

hız ile sürtünme etkisini azalmaktadır ve atalet momenti ivme ileri beslemesinde göz önüne alınır. Hassas ayarlama pozisyon kontrol yapısı şekil 4.18’de verilmiştir.



Şekil 4.18 : Hassas ayarlama pozisyon kontrolü [19].

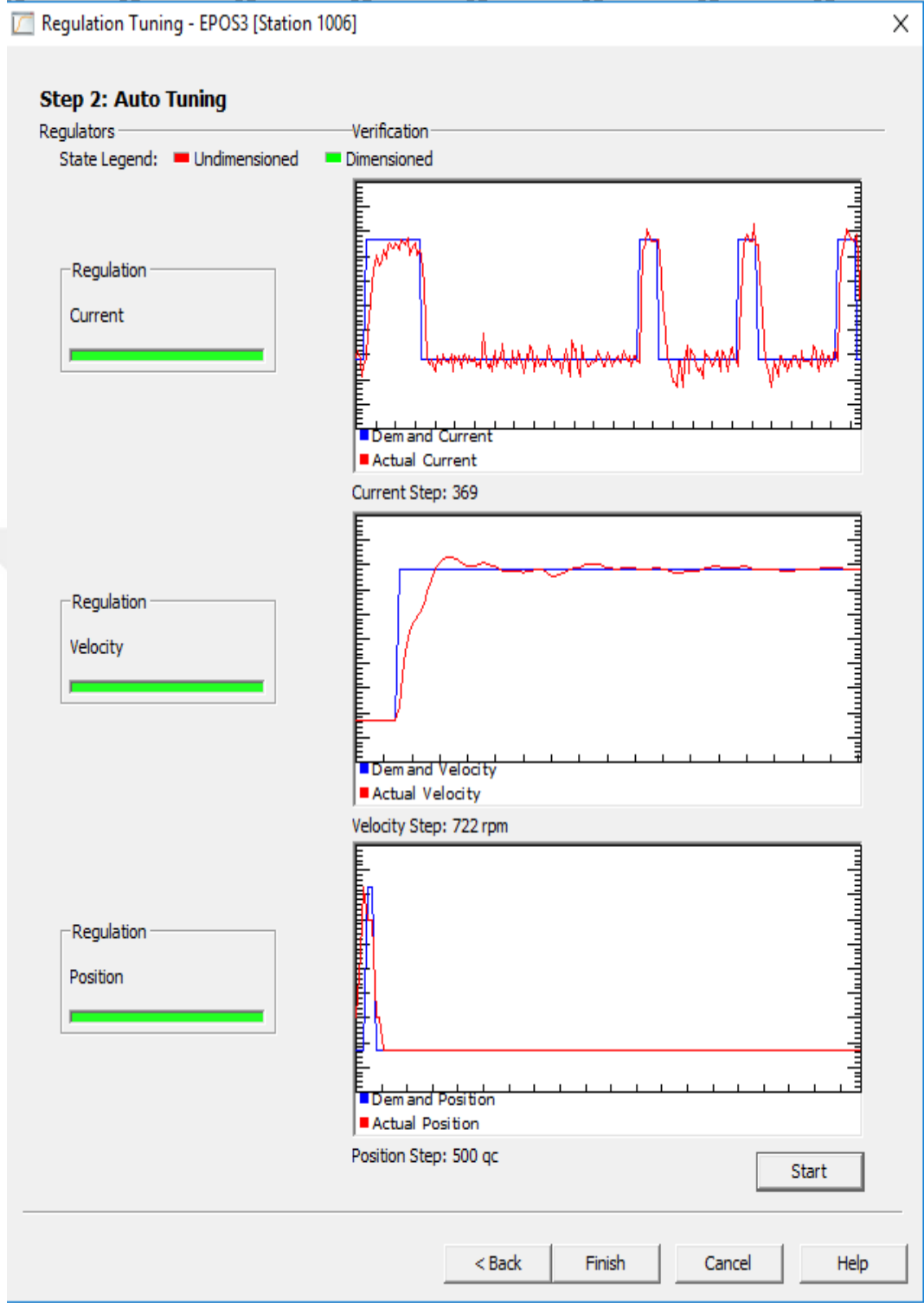
Hassas Ayarlama işlemi

Hassas ayarlama işleminde öncelikle EPOS Studio yazılımında motor konfigürasyonu oluşturulur. Bunun için sırasıyla aşağıdaki işlemler gerçekleştirilir.

