

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİR AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOTUNUN TASARIMI,
ÜRETİMİ VE KONTROLÜ

Emre YILDIRIM

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Mekatronik Mühendisliği Programı

Danışman

Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN

Eş Danışman

Doç. Dr. Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU

Ocak, 2022

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİR AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOTUNUN TASARIMI,
ÜRETİMİ VE KONTROLÜ**

Emre YILDIRIM tarafından hazırlanan tez çalışması 17.01.2022 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Mekatronik Mühendisliği Programı **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN
Yıldız Teknik Üniversitesi
Danışman

Doç. Dr. Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Eş-Danışman

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Haydar LİVATYALI, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emin AKTAN, Üye
Bartın Üniversitesi

Danışmanım Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN ve eş-danışmanım Doç. Dr. Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU'nun yönlendirmeleri ile tarafımda hazırlanan Bir Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotunun Tasarımı Üretimi ve Kontrolü başlıklı çalışmada sağlıklı ve hasta gönüllü bireylerle yapılan klinik deneyler için veri toplama ve veri kullanımında gerekli etik kurulu izinlerini aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Emre YILDIRIM



Bu çalışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü'nün FCD-2020-3900 numaralı projesi ile desteklenmiştir.



Aileme

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sırasında değerli bilgi ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan kıymetli danışman hocam sayın Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN'a, Doç. Dr. Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU'na, Doç. Dr. Deniz Palamar KADIOĞLU'na ve Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emin AKTAN'a, klinik deneylerde yardımcı olan Fzt. Emel ÇANGA'ya, ilgisini ve yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Haydar LİVATYALI'ya ve Doç. Dr. Cüneyt YILMAZ'a, prototip üretimi ve mekanizma ile ilgili konularda destek veren sayın Gökhan AYBASTI'ya, Ömer VARAN'a ve Serkan SİNİN'e teşekkür eder ve saygılarımı sunarım.

Üniversitedeki çalışmalarım boyunca her türlü desteği esirgemeyen Arş. Gör. Talha Burak AKCA'ya ve Arş. Gör. Mahmut AZANPA'ya teşekkürü bir borç bilirim. Gerek maddi gerekse manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme sonsuz teşekkürler eder ve yaşıyor olsaydı sevinerek çalışmalarımı takdir edecek olan babama rahmet dilerim.

Emre YILDIRIM

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ	ix
KISALTMA LİSTESİ	xi
ŞEKİL LİSTESİ	xii
TABLO LİSTESİ	xv
ÖZET	xvi
ABSTRACT	xviii
1 GİRİŞ	1
1.1 Literatür Özeti.....	2
1.2 Tezin Amacı	7
1.3 Orijinal Katkı.....	8
2 REHABİLİTASYON TEORİSİ VE AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ	10
2.1 Ayak Bileğindeki Hareket Tipleri.....	10
2.2 Eklem Hareket Açıklıkları ve Pasif Torkları	11
2.3 Ayak Bileği Anatomisi	12
2.4 Terapötik Egzersiz Türleri	16
2.4.1 EHA Arttırma Egzersizleri.....	17
2.4.2 Kuvvetlendirme Egzersizleri	18
3 AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOT SİSTEMİ	19
3.1 Giriş	19
3.2 Mekanik Tasarım.....	22
3.3 Statik Analizler	24
3.4 Dinamik Model	28
3.5 Elektronik Donanım	30
3.6 Empedans Kontrol.....	31
3.6.1 Konum Tabanlı Empedans Kontrol	31
3.6.2 Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrol.....	32
3.6.3 Hibrit Empedans Kontrol.....	33
3.7 Sistem Modelinin Oluşturulması ve Simülasyon.....	33
3.8 Kontrol Diyagramlarının Oluşturulması ve Sistemin Test Edilmesi.....	36
3.8.1 Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrolün Test Edilmesi.....	36
3.8.2 Konum Tabanlı Empedans Kontrolün Test Edilmesi	38

3.9 Pasif Germe Egzersizinin Modellenmesi	42
4 DENEYSEL ÇALIŞMALAR VE SONUÇLAR	46
4.1 Klinik Deneylere Alınma ve Dışlanma Ölçütleri	46
4.2 Klinik Deneylerin Başlangıcı.....	47
4.3 Klinik Deneylerin Gerçekleştirilmesi.....	48
4.3.1 1. Seans.....	48
4.3.2 2. Seans.....	50
4.4 Deney Verilerinin İncelenmesi.....	51
4.4.1 Tüm Seansların Genel İncelenmesi.....	51
4.4.2 Egzersizler Sırasında Gerçekleşen Bazı Durumların İncelenmesi	57
5 SONUÇ VE ÖNERİLER	60
KAYNAKÇA	61
A SİSTEM DONANIMI ELEMANLARI	64
A-1 Servo Motor.....	64
A-2 Servo Sürücü	65
A-3 Redüktör.....	66
A-4 Enkoder	67
A-5 Konik Dişli Seti	68
A-6 Kuvvet Sensörü	69
A-7 Sensör Sinyal Yükseltici	70
A-8 Gerçek-Zamanlı Kontrol ve Veri Toplama Kartı.....	71
B MATLAB SİMULİNK DİYAGRAMLARI	72
B-1 Hibrit Empedans Kontrol Diyagramları	72
C PASİF GERME EGZERSİZİ YÖRÜNGE OLUŞTURMA KODLARI	75
C-1 Pasif Germe Yörüngesi Konum, Hız ve İvme Matlab Kodları	75
D ETİK KURULU ONAYI	79
D-1 Etik Kurulu Onay Belgesi	79
E HASTA İZLEM FORMU	80
E-1 Hasta İzlem Formu.....	80
TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR	83

SİMGE LİSTESİ

τ	Aktüatör torku matrisi
τ	Aktüatör torku
M_d	Arzu edilen atalet parametresi
$\dot{\theta}_d$	Arzu edilen hız
F_d	Arzu edilen kuvvet
θ_d	Arzu edilen konum
X_d	Arzu edilen konum
B_d	Arzu edilen sönüm parametresi
τ_d	Arzu edilen tork
K_d	Arzu edilen yay parametresi
D	Atalet matrisi
I_L	Ayak ataleti
m_{ayak}	Ayak kütlesi
L_{ayak}	Ayak kütle merkezinin eklemin dönme eksenine olan uzaklığı
q	Eklem açısı değişkenleri matrisi
θ	Eklem açısı değişkeni
$\dot{q}$	Eklem hız değişkenleri matrisi
$\dot{\theta}$	Eklem hızı değişkeni
$\ddot{q}$	Eklem ivme değişkenleri matrisi
$\ddot{\theta}$	Eklem ivmesi değişkeni
τ_{harici}	Harici etkileşim torku
τ_L	Hastanın ayağıyla yaptığı direnç torku
c	Hız bileşkeleri matrisi
S	Hibrit empedans kontrol seçim katsayısı
N_2	Konik dişli redüksiyon oranı
M	Mekanizmanın ataleti
L_{mek}	Mekanizmanın kütle merkezinin eklemin dönme eksenine uzaklığı
m_{mek}	Mekanizmanın kütlesi
N_1	Motor redüksiyon oranı
I_R	Motor rotor ataleti
θ_e	Konum hatası

I_r	Redüktörün ataleti
I_{mek}	Robot mekanizması ataleti
n	Serbestlik derecesi
$\mathbf{b}$	Sürtünme etkileri matrisi
b	Sürtünme etkisi terimi
N	Toplam redüksiyon oranı
$\mathbf{h}$	Yeri çekimi etkileri matrisi
h	Yeri çekimi etkisi terimi



KISALTMA LİSTESİ

AFO	Ankle Foot Orthosis
EHA	Eklemler Hareket Açıklığı
AEHA	Aktif Eklemler Hareket Açıklığı
PEHA	Pasif Eklemler Hareket Açıklığı
EMG	Elektromiyografi
ISB	International Society of Biomechanics
JCS	Joint Coordinate System
PNF	Proprioceptive Neuromuscular Facilitation
STC	The Standardization and Terminology Committee

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1 Lin vd. tarafından geliştirilen robot [9]	4
Şekil 1.2 Saglia vd. tarafından geliştirilen robot [10]	4
Şekil 1.3 Ayas vd. tarafından geliştirilen robot [11]	5
Şekil 1.4 Jamwal vd. tarafından geliştirilen robot [12]	5
Şekil 1.5 Yoon vd. tarafından geliştirilen robot [13]	6
Şekil 1.6 Zhou vd. tarafından geliştirilen robot [7]	6
Şekil 2.1 Dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri [16]	10
Şekil 2.2 Ayak bileğindeki dorsifleksiyon - plantar fleksiyon, abduksiyon - addüksiyon ve inversiyon - eversiyon hareketleri [17]	11
Şekil 2.3 Talocrural ve subtalar eklemlerin yerleşimi [21]	12
Şekil 2.4 Sağlıklı bir sağ ayak bileğinin ve ayağın talocrural ve subtalar eklemlerini gösteren bir röntgen çekimi [22]	13
Şekil 2.5 Ayak bileği hareketleri ve hareket düzlemleri [23]	13
Şekil 2.6 Ayak bileği hareketleri ve hareket eksenleri [24]	14
Şekil 2.7 Baskın dorsifleksör kası: tibialis anterior [30]	15
Şekil 2.8 Baskın plantar fleksör kaslar: gastrocnemius, soleus ve peroneus longus [30]	15
Şekil 2.9 Çeşitli egzersiz türlerindeki farklı eklem hareket açıklıkları [8]	16
Şekil 3.1 Geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu	19
Şekil 3.2 Sistemin genel blok diyagramı	21
Şekil 3.3 Ayak bileği rehabilitasyon robotu (a) önden görünüş (b) çaprazdan görünüş	22
Şekil 3.4 Sensör parçasının mukavemet analizi	24
Şekil 3.5 Yük altında sensör parçasındaki 164 kat büyütülmüş yer değiştirme...24	
Şekil 3.6 Mekanik limitlerin sağlandığı pim deliklerinin mukavemet analizi.....25	
Şekil 3.7 Uygulanan yük sonucu linkteki 200 kat büyütülmüş yer değiştirme....26	
Şekil 3.8 Motor hareketini ve torkunu sensöre aktaran parçanın mukavemet analizi.....27	
Şekil 3.9 Hareketi aktaran parçaya uygulanan yük sonucu büyütülmüş yer değiştirme.....27	
Şekil 3.10 Ayak bileği rehabilitasyon robotunun dinamik modeli	29
Şekil 3.11 Ayak bileği rehabilitasyon robotunun elektronik donanımı	30

Şekil 3.12 Konum tabanlı empedans kontrolün ilk senaryodaki simülasyon sonuçları (a) Arzu edilen ve güncel konum (b) Konum hatası	34
Şekil 3.13 Konum tabanlı empedans kontrolün ikinci senaryodaki simülasyon sonuçları.....	35
Şekil 3.14 Kuvvet tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $F_d = 10$ N)	37
Şekil 3.15 Kuvvet tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $F_d = 20$ N)	38
Şekil 3.16 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 20$, $X_d = 0$)	39
Şekil 3.17 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 20$, $X_d = 30$)	40
Şekil 3.18 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 100$, $X_d = 0$)	41
Şekil 3.19 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 10$, $K_d = 10$, $X_d = 0$)	42
Şekil 3.20 Germe egzersizi arayüzü	43
Şekil 3.21 Pasif germe yörüngesinin hesaplanması (a) Egzersiz parametrelerinin arayüz üzerinden girilmesi (b) Hesaplanan yörünge.....	45
Şekil 4.1 İlk seans öncesi hastanın ayağının robota yerleştirilerek ölçümlerin ve hafif germe egzersizinin yapılması.....	48
Şekil 4.2 1. Seans 5. Setteki germe egzersizi sırasında gelişen spastisite.....	49
Şekil 4.3 5'er setten oluşan 2 pasif germe seansı sonucu elde edilen grafikler (a) 1. seans 1. set (b) 1. seans 2. set (c) 1. seans 3. set (d) 1. seans 4. set (e) 1. seans 5. set (f) 2. seans 1. set (g) 2. seans 2. set (h) 2. seans 3. set (i) 2. seans 4. set (j) 2. seans 5. set.....	55
Şekil 4.4 Pasif germe egzersizleri sırasındaki maksimum dorsifleksiyon açıları ve maksimum eklem torkları	58
Şekil 4.5 Pasif germe egzersizleri sırasındaki maksimum dorsifleksiyon açıları ve bunlara karşılık gelen eklem torkları	58
Şekil 4.6 1. seans 1. sette empedans kontrol tabanlı pasif germenin gerçekleştirilmesi.....	58
Şekil 4.7 1. seans 1. sette hastadan istemli bir hareket meydana gelmesi	58
Şekil 4.8 1. seans 2. sette hastadan istemli bir hareket meydana gelmesi	59
Şekil A.1 Servo motor katalog bilgileri.....	64
Şekil A.2 Servo sürücü katalog bilgileri	65
Şekil A.3 Motor redüktörü katalog bilgileri.....	66
Şekil A.4 Enkoder katalog bilgileri.....	67
Şekil A.5 Konik dişli seti katalog bilgileri	68

Şekil A.6 Kuvvet sensörü katalog bilgileri	69
Şekil A.7 Kuvvet sensörü sinyal yükseltici katalog bilgileri	70
Şekil A.8 Gerçek-zamanlı kontrol ve veri toplama kartı katalog bilgileri	71
Şekil B.1 Motor hareketi, hareket yönü, çıkış torku, kuvvet sensörü ve enkoder ile ilgili diyagramlar.....	72
Şekil B.2 Kuvvet tabanlı empedans kontrol diyagramı	73
Şekil B.3 Konum tabanlı empedans kontrol diyagramı.....	73
Şekil B.4 Atalet, yer çekimi, harici kuvvet ve hibrit empedans kontrol geçiş anahtarı ile ilgili diyagramlar.....	74
Şekil B.5 Verilerin kaydedilmesi ile ilgili diyagramlar	74
Şekil D.1 Etik kurulu onay belgesi	79



TABLO LİSTESİ

Tablo 1.1 Literatürde yer alan ayak bileği rehabilitasyon robotları	3
Tablo 2.1 Sağlıklı insandaki ayak bileği eklem hareket açıklıkları ve maksimum pasif torkları [18]	11
Tablo 3.1 Sistem gereksinimleri ve fonksiyonel gereksinimler	20



Bir Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotunun Tasarımı, Üretimi ve Kontrolü

Emre YILDIRIM

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN

Eş-Danışman: Doç. Dr. Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU

Bu tez çalışmasında, ayak bileğine yönelik fizik tedavi ve rehabilitasyon sürecinde doktor ve fizyoterapistlere yardımcı olmak üzere taşınabilir, kompakt yapıda, etkin ve güvenilir insan-robot etkileşimi sağlayan bir robotik rehabilitasyon sistemi geliştirilmiştir.

Bu kapsamda, ayak bileğinin biyomekanik ölçümlerini (eklem hareket açıklığı, eklem torku) hassas bir şekilde yapan, terapötik egzersiz türlerinden olan pasif germe egzersizini hibrit empedans kontrol yöntemi ile gerçekleştirebilen, evde kullanıma uygun bir robotik sistemin tasarımı, üretimi ve kontrolü gerçekleştirilmiştir.

Pasif germe egzersizinin modellenmesi fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanı doktorlarla birlikte gerçekleştirilmiş ve fizyoterapistlerin klinikte manuel olarak uyguladığı germe egzersizinin geliştirilen robotik sistem tarafından başarıyla uygulanabildiği gösterilmiştir.

Sağlıklı ve hasta gönüllülerle yapılan test çalışmaları sonucunda, geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotunun hassas bir şekilde biyomekanik ölçümleri yapabildiği ve ayak bileği fizik tedavi ve rehabilitasyonunu gerçekleştirebildiği ortaya konmuştur.

Klinik deneylerde kaydedilen veriler grafiksel olarak verilmiş, kullanılan hibrit empedans kontrolün insan-robot etkileşiminde etkinliği, hastanın güvenliği açısından uygunluğu ve fizyoterapistlerin manuel olarak yaptığı egzersizlerin düzgün bir şekilde robotik olarak modellenebilmesi incelenmiş ve sonuçlar ortaya konulmuştur.

Bu çalışmanın literatüre katkısı, hibrit empedans kontrol yöntemi ile fizyoterapistlerin gerçekleştirdiği manuel terapötik egzersizlerin modellendiği bir kontrol algoritmasına sahip, taşınabilir ve kompakt bir robotik mekanizma ile ayak bileği fizik tedavi ve rehabilitasyonunun gerçekleştirilebilmesidir.

Anahtar Kelimeler: Ayak bileği rehabilitasyonu, fizik tedavi ve rehabilitasyon, terapötik egzersiz, hibrit empedans kontrol, robotik rehabilitasyon

Design, Production and Control of an Ankle Rehabilitation Robot

Emre YILDIRIM

Department of Mechatronics Engineering

Master of Science Thesis

Supervisor: Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN

Co-supervisor: Assoc. Prof. Dr. Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU

In this thesis study, it is developed a portable and compact robotic rehabilitation system for the ankle which provides effective and safe human-robot interaction to assist doctors and physiotherapists.

In this context, it is realized that design, production, and control of a robotic system that can measure biomechanical parameters (range of motion and torque of the ankle) sensitively, apply passive stretching which is a type of therapeutic exercise by using hybrid impedance control method.

Passive stretching exercise is modeled with the support of physical therapy and rehabilitation experts and doctors and it is shown that passive stretching exercise, which is manually applied by physiotherapists in the clinic, can be applied by the developed robotic system.

As a result of the clinical experiments performed with healthy and patient volunteers, it has been revealed that the developed ankle rehabilitation robot can make sensitive biomechanical measurements and performs physical therapy and rehabilitation for the ankle.

The data recorded in clinical experiments are given graphically, the effectiveness of the hybrid impedance control used in human-robot interaction, its suitability for patient safety, and the robotic modeling of the exercises performed manually by physiotherapists is analyzed and the results are presented.

The contribution of this study to the literature is the ability to perform ankle physical therapy and rehabilitation with a portable and compact robotic mechanism that uses hybrid impedance control method with a control algorithm modeling the manual therapeutic exercises performed by physiotherapists.

Keywords: Ankle rehabilitation, physical therapy and rehabilitation, therapeutic exercise, hybrid impedance control, robotic rehabilitation



Doğuştan veya felç, omurilik yaralanmaları gibi çeşitli hastalık ve kazalar neticesinde uzuvlarında meydana gelen, çevreleriyle etkileşimlerini etkileyen fiziksel veya anatomik bozukluklara sahip olan bireylerin bu uzuvlarının fonksiyonlarını mümkün olan en üst seviyeye ulaştırmak için uygulanan tedavi süreçlerine rehabilitasyon denir. Rehabilitasyon ile spastisitenin azaltılması, kas gücünün artırılması ve motor kontrolün geliştirilmesi sağlanır [1].

Dünyada rehabilitasyon hizmetlerine duyulan ihtiyaç, dünya nüfusundaki artışla, insanların yaşam biçimlerindeki ve dolayısıyla sağlıklarındaki değişimle birlikte git gide artmaktadır. Örneğin, insanlar daha uzun yaşamakta fakat daha çok kronik rahatsızlıklara ve engellere sahip olmaktadır [2].

Çeşitli hastalıklar veya kazalar sonucunda uzuvlarda meydana gelen kayıpların mümkün olan en yüksek seviyede giderilmesi için rehabilitasyona ihtiyaç duyulur. Bu kayıpların giderilmesi için geliştirilen çeşitli tıbbi yöntem ve tedavilerden birisi de terapötik egzersizlerdir. Pasif ve aktif olarak ikiye ayrılan bu egzersizler fizyoterapist tarafından manuel olarak gerçekleştirilebildiği gibi, çeşitli mekanik veya elektromekanik cihazlar yardımıyla da gerçekleştirilebilmektedir [3].

Robotların sahip olduğu sensörler yardımıyla hassas ölçüm ve objektif değerlendirme yapabilmesi, egzersizleri yüksek doğrulukla gerçekleştirebilmesi, fizyoterapistlerin iş yüklerini azaltması, tedavi sürecine hastalar açısından maliyet, ulaşım ve süre bakımlarından katkı sağlaması sebebiyle, robotik rehabilitasyon hizmetleri son 20 yılda ivme kazanmıştır. Bunun yanı sıra, özellikle içinde bulunulan COVID-19 pandemi dönemiyle birlikte, evde bakım hizmetlerinin ve dolayısıyla evde kullanıma uygun rehabilitasyon sistemlerinin önemi de git gide anlaşılmaktadır.

Bu tez çalışması, ayak bileği fizik tedavi ve rehabilitasyonuna yönelik bir robotun tasarımı, üretimi ve kontrolü ile ilgilidir.

1.1 Literatür Özeti

Literatürde, ayak bileği fizik tedavi ve rehabilitasyonuna yönelik geliştirilen, serbestlik derecesi, egzersiz türü, ölçülen parametreler, aktüatör türü, kontrol yöntemi, sensör ve mekanizma yapısına göre sınıflandırılabilen çeşitli özelliklerde robotlar bulunmaktadır. Tablo 1.1’de buna uygun olarak geliştirilen sistemlerin özellikleri ve bu tez çalışmasının literatürdeki yeri gösterilmektedir. Bunlardan bir kısmı sadece basit egzersizlerin yapılmasını sağlarken, bir kısmı da özelleşmiş kontrol algoritmaları sayesinde daha çok ihtiyaca cevap verecek ve tedavinin kalitesini arttıracak hale getirilmiştir. Geliştirilen robotlar genel olarak pasif mekanizmalar (elektrik enerjisi kullanılmayan), elektrik enerjisiyle çalışan pasif hareket yapan cihazlar ve zeki robotik sistemler olmak üzere üç ana gruba ayrılabilir.

Pasif cihazların ana amacı spastisiteyi azaltmaktır. Bu cihazlarda genellikle biyomekanik ölçüm yapılmaz. Genellikle hedeflenen eklem izin verilen en fazla eklem açısına kadar açılarak burada belirlenen süre kadar bekletilir. Bu şekilde yapılan egzersizler sayesinde spastisitede azalma beklenir. Fakat fonksiyonel gelişimlerin sağlanması için özelleşmiş kontrol algoritmalarına sahip zeki robotlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tarz robotların amacı sadece spastisiteyi azaltmak değil, aynı zamanda kas kuvvetini arttırmak, motor kontrolü geliştirmek ve biyomekanik parametrelerin de ölçümünü yapmaktır. Zeki robotlar, tedavinin yanı sıra ölçüm, değerlendirme ve tanı amacıyla da kullanılmaktadır [4].

Günümüze kadar geliştirilmiş ayak bileği rehabilitasyon cihazları incelenecek olur ise, bunların birbirlerinden üstün veya eksik özelliklerinin olduğu ve zamanla farklı mekanizma tasarımlarının, yeni kontrol metotlarının ve egzersiz modlarının kullanılmasıyla gelişim gösterdikleri görülmektedir. Geliştirilen cihazlardan bazıları 1999 yılında DMSystems’in piyasaya sürdüğü elastik bant, Perform Better’in piyasaya sürdüğü masaj silindiri, Kinetich Health’in ürettiği denge tahtası gibi sırf mekanik sistemlerden oluşurken, bazıları ise Biodex’in geliştirdiği Balance System ve Multi-Joint System 3 gibi mekanik, elektronik ve yazılımdan oluşmaktadır [6]. Daha sonraları Zhou vd. ile Ren vd. gibi araştırmacılar tarafından geliştirilen cihazlarda zeki kontrol stratejileri ve farklı rehabilitasyon

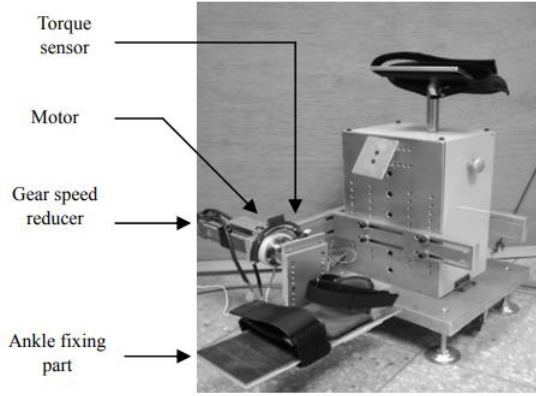
teknikleri de kullanılarak ayak bileğinde robotik rehabilitasyonda büyük gelişmeler meydana gelmiştir [7,8].

Tablo 1.1 Literatürde yer alan ayak bileği rehabilitasyon robotları

Yıl	Yazar	Ser. Der.	Egzersiz Türü	Ölçülüp Kaydedilen Parametreler	Taşınabilirlik	Ölçülen Özellik	Özgünlük	Aktüatör	Kontrol Yöntemi	Sensör
1999	Girone [6]	6	Pasif, İzotonik	ROM, Eklem Torku	Sabit	Pasif özellikler	Yok	Pnömatik	Konum ve Kuvvet Kontrol	Kuvvet Tork
2006	Yoon [13]	4	Pasif, İzotonik	ROM, Eklem Torku	Sabit	Pasif özellikler	Görsel arayüz	DC Motor	Konum ve Empedans Kontrol	Basınç
2007	Homma [14]	1	Pasif	ROM, Eklem Torku	Sabit	Pasif Özellikler	Ayarlanabilir inversiyon eversiyon	Step Motor	PID Kontrol	Basınç Tork
2008	Lin [9]	1	Pasif, İzotonik	ROM, Eklem Torku	Sabit	Pasif özellikler	Yok	AC Motor	Bulanık PD ve Kuvvet ve Konum Kontrol	Tork
2009	Saglia [10]	2	İzotonik, İzokinetik	ROM, Eklem Torku	Sabit	Pasif özellikler	Yok	Pnömatik	Konum ve Admitans Kontrol	Kuvvet Tork
2010	Gao [25]	1	Pasif	Eklem Torku, Ultrasonik Görüntü, ROM	Sabit	Pasif özellikler	Zeki germe egzersizi	DC Motor	PID Kontrol	Tork
2012	Jamwal [12]	3	Pasif	ROM, Eklem Torku	Sabit	Pasif özellikler	Yok	Pnömatik	Adaptif Bulanık Mantık	Kuvvet
2014	Zhou [7]	1	Pasif, İzotonik	Hız, ROM, Eklem Torku, EMG sinyalleri	Sabit	Aktif ve pasif özellikler	PNF metodu ile pasif germe	DC Motor	PID Kontrol	Tork EMG
2016	Ren [8]	1	Pasif, İzotonik, Aktif Yardımlı, Aktif Dirençli	Hız, ROM, Eklem Torku,	Taşınabilir ve Giyilebilir	Aktif ve pasif özellikler	Oyun tabanlı egzersiz	DC Motor	PID Kontrol	Kuvvet Konum
2017	Ayas [11]	2	Pasif, Aktif, İzometrik, İzotonik	ROM, Eklem Torku	Sabit	Pasif özellikler	Yok	DC Motor	Bulanık Mantık Tabanlı Adaptif Admitans Kontrol	Kuvvet Konum
2022	Yıldırım	1	Pasif Germe, (Aktif Yardımlı, Aktif Dirençli, İzometrik)	Hız, EHA, Eklem Torku, (EMG sinyalleri)	Taşınabilir ve Giyilebilir	Aktif ve pasif özellikler Kas derecesi	Germede empedans kontrol, (Oyun tabanlı egzersiz, EMG tabanlı kontrol)	DC Motor	Hibrit Empedans Kontrol	Kuvvet Konum (EMG)

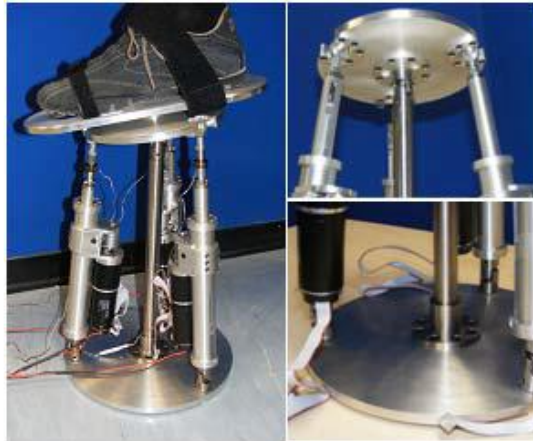
Lin vd. tarafından 2008 yılında tek serbestlik derecesine sahip ayak bileği rehabilitasyon robotu geliştirilmiştir [9]. Sistem elektrik motoru ile çalışmaktadır.

Pasif ve izotonik egzersiz türlerini gerçekleştirmektedir. Hareket türü olarak dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon yapabilmektedir. Kontrol yapısı ise bulanık mantık, kuvvet ve konum kontrolden oluşmaktadır. Mekanik açıdan bakıldığında, cihaz hantal yapıda olup taşınması zordur (Şekil 1.1).



Şekil 1.1 Lin vd. tarafından geliştirilen robot [9]

Saglia vd. tarafından 2009 yılında yapılan robot ise iki serbestlik derecesine sahiptir [10]. Hareket türü olarak dorsifleksiyon, plantar fleksiyon, eversiyon ve inversiyon yapılmaktadır. Sistem lineer elektrik motoru ile çalışıp konum ve admitans kontrol yapısından oluşmakta, izotonik ve izokinetik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Ayağın yerleştiği kısım paralel platformdan oluşmaktadır (Şekil 1.2).



Şekil 1.2 Saglia vd. tarafından geliştirilen robot [10]

Ayas vd. tarafından 2017 yılında iki serbestlik derecesine sahip, paralel platformdan oluşan, ayak bileği rehabilitasyon robotu geliştirilmiştir [11]. Kontrol yapısı olarak bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol kullanılmıştır. Sistem doğru akım elektrik motoru ile çalışmakta olup pasif, aktif, izometrik, izotonik egzersizleri yapabilmektedir. Ağırlık ve büyüklük açısından taşınabilir olmayıp, hastaların evlerinde rahatça kullanabileceği bir kompakt yapıya sahip değildir (Şekil 1.3).



Şekil 1.3 Ayas vd. tarafından geliştirilen robot [11]

Jamwal vd. tarafından 2012 yılında pnömatik aktüatör ile çalışan üç serbestlik derecesine sahip, dorsifleksiyon, plantar fleksiyon, inversiyon, eversiyon, addüksiyon ve abdüksiyon hareketlerini yapabilen sistem geliştirilmiştir [12]. Adaptif bulanık mantık kontrol yapısıyla kuvvet geri bildirimi ile pasif hareketleri gerçekleştirmektedir. Aktif egzersiz yapamaması ve büyük yapısı dezavantajlarından (Şekil 1.4).



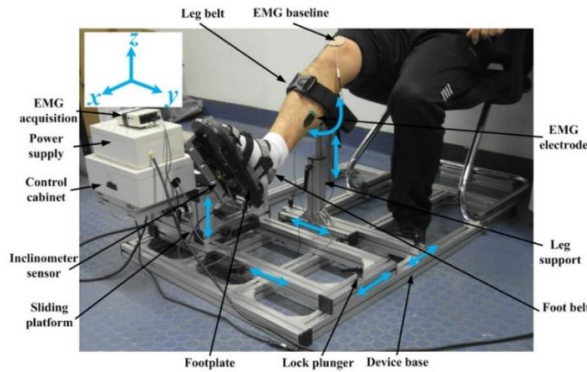
Şekil 1.4 Jamwal vd. tarafından geliştirilen robot [12]

Yoon vd. tarafından 2006 yılında iki serbestlik derecesine sahip lineer aktüatörlerle çalışan robot geliştirilmiştir [13]. Basınç sensörü kullanılıp kuvvet ve konum kontrolü yapılmaktadır. Sistem pasif ve izotonik egzersiz türlerini gerçekleştirmektedir. Hastanın egzersizleri görsel geri besleme ile yapabilmesi sağlanmıştır. Kompakt ve rahat taşınabilir bir yapıya sahip değildir (Şekil 1.5).