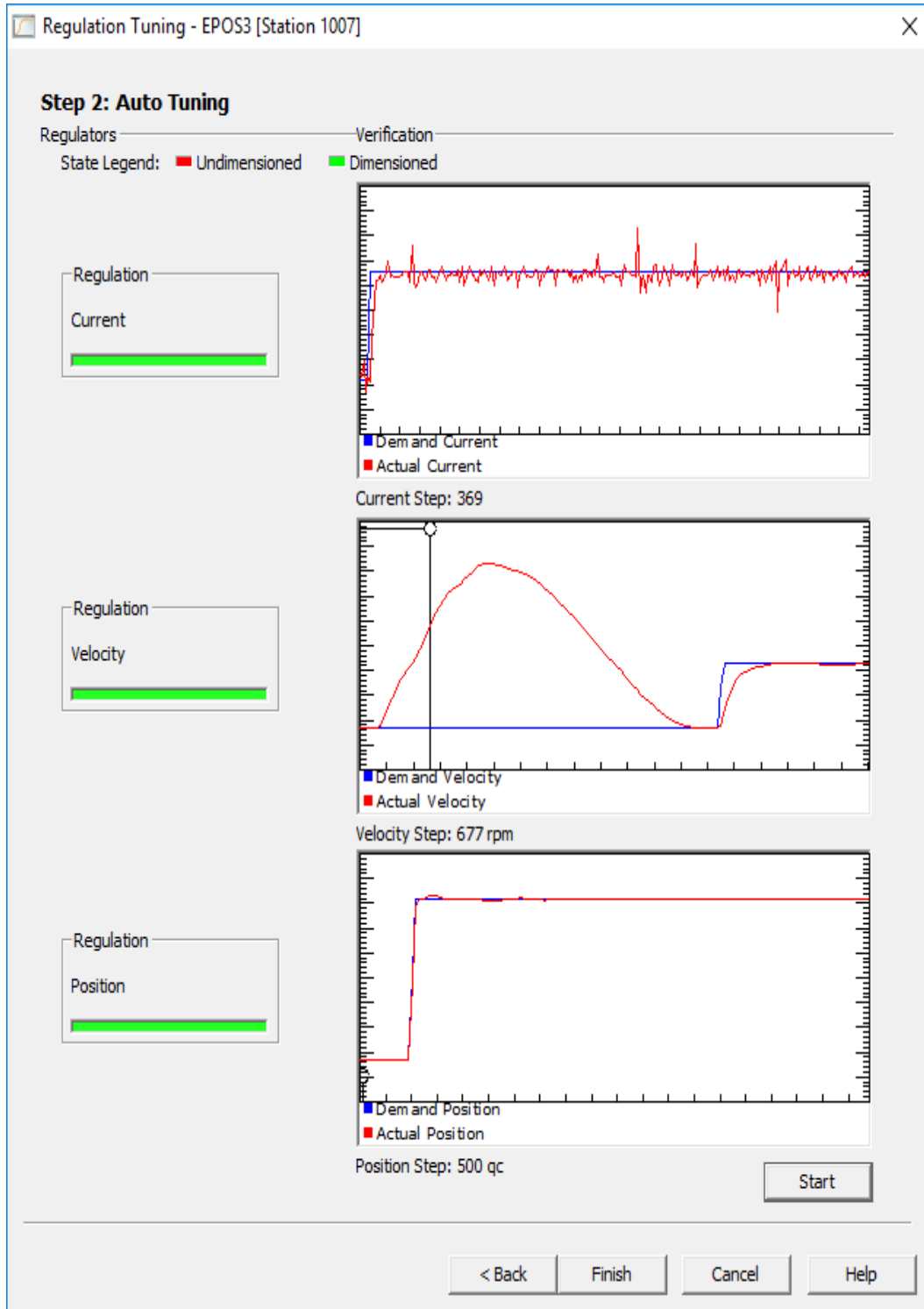
- Motor komütasyon tipinin seçilmesi
- Motor enkoder tipinin seçilmesi
- Motor karakteristik bilgilerinin girilmesi
- Enkoder karakteristik bilgilerini girilmesi
- Güvenlik açısından motorun maksimum takip hatasının bilgisi

Bu bilgilerin girilmesi ile ayarlama işlemine başlanır. Ayarlama işleminin tamamlanması sonucu PID katsayıları ve diğer parametreler kaydedilir.

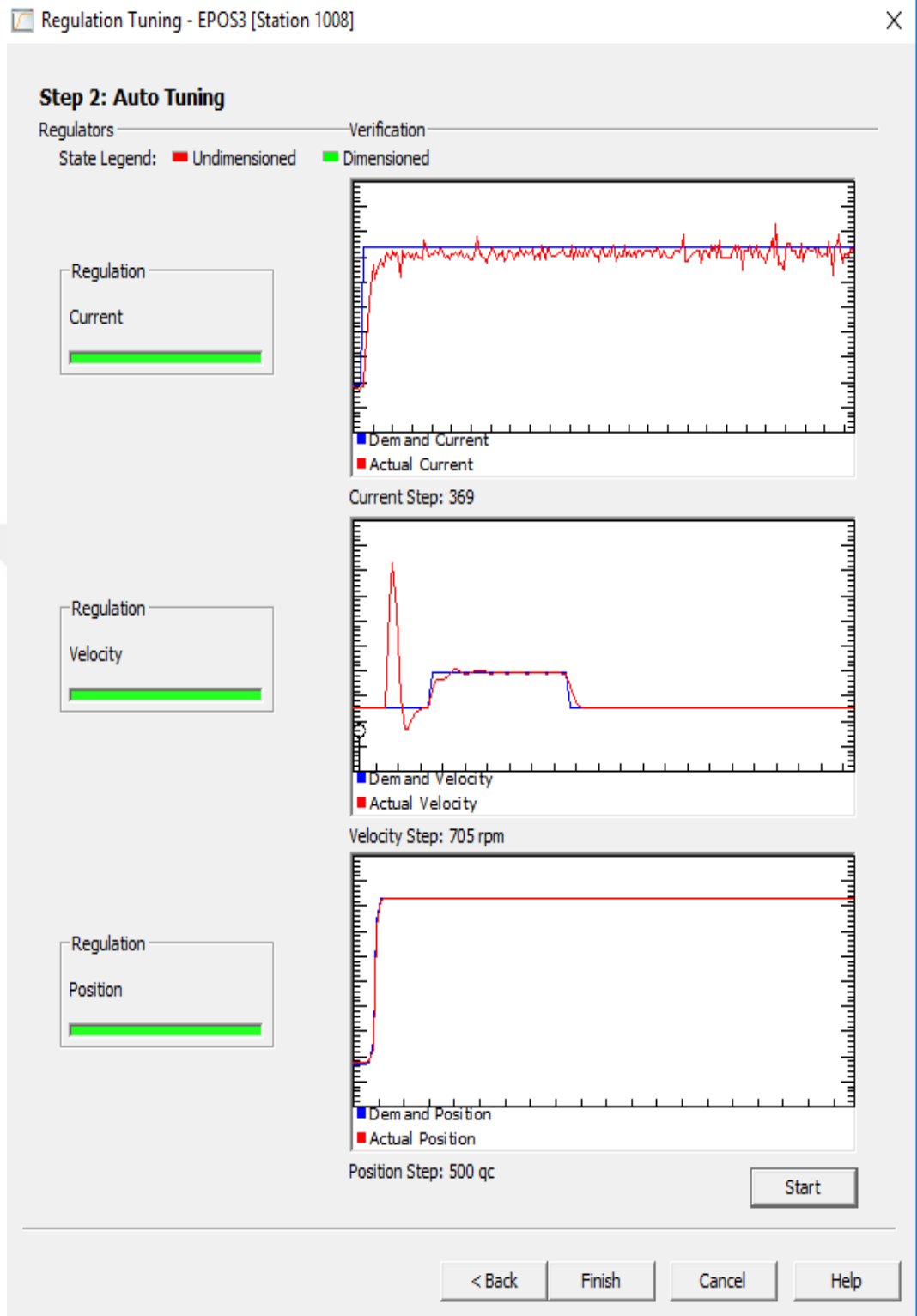
Robotun 3 eksenine ait elde edilen parametreler ve ayarlama grafikleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.19-21). Elde edilen PID katsayıları çizelge 4.2’de yer almaktadır.



Şekil 4.19 : EPOS Studio yazılımında 1. Eksen ayarlama sonucunda akım, hız, pozisyon grafikleri



Şekil 4.20 : EPOS Studio yazılımında 2. Eksen ayarlama sonucunda akım, hız, pozisyon grafikleri



Şekil 4.21 : EPOS Studio yazılımında 3. Eksen ayarlama sonucunda akım, hız, pozisyon grafikleri

Çizelge 4.2 : Maxon EC40 DC motor ayarlama işlemi sonucu PID katsayıları.

AÇIKLAMA	Birim	1. Eksen	2. Eksen	3. Eksen
Sensör Konfigürasyonu				
Artımlı Enkoder Puls Sayısı	---	500	500	500
Maks. Takip Hatası	---	2000	2000	2000
Pozisyon Kontrolü Parametre Seti				
Pozisyon Regülatörü P- katsayısı	---	3,62	4,31	3,96
Pozisyon Regülatörü I- katsayısı	---	116,1	129,6	123,9
Pozisyon Regülatörü D- katsayısı	---	0,038	0,048	0,042
Hız İleri Besleme Faktörü	---	0	0	0
İvme İleri Besleme Faktörü		0,00012	0,00018	0,00015
Motor Bilgileri				
Nominal Akım	mA	3690	3690	3690
Çıkış Akımı	mA	7380	7380	7380
Maks. Motor Hızı	Rpm	9840	9840	9840
Termal Zaman Sabiti	Ms	187	187	187
	mNm/m			
Motor Tork Sabiti	A	46400	46400	46400

4.3.4 Hesaplanmış moment kontrol yöntemi

Hesaplanmış moment kontrol yöntemi, eklemlere uygulanması gereken momentleri hesaplama için sistem dinamik modelini kullanan model-tabanlı bir yöntemdir. Hesaplanmış tork kontrol yöntemi, doğrusal olmayan sistemlerin geri beslemeli doğrusallaştırılmasının özel bir uygulama şeklidir. Bu yöntemin en önemli dezavantajı, geri besleme doğrusallaştırması için oluşan hesaplama yüküdür.

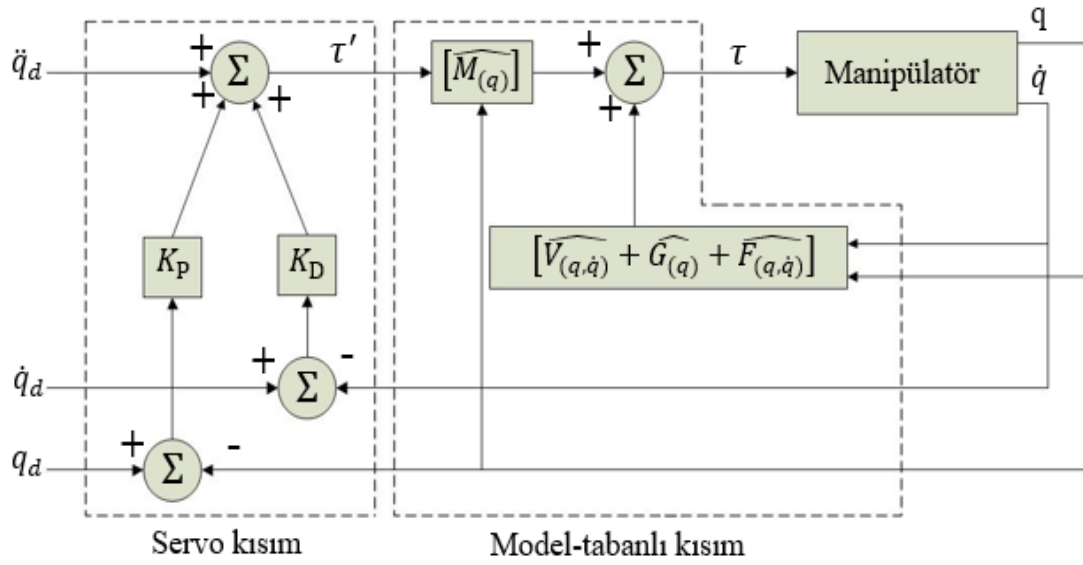
Hesaplanmış moment kontrol yönteminde kontrolör model-tabanlı ve servo kısmı olarak iki parçaya bölünür. Sistem değişkenleri, model-tabanlı kısımda kalacak şekilde tasarlanır. Servo kısım ise sistem değişkenlerinden bağımsız ve kazançları içerecek şekilde tasarlanır.

Robot uzuvları için hareket eşitliği denklem (4.23)'deki gibidir.

$$\tau = M(\Theta)\ddot{\Theta} + V(\Theta, \dot{\Theta}) + G(\Theta) + F(\Theta, \dot{\Theta}) \quad (4.23)$$

Denklem (4.23)'de yer alan, τ ile eklemler moment değeri, $M(\Theta)$ ile robot manipülatörü atalet momenti, $V(\Theta, \dot{\Theta})$ ile merkezkaç ve coriolis terimleri, $G(\Theta)$ ile yerçekimi kuvveti, $F(\Theta, \dot{\Theta})$ ile sürtünme kuvveti ifade edilmektedir.

Şekil 4.22’de hesaplanmış moment kontrol yöntemi kontrol şeması yer almaktadır.



Şekil 4.22 : Hesaplanmış moment kontrol yöntemi blok şeması [20].

Model-tabanlı kısmın kontrol kuralı denklem (4.24)’te yer almaktadır.

$$\tau = \alpha \tau' + \beta \quad (4.24)$$

α ve β değişkenleri denklem (4.25)’deki gibi seçildiğinde sistem birim atalet sistemine dönüşür ve sistemin yeni girişi τ' olur.

$$\begin{aligned} \alpha &= M(\Theta) \\ \beta &= V(\Theta, \ddot{\Theta}) + G(\Theta) + F(\Theta, \dot{\Theta}) \end{aligned} \quad (4.25)$$

Servo kısmı;

$$\begin{aligned} \tau' &= \ddot{\Theta}_d + K_D \dot{E} + K_P E, \\ E &= \Theta_d - \Theta \end{aligned} \quad (4.26)$$

Denklem (4.23) ile (4.26) kullanılarak, kapalı çevrim hata denklemi (4.27)’deki gibi elde edilir.

$$\ddot{E} + K_D \dot{E} + K_P E = 0 \quad (4.27)$$

Denklem (4.27)’deki hata denklemi her bir ekleme için denklem (4.28)’teki gibi yazılır.

$$\ddot{e}_i + k_{di} \dot{e}_i + k_{pi} e_i = 0 \quad (4.28)$$

Manipülör dinamik modeli mükemmel olmadığında, kapalı çevrim sistem analizi zorlaşır. Doğrusallaştırma yapılamayan ve dinamik modelin tam manası ile elde edilemediği durumlarda denklem (4.27), (4.29)'daki gibi yazılır.