Şekil 1.5 Yoon vd. tarafından geliştirilen robot [13]

Zhou vd. tarafından 2014 yılında tek serbestlik derecesine sahip robot tasarlanmıştır [7]. Sistem elektrik motoru ile çalışıp platformlar kişinin fiziksel özelliklerine göre ayarlanabilir özelliğe sahiptir. EMG, tork ve açı değerlerine göre pasif ve izometrik egzersizler gerçekleştirmektedir. Sistem robotik bir platform, kontrol sistemi ve grafiksel kullanıcı arayüzünden oluşmaktadır. Felç sonrası rehabilitasyonda kullanılan PNF entegreli pasif germe yapabilen bir robotik rehabilitasyon sistemidir. Eklem pasif torkuna göre ters orantıyla değişen bir hızda pasif germe yapılmaktadır. Böylece maksimum hareket açıklığına ulaşılırken güvenli bir şekilde germe yapılmaktadır. Yapısının büyük ve ağır olması, taşınabilir olmaması dezavantajlarından (Şekil 1.6).



Şekil 1.6 Zhou vd. tarafından geliştirilen robot [7]

1.2 Tezin Amacı

Rehabilitasyon hizmetleri geleneksel olarak fizyoterapistlerin manuel tedavileriyle gerçekleştirilmektedir. Bu geleneksel yöntemde, hasta sayılarının fizyoterapistlere oranla fazla olması, tedavi müddetlerinin uzun olması ve egzersizlerin kas gücü gerektirmesi nedeniyle fizyoterapistlerin iş yüklerinin fazla olması gibi problemler bulunmaktadır. Manuel rehabilitasyon hizmetlerinde, ölçüm ve tedavide insan kaynaklı hatalar da meydana gelebilmektedir. Bunların yanı sıra, fizik tedavi ve rehabilitasyonda etkili bir sonuç alabilmek ve uzvun en yüksek fonksiyona ulaşabilmesi için uzun tedavi sürelerine ve yüksek seans sayılarına ihtiyaç duyulmaktadır. Fakat devlet desteği ile sadece kısıtlı bir rehabilitasyon hizmeti alınabilmekte, tedavilerine devam etmesi gereken birçok hasta yüksek maliyetlerle karşılaşarak tedavilerini yarıda bırakmaktadırlar. Örneğin, fizik tedavi ve rehabilitasyona ihtiyaç duyulan hastalıklardan biri de serebral palsidir. Serebral palsy, doğum öncesinde, doğum anında ya da doğum sonrasında beyinde gelişen hasara bağlı ortaya çıkan hareket ve şekil bozukluğudur [5]. Spastisite ve inme sonrası fizik tedavide başarılı olmak için doğru zamanda, doğru tedavi yöntemini uygulamak son derece önemlidir. Bu bakımdan erken dönemde bu gibi hastaların fizyoterapist gözetiminde tedavi görmesi ileriki dönemlerde uzvun tam bir fonksiyona ulaşabilmesi için zorunludur. Fonksiyonel bir tedavi sağlanabilmesi için bu hastalara erken evrede ve düzenli olarak terapötik egzersizler uygulanmalıdır. Ancak yukarıda ortaya konan gerekçelerle genellikle tedavi süreçleri yarım kalmakta bu da hastaların uzuvlarında geri döndürülemez fonksiyon kayıplarına yol açmaktadır.

Hastaların özellikle COVID-19 pandemisi döneminde fizik tedavi ve rehabilitasyon merkezlerine gitmesinde ve bu merkezlerde kalmalarında zorluklar yaşanabilmekte ve bölgedeki yetişmiş fizyoterapist sayısı yetersiz olabilmektedir. Avrupa Birliği resmi istatistik kurumu olan Eurostat'ın 2016 verilerine göre, Türkiye'de her 100 bin kişiye 4.9 fizyoterapist düşmektedir [31].

Rehabilitasyon sürecinde eklem hareket açıklığının ve kas kuvvetinin artırılması, motor kontrolün geliştirilmesi için terapötik egzersizler önemli bir yere sahiptir.

Bu egzersizler, pasif germe, aktif yardımcı, aktif dirençli, izotonik, izometrik ve izokinetik egzersizler olarak kısımlara ayrılmaktadır.

Bu tezin amacı, ayak bileği fonksiyon kaybı veya bozukluğu yaşayarak fizik tedaviye ihtiyaç duyup, zaman, ulaşım veya maddi imkân bakımından bu tedaviden faydalanması güç olan hastalar için ortaya koyulan problemlerin çözümüne yönelik,

- Mekanizma hareket sınırları -55 / +40 derece olan (Ayak bileği ekleminin maksimum eklem hareket açıklığını [EHA] karşılayabilen),
- Ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini yapabilen,
- Tek serbestlik dereceli,
- Biyomekanik ölçümleri (EHA, eklem torku) bünyesinde bulunan sensörler yardımıyla hassas bir şekilde yapabilen,
- Ayak bileği için fizyoterapistlerin manuel olarak yaptığı germe egzersizini model alan,
- Hibrit empedans kontrol metodu kullanılan,
- Tedavi sonuçlarını robotun yaptığı ölçümlere göre kaydedebilen,
- Evde kullanıma uygun boyutlarda,
- Taşınabilir,
- Kullanışlı kullanıcı arayüzüne sahip,
- Güvenlik açısından yazılım ve donanım kontrollü,

hastaların rehabilitasyonuna destek sağlayacak bir ayak bileği rehabilitasyon robotunun tasarım, üretim ve kontrolü gerçekleştirilmesidir.

1.3 Orijinal Katkı

Bu tez çalışması,

“doktor ve fizyoterapistlere destek olmak amacıyla, ayak bileği fizik tedavi ve rehabilitasyonu için tedavi, hibrit empedans kontrollü bir robotik sistem tarafından gerçekleştirilebilir” hipotezinden yola çıkılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu amaçla tez çalışmasında, biyomekanik ölçümleri ve terapötik egzersizleri gerçekleştirebilecek mekanik yapıya, elektronik donanıma sahip ve uygun kontrol

metodunun kullanıldığı özgün bir robotik mekanizma tasarlanmıştır. İnsan-robot dinamik etkileşiminde, empedans parametrelerinin uygun olarak ayarlanmasıyla, yüksek verim ve güvenlik sağlayan, tedavi amaçlı olarak terapötik egzersizler için gerekli komutları üreten, hibrit empedans kontrol metodunun kullanıldığı bir kontrol algoritması geliştirilmiştir. Terapötik egzersiz verilerinin uzman tarafından girilebilmesi ve oyun tabanlı egzersizlerin görsel biyo geri besleme sayesinde hasta tarafından yapılabilmesi için kullanıcı dostu bir arayüz geliştirilmiştir. Sistem ayak bileği için tüm terapötik egzersizleri yapabilecek kapasiteye sahiptir. Bu tez çalışmasında özellikle bu egzersiz türlerinden en önemlisi olan ve manuel olarak fizyoterapist tarafından tecrübeye bağlı olarak gerçekleştirilen pasif germe egzersizine odaklanılmıştır.

Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınan izinlerden sonra sağlıklı ve hasta gönüllülerle yapılan testler sonucunda, geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotunun hassas bir şekilde biyomekanik ölçümleri yapabildiği, ayak bileği fizik tedavi ve rehabilitasyonu için pasif germe egzersizlerini gerçekleştirebildiği ve diğer terapötik egzersizler olan aktif yardımcı, aktif dirençli, izotonik ve izometrik egzersizleri de yapabilecek kapasitede mekanizma, elektronik donanım ve kontrol yapısına sahip olduğu gösterilmiştir.

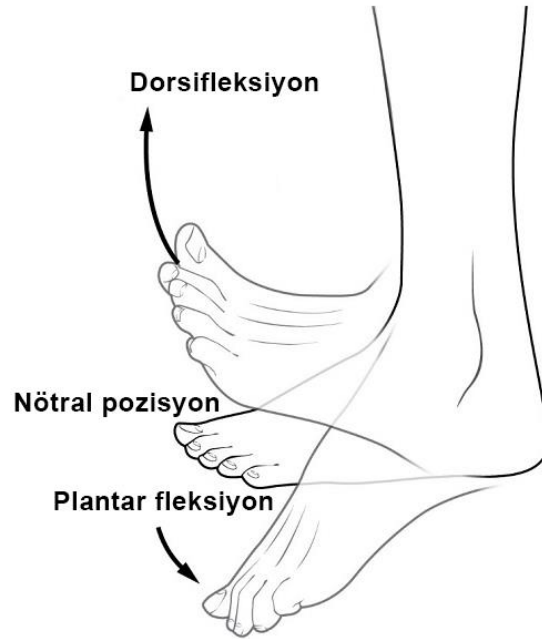
Bu çalışmanın literatüre katkısı, ayak bileği rehabilitasyonu için fizyoterapistlerin manuel terapötik egzersizlerinden biri olan pasif germe egzersizini gerçekleştirebilen taşınabilir ve kompakt bir robotik sistemin geliştirilmesi ve hibrit empedans kontrol metodu ile bu egzersizin modellenmesidir.

2 REHABİLİTASYON TEORİSİ VE AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ

Bu bölümde tez çalışmasıyla ilgili olarak ayak bileği rehabilitasyonu ile ilgili tanımlar, hareket tipleri ve egzersiz türleri açıklanmıştır. Ayrıca ayak bileği anatomisi hakkında gerekli bilgiler verilmiştir.

2.1 Ayak Bileğindeki Hareket Tipleri

Tez çalışması kapsamında geliştirilen robotik sistem, ayak bileği için dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri ayak bileği eksenini etrafındaki hareket çiftlerinden birini temsil etmektedir (Şekil 2.1). Ayağın Şekil 2.1’de gösterildiği gibi aşağı doğru yaptığı harekete plantar fleksiyon, bunun tam tersi olarak yukarı doğru yaptığı harekete ise dorsifleksiyon denilmektedir. Ayak bileği için diğer hareket tipleri Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri [16]



Şekil 2.2 Ayak bileğindeki dorsifleksiyon - plantar fleksiyon, abdüksiyon - addüksiyon ve inversiyon - eversiyon hareketleri [17]

2.2 Eklem Hareket Açıklıkları ve Pasif Torkları

Ayak bileği eklemindaki her bir hareketin kişiden kişiye farklılık gösteren belli hareket açıklığı limitleri vardır. Ayak bileği eklemi bu hareket açıklık sınırları içinde hareket edebilmektedir. Ayrıca her bir hareket için kişiden kişiye değişen maksimum pasif torklar mevcuttur. Bu değerler sağlıklı bir insan için Tablo 2.1’de verilmiştir. Ayak bileği rehabilitasyon robotunun mekanik tasarımı bu hareket açıklıklarına uygun olarak yapılmış, motor ise egzersizler için gerekli torku karşılayabilecek şekilde belirlenmiştir.

Tablo 2.1 Sağlıklı insandaki ayak bileği eklem hareket açıklıkları ve maksimum pasif torkları [18]

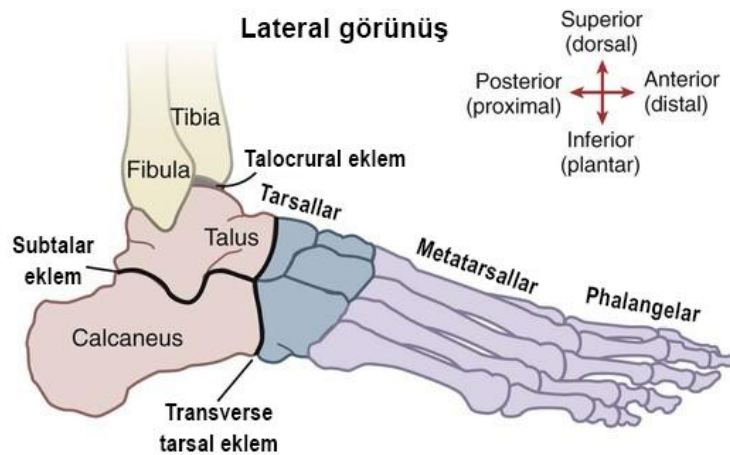
Hareket	Eklem Hareket Açıklığı	Maksimum Pasif Tork
Plantar fleksiyon	37.6° – 45.8°	-33.1 ± 16.5 Nm
Dorsifleksiyon	20.3° – 29.8°	40.1 ± 9.2 Nm
İnversiyon	14.5° – 22.0°	34.1 ± 14.5 Nm

Tablo 2.1 Sağlıklı insandaki ayak bileği hareket açıklıkları ve maksimum pasif torkları [18] (devamı)

Eversiyon	10.0° – 17.0°	-48.1 ± 12.2 Nm
Abdüksiyon	15.4° – 25.9°	41 Nm
Addüksiyon	22.0° – 36.0°	-41 Nm

2.3 Ayak Bileği Anatomisi

İnsan ayak bileği eklemi, talus ve tibia arasında yer alan, alt ekstremité ile zemin arasındaki dinamik etkileşimi sağlayan karmaşık yapıya sahip bir mafsaldır [20]. Uluslararası Biyomekanik Topluluğu (ISB)'nda yer alan Standardizasyon ve Terminoloji Komitesi (STC), ilk kez Grood and Suntay (1983) tarafından önerilen Eklem Koordinat Sistemi (JCS)'ne dayanarak eklem kinematikleri üzerine genel standartlar yayınlamıştır [20]. Bu standartların içinde diğer eklemler için olduğu gibi, ayak bileği eklemi kompleksi için de Eklem Koordinat Sistemi (JCS) tanımlanmıştır. Bu terminolojiye göre, ayak bileği eklem kompleksi, talocrural (ankle) eklem ve talocalcaneal (subtalar) eklemden oluşmaktadır (Şekil 2.3 ve 2.4).



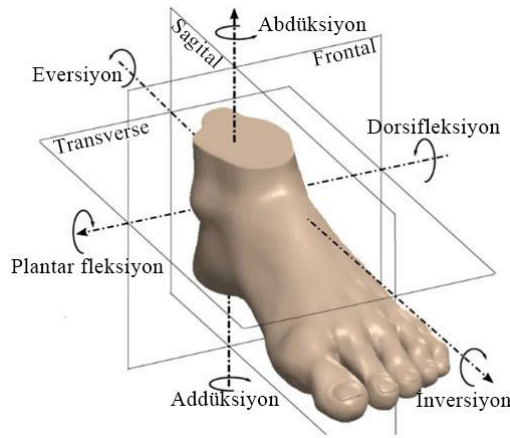
Şekil 2.3 Talocrural ve subtalar eklemlerin yerleşimi [21]



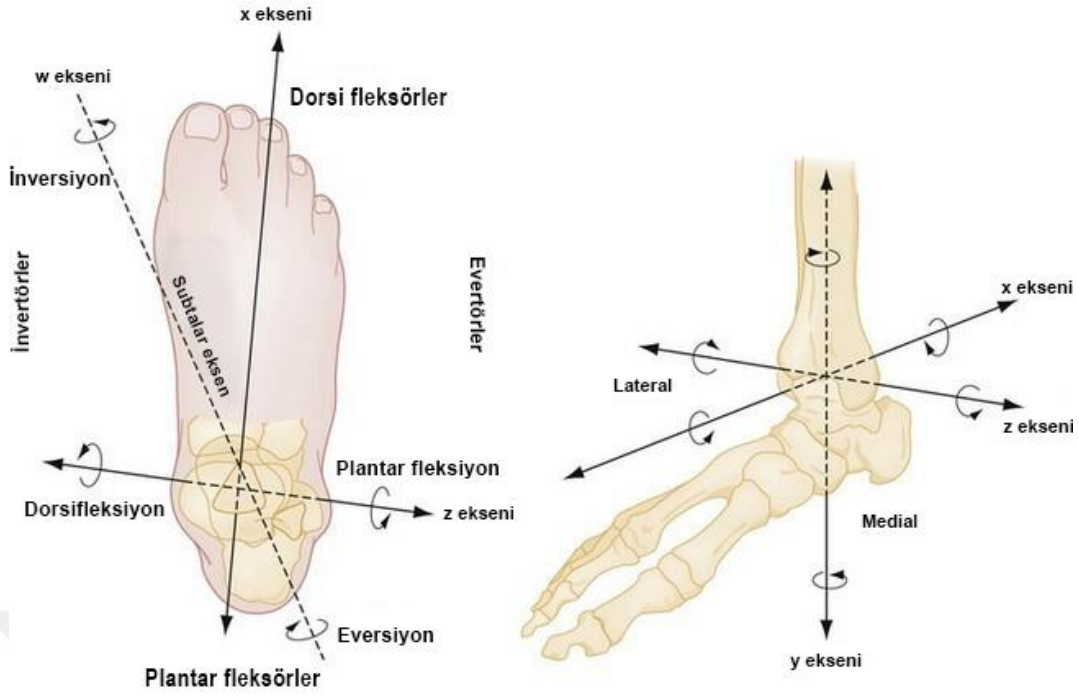
Şekil 2.4 Sağlıklı bir sağ ayak bileğinin ve ayağın talocrural ve subtalar eklemlerini gösteren bir röntgen çekimi [22]

Ayak bileği eklemi denilince talocrural (ankle) eklem anlaşılmakta olup, bu eklem talus ve tibia/fibula kemikleri arasında yer almaktadır. Subtalar eklem ise talus ve calcaneus arasında bulunan eklemdir. Bu ayak bileği eklemi (talocrural) ve subtalar eklemden oluşan yapıya ayak bileği eklem kompleksi denilmektedir.

Bu tez kapsamında geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu tarafından gerçekleştirilen hareketler, temel hareket terminolojisine göre dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon olarak isimlendirilmektedir. Dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri lateral dönme eksenini etrafında sagittal düzlemde gerçekleştirilmektedir (Şekil 2.5 ve 2.6).



Şekil 2.5 Ayak bileği hareketleri ve hareket düzlemleri [23]



Şekil 2.6 Ayak bileği hareketleri ve hareket eksenleri [24]

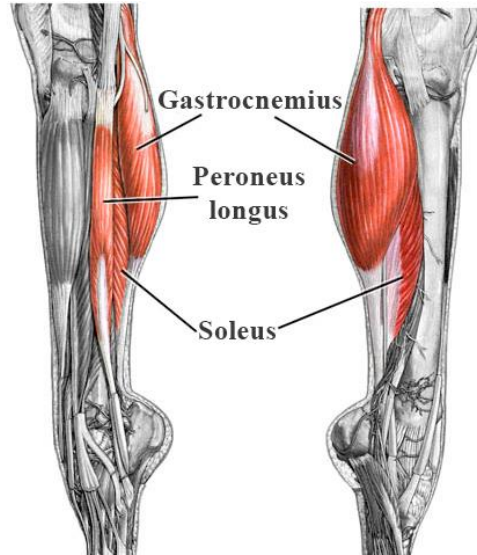
Dorsifleksiyon hareketi, ayağın dorsal (üst) kısmının tibia'nın anterior (ön) kısmına doğru hareketini tanımlar. Plantar fleksiyon hareketi ise ayağın dorsal (üst) kısmının tibia'nın anterior (ön) kısmından uzaklaştırılmasını tanımlar. Daha önce tanımlanan talocrural eklem, sagital düzlemdeki hareketlere yani dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerine izin verir. Subtalar eklem ise inversiyon ve addüksiyon hareketlerinin birleşiminden oluşan veya eversiyon ve abdüksiyon hareketlerinin birleşiminden oluşan hareketlere izin verir. Yani ayak bileği eklem kompleksi, bu eklemin sadece dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini yapacak bir şekilde yalnızca bir düzlem (sagital) ve bir eksen üzerinde hareket ettirilmesi durumunda bu hareketi yapabilecek kapasiteye ve serbestliğe sahip bir eklemdir. Literatürdeki çalışmalara bakıldığında, ayak bileğinin rehabilitasyonu amacıyla yapılan egzersizlerdeki dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri tek eksenli sistemlerle başarıyla uygulanmıştır [7-9,14,25].

Ayak bileği hareketlerinden olan dorsifleksiyon hareketi, sadece ayağın ağırlığının kaldırılmasını sağlarken, plantar fleksiyon'da, ayakta dururken bütün vücut ağırlığının kaldırılması söz konusudur. Bu yüzden plantar fleksor kasları,

dorsifleksor kaslarından büyüktür. Ana, baskın dorsifleksor kası, bacağın ön tarafında (anterior) bulunan tibialis anterior'dur (Şekil 2.7). Plantar fleksiyon'daki ana kaslar gastrocnemius, soleus ve peroneus longus'tur (Şekil 2.8). Bunlar içinde ise, gastrocnemius ve soleus kasları plantar fleksiyon hareketinde kas aktivitesi bakımından daha baskındır [19]. Bu yüzden EMG ölçümleri bu kaslardan yapılmaktadır.



Şekil 2.7 Baskın dorsifleksor kası: tibialis anterior [30]



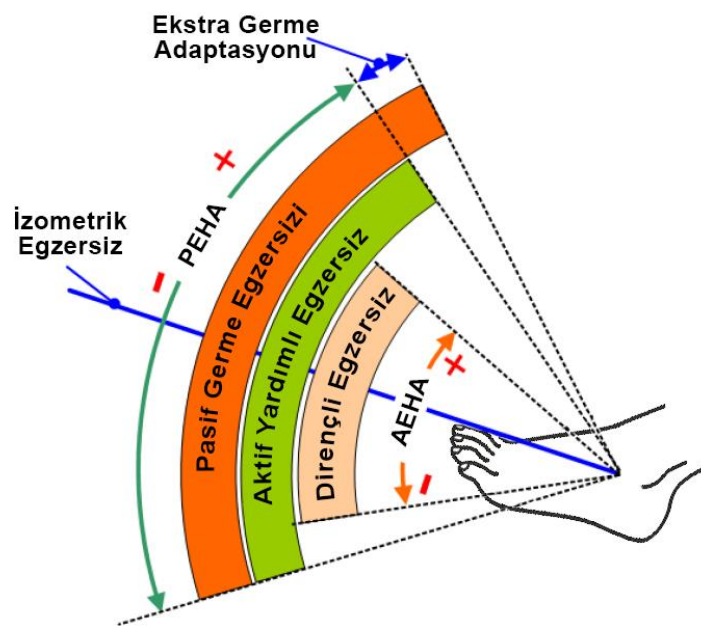
Şekil 2.8 Baskın plantar fleksor kaslar: gastrocnemius, soleus ve peroneus longus [30]

2.4 Terapötik Egzersiz Türleri

Terapötik egzersizler, bir uzuvdaki fiziksel bozuklukları düzeltmek, kas ve iskelet fonksiyonlarını iyileştirmek ve böylece uzvun sağlıklı düzeye gelmesini sağlamak için yapılan egzersizlerdir [26]. Bu egzersizlerdeki amaç; eklemlerin esnekliğini ve hareket kabiliyetini, kas kuvvetini ve dayanıklılığını, motor kontrolü geliştirmektir [4].

Robot destekli rehabilitasyonun etkili olması, robotun; hastanın iyileşme evrelerine göre uygun egzersiz modlarında çalışmasına ve hastaya yeterli ve uygun desteği verebilmesine bağlıdır [27]. Uygun egzersiz modu genel olarak hastanın hareket kısıtlarına (EHA ve kuvveti) ve fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanının kendi bilgi ve tecrübesine göre belirlenir. Genel olarak iyileşmenin ilk evrelerinde pasif egzersizler ile başlanır. Bundan sonra iyileşme gerçekleştikçe aktif yardımcı ve dirençli egzersiz aşamalarına geçilir.

Farklı egzersiz türleri bu egzersize uygun eklem hareket açıklıklarında yapılır. Pasif germe pasif EHA sınırlarının dışında, aktif yardımcı egzersiz pasif EHA içinde, aktif dirençli egzersiz aktif EHA içinde, izometrik egzersiz ise hastalar biraz motor kontrole sahip oldukları zaman aktif EHA içindeki belli açılarda (izometrik şartlarda) gerçekleştirilir. Her egzersiz türünde, dorsifleksiyon (+) yönlü, plantar fleksiyon (-) yönlü olarak tanımlanmıştır (Şekil 2.9).



Şekil 2.9 Çeşitli egzersiz türlerindeki farklı eklem hareket açıklıkları [8]

2.4.1 EHA Arttırma Egzersizleri

Bu egzersizler kısıtlı eklem hareket açıklığını geliştirmek için yapılan egzersizlerdir.

2.4.1.1 Pasif Egzersiz ve Germe

Pasif egzersiz, hastanın eklem hareket açıklığını geliştirmek için yapılan egzersizdir. Pasif egzersizde hastanın eklemi önceden belirlenen bir hareket yörüngesinde hastadan bir gayret sarf etmesi beklenmeden tamamen robot tarafından hareket ettirilir.

Germe egzersizi de pasif egzersiz sınıfına girer. Fakat germe egzersizi, hastanın EHA sınırlarının üstündeki açılarda yapılır (Şekil 2.9). Böylece hastanın sağlıklı bir bireye göre düşük olan eklem hareket açıklığının iyileştirilmesi hedeflenir. Pasif germe egzersizi, cerrahi müdahale sonrasında, felç veya spastisite gibi bir sebeple, eklem hareket açıklığı kısıtlanmış olan hastalarda, eklem hareket açıklığını geliştirmek için uygulanır. Bağ dokusuna dıştan uygulanan uzun süreli kontrollü yük neticesinde bu dokuda plastik deformasyon meydana getirilmesi prensibine dayanır. Bu egzersizde kas kuvveti ve dayanıklılığının artması söz konusu değildir.

2.4.1.2 Aktif Egzersiz

Aktif egzersiz, hastanın hareketleri kendisinin gerçekleştirdiği egzersizlerdir. Bu egzersiz türünde robot, hastanın arzu edilen yörüngeyi takip etmesinde ideal şartlarda bir kuvvet uygulamaz, hasta tarafından yapılan hareketi takip ederek yörüngeden sapmaları kaydeder ve hastanın performansını belirler. Bu tip egzersizler hastanın görsel geri besleme alabileceği monitör ve arayüz yardımıyla yapılır. Bu egzersiz türünde kas kuvveti ve dayanıklılığı artmaktadır.

2.4.1.3 Aktif Yardımlı Egzersiz

Bu egzersiz türünde hasta ayağını hareket ettirmek için çaba sarf etmesine rağmen yetersiz bir hareket açısı veya kuvvet meydana getirdiği takdirde, robot hastaya hareketi tamamlaması için yardımcı olacak bir dışsal tork uygular. Bu egzersiz türü ayrıca hastanın harekete başlama kabiliyetini arttırmakta da yardımcı olur. Aktif yardımcı egzersizde kas kuvvetinde biraz artış sağlanmaktadır.

2.4.2 Kuvvetlendirme Egzersizleri

Kas kuvvetini arttırmak için uygulanan aktif dirençli egzersizlerdir.

2.4.2.1 İzometrik Egzersiz

Bu egzersizde kasın boyunda bir değişim olmayıp, kas kasılması mevcuttur. Buna örnek olarak, bir duvarı itirmek, eklemi hareket ettirmeden bir ağırlığı havada tutmak verilebilir. Kasta kuvvetin arttırılabilmesi için kasılma en az 6 saniye sürmelidir [4].

2.4.2.2 İzotonik Egzersiz

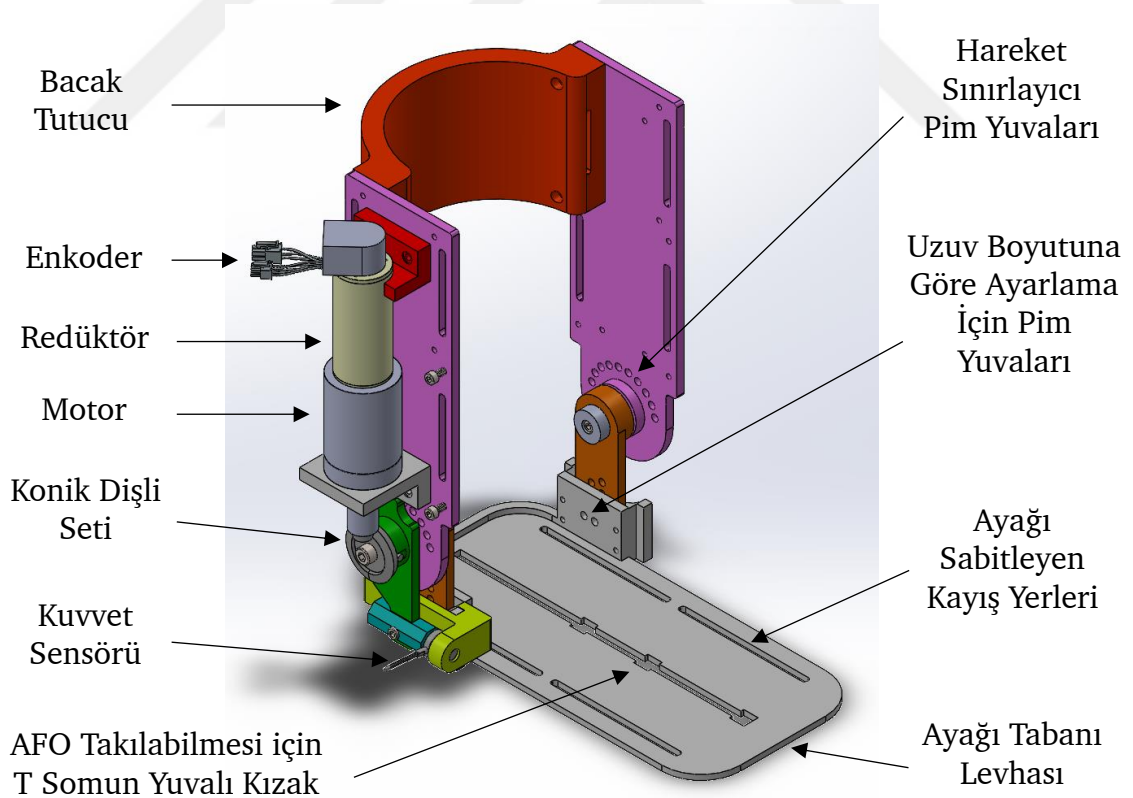
EHA sınırları içerisindeki hareket sırasında belli bir dirence karşı yapılan egzersizlerdir.

2.4.2.3 İzokinetik Egzersiz

Eklemin EHA içinde değişken bir direnç karşısında sabit bir hızla hareket ettirildiği egzersizlerdir.

3.1 Giriş

Tez kapsamında geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu sistemi, dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini yapabilen, tek serbestlik dereceli, kişinin uzvuna göre ayarlanabilir ergonomik bir mekanizma, servo motor, redüktör, konik dişli seti, enkoder ve kuvvet sensöründen oluşan, sensör ve enkoderden gelen kuvvet ve konum verilerinin alınarak kontrol çevrimine katıldığı ve arayüz üzerinden doktor tarafından girilen egzersiz parametrelerine göre uygun egzersiz algoritmalarının çalıştırıldığı veri toplama kartı ile kontrolcüden oluşan biyomekatronik bir sistemdir (Şekil 3.1).