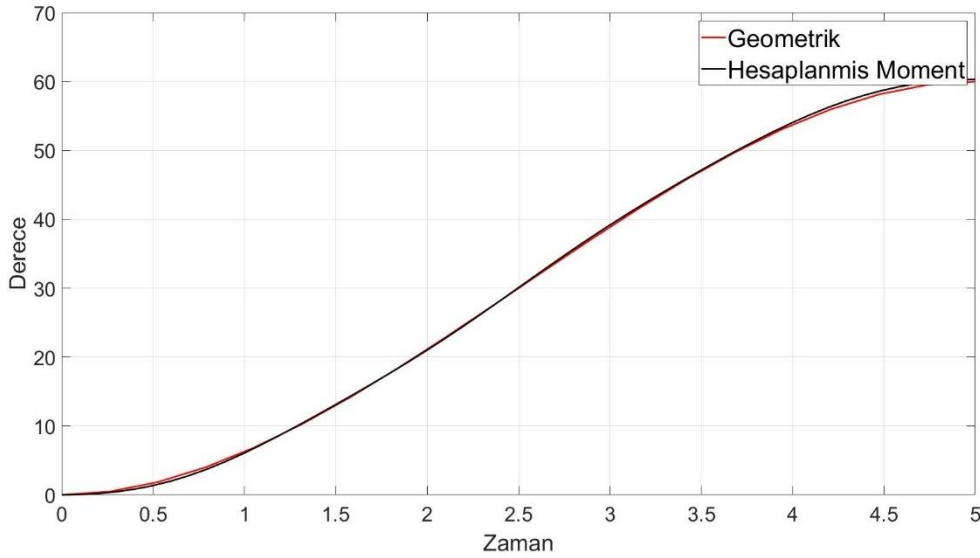
$$\ddot{E} + K_D \dot{E} + K_P E = M^{-1}[(M - \hat{M})\ddot{\Theta} + (V - \hat{V}) + (G - \hat{G}) + (F - \hat{F})] \quad (4.29)$$

Denklem (4.29)'da yer alan, $M(\Theta)$ ile robot manipülörü atalet momenti model değeri, $V(\Theta, \dot{\Theta})$ ile merkezkaç ve coriolis terimleri model değeri, $G(\Theta)$ ile yerçekimi kuvveti model değeri, $F(\Theta, \dot{\Theta})$ ile sürtünme kuvveti model değeri ifade edilmektedir.

Denklem (4.28)'de elde edilen eklem hata denklemi, ikinci dereceden sistem karakteristik denklem yapısına benzemektedir. Kritik sönümlenme göz önüne alındığında denklem katsayıları arasındaki ilişki aşağıdaki gibi elde edilir.

$$k_d = 2\sqrt{k_p} \quad (4.30)$$

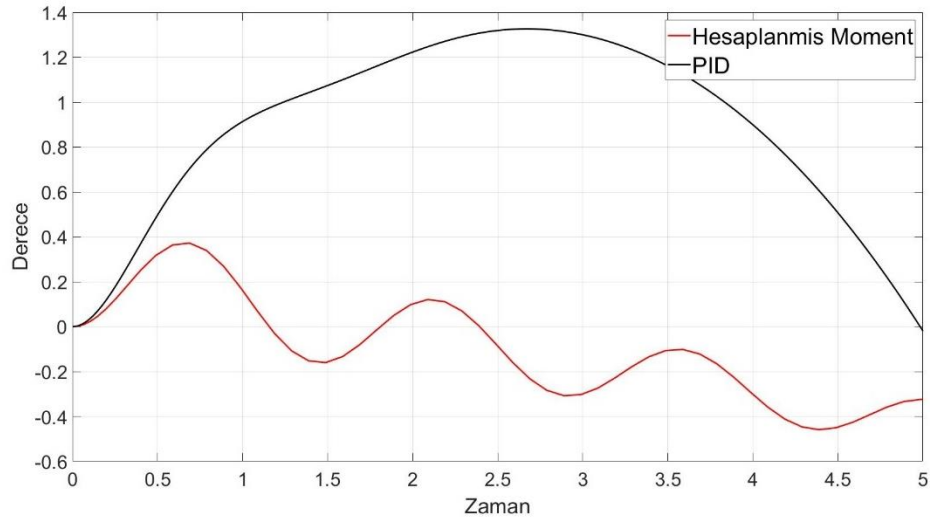
Hesaplanmış moment kontrol yöntemi ile robotun 2.ekseni için elde edilen yörünge takibi ve PID kontrol ile hesaplanmış kontrol yöntemi yörünge takibi hata karşılaştırması grafikleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.23-4.24).



Şekil 4.23 : 2.Eksen hesaplanmış moment kontrol yöntemi yörünge takibi.

Hesaplanmış moment kontrolü ile robot yörünge takip performansının PID kontrol ile robot yörünge takibinden daha başarılı olduğu gözlemlenmiştir. Hesaplanmış moment kontrolünde robotun dinamik modeli kullanılmakta, bağımsız eksen kontrolünde ise dinamik etki bozucu olarak hesaba katılmaktadır. Yük ve hızın arttığı durumlarda

hesaplanmış moment kontrolü, bağımsız eksen kontrolüne göre daha iyi bir performans sağlayacaktır.



Şekil 4.24 : 2.Eksen hesaplanmış moment kontrol yöntemi ve PID kontrol yörünge takibi hata karşılaştırması.

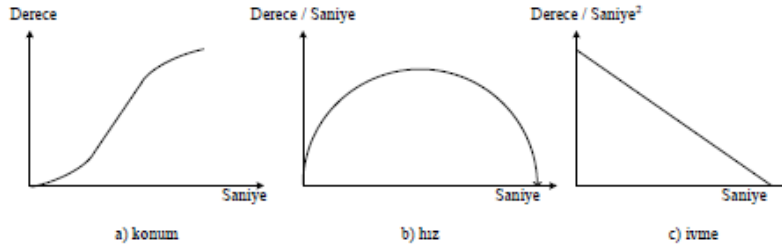
Proje kapsamında geliştirilen robot, fiziksel rehabilitasyon amacı ile kullanılacağı için yavaş hızlarda ve belli bir çalışma uzayında çalışacaktır. Ek olarak robota uygulanacak yükler farklı hastaların sahip olacağı fiziksel ölçülere göre değişecek ve belli bir aralıkta olacaktır. Bu sebeple geliştirilen robotta bağımsız eksen kontrolü beklenen performans hedeflerine uygundur.

4.4 Yörünge Planlama ve Robot Program Akışı

Robot uç işlevcisinin bulunduğu bir konumdan hedef bir konuma götürülmesi robotun en temel görevidir. Robot bu görevi gerçekleştirirken, başlangıç konumu ve hedef konuma sahiptir. Ayrıca bu iki nokta arasında hareket ederken robot birçok ara noktadan geçmektedir. Robotun başlangıç noktasından hedef noktaya ulaşması sırasında cisimlere çarpılmaması ve yumuşak bir şekilde hareketini tamamlaması için yörünge planlaması yapılır. Yörünge planlaması yöntemi, başlangıç ve hedef noktalar arasında n tane ara nokta oluşturur. Bu ara noktalar, ters kinematik ile robot eklem açılarına dönüştürülür. Robot eklemleri, ara noktalardan aynı anda geçebilmek için farklı hız ve ivmelere sahip olmalıdır.

4.4.1 Yörünge planlama yöntemi

Tez kapsamında gerçekleştirilen robotta eklem uzayında yörünge planlaması için üçüncü derece polinom kullanılmıştır. Şekil 4.25'te kübik yörünge grafikleri yer almaktadır.



Şekil 4.25 : Kübik yörüngeye ait a) konum, b) hız, c) ivme grafiği

Robot uç işlevcisinin t_0 anındaki başlangıç konumu $\theta(0)=\theta_0$ ve t_f anındaki hedef konumu $\theta(t_f)=\theta_f$ olsun. Bu durumda, t_0 ile t_f arası üçüncü dereceden bir polinom vasıtasıyla n tane noktayla bölünür.

Bu iki koşula ek olarak başlangıç ve bitiş hızları $\dot{\theta}(0)=0$ ve $\dot{\theta}(t_f)=0$ eklenerek denklemler (4.31-4.34) elde edilir.

$$\theta(0)=\theta_0 \quad (4.31)$$

$$\theta(t_f)=\theta_f \quad (4.32)$$

$$\dot{\theta}(0)=0 \quad (4.33)$$

$$\dot{\theta}(t_f)=0 \quad (4.34)$$

Yukarıdaki dört koşul, üçüncü dereceden bir polinomun katsayılarını bulmak için yeterlidir. Bu koşullar, zamana bağlı kübik bir yörünge oluşturan 3. Dereceden polinom olarak denklem (4.35)'teki gibi ifade edilir.

$$\theta(t)=s_0+s_1t+s_2t^2+s_3t^3 \quad (4.35)$$

Bu yörüngedeki eklem hızları ve ivmeleri denklem (4.35)'in 1. ve 2. Dereceden türevleri alınarak denklem (4.36) ve denklem (4.37)'deki gibi bulunur.

$$\dot{\theta}(t)=s_1+2s_2t+3s_3t^2 \quad (4.36)$$

$$\ddot{\theta}(t)=2s_2+6s_3t \quad (4.37)$$

Denklem (4.31), denklem (4.35)'te yerine konursa, denklem (4.38-4.39) elde edilir.

$$\begin{aligned} \theta(0) &= s_0+s_1\cdot 0+s_2\cdot 0^2+s_3\cdot 0^3 \\ s_0 &= \theta(0) \text{ veya } \theta(0)=s_0 \end{aligned} \quad (4.38)$$

$$\theta(t_f)=\theta_f$$

$$\theta_f = s_0 + s_1 t_f + s_2 t_f^2 + s_3 t_f^3 \quad (4.39)$$

Denklem (4.35) ve denklem (4.34), denklem (4.36)'da yerine konursa denklem (4.40-4.41) elde edilir.

$$\begin{aligned} \dot{\theta}(0) &= s_1 + 2s_2 \cdot 0 + 3s_3 \cdot 0^2 = 0 \\ s_1 &= 0 \end{aligned} \quad (4.40)$$

$$\dot{\theta}(t_f) = s_1 + 2s_2 t_f + 3s_3 t_f^2 = 0 \quad (4.41)$$

Polinomun katsayıları yukarıda elde edilen denklemlerden faydalanarak bulunur. Bilindiği gibi $s_0 = \theta(0)$ ve $s_1 = 0$ sırasıyla denklem (4.38) ve denklem (4.40)'dan bulunmuştu. Diğer iki katsayıdan s_2 denklem (4.41)'de $\dot{\theta}_{t_f} = 0$ ve $s_1 = 0$ değerleri yerine konarak bulunur.

$$\dot{\theta}(t_f) = s_1 + 2s_2 t_f + 3s_3 t_f^2 = 0$$

$$0 = 0 + 2s_2 t_f + 3s_3 t_f^2$$

$$2s_2 t_f = -3s_3 t_f^2$$

$$s_3 = -\frac{2s_2}{3t_f} \text{ veya } s_2 = -\frac{3s_3 t_f}{2}$$

$s_3 = -\frac{2s_2}{3t_f}$ ifadesi denklem (4.39)'da yerine konursa s_2 katsayısı aşağıdaki gibi bulunur. ($s_0 = \theta(0)$ ve $s_1 = 0$)

$$\theta_f = s_0 + s_1 t_f + s_2 t_f^2 + s_3 t_f^3$$

$$\theta_f = \theta_0 + 0 \cdot t_f + s_2 t_f^2 - \frac{2s_2}{3t_f} t_f^3$$

$$\theta_f = \theta_0 + s_2 t_f^2 - \frac{2s_2}{3t_f} t_f^3$$

$$s_2 = \frac{3}{t_f^2} (\theta_f - \theta_0)$$

$s_2 = -\frac{3s_3 t_f}{2}$ ifadesi denklem (4.39)'da yerine konursa s_3 katsayısı aşağıdaki gibi bulunur.