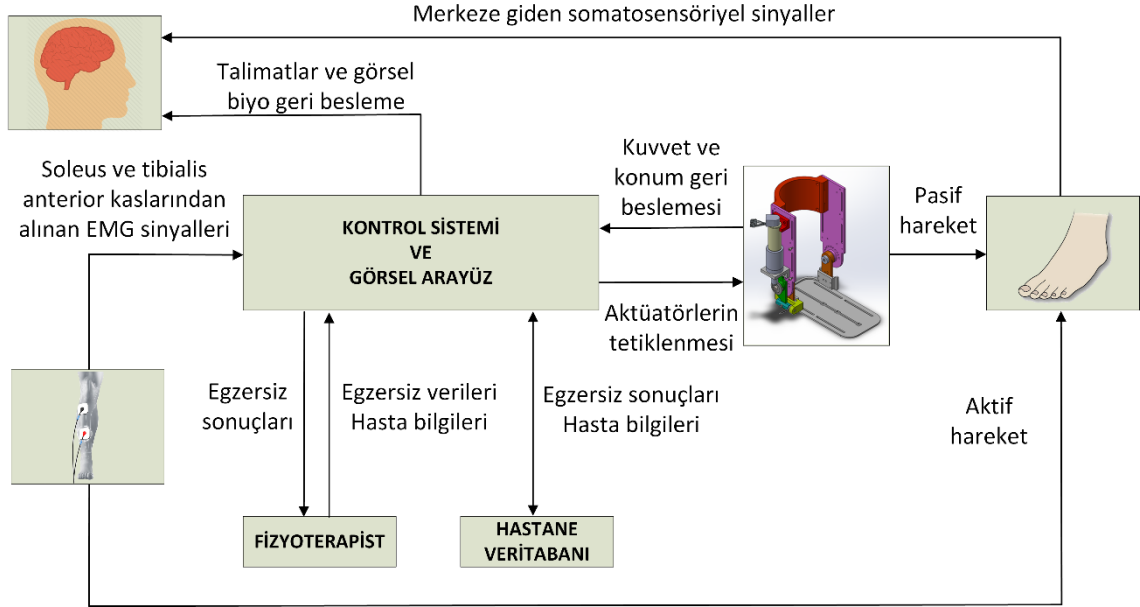
Şekil 3.1 Geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu

Geliştirilen robotun, sistemsel ve fonksiyonel gereksinimleri ve tasarım parametreleri Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1 Sistem gereksinimleri ve fonksiyonel gereksinimler

Sistem Gereksinimleri	Fonksiyonel Gereksinimler
Ayak bileği için dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini gerçekleştirebilmelidir.	Tek serbestlik dereceli ergonomik mekanizma tasarlanmıştır.
Farklı hastaların uzuv boyutlarına göre ayarlanabilmelidir.	Ayarlanabilir mekanizma tasarlanmıştır.
Pasif germe egzersizini fizyoterapistlerin manuel tedavileri gibi uygulayabilmelidir.	Empedans kontrol tabanlı germe egzersizi modellenmiştir.
Hastanın direnç kuvveti ve eklem açısı ölçülebilmeli, bu veriler kaydedilebilmelidir.	Yük hücresi ve enkoder sayesinde kuvvet ve konum geri beslemesi alınmakta ve anlık kaydedilmektedir.
Robot taşınabilir ve sağlam bir yapıda olmalıdır.	Hafif ve mukavemetli bir malzeme olan 7075 - T6 Alüminyum kullanılmıştır.
Robot ile bir temas söz konusu olduğundan hasta açısından güvenli olmalıdır.	Yazılımsal ve donanımsal tork ve açı limitleri, mekanik limitler ve acil durdurma butonu koyulmuştur.
Evde ve hastanede kullanıma uygun olmalıdır.	Optimum tasarım ve bileşen seçimi yapılmış, kompakt ve küçük ölçülerde bir sistem geliştirilmiştir.
Kullanımı kolay olmalıdır.	Kullanıcı dostu arayüz geliştirilmiştir.

Tablo 3.1'deki sistem gereksinimlerini karşılayacak uygun fonksiyonel gereksinimler ortaya koyularak geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu sisteminin genel blok diyagramı Şekil 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.2 Sistemin genel blok diyagramı

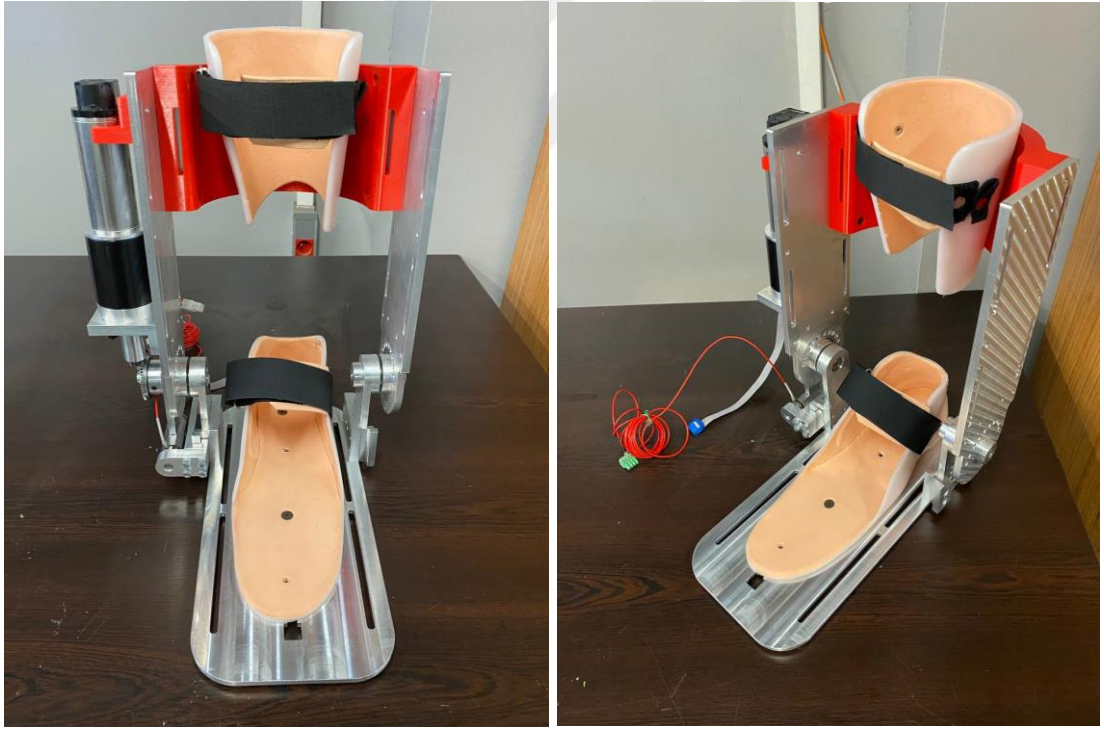
Geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu sisteminin merkezinde bir kontrolcü bulunmakta ve bu kontrolcüye doktor tarafından hasta bilgilerinin ve egzersiz parametrelerinin girilebildiği bir görsel arayüz bulunmaktadır. Yine bu arayüz üzerinden hasta bilgileri ve egzersiz sonuçları görüntülenebilmektedir. Bunun dışında hasta ve doktor görsel arayüz üzerinden biyo geri besleme alabilmesi sayesinde egzersiz sırasında uygulanan kuvveti ve hareket yörüngesini izleyebilmektedir.

Bu bölümde ayak bileği fizik tedavi ve rehabilitasyonuna yönelik geliştirilen sistemin mekanik tasarımı, statik analizleri, dinamik modeli, hibrit empedans kontrol metodunun uygulanması, simülasyonu ve testleri, empedans kontrol tabanlı germe egzersizinin modellenmesi ve arayüz hakkında detaylar açıklanmıştır.

3.2 Mekanik Tasarım

Ayak bileği rehabilitasyon robotu, dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerinin yapılabilirdiği tek serbestlik dereceli bir mekanizma olarak tasarlanmıştır. Tasarım sırasında mekanizmanın hareket kabiliyeti sağlıklı insanların EHA değerlerine göre belirlenmiştir (Tablo 2.1).

Egzersizlerin yapılacağı her bireyin (çocuk, yetişkin, erkek, kadın) ayak yapısına uyacak bir giyilebilir ayak bileği rehabilitasyon robotunun tasarlanması çok önemlidir. Bunun için farklı ayak numaralarına göre sağ ve sol ayak için üretilen AFO'nun (ayak bileği ortezi) yerleştirilebileceği bir ayak tabanı levhası tasarlanmıştır (Şekil 3.1). T somun yuvalı bir kızak mekanizmasının tasarlandığı bu tabanlık üzerine kolayca robotu kullanacak hastaya uygun AFO takılabilmektedir (Şekil 3.3). Ayrıca bacak tutucu üzerine de kişiye uygun AFO takılabilmektedir.



(a)

(b)

Şekil 3.3 Ayak bileği rehabilitasyon robotu (a) önden görünüş (b) çaprazdan görünüş

Egzersizlerin verimli bir şekilde yapılabilmesi ve eklem torku değerlerinin doğru bir şekilde ölçülebilmesi için mekanizmanın serbestlik eksenini ile ayak bileği ekleminin dorsifleksiyon/plantar fleksiyon ekseninin çakışık olması gerekmektedir (Şekil 2.2). Aksi halde ayak bileğine arzu edilen tork aktarılamayacak, doğru bir eklem direnci ölçümü yapılamayacak dolayısıyla egzersizler de doğru bir şekilde gerçekleştirilemeyecektir. Bu yüzden ayak tabanı levhasının aşağı veya yukarı hareket ettirilerek kişiye göre ayarlanabildiği bir mekanizma tasarlanmıştır (Şekil 3.1). Ayak tabanı levhasının her insana uyabilecek şekilde aşağı ve yukarı hareket ettirilebilmesi için gerekli sınırın belirlenmesinde Isman'ın insan ayağı üzerinde yaptığı antropometrik çalışmalarından faydalanılmıştır [28].

Sistemin ev ve hastanede kullanıma uygun olabilmesi ve buralarda rahatça taşınabilmesi için robotik mekanizmanın hafif olması, bunun yanında ise hasta ile bir kuvvet etkileşimi söz konusu olduğundan mekanizma parçalarının sağlam bir yapıda olması gerekmektedir. Bunun için mekanizma akma mukavemeti 505 MPa olan 7075 – T6 alüminyum malzemeden imal edilmiştir. Bu malzemenin mukavemet açısından uygunluğu, Tablo 2.1'deki insan ayak bileğindeki maksimum direnç kuvvetlerinden yola çıkılarak, mekanizmada egzersizler sırasında yük binen kritik parçaların statik analizleri yapılarak belirlenmiştir.

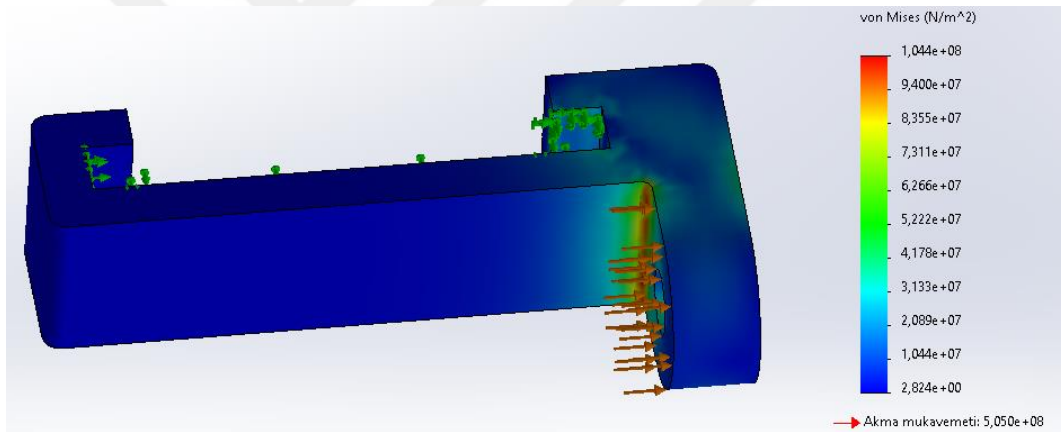
Motor ve redüktör seçimi, literatürdeki çalışmalara göre, bir insanın ayak bileği ile eklemi ile uygulayabildiği maksimum pasif torklarına göre yapılmıştır (Tablo 2.1). Motorun çok büyük olup taşınabilirlik ve maliyet açısından problem teşkil etmemesi için redüktör haricinde 1:3 oranlı konik dişli seti kullanılmıştır. Konik dişli setinin kullanılma sebeplerden biri de, bu dişli setinin motorun hareketini 90° çevirerek aktarmasıdır. Böylece motor bacağa paralel şekilde yerleştirilerek yerden de tasarruf sağlanmış ve mekanizmanın kapladığı hacim küçük tutulmuştur. Böylece sistemin sağlayabildiği maksimum sürekli tork ideal olarak 90 Nm olmaktadır (A).

Kuvvet ölçümü için sensör olarak, literatürdeki çalışmalara göre, bir insanın maksimum pasif torkuna uygun olarak 113 kgf kapasiteli minyatür yük hücresi seçilmiştir (A). Minyatür yük hücresi mekanizmada dorsifleksiyon/plantar fleksiyon hareket ekseninden dik olarak 0.067 m uzağa yerleştirilmiştir. Buna göre

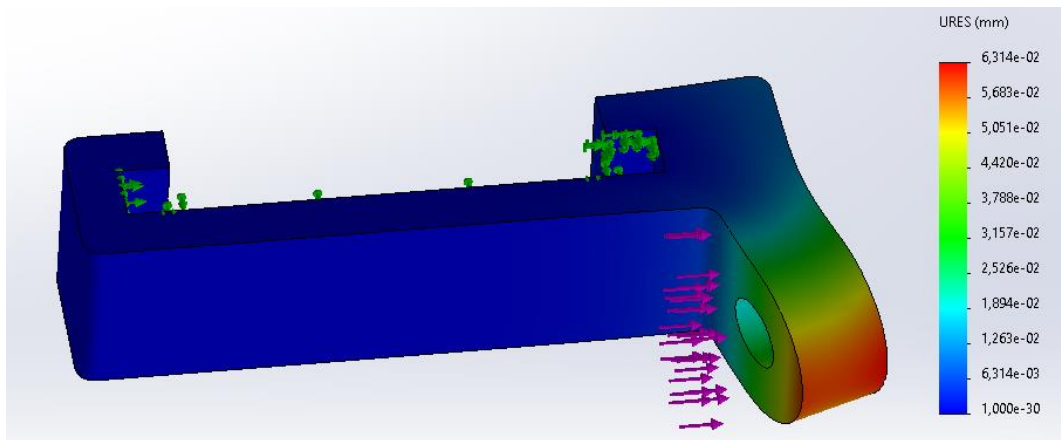
75 Nm'ye kadar olan torklar ölçülebilmektedir. Bu ise gerekenden de fazlasını karşılamaktadır.

3.3 Statik Analizler

Ayak bileği rehabilitasyon robotu mekanizmasında egzersizler sırasında kritik yüklerin bindiği parçalarda mukavemet analizleri yapılmıştır. Parçaların mukavemetinin uygun olabilmesi için kriter olarak plastik deformasyon olmaması ve elastik deformasyonda maksimum yer değiştirmenin maksimum 0.25 mm olması belirlenmiştir. Bunun için ilk olarak kuvvet sensörünün bağlı olduğu ve üzerinden kuvvetin aktarıldığı parçanın mukavemetinin uygunluğu, kullanılan 7075 - T6 alüminyum malzemeye göre SolidWorks programıyla analiz edilmiştir (Şekil 3.4 ve 3.5).

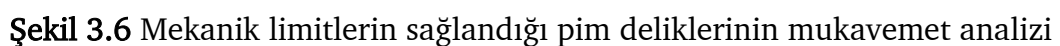


Şekil 3.4 Sensör parçasının mukavemet analizi

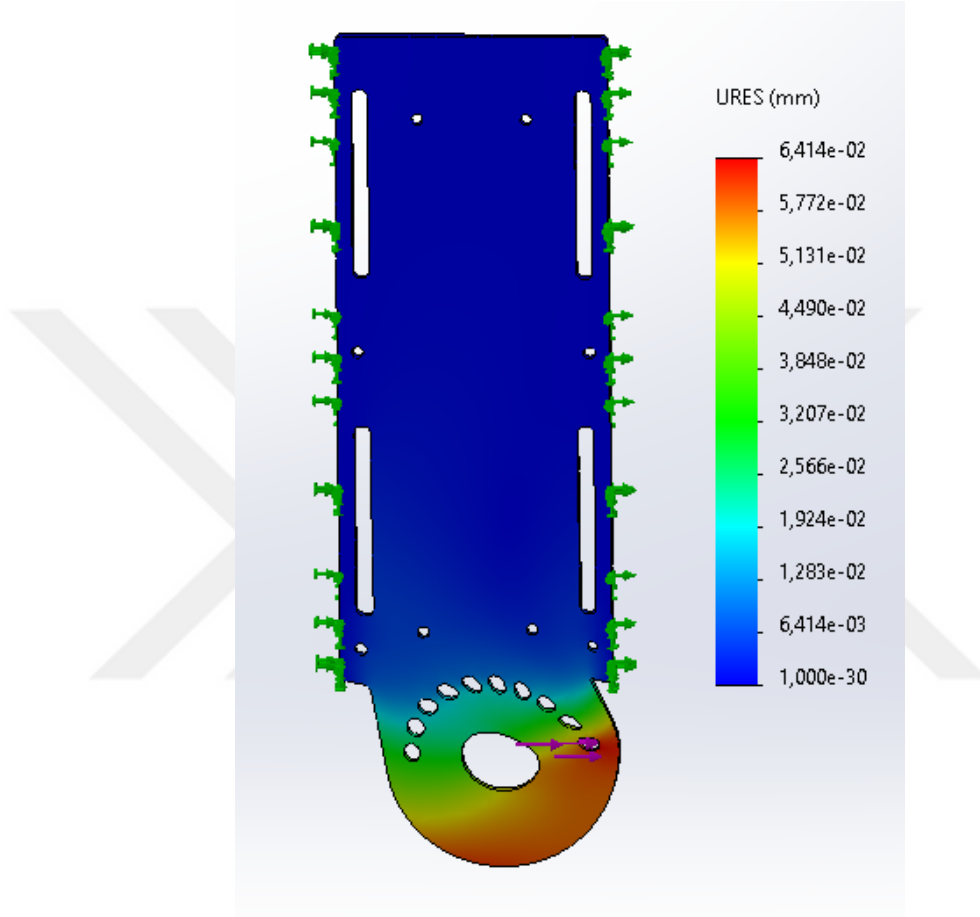


Şekil 3.5 Yük altında sensör parçasındaki 164 kat büyütülmüş yer değiştirme

Kritik yükün geldiği bir diğer parça olarak, mekanik limitlerin sağlandığı ve hastanın bacağının bağlandığı linkler üzerinde bulunan pim yuvalarının mukavemet analizi yapılmıştır (Şekil 3.6 ve 3.7). Bu parçada da 7075 - T6 alüminyum malzeme kullanılmıştır.



Pim yuvasına gelen maksimum kuvvetin 2400 N olduğu hesaplanmıştır. Güvenlik katsayısı 2.25 alınarak mukavemet analizi 5417 N yük altında yapılmıştır. Şekil 3.6'da görüldüğü üzere parçanın mukavemetinin belirtilen şartlar altında uygun olduğu ve akmanın ancak hesaplanan güvenli yükün 2.5 katından fazla bir yük geldiği takdirde başlayacağı görülmektedir.

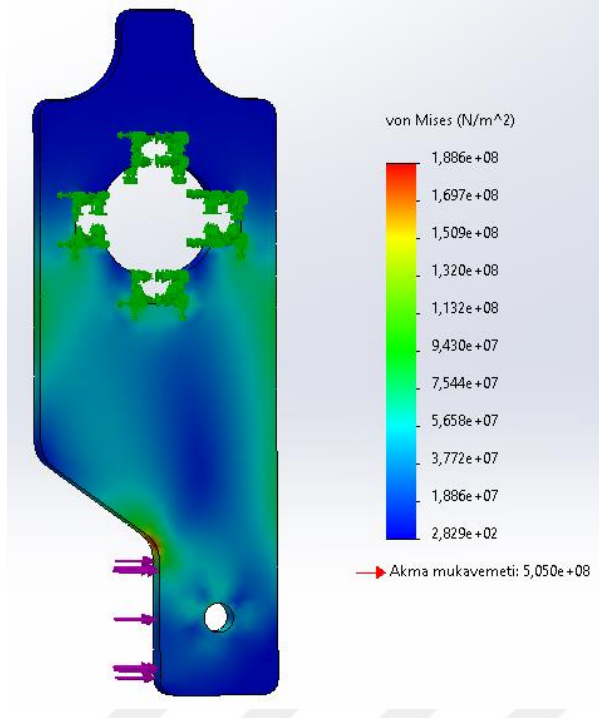


Şekil 3.7 Uygulanan yük sonucu linkteki 200 kat büyütülmüş yer değiştirme

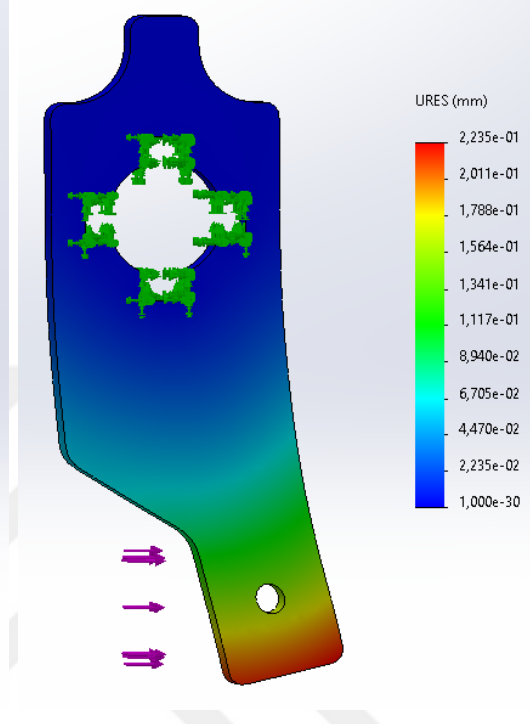
Şekil 3.7'de parçanın yük altındaki esnemesi sırasındaki yer değiştirmenin 200 kat büyütülmüş hali görülmektedir. Buna göre maksimum yer değiştirmenin en fazla 0,06414 mm olduğu ve parçanın mukavemetinin uygun olduğu görülmektedir.

Kritik yükün geldiği bir diğer parça da, motorun hareketini ve dolayısıyla torkunu kuvvet sensörüne aktaran parçadır (Şekil 3.8). Bu parçaya da gelen yük kuvveti ilk analiz edilen parçadaki gibi olup 2.25 güvenlik katsayısıyla 2500 N olarak hesaplanmaktadır.

Bu şartlar altında bakıldığında parçanın en kritik bölgesi olan kısımdaki gerilmenin 188.6 MPa olduğu görülmekte ve plastik deformasyonun başlaması için bu parçaya, hesaplanan yükün en az 2.5 katı büyüklükte bir yük kuvvetinin gelmesi gerektiği görülmektedir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Motor hareketini ve torkunu sensöre aktaran parçanın mukavemet analizi



Şekil 3.9 Hareketi aktaran parçaya uygulanan yük sonucu büyütülmüş yer değiştirme

Parçanın Şekil 3.8'de kırmızı ile gösterilen bölgesinin radyuslu yapılması, buranın keskin köşe olmasına göre daha mukavemetli olmasını sağlamaktadır. Parçanın yük altındayken maksimum esneme yer değiştirmesi 0,2235 mm olup bu değer hedeflenen yer değiştirmeden küçüktür (Şekil 3.9). Buna göre parça mukavemet açısından uygundur.

3.4 Dinamik Model

Bir robotun kontrol edilebilmesi için dinamik modelinin doğru eldesi kritiktir. Dinamik model elde edildikten sonra arzu edilen kontrol metodu simüle edilebilmektedir.

Bir robot kolun atalet, yer çekimi etkisi, sürtünme, Coriolis ve merkezkaç kuvvetleri terimlerini içeren genel dinamik denklemi Denklem 3.1'de gösterilmiştir.

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{c}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{h}(\mathbf{q}) + \mathbf{b}(\dot{\mathbf{q}}) \quad (3.1)$$

Denklem 3.1, n serbestlik dereceli bir robot için, $\mathbf{q}$ eklem değişkenlerini ve $\boldsymbol{\tau}$ aktüatör torkunu içermektedir. $\mathbf{D}$ terimi atalet matrisi, $\mathbf{c}$ terimi hız bileşkeleri matrisi, $\mathbf{h}$ yer çekimi etkileri matrisi ve $\mathbf{b}$ ise sürtünme etkileri matrisidir. Ayak bileği rehabilitasyon robotu tek serbestlik derecesine sahip olduğundan, $\mathbf{q}$ eklem açı değişkenleri matrisi sadece θ değişkenini içermektedir. Bu yüzden $\mathbf{q}$ matrisi yerine yalnızca θ açı değişkeni kullanılacaktır. Buna göre θ eklem açısını, $\dot{\theta}$ eklemin açısal hızını, ise $\ddot{\theta}$ eklemin açısal ivmesini belirtir. Ayrıca tek serbestlik derecesine sahip robotlarda hız bileşkeleri olmadığından, Coriolis ve merkezkaç kuvvetleri içeren $\mathbf{c}$ terimi 0 olur. $\mathbf{D}$ terimi, robot mekanizmasının ataleti (I_{mek}) ve üzerine yerleştirilen ayağın ataleti (I_L) ile motorun rotorundan (I_R) ve redüktörün kütlelerinden kaynaklı (I_r) ataletlerini içerir. Mekanizmanın $\mathbf{D}$ atalet terimine dahil edilirken, motorun rotor ataleti toplam redüksiyon (N) oranının karesiyle, motor redüktörünün ataleti ise konik dişli redüksiyon oranının (N_2) karesiyle çarpılır. Toplam redüksiyon oranı N ; motor redüksiyon oranı N_1 ve konik dişli redüksiyon oranı N_2 'nin çarpımlarına eşittir. Buna göre $\mathbf{D}$ atalet terimi, Denklem 3.2'deki gibi elde edilir.

$$D = N^2 I_R + N_2 I_r + I_{mek} + I_L \quad (3.2)$$

$\mathbf{h}$ terimi mekanizma (m_{mek}) ve hastanın ayağının kütlelerinden (m_{ayak}) dolayı olan yer çekimi kaynaklı torku ifade eder. Mekanizmanın kütle merkezinin eklemin dönme eksenine uzaklığı L_{mek} , ayağın kütle merkezinin eklemin dönme eksenine olan uzaklığı L_{ayak} ile ifade edilmiştir. $\mathbf{b}$ ise sürtünmeden kaynaklı harekete karşı

gösterilen torku ifade eder. Bu terim deneysel olarak bulunur. Buna göre eklem açısına bağlı h terimi Denklem 3.3'teki gibi bulunur.

$$h(\theta) = (m_{mek}L_{mek} + m_{ayak}L_{ayak})\cos(\theta) \quad (3.3)$$

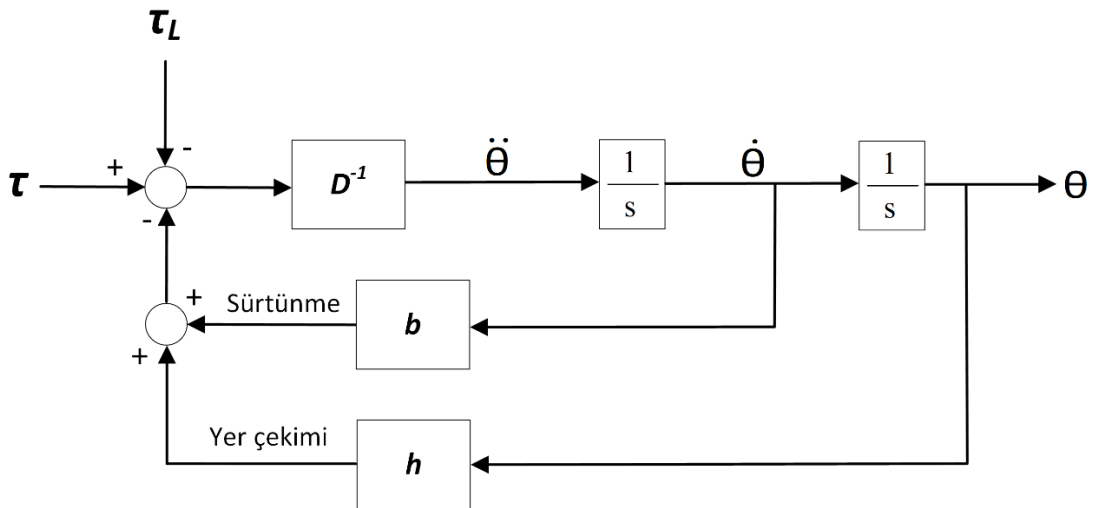
Böylece genel sistem dinamiğini gösteren Denklem 3.1 düzenlenip 3.2 ve 3.3 numaralı denklemlerde elde edilen D ve h terimleri kullanılır ve hastanın ayağıyla yaptığı direncin torku (τ_L) da dahil edilirse sistemin dinamik denklemi Denklem 3.4'teki hale gelir.

$$\tau - \tau_L = D\ddot{\theta} + h(\theta) + b(\dot{\theta}) \quad (3.4)$$

Sistemin blok diyagramının oluşturulması için Denklem 3.4 düzenlenerek $\ddot{\theta}$ yalnız bırakılır.

$$\ddot{\theta} = \frac{\tau - \tau_L - h(\theta) - b(\dot{\theta})}{D} \quad (3.5)$$

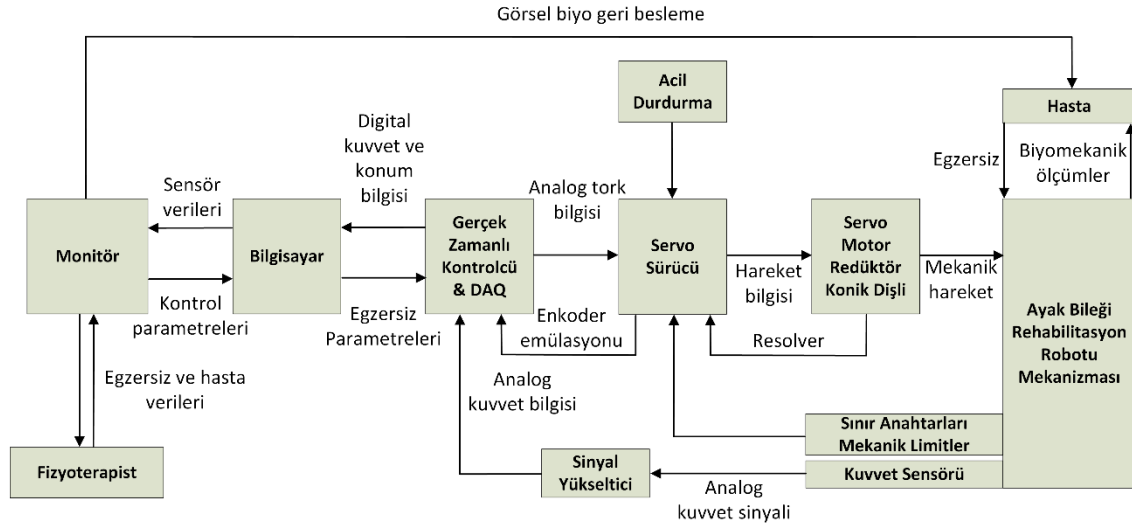
Denklem 3.5 kullanılarak robot mekanizması dinamiğinin blok diyagramı oluşturulabilir (Şekil 3.10). Bu dinamik model Matlab Simulink'te oluşturularak sistemin giriş torklarına göre çıkışı gözlemlenebilir ve çeşitli kontrol metotları ile sistem performansı değerlendirilebilir.