$$\theta_f = s_0 + s_1 t_f + s_2 t_f^2 + s_3 t_f^3$$

$$\theta_f = s_0 + 0 \cdot t_f - \frac{3s_3 t_f}{2} t_f^2 + s_3 t_f^3$$

$$\theta_f = s_0 + 0 \cdot t_f - \frac{3s_3 t_f}{2} t_f^2 + s_3 t_f^3$$

$$s_3 = -\frac{2}{t_f^3} (\theta_f - \theta_0)$$

Bulunan bu dört katsayıyı bir arada aşağıdaki gibi yazabiliriz [21].

$$\begin{aligned}s_0 &= \theta(0) \\ s_1 &= 0 \\ s_2 &= \frac{3}{t_f^2} (\theta_f - \theta_0) \\ s_3 &= -\frac{2}{t_f^3} (\theta_f - \theta_0)\end{aligned}$$

4.4.2 Robot program akışı

Rehabilitasyon sürecinde robotun gerçekleştirdiği hareketler için Beckhoff PLC’de çeşitli fonksiyon blokları yazılmıştır. Çeşitli koşullara bağlı olarak çalışan robot programı ile ilgili detaylar üç gruba ayrılmıştır: Robot sistemi başlangıç işlemleri, egzersis hareket planlama ve aktif modda egzersiz hareket planlama.

4.4.2.1 Robot sistemi başlangıç işlemleri

Robot sistemi çalıştırılırken sırasıyla aşağıdaki adımlar uygulanır.

- 1) Fizyoterapist, hasta için robot kol bağlantılarını gerçekleştirir. Bu sırada hastanın boyunu ve üst kol uzunluğu ölçer.
- 2) Yazılım ekranından hasta bilgilerini ve ölçüm değerlerini girer/seçer.
- 3) Rehabilitasyon arayüz yazılım ekranından «Motorları Çalıştır» butonu ile eksen motorlarına güç verilir.
- 4) Rehabilitasyon arayüz yazılım ekranından «Başlangıç Konumu» butonu ile robot başlangıç konumuna alınır.

Motorlara güç verilmesi

- 1) PLC yazılımında her eksen için sırasıyla «MC_Reset», «MC_Halt» fonksiyonları çalışarak, eksen motor sürücülerini resetlenir.
- 2) PLC yazılımında her eksen için sırasıyla «MC_Power» fonksiyonu çalışarak, motor sürücülerine, eksenlere bağlı motorlara güç verme sinyali gönderilir ve sonrasında motorlara güç verme işlemi gerçekleşir.

Robotun başlangıç konumuna gitmesi

PLC yazılımında her eksen için sırasıyla «MC_MoveAbsolute» fonksiyonu çalışarak, eksen motorları (sıfırlama sensörleri sinyallerini takip ederek) «0» pozisyonuna gider.

4.4.2.2 Tedavi hareket planlama

- 1) Operatör, jog butonlarını kullanarak robotu hareketin ilk başlangıç noktasına götürür. Bu noktayı kaydeder.
- 2) Operatör, jog butonlarını kullanarak robotu hareketin bitiş noktasına götürür. Bu noktayı kaydeder.
- 3) Hareket sonrası bekleme süresi ve hareket tekrar sayısı parametrelerini girer.
- 4) Birden fazla hareket planlanıyorsa, 1.,2.,3. işlemler sırasıyla tekrar edilir.

Robotun hareket planının oluşturulması ve robot hareketleri

- 1) Robot kontrol yazılımıyla kaydedilen başlangıç ve bitiş noktaları arasında 3.dereceden polinom fonksiyonu kullanılarak iki nokta arasında interpolasyon işlemi gerçekleştirilir.
- 2) Eksenler arasında dinamik hareket tablosu oluşturularak PLC tarafında «MC_CamIn», «MC_SetCamOnlineChangeMode», «MC_ReadMotionFunction», «MC_WriteMotionFunctionPoint», «MC_CamOut» fonksiyonları çalıştırılarak, motor sürücülerinin senkron çalışmasıyla robot hareketi gerçekleştirilir.

4.4.2.3 Aktif modda egzersiz

Aktif modda egzersiz fizyoterapist tarafından robot kontrol arayüzünden seçilir. Tedavi hareket planlama kısmında gerçekleştirilen işlemler ile hastaya uygulanacak yörüngeler daha önceden öğretilir. Hasta aktif modda egzersiz yaparken, üst kol ve ön kol bölgesine bileklik giyer. Bu bileklikler aracılığıyla hastanın robota uyguladığı etkileşim kuvveti ölçülür.

Kuvvet sensör bilgilerinin geri beslemesi

Bileklikteki temasın gerçekleştiği kuvvet sensöründen elde edilen analog sinyallerden mikro-kontrolcü tabanlı elektronik devre sistemiyle değerlendirilerek, tanımlanan eşik değerlerinin üstünde ise ilgili eksen sürücüsüne temasın tersi yönünde hareket emri verilir. Ters yöndeki hareket, kuvvet sensöründen gelen sinyal kesilinceye kadar veya rehabilitasyon arayüz yazılımındaki girilen maksimum değere kadar gerçekleştirilir.

Robot programı kontrol akış diyagramı şekil 4.26'deki gibidir.

4.4.3 Robot kontrol yazılım arayüzü

Robot kontrol arayüzü aşağıdaki fonksiyonları yerine getirecek şekilde tasarlanmıştır.

- Hasta bilgilerini seçme/kaydetme
- Hastaya özgü bilgilerin girilmesi (uzunluk, üst kol uzunluğu vb.)
- Robot başlangıç noktasına alınması
- Robot serbest joglama
- Fizyoterapist tarafından hastaya özgü tedavi reçetelerinin oluşturulması
- Tedavi hareket planlama kısmı ile hedef noktaların kaydedilmesi
- Görev planlaması gerçekleştirilmesi (bir veya birden fazla yörünge seçilmesi)
- Robot kontrol modu seçimi, gerekli kontrol parametrelerinin girilmesi

Robot kontrol yazılımı arayüzü şekil 4.27’de yer almaktadır.

Şekil 4.27 : Robot kontrol yazılımı arayüzü.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez kapsamında yapılan bu çalışma sonucunda üst uzuv rahatsızlıklarının fiziksel rehabilitasyonunda kullanılmak üzere dış iskelet yapıda bir robot prototipi imal edilmiştir. Geliştirilen prototip, omuz ve dirsek egzersizleri için 3 aktif serbestlik derecesine sahiptir. Ayrıca robotun hareket sırasında, hastanın postürünü izleyebilmesi ve farklı vucüt ölçülerindeki hastalara uyumlu hasle getirilebilmesi için 3 pasif serbestlik derecesi bulunmaktadır.

Fizyoterapist robot kontrol arayüzü aracılığıyla kolayca egzersiz planlaması yapabilmektedir. Kontrol arayüzü, robotun hastaya uygulanması sürecinde gerekli tüm desteği verebilecek şekilde kullanıcı dostu olarak tasarlanmıştır. Robot, tanımlanan egzersize göre hareket planları oluşturularak yörünge takibi yapmaktadır. Yörünge takibi sırasında özel bileklik sistemi ile robot hasta arasında etkileşim kuvvetinin kontrolü adaptif admitans kontrol yapısıyla gerçekleştirilmiş ve gerekli durumlarda yörünge düzeltilmesi yapılmıştır.

Projenin gerçekleştirilmesi için kullanılan ekipmanlar, güç kaynağı, endüstriyel bilgisayar ve fırçasız DC motorlar başta olmak üzere medikal ekipman standartlarına uygun olarak seçilmiştir. Seçilen ekipmanlarla ilgili herhangi bir problem yaşanmamıştır. Eksenlerde kullanılan Maxon motor ve redüktörler hedeflenen performanslar için uygundur. Ancak maxon motorların artımsal enkodere sahip olması nedeniyle robotik sistem her başlatıldığında başlangıç konumunun tanıtılması gerekmektedir. Eksen sıfırlaması için ‘homing’ sensörleri kullanılmaktadır.

Bu tezde üst uzuv rahatsızlıkları için dış iskelet yapıda bir rehabilitasyon robotunun geliştirilmesi ve yeni çalışmalar için bir araştırma platformu olarak kullanılabilmesi hedefine başarılı bir şekilde ulaşılmıştır.

Prototipi gerçekleştirilen sistemin, fizyoterapist eşliğinde klinik testlerde yer alması proje ile ilgili gerçekleştirilebilecek ilk hedeftir. Literatürde yer alan çalışmalar incelendiğinde birçok çalışmanın gerçek hastaya uygulanamamış olduğu gözlemlenmiştir. Bu sebeple, robot henüz gelişiminin başında iken, fizik tedavi ekibi ile klinik testlerinin gerçekleştirilerek, gerekli mekanik, yazılım ve kontrol

güncellemelerinin yapılması gerekmektedir. Klinik testler sonucunda alınacak geri besleme, yapılacak ileri çalışmalar için yol haritası oluşturacaktır.

Dış iskelet yapıdaki robotlar hasta tarafından giyildiği için hastaya herhangi bir ağırlık oluşturmaması gerekmektedir. Ağırlık kompanzasyonu adı verilen bu konu hakkında çalışma yapılması gerekmektedir.

Görev merkezli tedavi egzersizlerinin oluşturulması için bazı uygulamalar geliştirilmesi planlanmaktadır. Görev merkezli rehabilitasyon hastanın konsantrasyonunu artırarak rehabilitasyonun daha başarılı sonuçlar vermesini sağlamaktadır. Sanal gerçeklik uygulamaları ile desteklenen görev merkezli rehabilitasyon egzersizleri hastanın eğlenerek egzersiz yapmasına olanak verir.

Fizyoterapist ve fizik tedavi uzmanları açısından, hasta performans takibi, internet üzerinden terapi seansları ile bilgilerin doktor ile paylaşılması gibi bazı çalışmalar sistemin kullanılabilirliğini artıracaktır.

KAYNAKLAR

- [1] **IISART**, History of New Technology in Rehabilitation (2014). <http://www.iisartonline.org/services/education-material/>
- [2] **Shing Lo, H. ve Xie, S. Q.** (2012). Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation. *Medical Engineering & Physics*. 34, 261-268
- [3] **Kocaoğlu, S. ve Akdoğan, E.** (2015). Üst Uzun Dış İskelet Rehabilitasyon Robotları, (s.41-46). Denizli : Türkiye Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, Eylül 10-12.
- [4] **Kiguchi, K.** (2009). Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots, (s. 178-187). Japan : Kyoto International Conference Center, Haziran 23-26.
- [5] **Jarrasse, N., Proetti, T., Crocher, V., Rovertson, J., Sahbani, A., Morel, G., Bami, A.R.** (2014). Robotic exoskeletons: a perspective for the rehabilitation of arm coordination in stroke patients, *Frontiers in Human Neuroscience*, (1), 1-13.
- [6] **Nef, T., Guidali, M., Reiner, R.** (2009). ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 6 (2), 127-142.
- [7] **Reiner, R., Guidali, M., Keller U., Duschau-Wicke, A., Klamroth, V., Nef, T.** (2011). Transferring ARMin to the Clinics and Industry, Thomas Land Publisher 1, 54-59. doi: 10.1310/sci1701-54
- [8] **URL1**<<https://www.hocoma.com/solutions/armeo-power>>23.04.2017
- [9] **Perry, J. C., Rosen J., Burns S.** (2007). Upper-Limb Powered Exoskeleton Design, *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, 12(4), 408-417. Ağustos 2007.
- [10] **Balasubramanian, S., Wei, R.** (2008). RUPERT: An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions, <https://www.semanticscholar.org/paper/RUPERT%3A-An-exoskeleton-robot-for-assisting-of-arm-Balasubramanian-Wei/16b6576a0c488b67fb60ccb4bf4563697f99babf>, 163-167, 12.11.2017.