Şekil 3.10 Ayak bileği rehabilitasyon robotunun dinamik modeli

3.5 Elektronik Donanım

Tez kapsamında geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu sisteminin elektronik donanımını gösteren diyagram Şekil 3.11’de verilmiştir.



Şekil 3.11 Ayak bileği rehabilitasyon robotunun elektronik donanımı

Ayak bileği rehabilitasyon robotunda EC-Max 40 120 Watt (Maxon) Servo Motor kullanılmaktadır. Konum geri beslemesi için, bir tam turda 500 sayım yapan HEDL5540 Enkoder (Maxon) kullanılmaktadır. Böylece hastanın ayak bileği eklemleri konumu bilgisi anlık olarak alınabilmektedir. Gerekli torkun sağlanabilmesi için GP52C Redüktör (Maxon) kullanılmaktadır. Bu redüktörle beraber maksimum 30 Nm sürekli tork alınabilmektedir. Hareketin 90 derece çevrilerek iletilmesi ve torkun maksimum 90 Nm'ye çıkarılabilmesi için 3:1 oranlı konik dişli seti kullanılmaktadır. Böylece Tablo 2.1’de belirtilen maksimum pasif torklar, sürtünme kayıpları da göz önüne alınarak, karşılanabilecektir. Güvenlik için mekanizmada mekanik limitler ve yazılımsal sınırlamalar bulunmaktadır. Mekanizmaya yerleştirilen 113 kgf kapasiteli minyatür kuvvet sensörü LCM200 (Futek) ile eklem torku ölçülebilmektedir. Kuvvet sensöründen gelen mV mertebesindeki kuvvet sinyalinin V mertebesine yükseltilerek veri toplama kartı tarafından okunabilmesi için IAA100 (Futek) sinyal yükseltici kullanılmaktadır. Sisteme fizyoterapist veya doktor tarafından gerekli egzersiz parametresi girişlerinin yapılabilmesi monitör üzerinden sağlanmaktadır. Ayrıca bu monitör,

egzersizler sırasında hastaya görsel geri besleme sağlamaktadır. Sensörlerden gelen verilerin gerçek zamanlı değerlendirilip gerekli kontrol algoritmalarının uygulanması için V-DAQ (SimkoteK) gerçek-zamanlı kontrol ve veri toplama kartı kullanılmaktadır. Elektronik donanım bileşenleri hakkında detaylı bilgiler A'da verilmiştir.

3.6 Empedans Kontrol

Manuel rehabilitasyon tedavisi sırasında bir fizyoterapist, hastanın fiziksel özelliklerine ve anlık tepkilerine göre hareket ederek, hastaya gereken kuvveti eş zamanlı bir şekilde sağlar. Burada fizyoterapist ile hasta arasında sürekli bir dinamik etkileşim vardır. Bu dinamik etkileşimin kontrol edilebilmesi robotik sistemlerde empedans kontrol ile sağlanabilmektedir. Bu kontrol ile robotun çevre ile olan etkileşime karşı nasıl bir direnç göstereceği kütle, sönüm, yay sistemi parametreleri ile ayarlanabilir [15].

Hogan vd. tarafından önerilen empedans kontrol, robot konumu ve etkileşim kuvvetleri arasında gerçek zamanlı dinamik bir ilişki kurar [15]. Bu sayede egzersiz boyunca hastanın egzersizlere aktif katılımına imkân sağlanır. Empedans parametrelerinin belirlenmesi, empedans kontrolün önemli unsurlarından biridir. Egzersiz seansları ve süresi boyunca hastanın hareket kabiliyeti ve enerjisi değiştiği için hastanın kapasitesi ve gelişimine uygun olarak empedans parametreleri periyodik olarak güncellenmelidir [29]. Tez kapsamında, ayak bileği rehabilitasyon robotu sistemi için, fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanlarının bilgi ve tecrübelerinden faydalanılarak empedans kontrol tabanlı pasif germe egzersiz algoritmaları geliştirilmiştir.

3.6.1 Konum Tabanlı Empedans Kontrol

Konum kontrolü gerektiren pasif egzersizlerde konum tabanlı empedans kontrol kullanılmaktadır. Bu yüzden Yoshikawa (1990) tarafından geliştirilen konum tabanlı empedans kontrol modeli, tek serbestlik derecesine sahip olan ayak bileği

rehabilitasyon robotu için sadeleştirilmiştir. Buna göre τ_{harici} etkileşim torku, arzu edilen empedans parametrelerine göre Denklem 3.6'daki gibi verilir.

$$M_d \ddot{\theta} + B_d \dot{\theta}_e + K_d \theta_e = \tau_{harici} \quad (3.6)$$

M_d , B_d ve K_d sırasıyla arzu edilen ataleti, sönümlemeyi ve yay sertliğini temsil eden empedans parametreleridir. θ anlık konumu ve θ_d arzu edilen konumu belirtir. θ_e konum hatasını belirtir ve Denklem 3.7'deki gibi tanımlanır.

$$\theta_e = \theta - \theta_d \quad (3.7)$$

Çevresiyle etkileşim halinde olan M ataletine sahip robot manipülatörün eklem uzayında tanımlanan dinamik denklemi Denklem 3.8'deki gibi verilir.

$$M \ddot{\theta} + h(\theta) = \tau + \tau_{harici} \quad (3.8)$$

Denklem 3.6'daki $\ddot{\theta}$ çekilip Denklem 3.8'de yerine yazıldığında Denklem 3.9 ile verilen konum tabanlı empedans kontrol modeli elde edilir.

$$\frac{M}{M_d} (-B_d \dot{\theta}_e - K_d \theta_e) + \left(\frac{M}{M_d} - 1 \right) \tau_{harici} + h(\theta) = \tau \quad (3.9)$$

3.6.2 Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrol

Kuvvet tabanlı empedans kontrol için sistemin arzu edilen dinamik davranışı, arzu edilen torku τ_d içerecek şekilde Denklem 3.10'daki gibi verilir. Robot tek eksenli olduğundan kuvvet ifadesi yerine tork ifadesi kullanılarak denklemler oluşturulacaktır.

$$M_d \ddot{\theta} + B_d \dot{\theta} + \tau_d = \tau_{harici} \quad (3.10)$$

Denklem 3.10'daki $\ddot{\theta}$ çekilip Denklem 3.8'de yerine yazıldığında Denklem 3.11 ile verilen kuvvet tabanlı empedans kontrol modeli elde edilir.

$$\frac{M}{M_d} (-\tau_d - B_d \dot{\theta}) + \left(\frac{M}{M_d} - 1 \right) \tau_{harici} + h(\theta) = \tau \quad (3.11)$$

3.6.3 Hibrit Empedans Kontrol

Hibrit empedans kontrol metodu ilk olarak Anderson ve Spong (1988) tarafından geliştirilmiştir. Bu metot konum ve kuvvet tabanlı empedans kontrolü tek bir kontrol kuralı altında birleştirerek kullanışlı bir yapı sağlamaktadır. Böylece bu metot hem konum hem de kuvvet kontrolünün gerektiği egzersizlerde kullanılabilmektedir. Konum ve kuvvet tabanlı empedans kontrolü arasındaki geçişler S seçim katsayısının değişimiyle sağlanmaktadır. Buna göre S eğer “0” ise kuvvet tabanlı empedans kontrol, “1” ise konum tabanlı empedans kontrol sağlanmaktadır. Denklem 3.9 ve 3.11’in kombinasyonundan oluşan ve S seçim katsayısını içeren hibrit empedans kontrol denklemi Denklem 3.12’de verilmiştir.

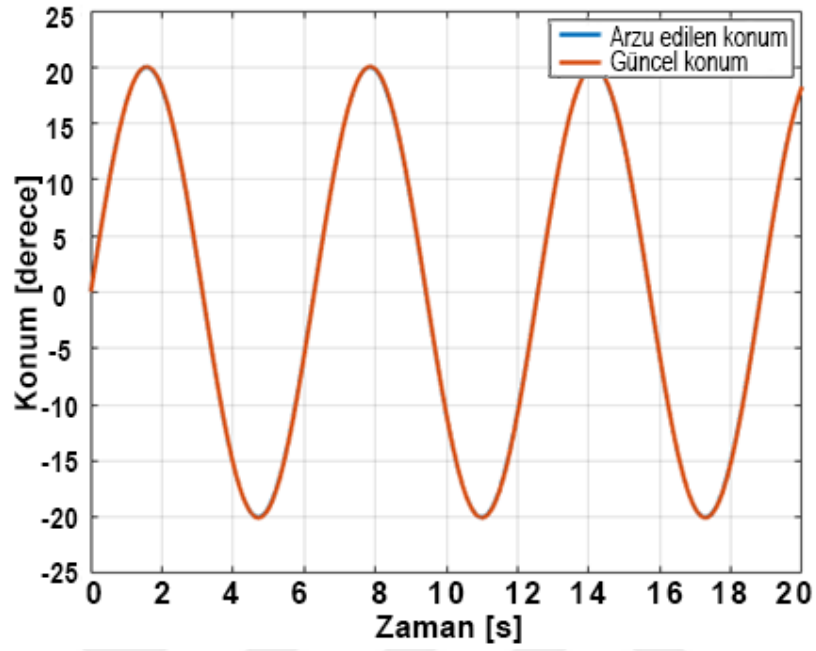
$$\frac{M}{M_d} \left((S-1)B_d\dot{\theta} + SB_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + SK_d(\theta - \theta_d) + (S-1)\tau_d \right) + \left(\frac{M}{M_d} - 1 \right) \tau_{harici} + h(\theta) = \tau \quad (3.12)$$

3.7 Sistem Modelinin Oluşturulması ve Simülasyon

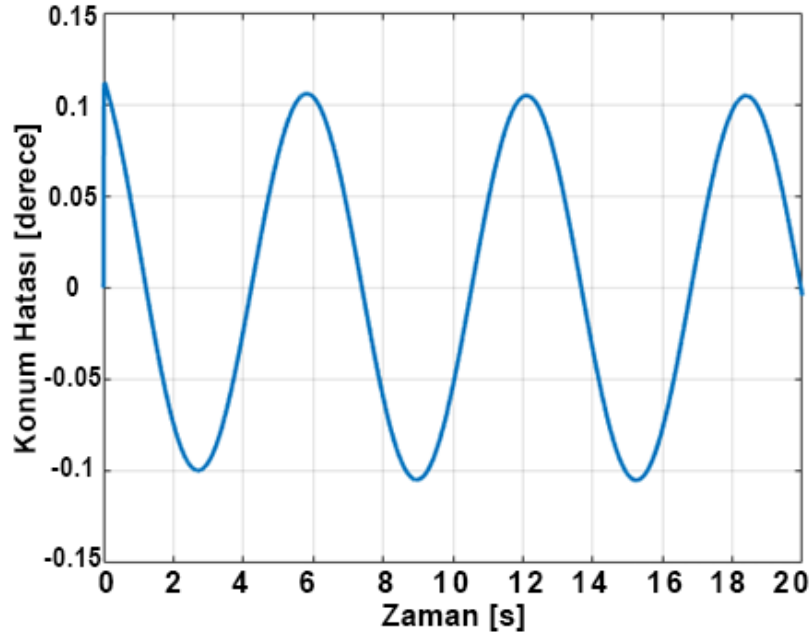
Sistem, ayak bileği rehabilitasyon robotunun dinamik modelinin MATLAB Simulink’te oluşturulmasıyla ve hibrit empedans kontrol metodunun dorsifleksiyon/plantar fleksiyon hareketleri için uygulanmasıyla test edildi (Şekil 3.12). Sistemin simüle edilmesi amacıyla mekanizmanın SolidWorks yazılımı kullanılarak tasarlanan modelinden, robotun dinamik modeli için gerekli olan atalet gibi fiziksel özellikler ve kinematik ilişkiler sağlandı. Konum tabanlı empedans kontrol pasif egzersiz için kullanılarak simüle edilerek performansı incelendi.

Konum tabanlı empedans kontrol test edilirken iki tane senaryo uygulandı. İlk senaryoda, mekanizmanın -20 ve +20 dereceler arasında sinüsoidal yörüngede dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini yapması simüle edildi. Hareket sırasında hastadan gelen direnç kuvvetinin sabit olduğu varsayıldı. Empedans parametreleri olarak $M_d = M$ (mekanizmanın ataletine eşit), $B_d = 200$, $K_d = 100$ olarak belirlendi. Belirlenen şekilde sinüsoidal konum yörüngesi oluşturularak bu yörünge arzu edilen konum olarak kullanıldı. Konum tabanlı empedans kontrol uygulandıktan sonra, robot manipülatörün arzu edilen yörüngeyi doğru bir şekilde

takip ettiği görüldü. Konum hatası 0.12 dereceden küçük olarak ölçüldü. Konum tabanlı empedans kontrolün simülasyon sonuçları Şekil 3.12’de verilmiştir.



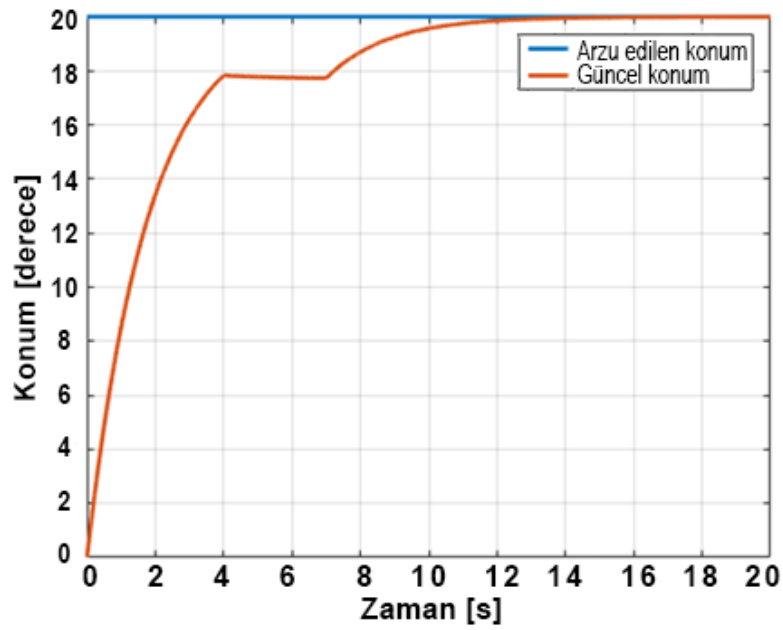
(a)



(b)

Şekil 3.12 Konum tabanlı empedans kontrolün ilk senaryodaki simülasyon sonuçları (a) Arzu edilen ve güncel konum (b) Konum hatası

İkinci senaryoda, 0 dereceden 20 dereceye hareket esnasında hastadan ani bir tepki kuvvetinin geldiği varsayıldı. Buna göre sistemin nasıl bir hareket yapacağı simüle edildi. Empedans parametreleri olarak $M_d = M$, $B_d = 900$, $K_d = 500$ olarak belirlendi. Sabit konum yörüngesi (20 derece) arzu edilen konum olarak kullanıldı. Konum tabanlı empedans kontrol uygulanırken 4. saniye ve 7. saniye arasında hastanın ayak bileğinde spastisite gelişmesinden dolayı 10 Nm’lik bir pasif tork uyguladığı varsayıldı. Buna göre simülasyon sonuçları Şekil 3.13’te verilmiştir.



Şekil 3.13 Konum tabanlı empedans kontrolün ikinci senaryodaki simülasyon sonuçları

Birinci senaryoda görüldüğü gibi uygun empedans parametreleri belirlenerek arzu edilen konum yörüngesi yüksek bir doğrulukla takip edilerek konum tabanlı empedans kontrol başarıyla uygulanmıştır (Şekil 3.12). Böylece ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerinin belli yörüngelerde yapıldığı rehabilitasyon egzersizlerinin başarılı bir şekilde yapılabilceği gösterilmiştir. İkinci senaryoda ise bir egzersiz sırasında hastadan aniden bir tepki kuvveti geldiği veya kaslarında (dorsifleksör, plantar fleksör) egzersiz sırasında bir spastisite meydana gelmesi simüle edilmiştir. Burada PID kontrol kullanılmış olsa robot manipülatör arzu edilen konuma gitmek için dirençle karşılaştığı noktada torkunu

arttıracak ve o konuma gitmek için hastanın ayak bileğini zorlayacaktır. Bu ise hastanın ayak bileğinde veya kaslarında büyük hasara sebep olabilir. Fakat burada empedans kontrol metodunun kullanılması sayesinde, hastadan bir direnç geldiği anda sistem bu tepki torkunu sönümlemiş ve hareketi duraklatmıştır (Şekil 3.13). Bu tepki kuvveti veya spastisite kalktığında ise yörüngesine kaldığı yerden devam etmiştir. Böylece empedans kontrol metodunun rehabilitasyon robotları gibi insan ile etkileşimli sistemlerde uygun ve güvenli bir metot olduğu görülmektedir.

3.8 Kontrol Diyagramlarının Oluşturulması ve Sistemin Test Edilmesi

MATLAB Simulink üzerinde geliştirilen kuvvet tabanlı ve konum tabanlı empedans kontrol algoritmaları, öncelikle servo motor mekanizmaya bağlı değil iken serbest dönüş yapabilecek şekilde test edilmiş ve değişen empedans parametrelerine göre sistemin uygun bir şekilde tepki verdiği gözlenmiştir. Geliştirilen hibrit empedans kontrol Simulink blok diyagramları B'de verilmiştir. Kuvvet tabanlı ve konum tabanlı empedans kontrol arasındaki geçiş Şekil B.4'te kırmızı ile işaretlenmiş anahtarlama elemanı ile yapılabilmektedir.

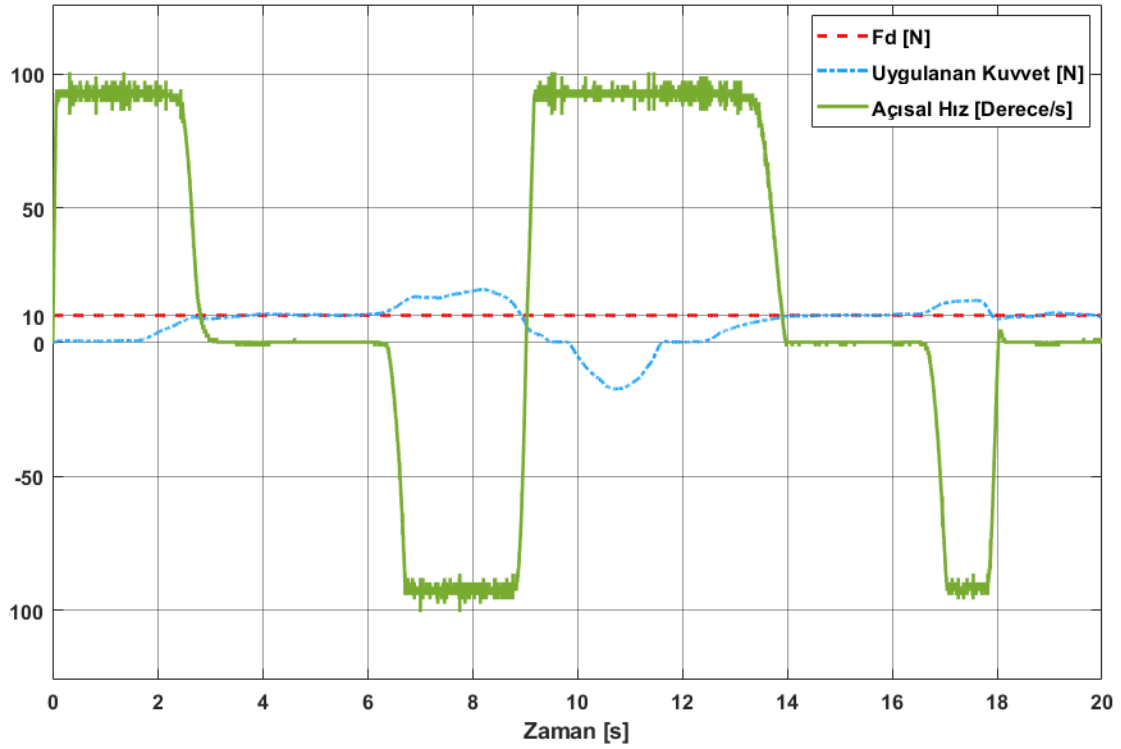
3.8.1 Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrolün Test Edilmesi

Bu bölümde empedans kontrol testleri sırasında elde edilen grafikler açıklanarak verilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre kuvvet sensöründen alınan kuvvet bilgisi ve enkoderden alınan konum bilgisi verilerinin hassasiyet ve doğruluğunun yeterince yüksek olduğu görülmektedir. Sonuçların daha iyi anlaşılması için kuvvet sensörü verileri ve enkoder verileri tek bir grafikte gösterilmiştir.

3.8.1.1 $M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $F_d = 10$ N

Şekil 3.14'de görüldüğü gibi, arzu edilen F kuvveti (F_d) 10 N olarak seçildiğinde, manipülatöre bir kuvvet uygulanmadığında motor (+) yönde dönmeye devam ederken, manipülatöre 10 N'luk bir kuvvet uygulandığında dönüş durmaktadır.

Böylece manipülatörün 10 N'luk arzu edilen kuvveti uygulayabildiği grafikten görülebilmektedir. Manipülatöre 10 N'dan fazla bir kuvvet uygulandığında ise motor ters yönde dönmeye başlamaktadır. Grafikte daha rahat anlaşılması için konum yerine açısal hız grafiği gösterilmiş ve böylece kuvvet sensöründen gelen değerler de tek Y ekseninde gösterilebilmiştir.



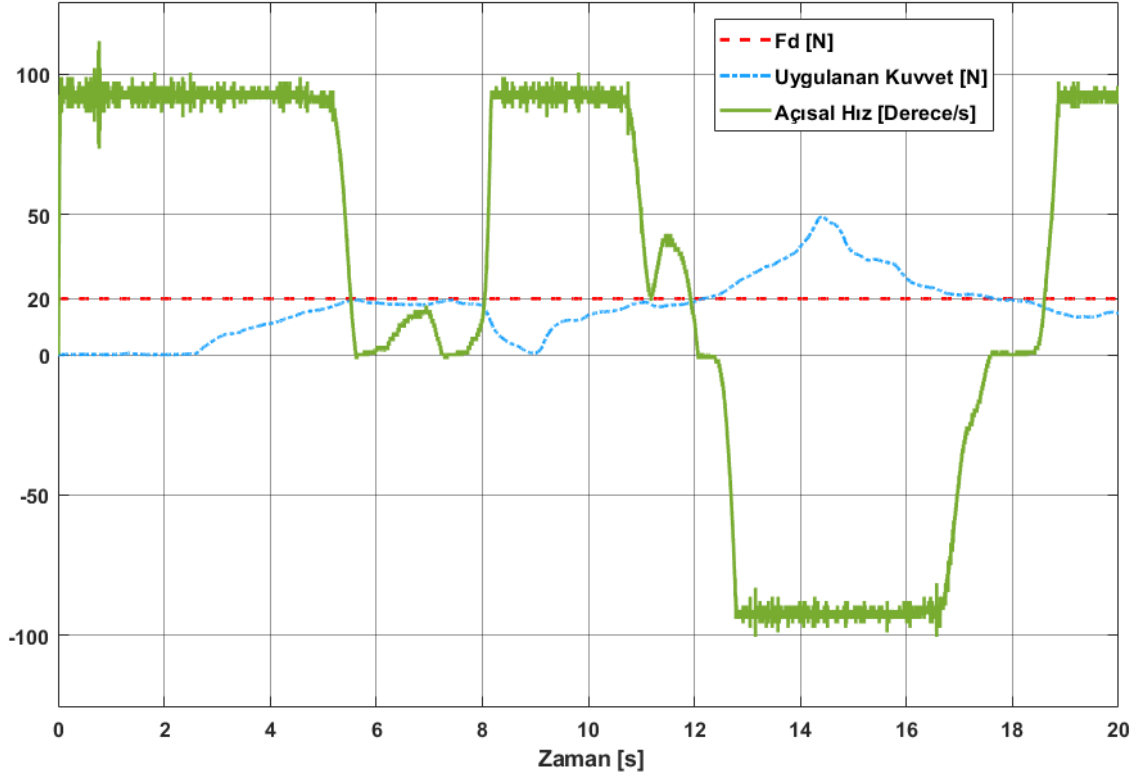
Şekil 3.14 Kuvvet tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $F_d = 10$ N)

Daha sonra M_d ve B_d empedans parametreleri sabit tutulup, $F_d = 20$ N olarak ayarlanarak, sistemin arzu edilen 20 N'luk kuvveti uygulayıp uygulamadığı test edilmiştir.

3.8.1.2 $M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $F_d = 20$ N

Şekil 3.15'deki grafikte görüldüğü gibi manipülatör $F_d = 20$ N'luk bir kuvvet uygulamaktadır. Manipülatöre dışarıdan 20 N'luk bir kuvvet uygulandığında motorun dönüşü durmaktadır. 20 N'dan az kuvvet uygulandığında (+) yönde dönmeye devam etmektedir. 20 N'dan fazla kuvvet uygulandığında ise, uygulanan

kuvvet ile F_d 'nin farkının büyüklüğüne orantılı bir hızda (-) yöne doğru dönüş gözlenmektedir.

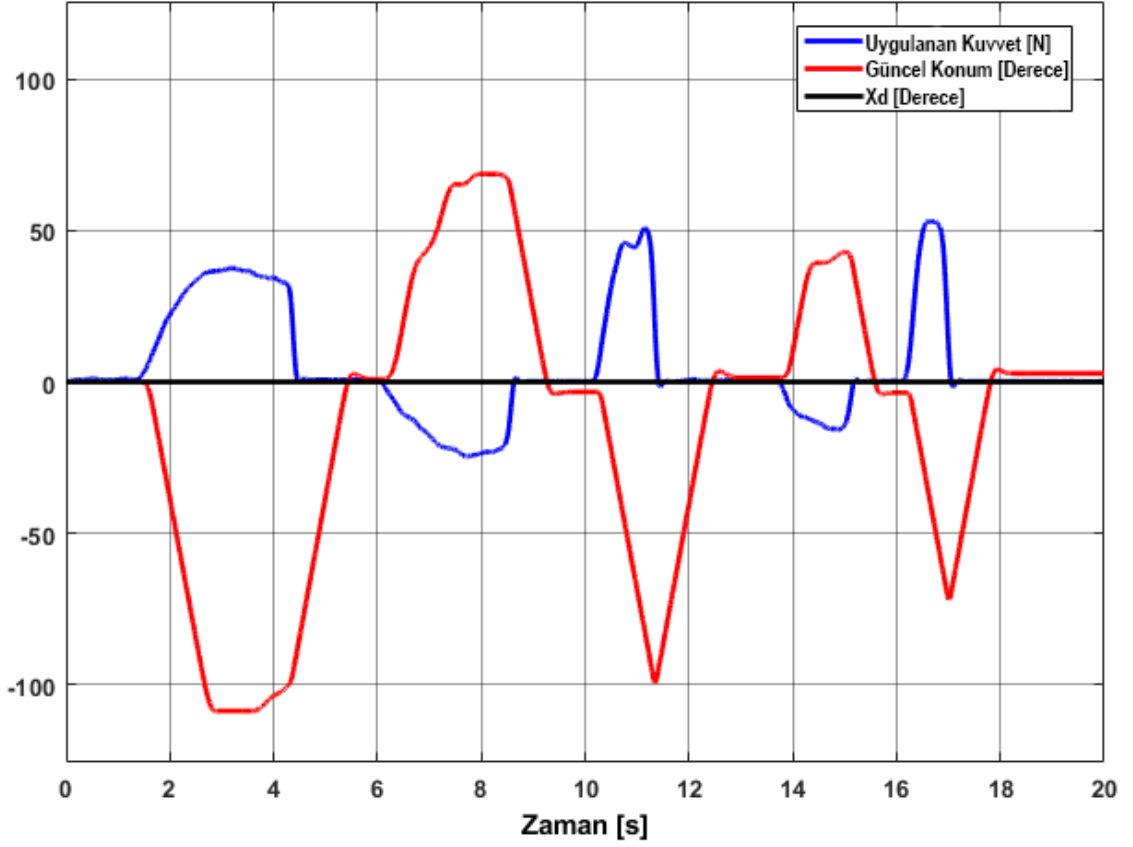


Şekil 3.15 Kuvvet tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $F_d = 20$ N)

3.8.2 Konum Tabanlı Empedans Kontrolün Test Edilmesi

3.8.2.1 $M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 20$, $X_d = 0$

Test sırasında arzu edilen konum (X_d) açısı 0 derece olarak ayarlanmıştır. Manipülatöre kuvvet uygulandığında empedans parametrelerine uygun şekilde robot manipülatörü dinamik olarak tepki vermekte ve hareket etmektedir. Manipülatöre uygulanan kuvvet kaldırıldığında ise manipülatör yine empedans parametrelerine uygun şekilde X_d konumuna geri dönmektedir (Şekil 3.16).

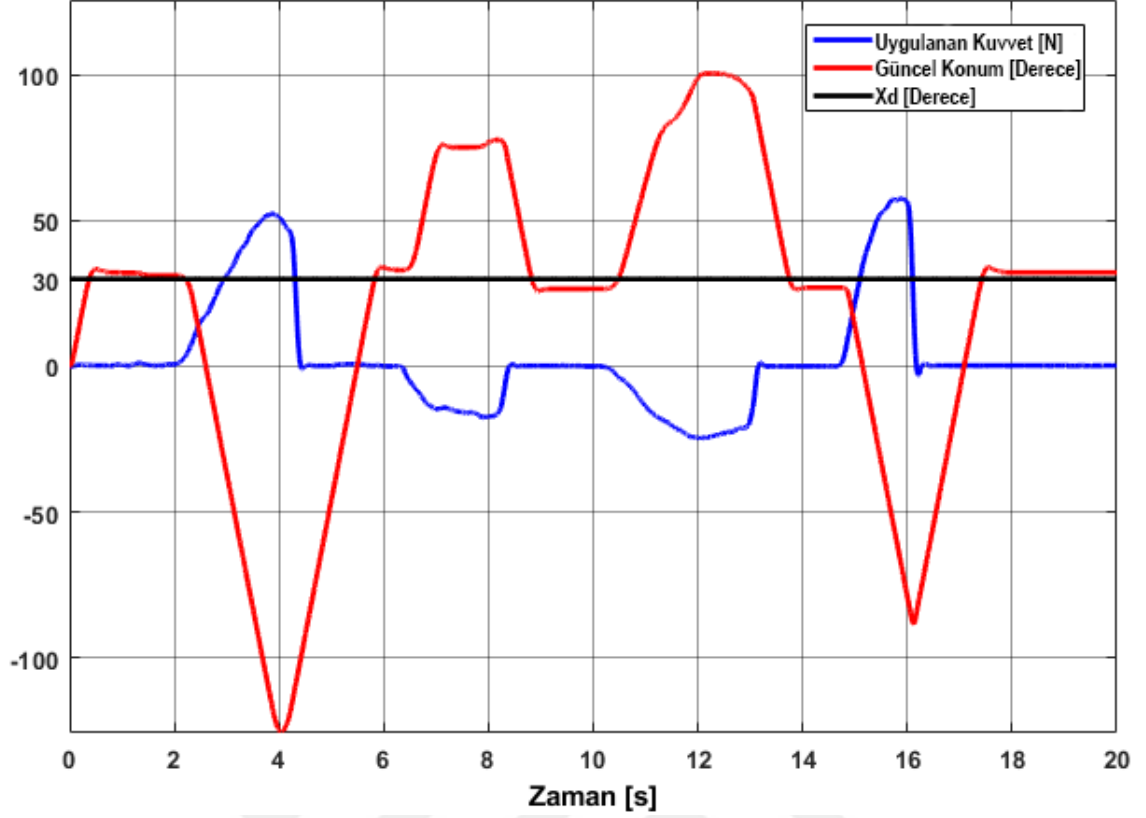


Şekil 3.16 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 20$, $X_d = 0$)

Daha sonra teste, empedans parametreleri değiştirilmeden, $X_d = 30$ derece olarak ayarlanarak devam edilmiştir.

3.8.2.2 $M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 20$, $X_d = 30$

Şekil 3.17’de görüldüğü gibi, manipülatöre uygulanan kuvvet kaldırıldığında $X_d = 30$ dereceye geri dönülmektedir. Kuvvet kaldırıldığında, manipülatörün son konumunun tam 30 derece olmadığı, bir konum farkı olduğu görülmektedir. Bunun sebebi sürtünmenin mevcut olması ve seçilen yay katsayısı parametresi olan K_d ’nin bu sürtünmeyi yenemeyecek kadar küçük olmasıdır. Çünkü manipülatörü elle rahat çevirebilmek için $K_d = 20$ seçilmiştir. Bu konum hatası mevcutken $K_d = 1000$ olarak ayarlandığında manipülatör 30 dereceye gelmektedir. Fakat bu durumda manipülatörü manuel olarak hareket ettirmek zorlaşmaktadır.

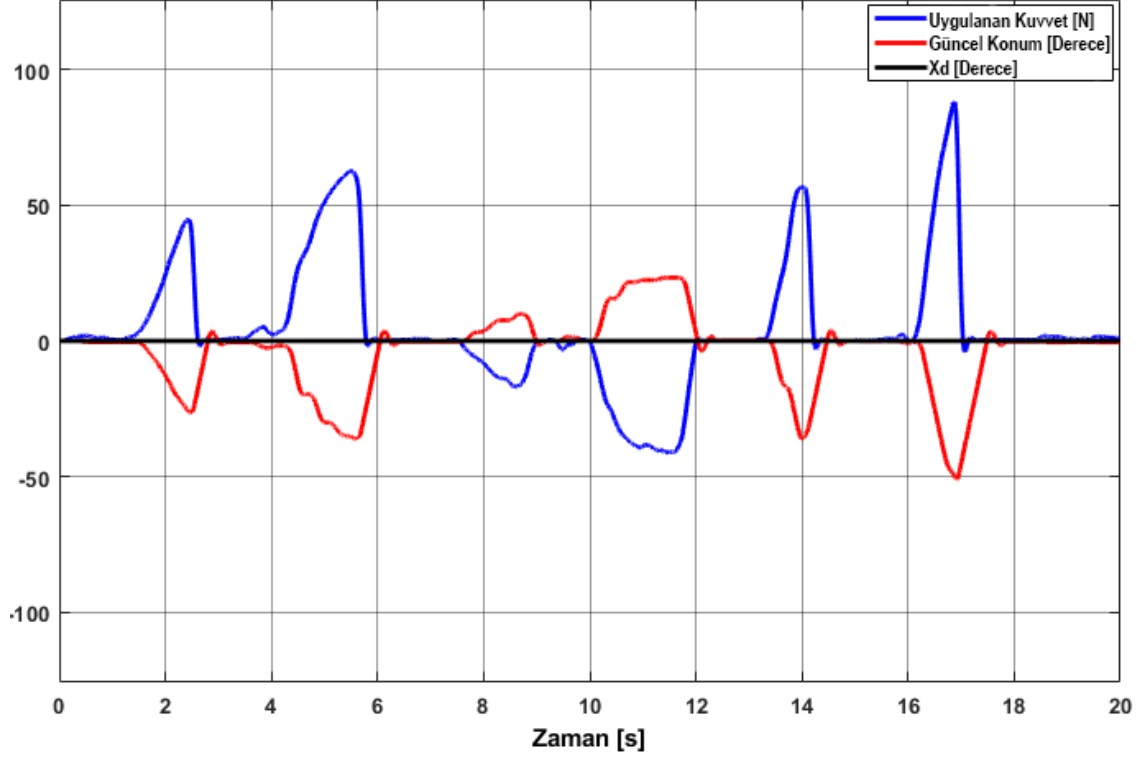


Şekil 3.17 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 20$, $X_d = 30$)

Devamında empedans parametreleri değiştirilerek teste devam edilmiştir. Bunun için K_d katsayısı 5 katına çıkarılarak $K_d = 100$ yapılmış ve $X_d = 0$ derece olarak ayarlanmıştır.

3.8.2.3 $M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 100$, $X_d = 0$

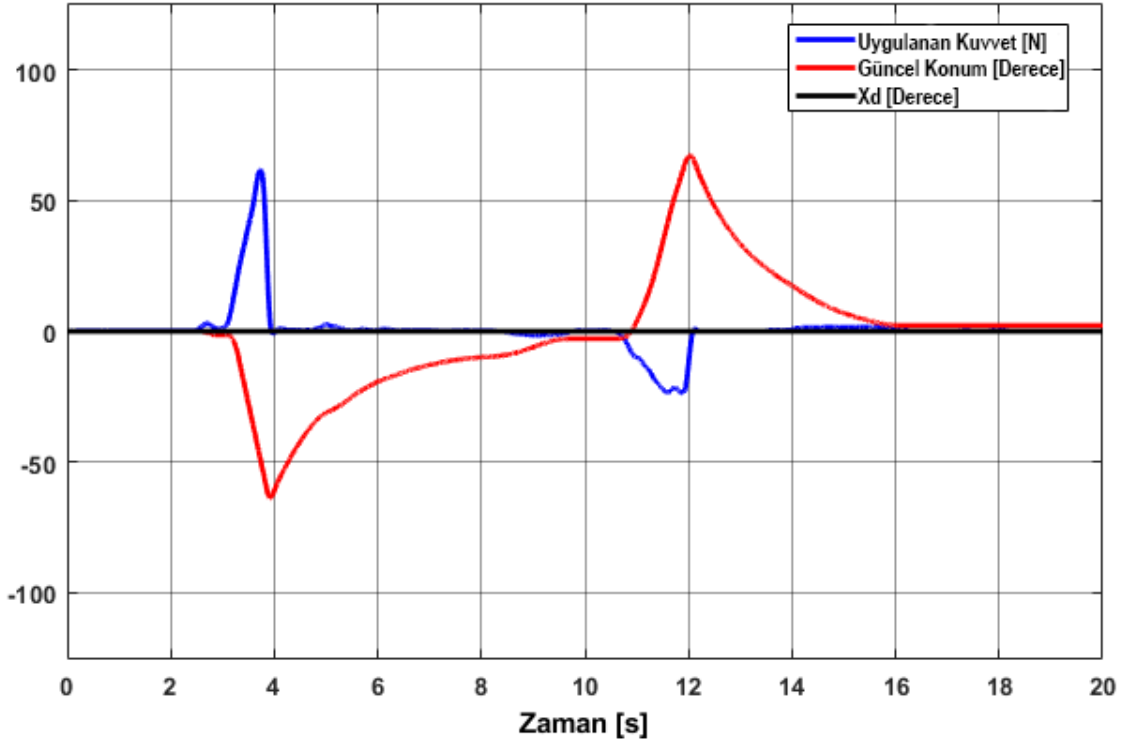
Şekil 3.18’de görüldüğü gibi manipülatöre bir önceki testteki kadar kuvvet uygulanmasına rağmen manipülatör daha az hareket etmiştir. Bunun sebebi yay katsayısının (K_d) bir önceki uygulamaya göre 5 kat fazla olmasıdır. Ayrıca manipülatöre uygulanan kuvvet kaldırılır kaldırılmaz, daha hızlı bir şekilde başlangıç konumuna ($X_d = 0$) gelinmiştir. Bunun yanında, X_d etrafında salınım yapan konum grafiğine bakılarak yay etkisi gözlenebilmektedir. Yay etkisinden dolayı X_d konumunda hafif aşım olmakta ve daha sonra sistem yine $X_d = 0$ 'a oturmaktadır.



Şekil 3.18 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 0.01$, $K_d = 100$, $X_d = 0$)

3.8.2.4 $M_d = 0.01$, $B_d = 10$, $K_d = 10$, $X_d = 0$

Bu testte B_d sönüm parametresi 100 katına çıkarılarak $B_d = 10$ olarak ayarlanmış ve K_d yay sertliği $K_d = 10$ 'a düşürülmüştür. Şekil 3.19'da görüldüğü gibi manipülatör hızlı hareket etmeye çalıştığında hareket B_d parametresine bağlı olarak sönümlenmeye çalışıldığından ve K_d parametresi yani yay sertliği katsayısı ise düşük olduğundan, manipülatöre kuvvet uygulanıp kaldırıldıktan sonra manipülatörün tekrar $X_d = 0$ arzu edilen konuma ulaşması önceki testlerdekine göre daha çok zaman almıştır. Manipülatöre daha düşük bir kuvvet uygulandığında yay sertliği az olduğundan hemen manipülatör harekete başlayarak buna tepki vermiş, uygulanan kuvvet kaldırıldığında ise yay sertliğinin azlığından dolayı yavaş bir şekilde $X_d = 0$ konumuna ulaşmıştır.



Şekil 3.19 Konum tabanlı empedans kontrol testi ($M_d = 0.01$, $B_d = 10$, $K_d = 10$, $X_d = 0$)

Yapılan test ve grafik sonuçlarından, kullanılan hibrit empedans kontrol algoritmasının düzgün ve efektif bir şekilde çalıştığı, uygun empedans parametrelerinin seçilmesiyle, insan-robot etkileşimini güvenli bir şekilde sağlamaya ve egzersizleri modellemeye elverişli olduğu görülmektedir.

3.9 Pasif Germe Egzersizinin Modellenmesi

Bu bölümde, fizyoterapistlerin manuel olarak yaptıkları pasif germe egzersizinin robotik olarak empedans kontrol tabanlı modellenmesi açıklanmıştır. Egzersizin modellenmesi ve testleri fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanlarının bilgi ve tecrübelerinden faydalanılarak klinik şart ve ortamda gerçekleştirilmiştir.

3.9.1 Germe Egzersizi Arayüzünün Geliştirilmesi

Fizyoterapistin germe egzersizi için gerekli değerleri girebilmesi, hastanın egzersiz verilerinin düzenli bir şekilde kaydedilmesi ve ihtiyaç olduğu takdirde, germe

sertliğini belirleyen K_d empedans parametresinin ayarlanabilmesi için bir MATLAB arayüzü geliştirilmiştir (Şekil 3.20).

The screenshot shows a MATLAB GUI titled 'menu_EgGerme'. It has two main panels. The left panel, titled 'GERME EGZERSİZİ', contains input fields for 'Dorsifleksiyon' (Derece), 'Plantarfleksiyon' (Derece), 'Germe Süresi' (Saniye), 'Durma Süresi' (Saniye), 'Hareket Tekrar Sayısı', 'Hız' (Derece / sn), 'Ad', 'Seans', 'Soyad', and 'Set'. The right panel, titled 'KONTROLÇÜ AYARLARI', has a sub-section 'Empedans Parametreleri' with 'Kd' set to 1500 and 'Sensör Sıfırlama' set to 0 N. There is a 'Kaydet' button. At the bottom, there are three buttons: 'Sistemi Aç (Ölçüm Modu)', 'Egzersiz Başlat', and 'Durdur ve Kaydet'. A large 'ACİL DURDURMA' button is at the very bottom.

Şekil 3.20 Germe egzersizi arayüzü

Arayüzde girilen bilgiler aşağıdaki gibidir:

Dorsifleksiyon açısı, germe egzersizi sırasında hastanın ayak bileğinde maksimum kaç derece dorsifleksiyon açısına kadar germe yapılacağını belirlemektedir.

Plantarfleksiyon açısı, germe egzersizi sırasında hastanın ayak bileğinin maksimum kaç derece plantarfleksiyon açısına kadar hareket ettirileceğini belirlemektedir.

Germe Süresi, germe egzersizi sırasında hastanın ayak bileğinin maksimum dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon açılarında kaç saniye tutulacağını belirlemektedir.

Durma Süresi, ayağın minimum (genelde nötral) konuma gelince kaç saniye dinlendirileceğini belirlemektedir.

Hareket Tekrar Sayısı, bir sette germe hareketinin kaç kere tekrarlanacağını belirlemektedir.

Hız, hareket sırasında ayak bileği açısının saniyede kaç derece hareket ettirileceğini belirlemektedir.

Kd, gerektiği takdirde egzersiz sertliğinin artırılması için kullanılan, yay katsayısını temsil eden, empedans parametresidir.

Ad, Soyad, Seans, Set kısımları hastanın egzersiz verileri, egzersiz bittikten sonra otomatik olarak veritabanına kaydedilirken kullanılacaktır.

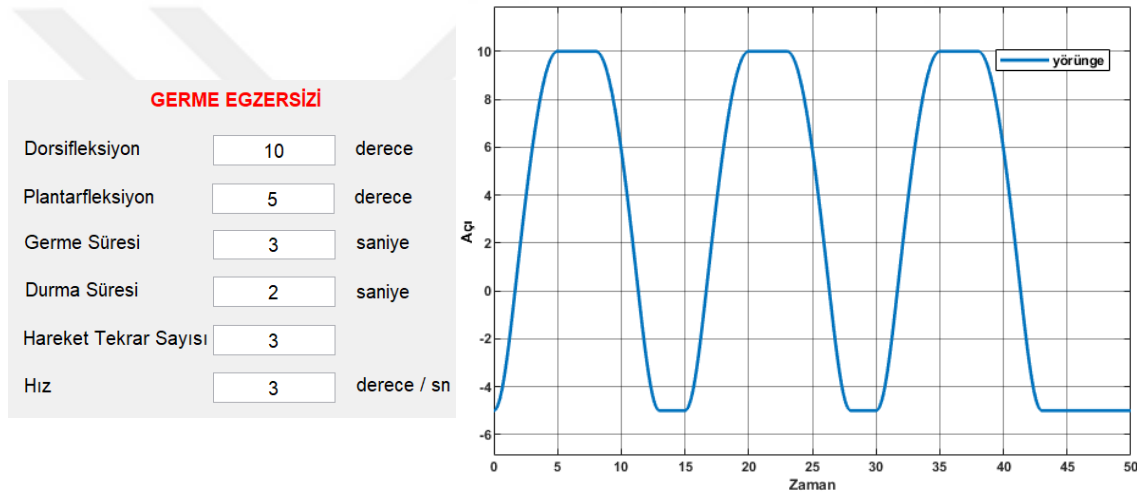
Sistemi Aç butonuna basıldığı takdirde sistem hareket etmeden çalıştırılmakta, böylece EHA ölçümleri robotik olarak gerçekleştirilebilmektedir. Gerekli egzersiz parametreleri fizyoterapist tarafından girildikten sonra **Egzersiz Başlat** butonuna basılarak egzersiz başlatılır. Eğer acil bir durum söz konusu ise **Acil Durdurma** butonuna basılır ve sistem durur. O ana kadar alınan egzersiz verileri “**Acil**” ekiyle veritabanına kaydedilir. Egzersiz normal bir şekilde bitirmek için **Durdur ve Kaydet** butonuna basılır ve tüm set boyunca alınan veriler veritabanına Ad, Soyad, Tarih, Saat, Dakika, Saniye, Seans ve Set bilgilerini içerecek şekilde kaydedilir. Daha sonra kaydedilen bu grafikler fizyoterapist tarafından incelenebilir.

3.9.2 Germe Egzersizi Yörüngesinin Oluşturulması

Germe egzersizinde minimum ve maksimum açılar arasındaki değişim sinüzoidal bir yörünge olarak belirlenmiştir. Böylece maksimum germe açısına yaklaşıırken germe hızı da düşmeye başlayacaktır. Germe egzersizinin yörüngesinin hesaplanabilmesi için MATLAB arayüzünde; dorsifleksiyon, plantar fleksiyon açıları, germe süresi, durma süresi, hareket tekrar sayısı ve hareket hızının girilebileceği kısımlar mevcuttur (Şekil 3.20).

Gerekli bilgiler girildikten sonra, belirlenen dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon açıları arasında, belirlenen germe, durma sürelerini ve hızı sağlayacak şekilde, istenen tekrar sayısında egzersiz yapmayı sağlayacak bir parçalı sinüzoidal yörünge oluşturulmaktadır. Bunun için C'deki fonksiyon kodları oluşturulmuştur. Bu fonksiyon sayesinde kontrol algoritmasında kullanılan anlık **yorunge**, **yorunge_dot** ve **yorunge_dotdot** değerleri hesaplanarak kaydedilmektedir. Bunlar sırasıyla ayak bileğinin anlık konumunu, hızını ve ivmesini belirtmektedir. Böylece arzu edilen yörüngede germe egzersizinin yapılması sağlanmaktadır.

Şekil 3.21'de, arayüzde girilen değerlere göre hesaplanan bir yörünge görülmektedir.



Şekil 3.21 Pasif germe yörünge hesaplanması (a) Egzersiz parametrelerinin arayüz üzerinden girilmesi (b) Hesaplanan yörünge

Bu bölümde, tez kapsamında geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotunun biyomekanik parametreleri ölçümüne, klinik şartlar altında fizyoterapistlerin gözetiminde geliştirilen robotik sistem ile hastaya uygulanan terapötik egzersiz seanslarının detaylarına ve fizyoterapistlerin robotik tedavi konusunda görüşlerine yer verilmiştir.

Sağlıklı ve hasta gönüllü bireylerle klinik deneylerin yapılabilmesi ve gerekli verilerin toplanabilmesi için gerekli etik kurulu izinleri Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 83045809-604.01.02 sayılı 13.05.2020 tarihli belge ile alınmıştır (D).

4.1 Klinik Deneylere Alınma ve Dışlanma Ölçütleri

Fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanları tarafından, geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu tarafından uygulanacak olan pasif germe egzersizlerinin uygulanacağı hastalarda bulunması ve bulunmaması gereken özellikler belirlenmiştir. Buna göre, klinik deneylere alınma ve deneylerden dışlanma ölçütleri aşağıda verilmiştir.

Deneylere Alınma Ölçütleri:

- 10-18 yaş aralığında, serebral palsi tanısı ile takip edilen ve fizik muayenesinde ayak bileğinde spastisite, kuvvet kaybı tespit edilen olgular
- 18-65 yaş aralığında, inme tanısı ile takip edilen ve fizik muayenesinde ayak bileğinde spastisite, kuvvet kaybı tespit edilen olgular
- 18-65 yaş aralığında ayak bileği fonksiyonlarını etkileyecek bilinen hastalığı olmayan sağlıklı gönüllüler

Deneylerden Dışlanma Ölçütleri:

- Kognitif fonksiyon bozukluğu
- Cihazın tam giyilmesini engelleyecek ayak bileği deformitesinin varlığı
- Ayak bileğinden kırık, cerrahi girişim öyküsü

4.2 Klinik Deneylerin Başlangıcı

Klinik çalışmaların başlangıcında, uygun hastanın bulunmasında birtakım zorluklarla karşılaşmıştır. Hem çalışma grubu olan hastaların ayak bileklerinde problem olmasından dolayı hastaneye gidip gelmelerinin zor olması, hem de pandemi dönemi olması sebebiyle hastaların uzun süre hastaneye yatmak istememeleri birçok kısıtı da yanında getirmiştir. Bu yüzden klinik çalışmalara katılacak gönüllü hastaların ayak formlarının çalışmaya uygun olmak zorunluluğunun yanı sıra, hastaların hastaneye yakın oturan bireylerden seçilmesi veya hastaneye getirip götürecek yakınlarının olması gibi bir ek kriter ortaya çıkmıştır. Bir süre geçtikten sonra, sol vücut yarısında kuvvetsizlik ve kasılmadan yakınan, 29 yaşında uygun bir bayan hasta bulunmuştur.

Öncelikle bulunan hastanın özelliklerinin, hastalığının ve şikayetinin yer aldığı ve egzersiz öncesi ile sonrası ölçümler yapıldıktan sonra ayak bileği EHA ve torklarının kaydedilebileceği bir Hasta İzlem Formu doldurulmuştur (E).

Hastanın ayak bileğinde spastisite bulunmasından dolayı ayağın doğal olarak plantar fleksiyon yönünde durduğu, bu yüzden hastanın ayağını sürüyerek yürüdüğü görülmüştür. Klinikte öncelikle fizyoterapi uzmanı tarafından manuel olarak EHA ölçümleri yapılmış ve daha sonra yapılan manuel germe ile hastanın ayağına nötralden maksimum $+2^\circ$ kadar dorsifleksiyon hareketi yaptırılabilmiştir. Bu sırada fizyoterapistin manuel olarak germeyi yapmasından dolayı gücü ancak $+2^\circ$ kadar germeye yetmesine rağmen, hasta herhangi bir acı duymamış ve kasılma hissetmemiştir. Bu da göstermektedir ki, hastaya daha fazla germe uygulanabilecek olmasına rağmen buna normal bir insanın gücü yetmemektedir.

Hastanın manuel ölçümleri gerçekleştirildikten sonra ayağı ayak bile rehabilitasyon robotuna bağlanarak tabanlığın uygunluğu kontrol edilmiş ve ilk seanstan önce alıştırma olarak fizyoterapi uzmanının verdiği egzersiz parametrelerine göre hafif germe egzersizleri yapılarak hastanın durumu incelenmiştir. Buna göre hastanın uygun olduğu görülmüş ve ilk seans için gün belirlenmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 İlk seans öncesi hastanın ayağının robota yerleştirilerek ölçümlerin ve hafif germe egzersizinin yapılması

4.3 Klinik Deneylerin Gerçekleştirilmesi

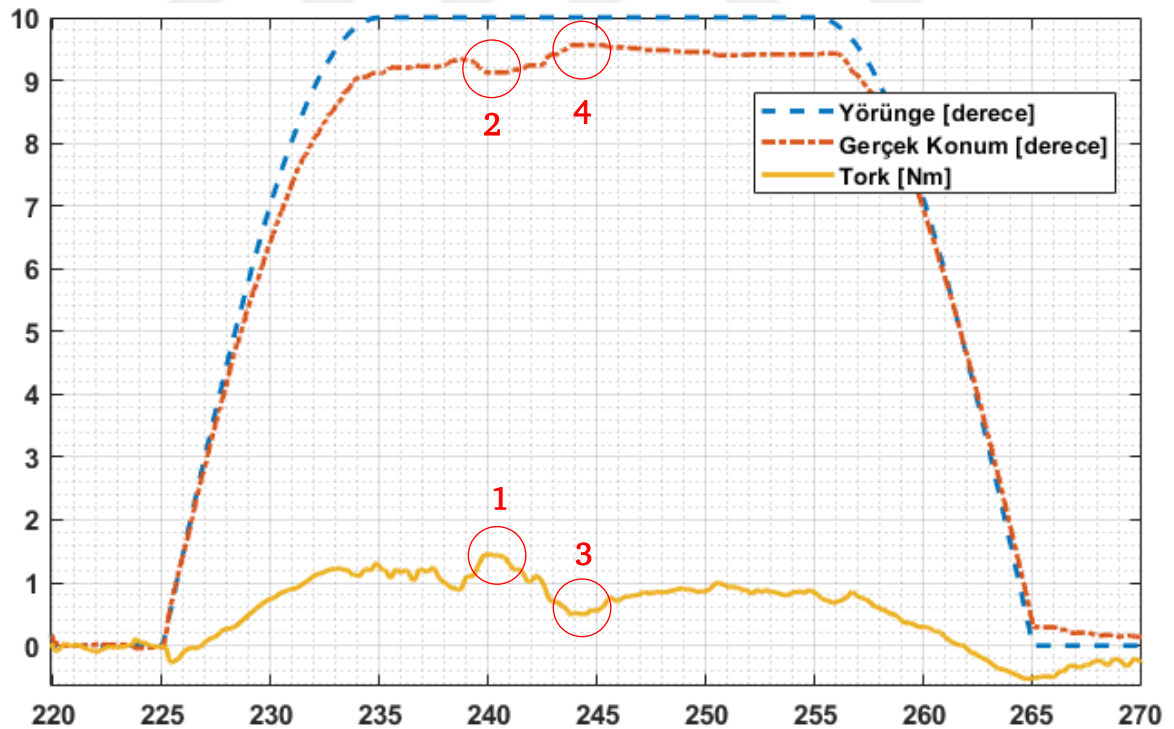
4.3.1 1. Seans

Hasta ilk seansa geldiğinde fizyoterapi uzmanı gözetiminde arayüz üzerinden gerekli egzersiz parametreleri sisteme girildi. Buna göre, 5 set germe egzersizi uygulandı. Her sette 10 tekrar yapıldı. Bu setlerde dorsifleksiyon açıları sırasıyla 5°, 7°, 8°, 10° ve tekrar 10° olarak belirlendi. Egzersize başlama açısı her set için

-1.2° derece idi. Derecenin (-) değerli olması ayağın başlangıçta plantar fleksiyon yönünde olduğunu ifade etmektedir. Her bir sette germe süresi 20 saniye, durma süresi 5 saniyeydi. Hareket hızı 1 derece/saniye olarak belirlendi.

4. setten sonra egzersiz yapılırken hastada spastisite gelişti ve ayak inversiyona döndü. Bu yüzden egzersiz acil durduruldu, bu set 5. set olarak sayılmadı ve tekrarlandı. Tüm egzersizlerin kaydı saniyede 1000 örnek olacak şekilde alındı. Bu seansta egzersiz yapıldıkça hastanın ayak bileğinde rahatlama görüldü.

Şekil 4.2'deki 1 numaralı kısımda hastanın ayak bileğinde spastisite gelişti, bu yüzden bilekteki direnç çok arttı, cihaz empedans kontrol ile kontrol edilmesinden ve parametrelerin çok sert ayarlanmamasından dolayı ayağı daha çok germeye aşırı zorlamadı. Bu durum Şekil 4.2'deki 2 numaralı kısımda gözükmemektedir. Görüldüğü üzere güncel konum spastisite öncesi ve sonrasına göre daha düşük seviyededir. Daha sonra, 3 numaralı kısımda ayak bileğinin pasif torkunun azaldığı ve dolayısıyla spastisitenin azaldığı gözlenmektedir. Ardından, 4 numaralı kısımda görüldüğü üzere, spastisite geçince ayak bileği açısı otomatik olarak arttı.



Şekil 4.2 1. Seans 5. settaki germe egzersizi sırasında gelişen spastisite

Bu deney sonucunda empedans kontrolün insan-robot etkileşiminde uygunluğu, güvenliği ve bu kontrol metodunun fizik tedavi ve rehabilitasyon sistemlerinde başarıyla uygulanabileceği gözlenmiş oldu. Klinik deney sırasında gözlemci olarak bulunan fizyoterapist, kendi tecrübelerine dayanarak, manuel germe yaparken spastisite oluşması durumunda belli bir açıda direnç hissettikleri zaman, bu açıda daha fazla zorlama yapmayıp aynı kuvvetle aynı açıda kalarak germeyi sürdürdükten sonra mevcut spastisitenin açıldığını ve eklemde rahatlayarak daha büyük dorsifleksiyon açısına ulaşıldığını söyledi. Ayak bileği rehabilitasyon robotu ile yapılan empedans tabanlı pasif germe egzersizinde de bu durum aynı şekilde gözlenmiş ve robot tarafından, bir fizyoterapistin egzersiz sırasında eklemde ani spastisite gelişmesi durumundaki davranışına uygun bir davranış sergilenmiştir.

4.3.2 2. Seans

Fizyoterapist gözetiminde yapılan 2. seansta 5 set 10 tekrar yapıldı. İlk sette dorsifleksiyon açısı 5° olarak belirlendi. Havanın soğuk olmasından ve hastanın dışarıda gelirken üşümesinden dolayı hastanın spastisitesi daha fazlaydı. Bu sebeple ayak bileğinde fazla direnç gözlemlendi. Bu yüzden germe süresi 60 saniyeye çıkarıldı. Durma süresi 10 saniye olarak belirlendi. Hız 1 derece / saniye idi.

2. sette dorsifleksiyon açısı 10°'ye çıkarıldı. Çünkü önceki seanstaki egzersizde 10°'ye kadar rahatlıkla dorsifleksiyona ulaşılmıştı. Hastadan geri dönüş almak için, hissettiği gerilmeyi 1-10 arasında puanlanması istendi. 5 civarı olduğunu söyledi. Ölçülen kuvvet de fazla olmadığı için 3. sette dorsifleksiyon açısı daha da artırılarak 15°'ye çıkarıldı. Empedans parametrelerinin çok sert ayarlanmamasından dolayı maksimum 14.04°'ye çıkıldı. Bu maksimum EHA'da ölçülen tork 1.45 Nm civarındaydı. Bu sette bazı tekrarlarında spastisite gelişti ve o sırada maksimum 13.56°'ye gelindi, pasif torku 2.21 Nm ölçüldü.

4. sette dorsifleksiyon açısı 20° olarak ayarlandı. Daha sonra fizyoterapist tarafından setin ortalarında bu setin maksimum 25° dorsifleksiyonda yapılmasına karar verildi ve bu set durduruldu. Çünkü hastadan alınan dönüşe göre gerilme hissi 10 üzerinden 7 gibiydi, fakat yine de bir ağrı hissi yoktu. Bu yüzden 4. set tekrarlandı ve maksimum dorsifleksiyon değeri 25° olarak arayüze girildi. Bu sette

22.6 dorsifleksiyon derecesine ulaşıldı ve ölçülen direç torku 3.6 Nm idi. Hastada bir ağrı gözlenmedi.

5. sette de yine maksimum 25 derece dorsifleksiyona devam edildi. Dorsifleksiyon açısı 22.76°'ye kadar çıktı ve bu sırada ölçülen kuvvet 3.4 Nm civarında idi. Bu seans 5. sette bitirildi. Daha yüksek açılara çıkmamaya ve sonraki sette de bu ayarlarla devam edilmesine karar verildi. 5 set 10 tekrardan oluşan bu seansın toplam süresi 2 saati buldu.

Egzersiz sırasında gözetimde bulunan Fizyoterapist E.Ç. tarafından bu robotik germe egzersizi hakkında yorum alındı. Yapılan bu germe egzersizini, 2 saati bulan bu kadar uzun süre, yüksek açı ve dirençte manuel olarak yapmanın mümkün olmadığını, geliştirilmekte olan ayak bileği rehabilitasyon robotunun hem hasta açısından hem de fizyoterapist açısından çok faydalı olduğunu söyledi. Ekleyerek, hastanın ilk geldiğinde ayağını zorlayarak 0° konumuna bile zor getirebildiklerini ve maksimum 2° dorsifleksiyona kadar gerebildiklerini söyledi.