- [11] **Proietti, T., Crocher, V., Brami, A. R., Jarrasse N.** (2016). Upper-Limb Robotic Exoskeletons for Neurorehabilitation: A Review on Control Strategies, *IEEE REVIEWS IN BIOMEDICAL ENGINEERING*, 9, 4-14.
- [12] **Huang, J., Huo, W., Mohammed, S.** (2015). Control of Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Using A Human-Robot Interface Based on Motion Intention Recognition, *IEEE TRANSACTIONS ON AUTOMATION SCIENCE AND ENGINEERING*, 12(4), 1-14, DOI: 10.1109/TASE.2015.2466634, Ocak 2015.
- [13] **URL2** <<https://www.else.sk/media/download/datasheet/Tekscan-Flexiforce-Sensor-A201.pdf>> 27.12.2017
- [14] **KÜCÜK, S., BİNGÜL, Z.** (2004). ROBOT SİSTEMLERİNDE KİNEMATİK YÖNTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI, *Politeknik Dergisi*, 7 (2), 107-117.
- [15] **Spong, M. W., Vidyasagar, M., Hutchinson S.** (2005). Robot Modeling and Control, New York, JOHN WILEY & SONS, INC.
- [16] **Sadanand, R., Chittawadigi, R. J., Saha, S. K.** (2013). Virtual Robot Simulation in RoboAnalyzer, International and 16th National Conference on Machines and Mechanisms, India Aralık 18-20 2013.
- [17] **Cham, C.L., Samad, Z.B.** (2014). Brushless DC Motor Electromagnetic Torque Estimation with Single-Phase Current Sensing, *ELECTRICAL ENG. TECH.*, 9, 742-749.
- [18] **Lynch, K.M., Park, F.C.** (2017). MODERN ROBOTICS MECHANICS, PLANNING, AND CONTROL, CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS.
- [19] **URL4**<https://www.maxonmotor.de/medias/sys_master/8811458002974/> EPOS3-EtherCAT-Application-Notes-Collection-En.pdf >
- [20] **Craig, J.J.** (2005). Introduction to Robotics Mechanics and Control, Pearson Education International.
- [21] **KÜCÜK, S., BİNGÜL, Z.** (2011). Robot Kinematiği, İstanbul, Birsen Yayınevi.

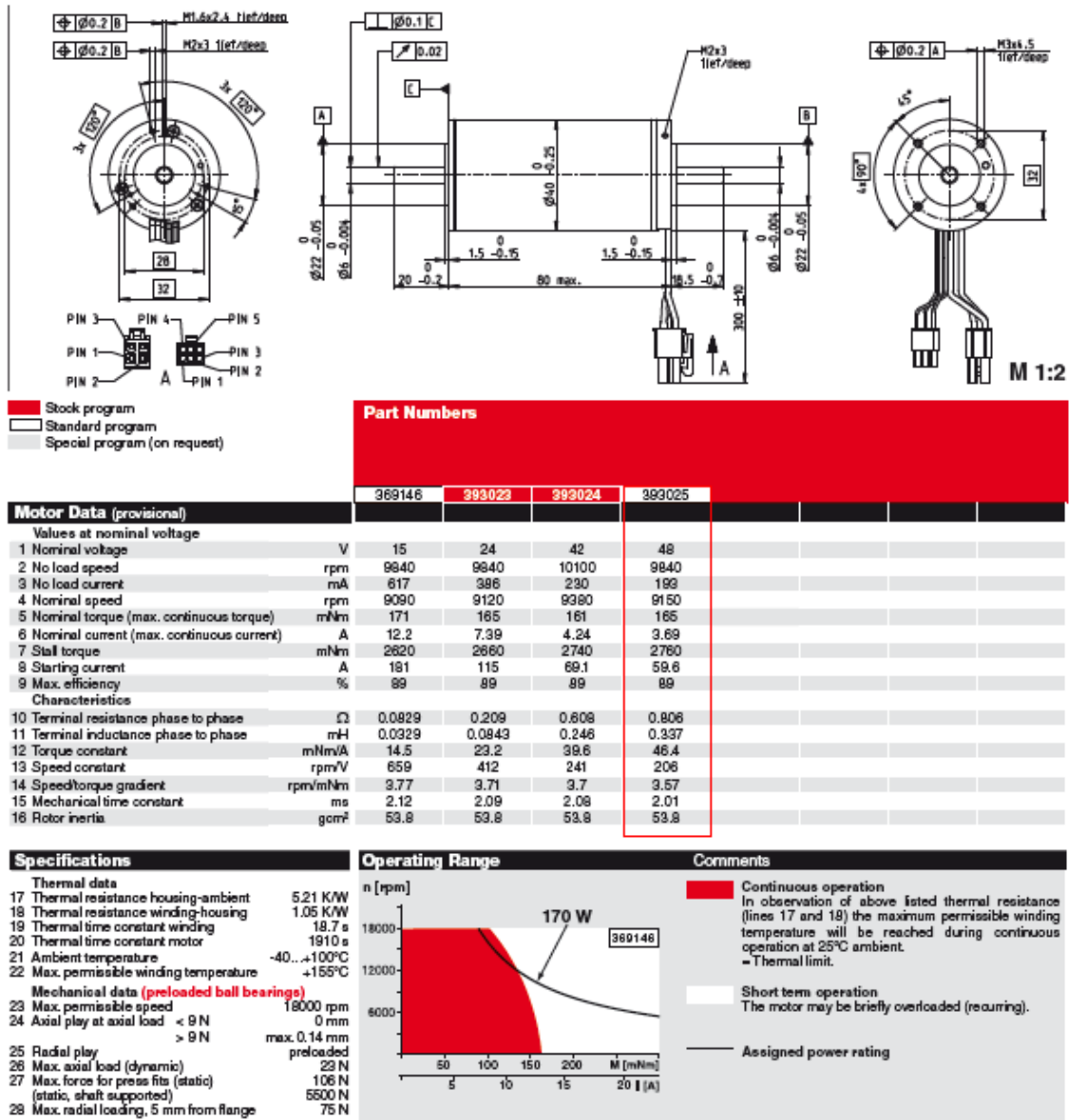
EKLER

EK A: Maxon EC40 Motor Bilgileri



EK A

EC 40 Ø40 mm, brushless, 170 Watt



maxon EC motor

Şekil A.1 : Maxon EC40 motor bilgileri.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Ferhad KALELİ
Doğum Tarihi ve Yeri : 25/02/1989
E-posta : ferhadkaleli@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : İstanbul Teknik Üniversitesi, Makina Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM

Ferhad Kaleli, İstanbul Teknik Üniversite'sinde makine mühendisliği bölümünde lisans eğitimini tamamladı. Yüksek lisansta mekatronik konusunda çalışmalarına başladı. Gerçekleştirmek istediği uygulamalar için kendi girişimini oluşturmak istedi. Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı'nın Teknogişirim sermaye desteği ile 2013 yılında Robsen Robot ve Müh. San. Ltd. Şti. firmasını kurdu. Halen, aynı şirkette katma değeri yüksek ürünler geliştirmektedir.