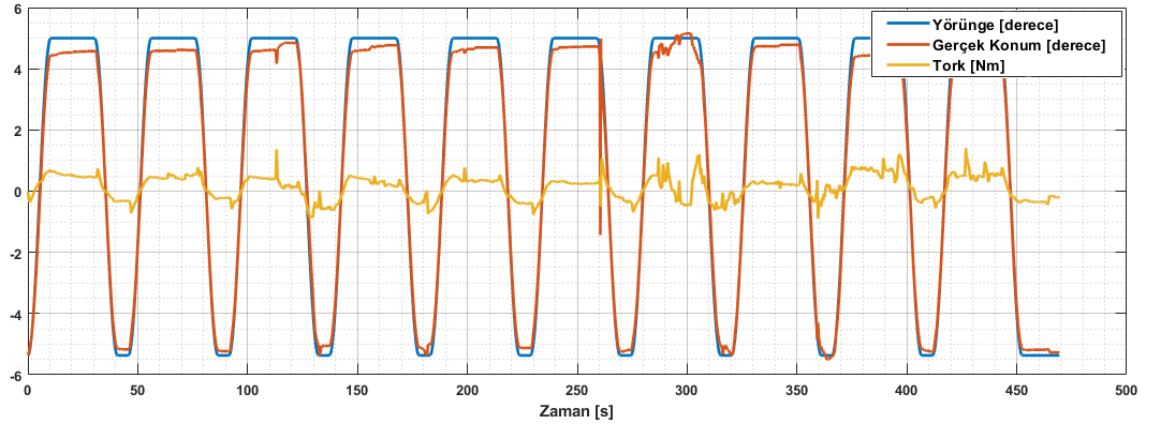
E.Ç. ayrıca bu hastanın günden güne sürekli spastisite durumunun değiştiğini, bu yüzden egzersiz performansını her bir seans için ayrı ayrı değerlendirmenin daha uygun olduğunu söyledi. Ayrıca bu gibi değerşken spastisite durumunun kadın hastalarda daha çok olduğunu söyledi.

4.4 Deney Verilerinin İncelenmesi

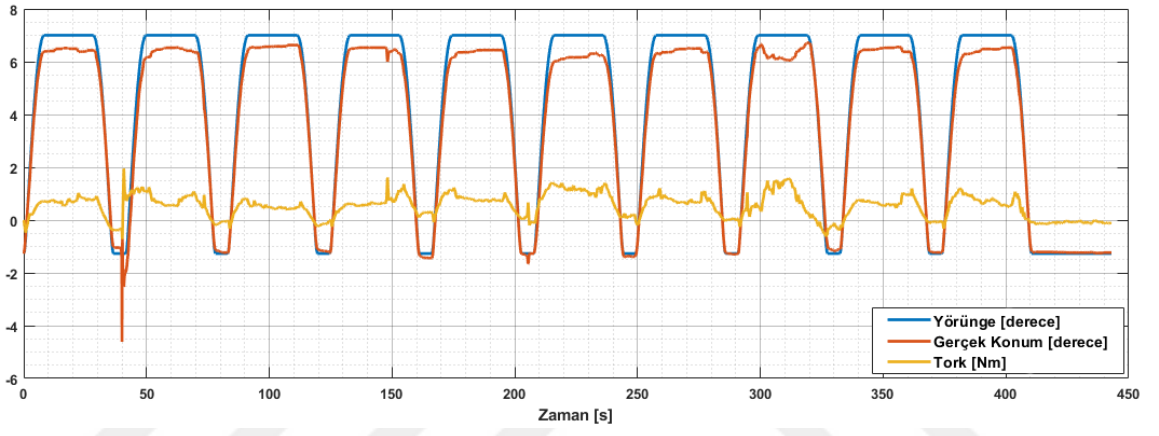
Bu bölümde, hasta ile yapılan klinik deneylerde uygulanan robotik pasif germe egzersizleri boyunca kaydedilen egzersiz verileri seans ve set bazında incelenmiştir.

4.4.1 Tüm Seansların Genel İncelenmesi

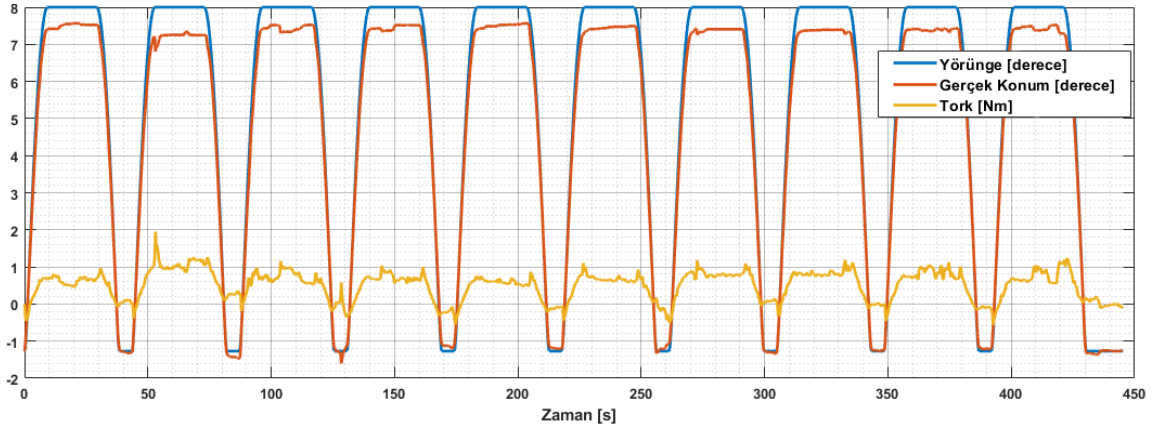
Yapılan pasif germe egzersizleri sonucunda seanslar boyunca hastanın ayak bileği ekleminin anlık biyomekanik parametrelerini (EHA, eklem torku), set ve hareket tekrar sayılarını gösteren grafikler elde edilmiştir (Şekil 4.3).



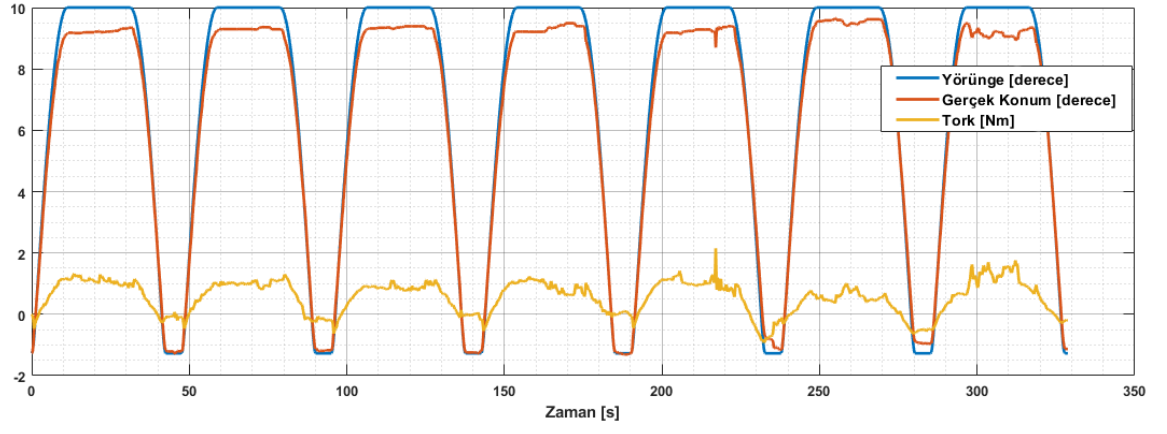
(a)



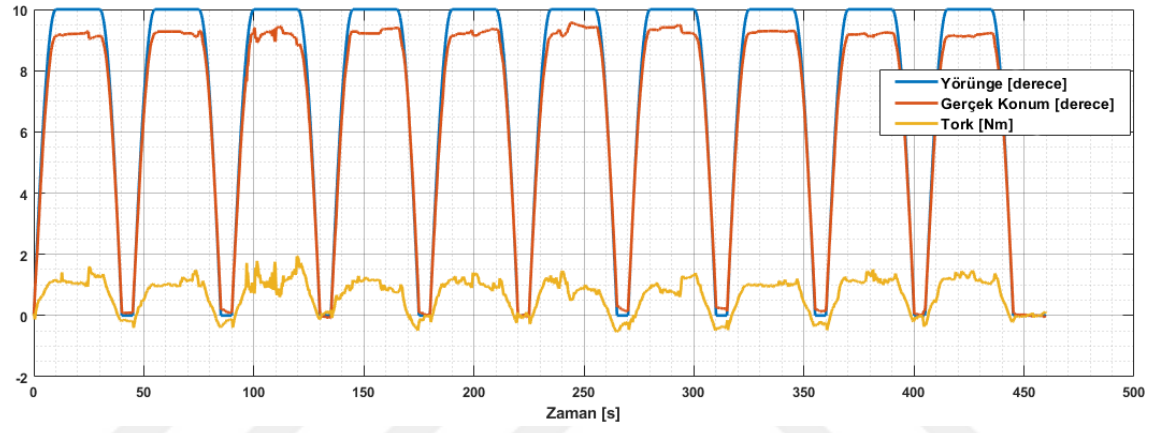
(b)



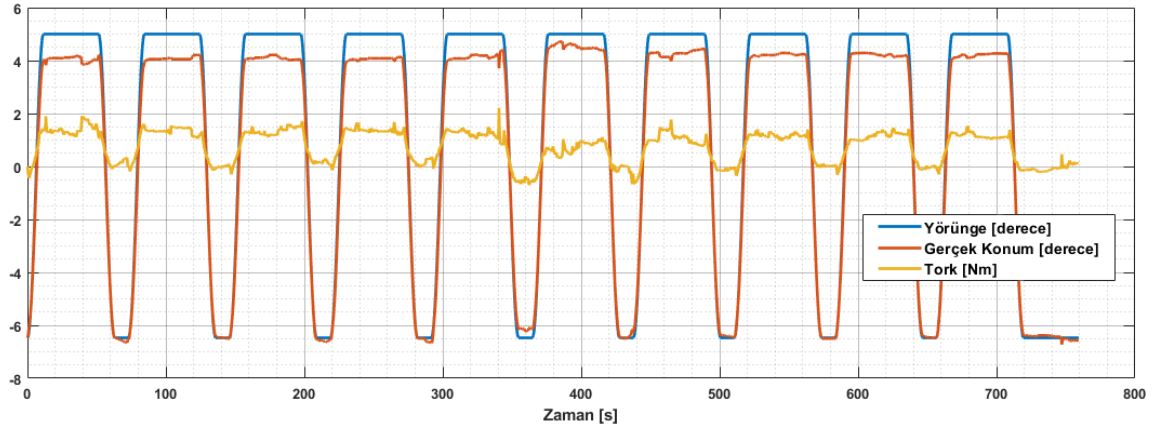
(c)



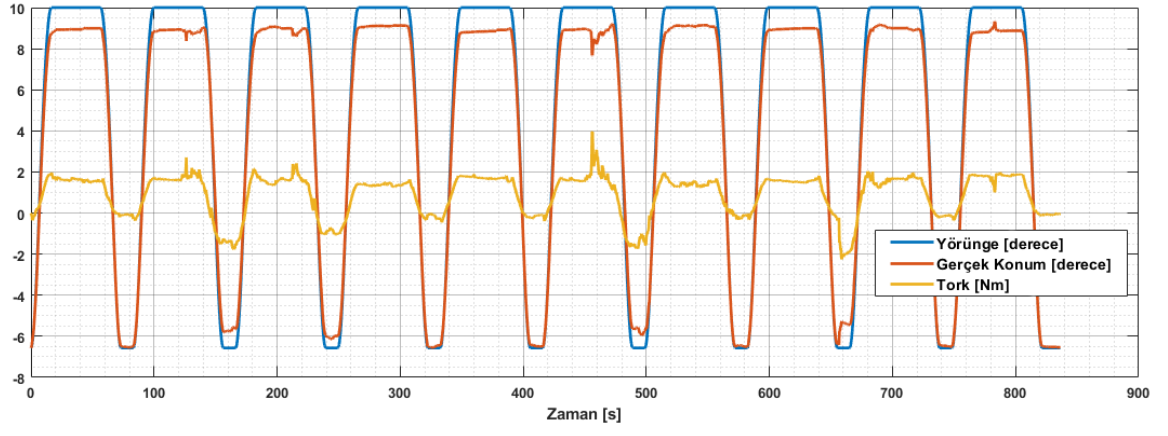
(d)



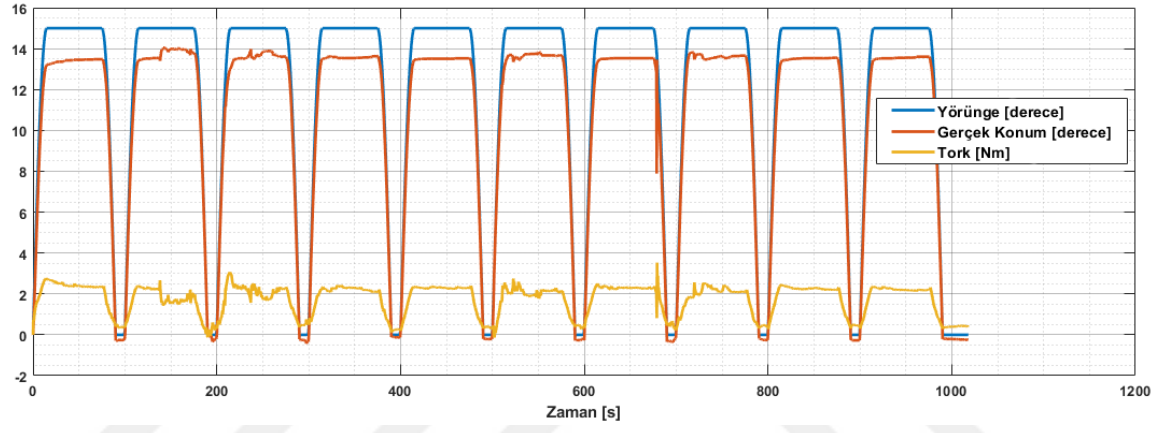
(e)



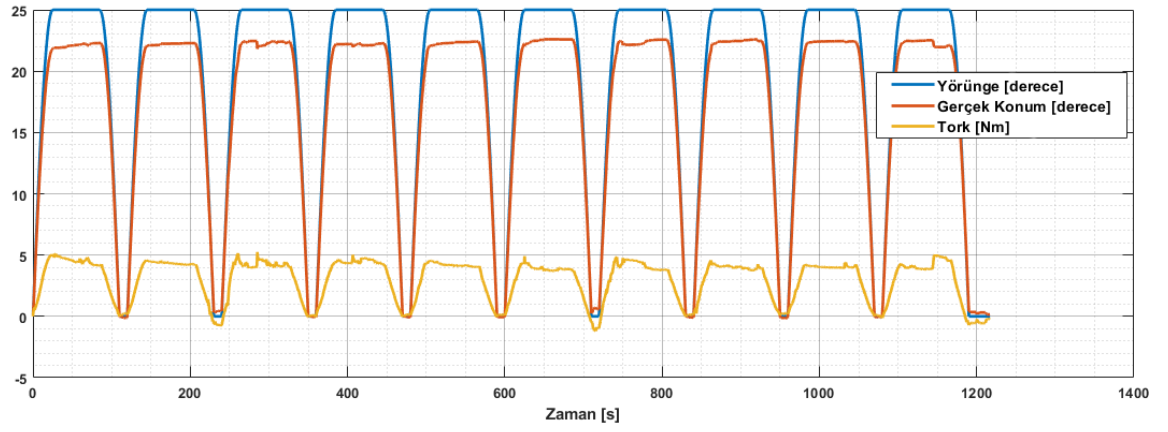
(f)



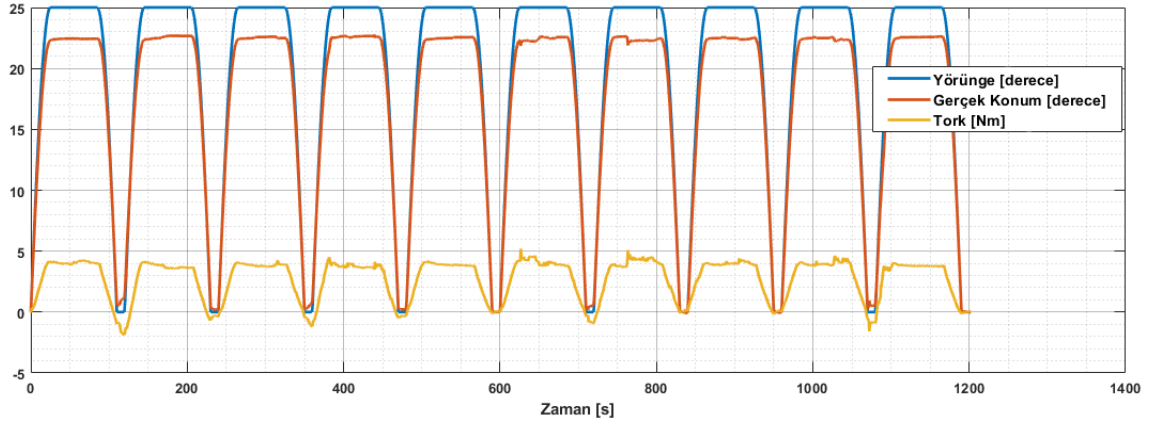
(g)



(h)



(i)



(j)

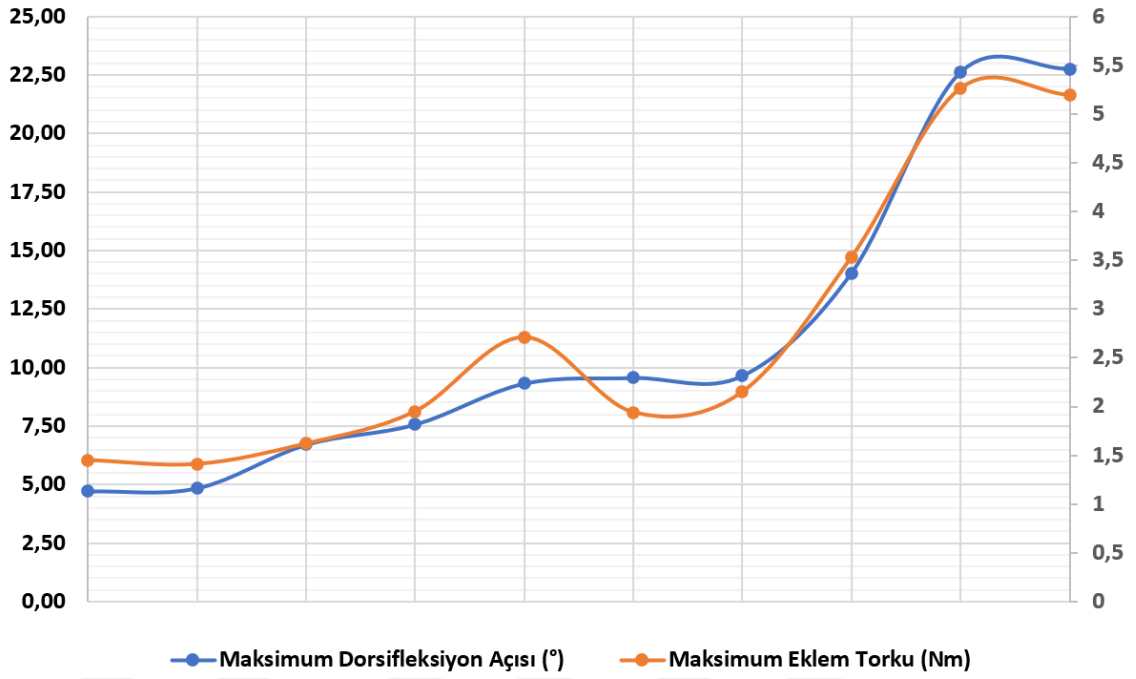
Şekil 4.3 5'er setten oluşan 2 pasif germe seansı sonucu elde edilen grafikler (a)

1. seans 1. set (b) 1. seans 2. set (c) 1. seans 3. set (d) 1. seans 4. set (e) 1. seans 5. set (f) 2. seans 1. set (g) 2. seans 2. set (h) 2. seans 3. set (i) 2. seans 4. set (j) 2. seans 5. set

Egzersizlerin ve hastanın performansının belirlenebilmesi için hastanın EHA ve eklem tork değerlerinin karşılaştırılması gerekmektedir. Bu karşılaştırmayı kolaylaştırmak için Şekil 4.3'teki grafiklerden alınan biyomekanik parametreler Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'teki grafiklerle incelenmiştir.

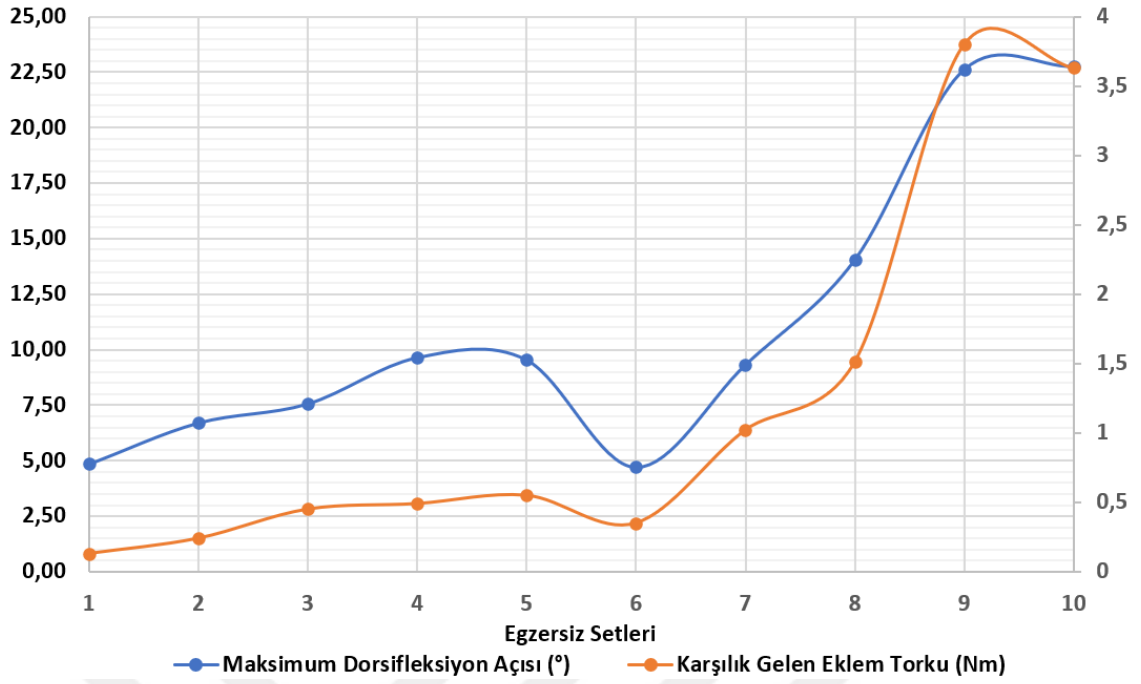
Egzersizler sırasında, egzersizin başladığı plantar fleksiyon açısı hastanın başlangıçta ayağının rahat ve konforlu bir şekilde durduğu konuma göre ayarlandığından, bu açının her sette kaçtan başladığı bilgisi germe egzersizinin performansını incelemek açısından bir bilgi ifade etmemektedir. Bu yüzden setlerin karşılaştırılmasında maksimum dorsifleksiyon açıları ve eklem torku değerleri kullanılmıştır (Şekil 4.4 ve 4.5).

Şekil 4.4'e bakıldığında klinik deneylere alınan hasta için, her bir sette pasif germe sırasında ayak bileği maksimum dorsifleksiyon açıları artarken, eklem gösterdiği maksimum pasif torklarının da arttığı gözlenmektedir. Buna göre germe sırasında dorsifleksiyon açısı arttıkça ayak bileğinin daha fazla direnç uygulayarak germenin daha da zorlaştığı ve daha fazla tork gerektirdiği açıkça görülmektedir. Grafikteki değerler maksimum dorsifleksiyon açısına göre küçükten büyüğe olarak sıralanmıştır (Şekil 4.4).



Şekil 4.4 Pasif germe egzersizleri sırasındaki maksimum dorsifleksiyon açıları ve maksimum eklem torkları

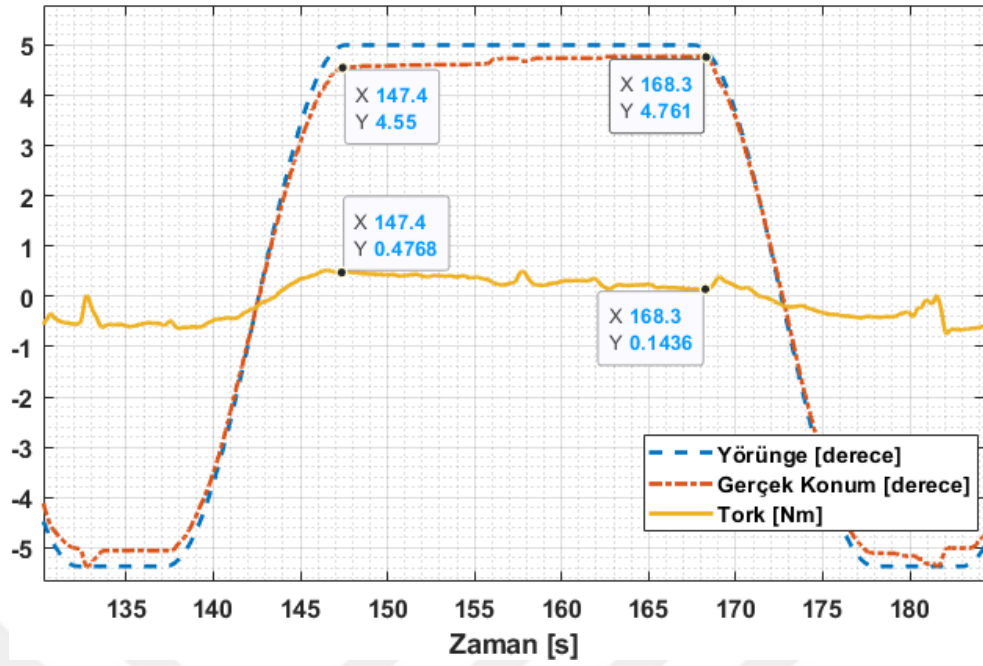
Şekil 4.5 incelendiğinde 1. seansta yer alan 1., 2., 3., ve 4. numaralı setlerde sırayla maksimum dorsifleksiyon açılarının ve bunlara karşılık gelen eklem pasif torklarının arttığı gözlenmektedir. Fakat 1. seansta 4. setten 5. sete geçildiğinde maksimum dorsifleksiyon açısının düştüğü ve buna karşılık gelen eklem torkunun önceki sete göre arttığı gözlenmektedir. Bu durum, ayak bileğinde 5. sette 4. sete göre daha fazla spastisite durumu olduğunu göstermektedir. Yine aynı tabloda, 2. seansta yer alan, grafikte 6, 7, 8, ve 9 ile belirtilen setler incelendiğinde, maksimum dorsifleksiyon açıları arttıkça bunlara karşılık gelen eklem torklarının da arttığı gözlenmektedir. 2. seanstaki 4. setten 5. sete (grafikte 9'dan 10'a) geçildiğinde ise maksimum dorsifleksiyon açısının arttığı fakat buna karşılık gelen eklem pasif torkunun azaldığı gözlenmektedir. Bu durum, ayak bileğinde önceki sete göre spastisitenin azaldığını göstermektedir.



Şekil 4.5 Pasif germe egzersizleri sırasındaki maksimum dorsifleksiyon açıları ve bunlara karşılık gelen eklem torkları

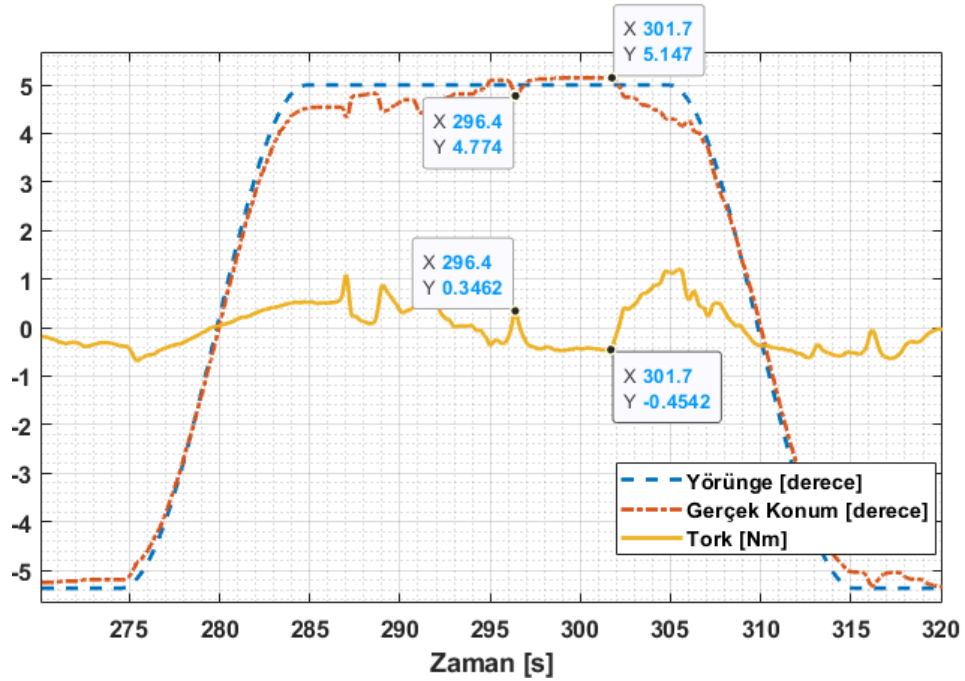
4.4.2 Egzersizler Sırasında Gerçekleşen Bazı Durumların İncelenmesi

1. seans 1. sette hastanın ayak bileği eklemine -5 ile +5 dereceleri arasında 1 derece / saniye hızla pasif hareket yörüngesini izlemesi sağlanmıştır. Set 10 tekrardan oluşmakta ve 453 saniyede tamamlanmaktadır. Maksimum açıya gelindiğinde 20 saniye germe yapılmakta ve ayak başlangıç konumuna geldiğinde 5 saniye durulmaktadır. Egzersiz boyunca 4.85° dorsifleksiyon açısına ulaşılmış bu sırada eklem torku 0.13 Nm olarak ölçülmüştür. Şekil 4.6'da 4. tekrara denk gelen 147.4 ve 168.3 saniyeleri arasında germe sırasında eklem pasif torkunun 0.48 Nm'den 0.14 Nm'ye kadar düştüğü ve ayak bileğine 20 saniye boyunca germe uygulanarak konumunun 4.55°'den 4.76°'ye doğru arttığı görülmüştür.



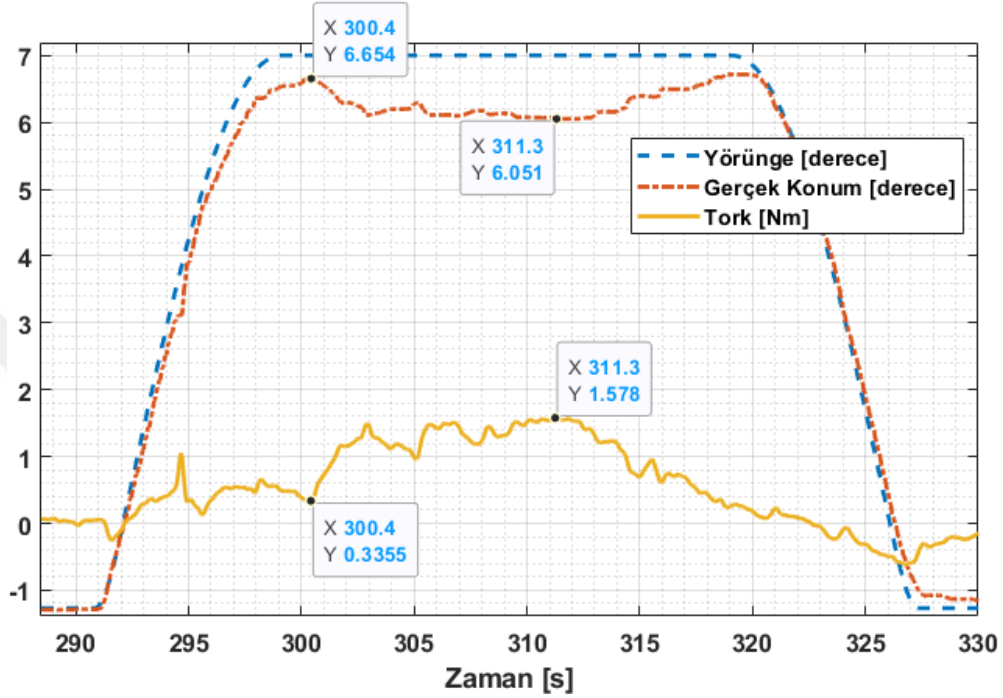
Şekil 4.6 1. seans 1. sette empedans kontrol tabanlı pasif germenin gerçekleştirilmesi

Yine 1. seans 1. sette 275 ile 315. saniyeler arası incelendiğinde belirlenen 5° dorsifleksiyon açısından 5.147° 'ye doğru bir aşım söz konusudur (Şekil 4.7). Bu sırada ölçülen torkun -0.45 Nm olduğu görülmektedir. Torkun (-) değerli çıkması burada hastadan dorsifleksiyon yapacak yönde bir kuvvet geldiğini ve istemli olarak ayak bileği eklemi hareket ettirmeye çalıştığını göstermektedir.



Şekil 4.7 1. seans 1. sette hastadan istemli bir hareket meydana gelmesi

1. seans 2. sette gerçekleştirilen 8. tekrar sırasında hastanın ayak bileği eklemünde spastisite meydana gelmiştir. 20 saniyelik germe sırasında spastisitenin olmadığı zamanda ölçülen eklem pasif torku değeri 0.34 Nm ve eklem açısı 6.65° iken, bir süre sonra spastisite gerçekleşmekte ve eklem torku değeri 1.58 Nm, eklem açısı ise 6.05° olarak ölçülmektedir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8 1. seans 2. sette hastadan spastisite meydana gelmesi

İncelenen bu durumlardan anlaşılıyor ki, geliştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu ile yapılan pasif germe egzersizlerinde empedans kontrol metodunun kullanılması sayesinde, egzersiz sırasında eğer hastanın ayak bileği uzvunda bir spastisite meydana gelirse, robot hareketini gelen direnç kuvvetinin büyüklüğüne ve empedans parametrelerinden biri olan K_d yay parametresinin sertliğine orantılı bir şekilde yavaşlatmakta, durdurmakta veya daha düşük bir açıda doğru hareket ederek hastanın uzvuna aşırı baskı yapıp zarar görmesinin önüne geçmektedir.

Eğer pasif germe egzersizinin uygulanmasında PID kontrolcü kullanılmış olsaydı, spastisite gibi hastanın eklem direncinin arttığı durumlarda, robot yörüngeyi takip etmek isteyeceğinden, motor torkunu artırıp hastanın ayak bileğini zorlayarak hedeflenen açığa ulaşmaya çalışacak, bu nedenle hastanın ayak bileğinin zarar görme ihtimali olacaktı.

5 SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, ayak bileği ekleminin biyomekanik ölçümlerini üzerindeki sensörler sayesinde hassas bir şekilde gerçekleştirebilen, terapötik egzersizlerden biri olan pasif germe egzersizini fizyoterapistlerin manuel olarak gerçekleştirdiği germe egzersizinin modellenmesiyle başarıyla gerçekleştirebilen, kullanılan empedans kontrol metoduyla insan-robot etkileşiminde güvenilir ve etkin bir yapı sunan, tek serbestlik dereceli, kompakt, taşınabilir bir mekanizmaya sahip bir ayak bileği rehabilitasyon robotunun tasarımı, üretimi ve kontrolü gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın literatüre katkısı, ayak bileği rehabilitasyonu için fizyoterapistlerin manuel terapötik egzersizlerinden biri olan pasif germe egzersizini gerçekleştirebilen taşınabilir ve kompakt bir robotik sistemin geliştirilmesi ve hibrit empedans kontrol metodu ile bu egzersizin modellenmesidir.

Bu çalışmanın devamı olarak özellikle sağlıklı gönüllü sayısının arttırılarak daha fazla sonuç elde edilmesi planlanmaktadır. Pasif germe egzersizine ek olarak ayak bileği rehabilitasyon robotunun aktif yardımcı, aktif dirençli, izometrik, izotonik ve izokinetik egzersizleri de yapması sağlanabilir. Ayrıca, robotik sistem ile sağlıklı deneklerden de biyomekanik ölçümler alınarak bir sağlıklı insan veritabanı oluşturulup, geliştirilecek yapay zekâ algoritmaları sayesinde hasta bireylerin EHA ve eklem tork eksiklik yüzdeleri belirlenerek uygun egzersiz türü ve parametrelerini önerebilen bir zeki teşhis algoritması geliştirilebilir.

- [1] Smania, Nicola & Picelli, Alessandro & Daniele, Munari & Geroïn, Christian & Ianes, P & Waldner, Andreas & Gandolfi, Marialuisa. (2010). Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 46. 423-38.
- [2] Dünya Sağlık Örgütü websitesi, <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>, 6 Ocak 2022.
- [3] Akdoğan, E., (2007). Rehabilitasyon Amaçlı Bir Robot Kolunun Kuvvet ve Konumunun Zeki Kontrolü, *Elektronik – Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı*, Marmara Üniversitesi, İstanbul.
- [4] Aktan, M.E., (2018). Teşhis ve Tedavi Amaçlı Zeki Robotik Rehabilitasyon Sistemi, *Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı*, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- [5] American Association of Neurological Surgeons websitesi, <https://www.aans.org/Patients/Neurosurgical-Conditions-and-Treatments/Spasticity>, 9 Ocak 2022.
- [6] Girone Michael J., Burdea Grigore C., & Mourad Bouzit (1999). The “Rutgers Ankle” Orthopedic Rehabilitation Interface.
- [7] Zhou, Zhihao & Zhou, Yuan & Wang, Ninghua & Gao, Fan & Wei, Kunlin & Wang, Qi. (2014). A proprioceptive neuromuscular facilitation integrated robotic ankle-foot system for post stroke rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*. 73. 10.1016/j.robot.2014.09.023.
- [8] Ren, Y., Wu, Y.-N., Yang, C.-Y., Xu, T., Harvey, R. L., & Zhang, L.-Q. (2017). Developing a Wearable Ankle Rehabilitation Robotic Device for in-Bed Acute Stroke Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(6), 589–596.
- [9] Lin, C.C.K., Ju, M.S., Chen, S.M., Pan, B.W.: A specialized robot for ankle rehabilitation and evaluation. *J. Med. Biol. Eng.* 28(2), 79–86 (2008)
- [10] Saglia, J.A., Tsagarakis, N.G., Dai, J.S., Caldwell, D.G.: A high performance 2-dof over-actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation. In: *IEEE International Conference Robotics and Automation (ICRA)*, 2009. IEEE, pp. 2180–2186 (2009)
- [11] Ayas, M.S., Altas, I.H.: Fuzzy logic based adaptive admittance control of a redundantly actuated ankle rehabilitation robot. *Control Eng. Pract.* 59, 44–54 (2017)
- [12] Jamwal, P.K., Xie, S.Q., Hussain, S., Parsons, J.G.: An adaptive wearable parallel robot for the treatment of ankle injuries. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* 19(1), 64–75 (2014)
- [13] Yoon, J., Ryu, J., Lim, K.B.: Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises. *J. Field Rob.* 22(S1), 15–33 (2006)

- [14] Homma, K., & Usuba, M. (2007). Development of Ankle Dorsiflexion/Plantarflexion Exercise Device with Passive Mechanical Joint. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics.
- [15] Hogan, N. (1985). Impedance control: An approach to manipulation: Part II—Implementation. *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, 107(1), 8-16.
- [16] Kim, J. (2017). The Effect of Bone and Ligament Morphology of Ankle Joint Loading in the Neutral Position.
- [17] Racu, Cristina & Doroftei, Ioan. (2015). Preliminary Mathematical Model of a New Ankle Rehabilitation Device. *Journal of Engineering Studies and Research*. 21. 78-84. 10.29081/jesr.v21i2.33.
- [18] Khalid, Yusuf & Gouwanda, Darwin & Parasuraman, Subramanian. (2015). A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*. 229. 10.1177/0954411915585597.
- [19] Fujisawa, H., Suzuki, H., Nishiyama, T., & Suzuki, M. (2015). Comparison of ankle plantar flexor activity between double-leg heel raise and walking. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(5), 1523–1526. doi:10.1589/jpts.27.1523
- [20] Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548. doi:10.1016/s0021-9290(01)00222-6
- [21] Rockar PA Jr. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995 Jun;21(6):361-72. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.361. PMID: 7655480.
- [22] Jones, J., Knipe, H. Talocalcaneal joint. Reference article, Radiopaedia.org. (accessed on 05 Jan 2022) <https://doi.org/10.53347/rID-23661>
- [23] Alvarez-Perez, M. G., Garcia-Murillo, M. A., & Cervantes-Sánchez, J. J. (2019). Robot-assisted ankle rehabilitation: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 1-15.
- [24] Anesthesia Key websitesi, <https://aneskey.com/ankle-and-foot>, 16 Ocak 2022.
- [25] Gao, F., Ren, Y., Roth, E. J., Harvey, R., & Zhang, L.-Q. (2011). Effects of repeated ankle stretching on calf muscle–tendon and ankle biomechanical properties in stroke survivors. *Clinical Biomechanics*, 26(5), 516–522.
- [26] https://www.physio-pedia.com/Therapeutic_Exercise#cite_note-0-1 Bielecki JE, Tadi P. Therapeutic Exercise. *StatPearls [Internet]*. 2020 Mar 19.
- [27] Akdoğan, E., & Adli, M. A. (2011). The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: *Physiotherabot. Mechatronics*, 21(3), 509-522.

- [28] Isman, R. E., Inman, V. T., & National Society for Crippled Children and Adults. (1968). Anthropometric studies of the human foot and ankle. San Francisco: Biomechanics Laboratory, University of California.
- [29] Koopman, B., Van Asseldonk, E. H., & Van der Kooij, H. (2013). Selective control of gait subtasks in robotic gait training: foot clearance support in stroke survivors with a powered exoskeleton. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10(1), 3.
- [30] Eastern Illinois University websitesi, <https://www.ux1.eiu.edu/2440/ankle-muscles.pdf>, 8 Ocak 2022.
- [31] Eurostat websitesi, <https://ec.europa.eu/eurostat/databrowser>, 16 Ocak 2022.



A-2 Servo Sürücü

ESCON Feature Comparison Chart



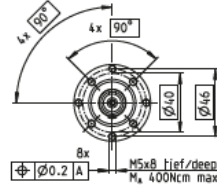
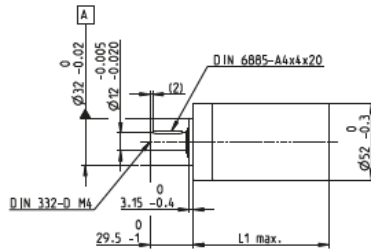
	ESCON 50/5	ESCON 70/10
DC motors up to (continuous / maximum)	250 W / 750 W	700 W / 2100 W
EC motors up to (continuous / maximum)	250 W / 750 W	700 W / 2100 W
Sensors		
	Digital Incremental Encoder (2 channel with or without Line Driver)	Digital Incremental Encoder (2 channel with or without Line Driver)
	DC Tacho	DC Tacho
	Without sensor (DC motors)	Without sensor (DC motors)
	Digital Hall Sensors (EC motors)	Digital Hall Sensors (EC motors)
Operating mode		
	Current controller (torque control), Speed controller (closed and open loop)	Current controller (torque control), Speed controller (closed and open loop)
Electrical data		
Nominal operating voltage V_{CC}	10 - 50 VDC	10 - 70 VDC
Max. output voltage	$0.98 \times V_{CC}$	$0.95 \times V_{CC}$
Max. output current	15 A (<20 s)	30 A (<20 s)
Continuous output current	5 A	10 A
Pulse width modulation frequency	53.6 kHz	53.6 kHz
Sampling rate PI current controller	53.6 kHz	53.6 kHz
Sampling rate PI speed controller	5.36 kHz	5.36 kHz
Max. efficiency	95%	98%
Max. speed (DC)	limited by max. speed (motor) and max. output voltage (controller)	limited by max. speed (motor) and max. output voltage (controller)
Max. speed (EC; 1 pole pair)	150 000 rpm	150 000 rpm
Built-in motor choke	3 x 30 μ H / 5 A	3 x 15 μ H / 10 A
Inputs/Outputs		
Hall sensor signals	H1, H2, H3	H1, H2, H3
Encoder signals	A, A\, B, B\	A, A\, B, B\
Max. encoder input frequency differential (single-ended)	1 MHz (100 kHz)	1 MHz (100 kHz)
Potentiometers	2	2
Digital inputs	2	2
Digital inputs/outputs	2	2
Analog inputs	2	2
Resolution, Range, Circuit	12-bit, -10...+10 V, differential	12-bit, -10...+10 V, differential
Analog outputs	2	2
Resolution, Range, Max. output current	12-bit, -4...+4 V, 1 mA	12-bit, -4...+4 V, 1 mA
Auxiliary voltage output	+5 VDC (IL $\leq$ 10 mA)	+5 VDC (IL $\leq$ 10 mA)
Hall sensor supply voltage	+5 VDC (IL $\leq$ 30 mA)	+5 VDC (IL $\leq$ 30 mA)
Encoder supply voltage	+5 VDC (IL $\leq$ 70 mA)	+5 VDC (IL $\leq$ 70 mA)
Status Indicators	Operation: green LED / Error: red LED	Operation: green LED / Error: red LED
Environmental conditions		
Temperature – Operation	-30...+45°C	-30...+45°C
Temperature – Extended range	+45...+85°C; Derating: -0.111 A/°C	+45...+82°C; Derating: -0.270 A/°C
Temperature – Storage	-40...+85°C	-40...+85°C
Humidity (condensation not permitted)	5...90%	5...90%
Mechanical data		
Weight	Approx. 204 g	Approx. 259 g
Dimensions (L x W x H)	115 x 75.5 x 24 mm	125 x 78.5 x 27 mm
Mounting holes	for screws M4	for screws M4
Part numbers		
	409510 ESCON 50/5	422969 ESCON 70/10
	Order accessories separately, from page 470	Order accessories separately, from page 470

Şekil A.2 Servo sürücü katalog bilgileri

A-3 Redüktör

Planetary Gearhead GP 52 C Ø52 mm, 4–30 Nm

Ceramic Version



M 1:4

Technical Data

Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel
Bearing at output	preloaded ball bearings
Radial play, 12 mm from flange	max. 0.06 mm
Axial play at axial load	< 5 N 0 mm > 5 N max. 0.3 mm
Max. axial load (dynamic)	200 N
Max. force for press fits	500 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	6000 rpm
Recommended temperature range	-15...+80°C
Extended range as option	-40...+100°C
Number of stages	1 2 3 4
Max. radial load, 12 mm from flange	420 N 630 N 900 N 900 N

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers

	223080	223083	223089	223094	223097	223104	223109
Gearhead Data							
1 Reduction	3.5:1	12:1	43:1	91:1	150:1	319:1	546:1
2 Absolute reduction	7/2	49/4	349/8	91	2401/16	637/2	546
10 Mass inertia	20.7 gcm ²	17.6	17.3	16.7	17.3	16.8	16.4
3 Max. motor shaft diameter	10 mm	10	10	10	10	10	10
Part Numbers	223081	223084	223090	223095	223099	223105	223110
1 Reduction	4.3:1	15:1	53:1	113:1	186:1	353:1	676:1
2 Absolute reduction	19/4	81/6	697/12	113	4459/24	2356/11	676
10 Mass inertia	12 gcm ²	16.8	17.2	9.3	17.3	9.4	9.1
3 Max. motor shaft diameter	8 mm	10	10	8	10	8	8
Part Numbers	223085	223091	223096	223101	223106	223111	
1 Reduction	19:1	66:1	126:1	230:1	394:1	756:1	
2 Absolute reduction	169/9	1183/18	126	8281/36	1185/9	756	
10 Mass inertia	9.5 gcm ²	16.7	16.4	16.8	16.7	16.4	
3 Max. motor shaft diameter	8 mm	10	10	10	10	10	
Part Numbers	223086	223092	223098	223102	223107	223112	
1 Reduction	21:1	74:1	156:1	257:1	441:1	936:1	
2 Absolute reduction	21	147/2	156	1029/4	441	936	
10 Mass inertia	16.5 gcm ²	17.2	9.1	17.3	16.5	9.1	
3 Max. motor shaft diameter	10 mm	10	8	10	10	8	
Part Numbers	223087	223093		223103	223108		
1 Reduction	26:1	81:1		285:1	488:1		
2 Absolute reduction	26	2107/27		15379/54	4294/9		
10 Mass inertia	9.1 gcm ²	9.4		16.7	9.4		
3 Max. motor shaft diameter	8 mm	8		10	8		
4 Number of stages	1	2	3	4	4	4	
5 Max. continuous torque	4 Nm	15	30	30	30	30	
6 Max. intermittent torque at gear output	6 Nm	22.5	45	45	45	45	
7 Max. efficiency	91 %	83	75	75	68	68	
8 Weight	460 g	620	770	770	920	920	
9 Average backlash no load	0.6 °	0.8	1.0	1.0	1.0	1.0	
11 Gearhead length L1	49.0 mm	65.0	78.5	78.5	92.0	92.0	



maxon Modular System									
+ Motor	+ Sensor	Page	Brake	Page	Overall length [mm] = Motor length + gearhead length + (sensor/brake) + assembly parts				
EC 45, 150 W	253				160.3	176.3	189.8	189.8	203.3
EC 45, 150 W	253	HEDL 9140	405		175.9	191.9	205.4	205.4	218.9
EC 45, 150 W	253	Res 26	412		160.3	176.3	189.8	189.8	203.3
EC 45, 150 W	253			AB 28	447	167.7	183.7	197.2	210.7
EC 45, 150 W	253	HEDL 9140	405	AB 28	447	184.7	200.7	214.2	227.7
EC 45, 250 W	254				193.1	209.1	222.6	222.6	236.1
EC 45, 250 W	254	HEDL 9140	405		208.7	224.7	238.2	238.2	251.7
EC 45, 250 W	254	Res 26	412		193.1	209.1	222.6	222.6	236.1
EC 45, 250 W	254			AB 28	447	200.5	216.5	230.0	243.5
EC 45, 250 W	254	HEDL 9140	405	AB 28	447	217.5	233.5	247.0	260.5
EC-max 40, 120 W	267				137.1	153.1	166.6	166.6	180.1
EC-max 40, 120 W	267	MR	393		153.0	169.0	182.5	182.5	196.0
EC-max 40, 120 W	267	HEDL 5540	403		160.5	176.5	190.0	190.0	203.5
EC-max 40, 120 W	267			AB 28	445	171.5	187.5	201.0	214.5
EC-max 40, 120 W	267	HEDL 5540	403	AB 28	445	189.8	205.8	219.3	232.8
EC-I 52, 180 W	286				129.1	145.1	158.6	158.6	172.1
EC-I 52, 180 W	286	EASY			142.8	158.8	172.3	172.3	185.8
EC-I 52, 180 W	286	EASY, Absolute			142.8	158.8	172.3	172.3	185.8
EC-I 52, 180 W	286	HEDL 5540			149.8	165.8	179.3	179.3	192.8
EC-I 52, 180 W	286	AEDL 5810			149.8	165.8	179.3	179.3	192.8
EC 60 flat, IP 00	304				89.8	105.8	119.3	119.3	132.8
EC 60 flat, IP 54	304				94.8	110.8	124.3	124.3	137.8
EC 60 flat, IP 00	304	MILE	379		90.8	106.8	120.3	120.3	133.8
EC 60 flat, IP 54	304	MILE	379		94.8	110.8	124.3	124.3	137.8
EC 90 flat, 90 W	305				81.0	97.0	110.5	110.5	124.0
EC 90 flat, 90 W	305	MILE	379		81.0	97.0	110.5	110.5	124.0

April 2016 edition / subject to change

maxon gear 355

Şekil A.3 Motor redüktörü katalog bilgileri

A-4 Enkoder

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



	Stock program	Standard program	Special program (on request)
Part Numbers	110512	110514	110516 110518 X drives
Type			
Counts per turn	500	500	500
Number of channels	3	3	3
Max. operating frequency (kHz)	100	100	100
Max. speed (rpm)	12000	12000	12000
Shaft diameter (mm)	3	4	6



maxon Modular System					
+ Motor	Page	+ Gearhead	Page	+ Brake	Page
EC-max 30, 40 W	224	GP 32, 1.0 - 8.0 Nm	347/350		
EC-max 30, 40 W	224	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	352		
EC-max 30, 40 W	224	GP 32 S	374-378		
EC-max 30, 40 W	224			AB 20	478
EC-max 30, 40 W	224	GP 32, 1.0 - 8.0 Nm	347/350	AB 20	478
EC-max 30, 40 W	224	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	352	AB 20	478
EC-max 30, 40 W	224	GP 32 S	374-378	AB 20	478
EC-max 30, 60 W	225				
EC-max 30, 60 W	225	GP 32, 1.0 - 8.0 Nm	347/350		
EC-max 30, 60 W	225	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	352		
EC-max 30, 60 W	225	GP 42, 3.0 - 15.0 Nm	355		
EC-max 30, 60 W	225			AB 20	478
EC-max 30, 60 W	225	GP 32, 1.0 - 8.0 Nm	347/350	AB 20	478
EC-max 30, 60 W	225	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	352	AB 20	478
EC-max 30, 60 W	225	GP 42, 3.0 - 15.0 Nm	355	AB 20	478
EC-max 40, 70 W	226				
EC-max 40, 70 W	226	GP 42, 3.0 - 15.0 Nm	355		
EC-max 40, 70 W	226			AB 28	479
EC-max 40, 70 W	226	GP 42, 3.0 - 15.0 Nm	355	AB 28	479
EC-max 40, 120 W	227				
EC-max 40, 120 W	227	GP 52, 4.0 - 30.0 Nm	360		
EC-max 40, 120 W	227			AB 28	479
EC-max 40, 120 W	227	GP 52, 4.0 - 30.0 Nm	360	AB 28	479
EC-4pole 22, 90 W	231				
EC-4pole 22, 90 W	231	GP 22/GP 32	337/347		
EC-4pole 22, 90 W	231	GP 32 S	374-378		
EC-4pole 22, 120 W	232				
EC-4pole 22, 120 W	232	GP 22/GP 32	337/347		
EC-4pole 22, 120 W	232	GP 32 S	374-378		

Technical Data	Pin Allocation	Connection example
Supply voltage V_{CC} 5 V $\pm$ 10%	1 N.C.	Encoder, Line Driver, DS26LS31
Typical current draw 55 mA	2 V_{CC}	V_{CC}
Output signal EIA Standard RS 422	3 GND	GND
driver used: DS26LS31	4 N.C.	
Phase shift Φ 90° $\pm$ 45°	5 Channel A	Channel A
Signal rise time (typically, at $C_L = 25$ pF, $R_L = 2.7$ k Ω , 25 °C) 180 ns	6 Channel A	Channel A
Signal fall time (typically, at $C_L = 25$ pF, $R_L = 2.7$ k Ω , 25 °C) 40 ns	7 Channel B	Channel B
Index pulse width 90°	8 Channel B	Channel B
Operating temperature range -40...+100 °C	9 Channel T (Index)	Channel T
Moment of inertia of code wheel ≤ 0.6 gcm ²	10 Channel I (Index)	Channel I
Max. angular acceleration 250 000 rad s ⁻²		
Output current per channel ± 20 mA		

The index signal I is synchronized with channel A or B.

June 2018 edition / subject to change

maxon sensor 433

Şekil A.4 Enkoder katalog bilgileri

A-5 Konik Dişli Seti

22430 Konik dişli çarklar, çelik, aktarma oranı 1:3 frezelenmiş dişli tertibatı, düz dişli, kavrama açısı 20°

norelem

Ürün açıklaması/Ürün resimleri



Açıklama

Malzeme:

Çelik 1.0503 (C45).

Model:

Frezelenmiş dişli tertibatı, düz dişli.

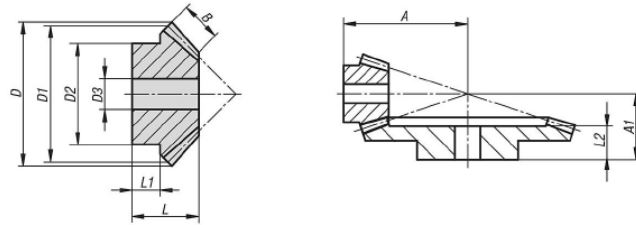
Kavrama açısı 20°, kaplamasız.

Aks açısı = 90°.

Sipariş bilgisi:

Konik dişliler, parça parça teslim edilir. Bir konik dişli çifti almak için lütfen belirtilen karşı dişliyi de sipariş edin.

Çizimler

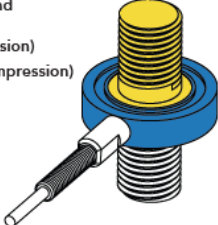
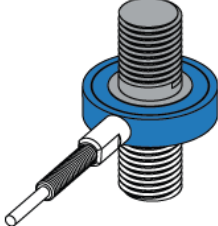


Ürünler genel bakış

Sipariş numarası	Aktarm oranı	Modül	Diş sayısı	A	A1	B	D	D1	D2	D3	L	L1	L2	uygun karşı dişli
22430-010130015	1:3	1	15	32	-	7,1	17,7	15	13,3	4	16,6	9,3	-	22430-010130045
22430-010130045	1:3	1	45	-	22	7,1	45,3	45	25,3	8	17,1	10	15	22430-010130015
22430-015130015	1:3	1,5	15	46	-	10,5	26,5	22,5	19,3	8	22,6	11,7	-	22430-015130045
22430-015130045	1:3	1,5	45	-	37	10,5	68,1	67,5	45,3	14	29,6	20	27	22430-015130015
22430-020130015	1:3	2	15	60	-	14	35,4	30	25,3	8	28,9	14,2	-	22430-020130045
22430-020130045	1:3	2	45	-	42	14	90,8	90	45,3	15	32,1	20	29	22430-020130015
22430-025130015	1:3	2,5	15	73	-	18	44,2	37,5	32,3	12	34,6	15,9	-	22430-025130045
22430-025130045	1:3	2,5	45	-	52	18	113,4	112,5	60,3	20	39,7	25	36	22430-025130015
22430-030130015	1:3	3	15	88	-	21	53	45	40,3	15	41,3	19,7	-	22430-030130045
22430-030130045	1:3	3	45	-	62	21	136,1	135	60,3	20	47,2	30	42,5	22430-030130015

Şekil A.5 Konik dişli seti katalog bilgileri

A-6 Kuvvet Sensörü

	MODEL LCM200 Miniature Threaded In Line Load Cell																																																														
	<table> <tr> <th colspan="2">SPECIFICATIONS</th></tr> <tr> <th colspan="2">PERFORMANCE</th></tr> <tr> <td>Nonlinearity</td><td>±0.5% of RO</td></tr> <tr> <td>Hysteresis</td><td>±0.5% of RO</td></tr> <tr> <td>Nonrepeatability</td><td>±0.1% of RO</td></tr> <tr> <th colspan="2">ELECTRICAL</th></tr> <tr> <td>Rated Output (RO)</td><td>1 mV/V nom (250 lb) 2 mV/V nom</td></tr> <tr> <td>Excitation (VDC or VAC)</td><td>15 max</td></tr> <tr> <td>Bridge Resistance</td><td>350 Ohm nom</td></tr> <tr> <td>Insulation Resistance</td><td>≥500 MOhm @ 50 VDC</td></tr> <tr> <td>Connection</td><td>#29 AWG, 4 conductor, spiral shielded Teflon cable 10 ft [3 m] long</td></tr> <tr> <td>Wiring/Connector Code</td><td>WC1</td></tr> <tr> <th colspan="2">MECHANICAL</th></tr> <tr> <td>Weight (approximate)</td><td>0.6 oz [17 g]</td></tr> <tr> <td>Safe Overload</td><td>150% of RO</td></tr> <tr> <td>Deflection</td><td>0.001 in [0.025 mm] nom</td></tr> <tr> <td>Material</td><td>17-4 PH stainless-steel</td></tr> <tr> <td>IP Rating</td><td>IP64</td></tr> <tr> <th colspan="2">TEMPERATURE</th></tr> <tr> <td>Operating Temperature</td><td>−60 to 285°F (−51 to 140°C)</td></tr> <tr> <td>Compensated Temperature</td><td>60 to 250°F (15 to 121°C)</td></tr> <tr> <td>Temperature Shift Zero</td><td>±0.01% of RO/°F (±0.018 of RO/°C)</td></tr> <tr> <td>Temperature Shift Span</td><td>±0.02% of Load/°F (±0.036 of Load/°C)</td></tr> <tr> <th colspan="2">CALIBRATION</th></tr> <tr> <td>Calibration Test Excitation</td><td>10 VDC</td></tr> <tr> <td>Calibration (standard)</td><td>5-pt Tension</td></tr> <tr> <td>Calibration (available)</td><td>5-pt Compression</td></tr> <tr> <td>Shunt Calibration Value</td><td>60.4 kOhm, 100 kOhm (250 lb)</td></tr> <tr> <th colspan="2">CONFORMITY</th></tr> <tr> <td>RoHS</td><td>EU 2015/863</td></tr> <tr> <td>CE</td><td>EN55011; EN61326-1</td></tr> </table>	SPECIFICATIONS		PERFORMANCE		Nonlinearity	±0.5% of RO	Hysteresis	±0.5% of RO	Nonrepeatability	±0.1% of RO	ELECTRICAL		Rated Output (RO)	1 mV/V nom (250 lb) 2 mV/V nom	Excitation (VDC or VAC)	15 max	Bridge Resistance	350 Ohm nom	Insulation Resistance	≥500 MOhm @ 50 VDC	Connection	#29 AWG, 4 conductor, spiral shielded Teflon cable 10 ft [3 m] long	Wiring/Connector Code	WC1	MECHANICAL		Weight (approximate)	0.6 oz [17 g]	Safe Overload	150% of RO	Deflection	0.001 in [0.025 mm] nom	Material	17-4 PH stainless-steel	IP Rating	IP64	TEMPERATURE		Operating Temperature	−60 to 285°F (−51 to 140°C)	Compensated Temperature	60 to 250°F (15 to 121°C)	Temperature Shift Zero	±0.01% of RO/°F (±0.018 of RO/°C)	Temperature Shift Span	±0.02% of Load/°F (±0.036 of Load/°C)	CALIBRATION		Calibration Test Excitation	10 VDC	Calibration (standard)	5-pt Tension	Calibration (available)	5-pt Compression	Shunt Calibration Value	60.4 kOhm, 100 kOhm (250 lb)	CONFORMITY		RoHS	EU 2015/863	CE	EN55011; EN61326-1
SPECIFICATIONS																																																															
PERFORMANCE																																																															
Nonlinearity	±0.5% of RO																																																														
Hysteresis	±0.5% of RO																																																														
Nonrepeatability	±0.1% of RO																																																														
ELECTRICAL																																																															
Rated Output (RO)	1 mV/V nom (250 lb) 2 mV/V nom																																																														
Excitation (VDC or VAC)	15 max																																																														
Bridge Resistance	350 Ohm nom																																																														
Insulation Resistance	≥500 MOhm @ 50 VDC																																																														
Connection	#29 AWG, 4 conductor, spiral shielded Teflon cable 10 ft [3 m] long																																																														
Wiring/Connector Code	WC1																																																														
MECHANICAL																																																															
Weight (approximate)	0.6 oz [17 g]																																																														
Safe Overload	150% of RO																																																														
Deflection	0.001 in [0.025 mm] nom																																																														
Material	17-4 PH stainless-steel																																																														
IP Rating	IP64																																																														
TEMPERATURE																																																															
Operating Temperature	−60 to 285°F (−51 to 140°C)																																																														
Compensated Temperature	60 to 250°F (15 to 121°C)																																																														
Temperature Shift Zero	±0.01% of RO/°F (±0.018 of RO/°C)																																																														
Temperature Shift Span	±0.02% of Load/°F (±0.036 of Load/°C)																																																														
CALIBRATION																																																															
Calibration Test Excitation	10 VDC																																																														
Calibration (standard)	5-pt Tension																																																														
Calibration (available)	5-pt Compression																																																														
Shunt Calibration Value	60.4 kOhm, 100 kOhm (250 lb)																																																														
CONFORMITY																																																															
RoHS	EU 2015/863																																																														
CE	EN55011; EN61326-1																																																														
FEATURES - Minimal mounting clearance 17-4 stainless-steel construction - For use in both tension and compression - Accessories and related instruments available Non-loading surface, do not contact Active End Fixed End + Output (tension) − Output (compression)  																																																															

Şekil A.6 Kuvvet sensörü katalog bilgileri

A-7 Sensör Sinyal Yükseltici

FUTEK
ADVANCED SENSOR TECHNOLOGY, INC.

MODEL IAA100
Analog Amplifier with Voltage Output



FEATURES

- Bipolar Output, Differential Input
- ± 5 or ± 10 VDC Outputs
- Bridge Excitation: 5 or 10 VDC (DIP Switch)
- Ranges: 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0, 10.0 mV/V (DIP Switch)
- 256 Selectable Shunt Combinations: 30k Ω , 43.7k Ω , 60.4k Ω , 87.6k Ω , 100k Ω , 150k Ω , 300k Ω , 432k Ω (DIP Switch)
- Externally Accessible Shunt Cal Activation Button
- Digitally Controlled Remote Shunt
- Internal Span and Offset Potentiometers
- Sensor Polarity Reversal DIP Switch
- Zero Shift DIP Switch
- IPC-A-610 Class 3 Assembly (Aerospace and Medical Grade Devices)

IMPORTANT NOTE: DO NOT CONNECT DEVICE TO POWER SUPPLY WHEN POWER SUPPLY IS ALREADY ON



SPECIFICATIONS

PARAMETER	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Power Supply	16		26	VDC
Current Consumption		30 ¹	100	mA
Load Impedance	14000			Ohm
Sensor Impedance	350/75 ⁴		5000	Ohm
Bandwidth (Setting 1)		1000		Hz
Bandwidth (Setting 2)		10000 ²		Hz
Bandwidth (Setting 3)		25000 ³		Hz
Common Mode Rejection Ratio	120			dB
Noise		10		mVp-p
Output Span range	-10		10	% of FSR
Output Zero range	-10		10	% of FSR
Gain Drift with Temperature	-25		25	PPM of FSR
Nonlinearity	0.01		0.01	% of FSR
Zero Drift with Temperature	-25		25	PPM of FSR
Operating Temperature	32 [0]		158 [70]	°F [°C]
Storage Temperature	-40 [-40]		185 [85]	°F [°C]
Relative Humidity		95% at 100 [39]		°F [°C]

PHYSICAL FEATURES

Material	Stainless steel cover with aluminum body fastened by magnets
Protection	IP50
Weight (approx.)	0.23 lb (104 g)
Power	LED Indicated

CONFORMITY

RoHS	2011/65/EU
CE	EN61326-1:2013; EN55011:2009 (Amended by A1:2010)

¹ Stand-alone current consumption. Adding the strain gauge and output current will increase current consumption

² Only for Sensitivity of 1.0 mV/V or Greater

³ Only for Sensitivity of 1.5 mV/V or Greater

⁴ 350 Ohms for 5 V excitation and 75 Ohms for 10 V excitation

Sensor Solution Source
Load · Torque · Pressure · Multi-Axis · Calibration · Instruments · Software
www.futek.com



RoHS



Şekil A.7 Kuvvet sensörü sinyal yükseltici katalog bilgileri

A-8 Gerçek-Zamanlı Kontrol ve Veri Toplama Kartı



REAL-TIME
CONTROL & DATA ACQUISITION



- ✓ USB 2.0 full-speed interface, USB 3.0 compatible
- ✓ MATLAB/Simulink Desktop Real Time Libraries
- ✓ Up to 2 KHz control loop frequency
- ✓ Compatible with Windows 7, 8, 8.1 and 10
- ✓ USB bus powered
- ✓ External power input option for motor driver (6 - 48V)
- ✓ All inputs and outputs are protected from ESD, reverse/over voltage and over current
- ✓ For more info visit www.v-daq.com



Quadrature Encoder Inputs

Number of Inputs : 2
Sensor Supply : 5V
Counter Size : 32 bits
Max. Count Freq. : 1 MHz

PWM Outputs

Number of Outputs : 4
Resolution : 16 bits (depends on freq.)
Voltage Level : Selectable 3.3V / 5V
Max. Freq. : 65 KHz

Digital Inputs

Number of Inputs : 8
Voltage Level : Selectable 3.3V / 5V
Leakage Current : $\pm 2 \mu\text{A}$

Digital Outputs

Number of Outputs : 8
Voltage Level : Selectable 3.3V / 5V
Max. Drive Current : 4 mA (per channel)

Analog Inputs

Number of Inputs : 4 Single-Ended or 2 Differential
Input Range : $\pm 12\text{V}$, $\pm 6\text{V}$, $\pm 3\text{V}$ (Single-Ended)
 $\pm 24\text{V}$, $\pm 12\text{V}$, $\pm 6\text{V}$ (Differential)
Resolution : 16 bits
SNR + Distortion : 91 dB ($\pm 24\text{V}$ Differential)
83 dB ($\pm 3\text{V}$ Single-Ended)
INL : ± 1 LSB (Typ)
Offset Error : ± 2 mV (Typ)
Gain Error : ± 1 %FSR (Max)

Analog Outputs

Number of Outputs : 4
Output Range : 0-5V, 0-10V, 0-10.8V
 $\pm 5\text{V}$, $\pm 10\text{V}$, $\pm 10.8\text{V}$
Resolution : 16 bits
INL : ± 16 LSB (Max)
Offset Error : ± 6 mV (Max)
Gain Error : ± 0.08 %FSR (Max)
DC Output Impedance : 0.5 Ω
Capacitive Load Stability : 4000 pF
Max. Load : 2 k Ω
Short-Circuit Current : 20 mA
Slew Rate : 3.5 V/ μs
Output Noise : 80 μV RMS (@100 kHz)

Integrated Motor Driver

Number of Drivers : 2 Brushed DC or 1 Stepper
Voltage Range : 6-48 V Wide Input Range
Max. Drive Current : 2A (per driver)

Relay Output (Solid State)

Number of Outputs : 2
Blocking Voltage : 60 V (Max.)
Max. Load Current : 700 mA
Isolation : 1500 Vrms Input/Output

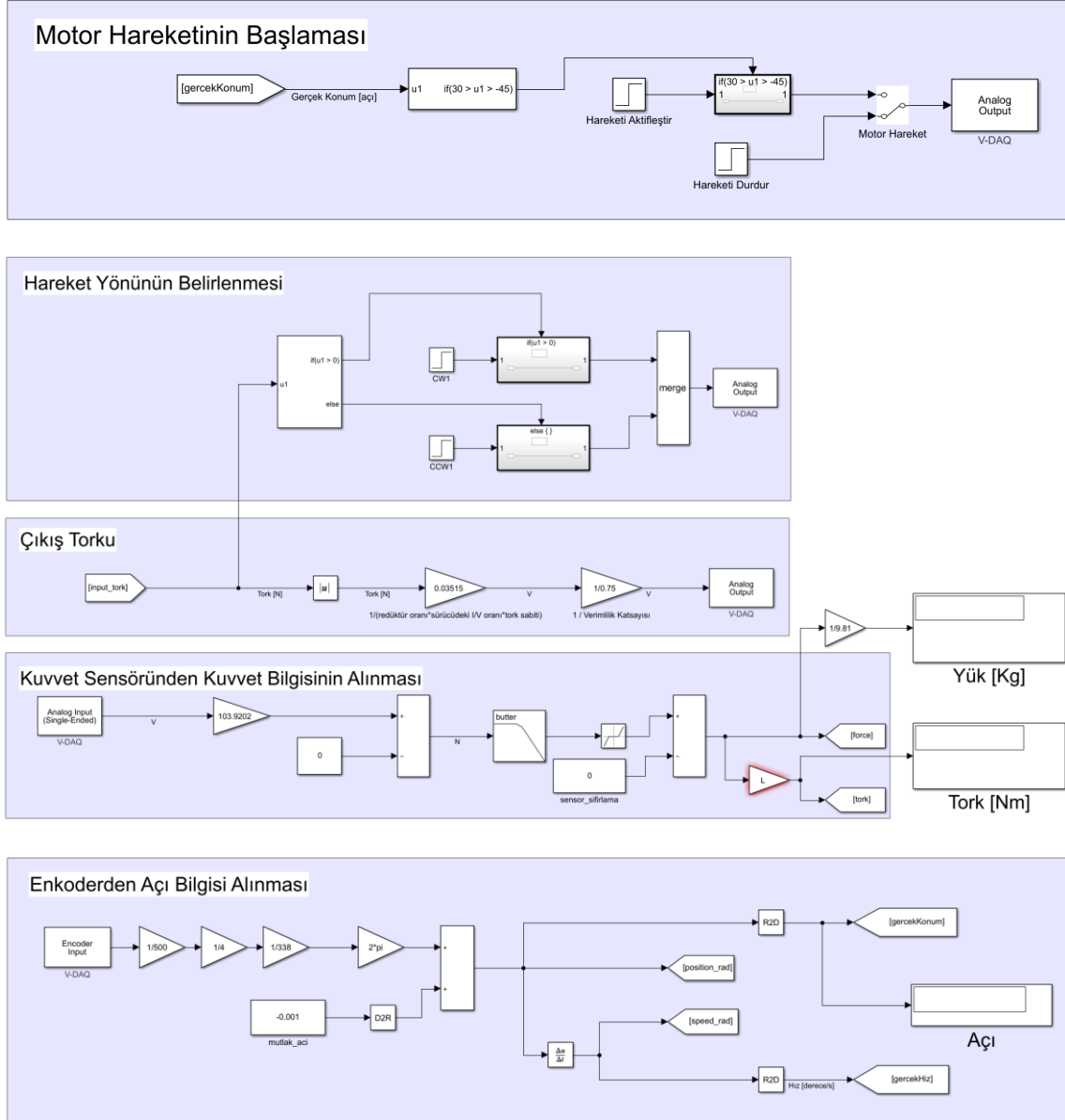


Şekil A.8 Gerçek-zamanlı kontrol ve veri toplama kartı katalog bilgileri

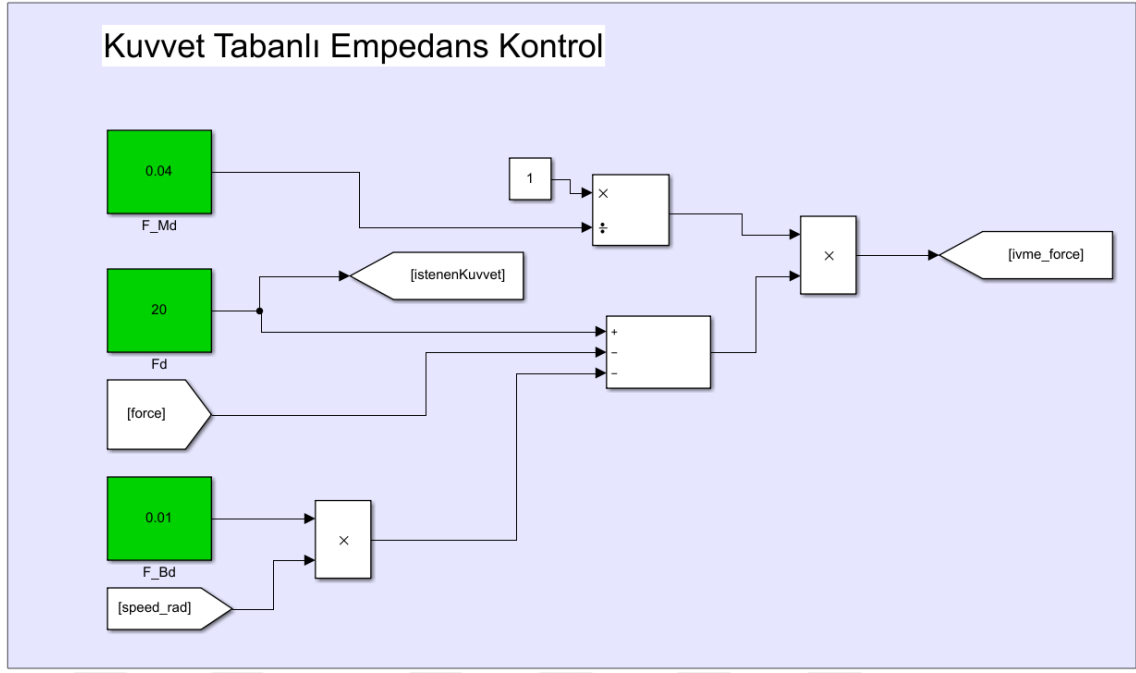
B

MATLAB SİMULİNK DİYAGRAMLARI

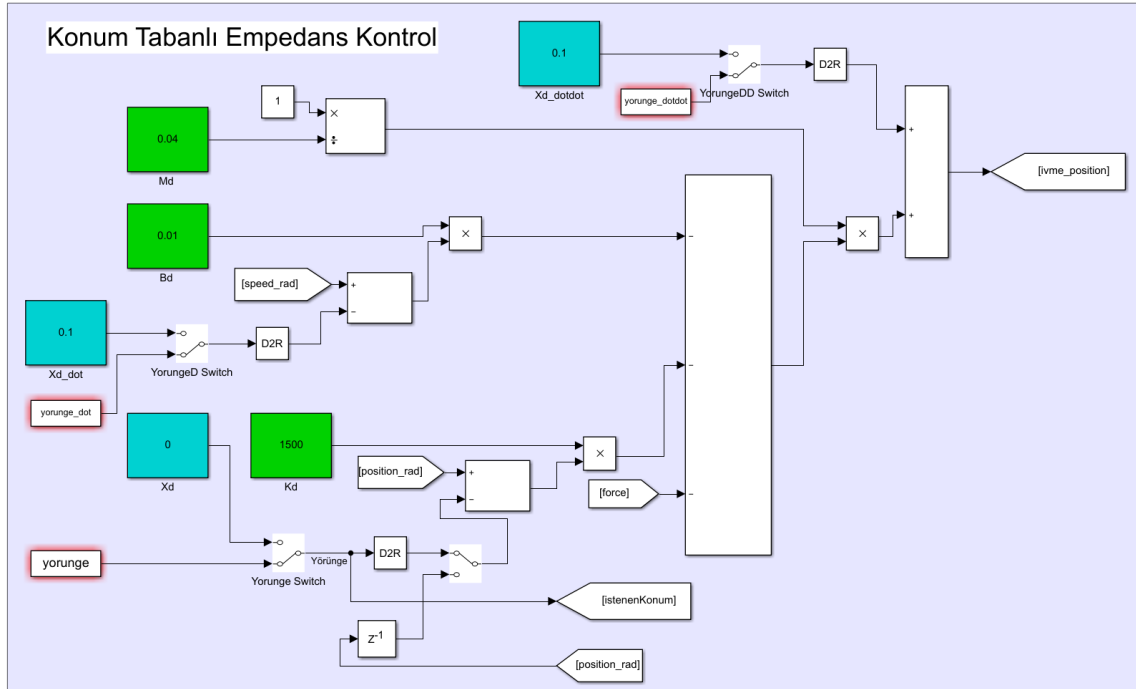
B-1 Hibrit Empedans Kontrol Diyagramları



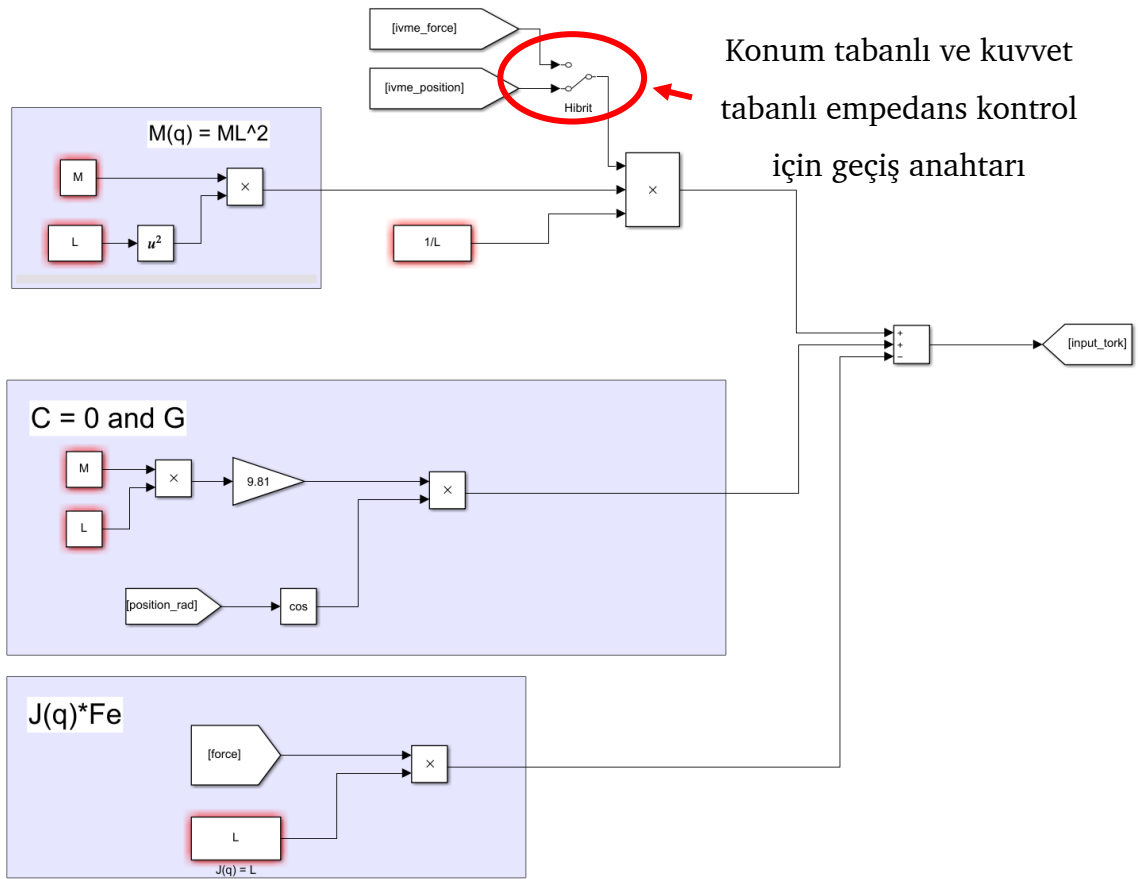
Şekil B.1 Motor hareketi, hareket yönü, çıkış torku, kuvvet sensörü ve enkoder ile ilgili diyagramlar



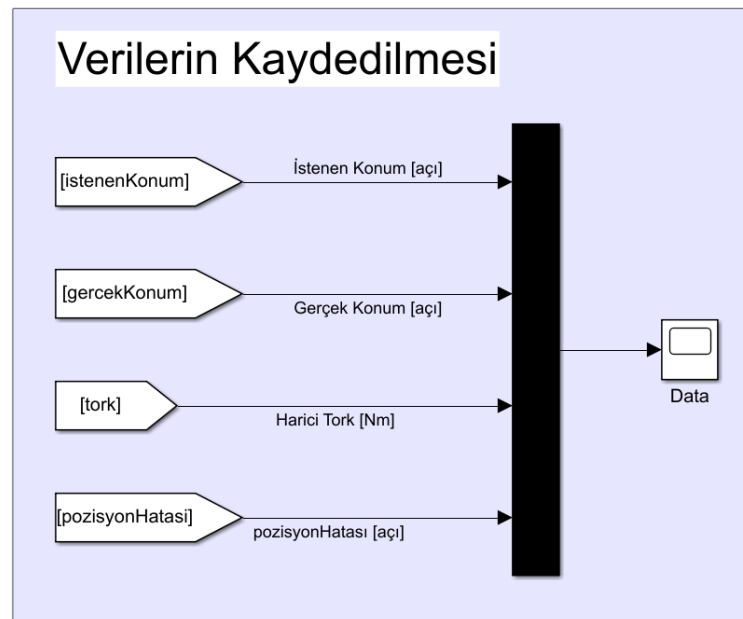
Şekil B.2 Kuvvet tabanlı empedans kontrol diyagramı



Şekil B.3 Konum tabanlı empedans kontrol diyagramı



Şekil B.4 Atalet, yer çekimi, harici kuvvet ve hibrit empedans kontrol geçiş anahtarı ile ilgili diyagramlar



Şekil B.5 Verilerin kaydedilmesi ile ilgili diyagramlar

PASİF GERME EGZERSİZİ YÖRÜNGE OLUŞTURMA KODLARI

C-1 Pasif Germe Yörüngesi Konum, Hız ve İvme Matlab Kodları

```
function [yorunge] = yorunge_germe_hesapla(hiz, tekrar_sayisi,
dorsi_aci, plantar_aci, germe_suresi, durma_suresi)

%Bu fonksiyon girilen parametrelere bağlı olarak bir yörünge vektörü
%oluşturur. Yörünge vektöründe negatif büyüklük plantarfleksiyon,
pozitif büyüklük ise dorsifleksiyon değerlerini göstermektedir.

t_plantar = 2 * plantar_aci / hiz;
t_dorsi = 2 * dorsi_aci / hiz;

t = [t_plantar/2:0.001:t_plantar];
baslangic = plantar_aci * sin(pi * -t / t_plantar);

t = [0:0.001:t_dorsi/2];
dorsi_yorunge = dorsi_aci * sin(pi * t / t_dorsi);

t = [0:0.001:germe_suresi];
dorsi_yorunge_germe = dorsi_aci + t*0;

t = [t_dorsi/2:0.001:t_dorsi];
dorsi_yorunge_son = dorsi_aci * sin(pi * t / t_dorsi);

t = [0:0.001:t_plantar/2];
plantar_yorunge = plantar_aci * sin(pi * -t / t_plantar);

t = [0:0.001:durma_suresi];
```

```

dorsi_yorunge_durma = -plantar_aci + t*0;

birlesmis_yorunge = [];

for i = 1:tekrar_sayisi

    birlesmis_yorunge = [birlesmis_yorunge, baslangic, dorsi_yorunge,
dorsi_yorunge_germe, dorsi_yorunge_son, plantar_yorunge,
dorsi_yorunge_durma];

end

time = transpose([0:0.001:(length(birlesmis_yorunge) - 1) / 1000]);
values = struct('values', transpose(birlesmis_yorunge));
yorunge = struct('signals', values, 'time', time);

egzersiz_suresi = (t_plantar + t_dorsi + germe_suresi +
durma_suresi)*tekrar_sayisi

save('egzersiz_suresi', 'egzersiz_suresi');

evalin('base','load egzersiz_suresi.mat');

function [yorunge_dot] = yorunge_germe_d_hesapla(hiz, tekrar_sayisi,
dorsi_aci, plantar_aci, germe_suresi, durma_suresi)

t_plantar = 2 * plantar_aci / hiz;

t_dorsi = 2 * dorsi_aci / hiz;

t = [t_plantar/2:0.001:t_plantar];

baslangic = - plantar_aci * (pi / t_plantar) * cos(pi * t /
t_plantar);

t = [0:0.001:t_dorsi/2];

dorsi_yorunge = dorsi_aci * (pi / t_dorsi) * cos(pi * t / t_dorsi);

t = [0:0.001:germe_suresi];

```

```

dorsi_yorunge_germe = t*0;

t = [t_dorsi/2:0.001:t_dorsi];
dorsi_yorunge_son = dorsi_aci * (pi / t_dorsi) * cos(pi * t / t_dorsi);

t = [0:0.001:t_plantar/2];
plantar_yorunge = - plantar_aci * (pi / t_plantar) * cos(pi * t /
t_plantar);

t = [0:0.001:durma_suresi];
dorsi_yorunge_durma = t*0;

birlesmis_yorunge = [];
for i = 1:tekrar_sayisi
    birlesmis_yorunge = [birlesmis_yorunge, baslangic, dorsi_yorunge,
dorsi_yorunge_germe, dorsi_yorunge_son, plantar_yorunge,
dorsi_yorunge_durma];
end

time = transpose([0:0.001:(length(birlesmis_yorunge) - 1) / 1000]);
values = struct('values', transpose(birlesmis_yorunge));
yorunge_dot = struct('signals', values, 'time', time);

function [yorunge_dotdot] = yorunge_germe_dd_hesapla(hiz,
tekrar_sayisi, dorsi_aci, plantar_aci, germe_suresi, durma_suresi)

t_plantar = 2 * plantar_aci / hiz;
t_dorsi = 2 * dorsi_aci / hiz;

```

```

t = [t_plantar/2:0.001:t_plantar];

baslangic = plantar_aci * (pi / t_plantar)^2 * sin(pi * t /
t_plantar);

t = [0:0.001:t_dorsi/2];

dorsi_yorunge = - dorsi_aci * (pi / t_dorsi)^2 * sin(pi * t /
t_dorsi);

t = [0:0.001:germe_suresi];

dorsi_yorunge_germe = t*0;

t = [t_dorsi/2:0.001:t_dorsi];

dorsi_yorunge_son = - dorsi_aci * (pi / t_dorsi)^2 * sin(pi * t /
t_dorsi);

t = [0:0.001:t_plantar/2];

plantar_yorunge = plantar_aci * (pi / t_plantar)^2 * sin(pi * t /
t_plantar);

t = [0:0.001:durma_suresi];

dorsi_yorunge_durma = t*0;

birlesmis_yorunge = [];

for i = 1:tekrar_sayisi

    birlesmis_yorunge = [birlesmis_yorunge, baslangic, dorsi_yorunge,
dorsi_yorunge_germe, dorsi_yorunge_son, plantar_yorunge,
dorsi_yorunge_durma];

end

time = transpose([0:0.001:(length(birlesmis_yorunge) - 1) / 1000]);

values = struct('values', transpose(birlesmis_yorunge));

yorunge_dotdot = struct('signals', values, 'time', time);

```

D

ETİK KURULU ONAYI

D-1 Etik Kurulu Onay Belgesi


* B E N D 7 V 2 9 D *



T.C.
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı :83045809-604.01.02-
Konu :Doç.Dr.Erhan AKDOĞAN'ın
etik kurul kararı F-01

FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

İlgi : 13.05.2020 tarihli, 61543 sayılı yazı

Anabilim Dalınız öğretim üyesi **Doç.Dr.Tuğçe Özekli MISIRLIOĞLU** ve **Doç.Dr.Deniz PALAMAR**'ın danışmanlıklarında **Doç.Dr.Erhan AKDOĞAN**'ın yürütücülüğünde "**Bir Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotunun Geliştirilmesi**" başlıklı araştırma hakkında ilgi yazınız ve ekleri **21 Mayıs 2020** tarihinde toplanan Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca müzakere edilmiş olup;Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Desteği alınması koşuluyla etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilgilerinize rica ederim.

e-İmzalı
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR
Başkan

e-İmzalı
Prof. Dr. Ömer Fehmi TABAK
Bölüm Başkanı

NOT:Yönetmelik gereği Sonuç Raporunun ve Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Desteği onay belgesinin Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna iletilmesi gerekmektedir.

EK :
1 dosya elden teslim edilecektir.

Şekil D.1 Etik kurulu onay belgesi

E

HASTA İZLEM FORMU

E-1 Hasta İzlem Formu

İ.Ü. CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ

FİZİKSEL TIP VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

BİR AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOTUNUN GELİŞTİRİLMESİ ARAŞTIRMASI İÇİN İZLEM
FORMU

TARİH:

HASTA NO:

Adı Soyadı:

Cinsiyeti: ☐Kadın ☐Erkek

Boy: Kilo: Ayak Tabanı Genişliği: Ayak Tabanı Boyu:

Ayak Bileği Eklem Yüksekliği:

Doğum tarihi:

Meslek:

Eğitim: ☐İlk ☐Orta ☐Lise ☐Üniversite ☐Lisansüstü

Telefon:

YAKINMASI:

.....

.....

.....

ÖYKÜSÜ:

Olay tarihi:

Etiyoloji

Lezyon yeri:

Dominant el: ☐Sağ ☐Sol

Etkilenen vücut yarısı: ☐Sağ ☐Sol

ÖZGEÇMİŞ:

Daha önce spastisitesi için aldığı tedaviler:

.....

FİZİK MUAYENE:

<u>Ayak Bileği</u>		<u>TÖ</u> <u>(1.Gün)</u>	<u>TS</u> <u>(1.Gün)</u>	<u>TÖ</u> <u>(2. hafta)</u>	<u>TS</u> <u>(2. hafta)</u>	<u>TÖ</u> <u>(1. ay)</u>	<u>TS</u> <u>(1. ay)</u>	<u>TÖ</u> <u>(3. ay)</u>	<u>TS</u> <u>(3. ay)</u>
<u>SAĞ</u>	<u>ROM-PF</u>								
<u>SOL</u>	<u>ROM-PF</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>ROM-DF</u>								
<u>SOL</u>	<u>ROM-DF</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>DF için Kas Kuvveti</u>								
<u>SOL</u>	<u>DF için Kas Kuvveti</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>PF için Kas Kuvveti</u>								
<u>SOL</u>	<u>PF için Kas Kuvveti</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>PF Modifiye Ashworth</u>								
<u>SOL</u>	<u>DF Modifiye Ashworth</u>								

ROBOTİK DEĞERLENDİRME:

<u>Ayak Bileği</u>		<u>TÖ</u> (1.Gün)	<u>TS</u> (1.Gün)	<u>TÖ</u> (2. hafta)	<u>TS</u> (2. hafta)	<u>TÖ</u> (1. ay)	<u>TS</u> (1. ay)	<u>TÖ</u> (3. ay)	<u>TS</u> (3. ay)
<u>SAĞ</u>	<u>ROM-PF</u>								
<u>SOL</u>	<u>ROM-PF</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>ROM-DF</u>								
<u>SOL</u>	<u>ROM-DF</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>DF için mak izometrik tork</u>								
<u>SOL</u>	<u>DF için mak izometrik tork</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>PF için mak izometrik tork</u>								
<u>SOL</u>	<u>PF için mak izometrik tork</u>								
<u>SAĞ</u>	<u>Performans puanı</u>								
<u>SOL</u>	<u>Performans puanı</u>								

Konferans Bildirisi

1. E. Yıldırım, E. Akdoğan & T. Özekli Mısırlıoğlu, “Development of an Ankle Rehabilitation Robot”, *International Eurasian Conference on Biotechnology and Biochemistry*, pp. 670-680, December 2020.

