



**REHABİLİTASYON AMAÇLI ROBOTLAR İÇİN SERİ ELASTİK
EYLEYİCİ TASARIMI VE EMPEDANS KONTROLÜ**

Yıldırım ÜLGER

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2019

Yıldırım ÜLGER tarafından hazırlanan “REHABİLİTASYON AMAÇLI ROBOTLAR İÇİN SERİ ELASTİK EYLEYİCİ TASARIMI VE EMPEDANS KONTROLÜ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Mehmet Arif ADLI

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

.....

Başkan: Prof. Dr. Nizami AKTÜRK

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

.....

Üye: Doç. Dr. Arif ANKARALI

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

.....

Tez Savunma Tarihi: 28 / 06 / 2019

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Prof. Dr. Sena YAŞYERLİ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Yıldırım ÜLGER

28 / 06 / 2019

REHABİLİTASYON AMAÇLI ROBOTLAR İÇİN SERİ ELASTİK EYLEYİCİ TASARIMI VE EMPEDANS KONTROLÜ

(Yüksek Lisans Tezi)

Yıldırım ÜLGER

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2019

ÖZET

Bu tez çalışması kapsamında, insan ayak bileği rehabilitasyonunda kullanılmak amacıyla doğrusal bir seri elastik eyleyicinin tasarımı, üretimi, empedans kontrolü ve değerlendirmesi yapılmıştır. Eyleciyi bir DC motor, kontrol sistemi, sistem girdileri ve elastik bir eleman olarak yaydan meydana gelmektedir. Eyleyicinin ihtiva ettiği elastik eleman sayesinde sağladığı düşük empedans onu rehabilitasyon amaçlı robotik sistemler için uygun hale getirmektedir. Bununla birlikte bu empedans değerinin kontrolü sağlanarak, eyleyicinin hastaya uyumlu davranabilmesi ve hastanın tedavi sürecindeki değişimine ayak uydurabilmesi amaçlanmıştır. İnsan ayak bileği rehabilitasyonunda kullanılması amacıyla geliştirilen eyleyici için bir test düzeneği kurulmuştur. İçerisinde, 750 N/m yay katsayısına sahip 4 adet yay bulunduran eyleyicinin uç işlevcisi doğrudan orteze bağlanmıştır. Ayak bileğinin hareketine bağlı olarak oluşan temas kuvveti, yayda oluşan deformasyonun bir konum sensörü ile ölçülerek bulunmaktadır. Kullanıcı ve eyleyici arasındaki arayüz temas kuvveti, aktif empedans yöntemi ile kontrol ve test edilmiştir.

Bilim Kodu : 91430

Anahtar Kelimeler : Seri elastik eyleyici, empedans kontrol, kuvvet kontrolü, aktif ortez, alt ekstremité rehabilitasyonu

Sayfa Adedi : 76

Danışman : Prof. Dr. Mehmet Arif ADLI

DESIGN AND IMPEDANCE CONTROL OF A SERIES ELASTIC ACTUATOR FOR
REHABILITATION ROBOTS

(M. Sc. Thesis)

Yıldırım ÜLGER

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

June 2019

ABSTRACT

Within the scope of this thesis study, design, manufacturing, impedance control and evaluation of a linear series of elastic actuators for human ankle rehabilitation are performed. The actuator consist of a DC motor, control system, system inputs and an elastic element. The low impedance provided by the elastic element of the actuator makes it suitable for robotic systems for rehabilitation. However, by controlling the impedance value, it is aimed that the actuator is able to be compliant with the patient and to keep up with the change in the treatment process of the patient. A test set-up has been established for the actuator which is developed for human ankle rehabilitation. The end effector of the actuator which includes 4 springs is connected directly to the orthosis which has spring constant of 750 N/m. The contact force generated by the motion of the ankle is found by measuring the spring deflection by means of a position sensor. Contact force between the user and the actuator is controlled and tested by the active impedance method.

Science Code : 91430

Key Words : Series elastic actuator, impedance control, force control, aktive orthosis, lower extremity rehabilitation

Page Number : 76

Supervisor : Prof. Dr. M. Arif ADLI

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında ve tamamlanmasında, kıymetli zamanı ayırarak, ilgi ve desteğini hiç bir zaman esirgemeyen, değerli bilgilerini benimle paylaşan danışman hocam sayın Prof. Dr. M. Arif ADLI'ya teşekkür ediyor ve şükranlarımı sunuyorum. Yine bu tez çalışmasının başından sonuna kadar bana destek olan ve hayatımın her evresinde yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	3
2.1. İnsan Robot Etkileşimi	3
2.2. Uyumlu Eyleyiciler.....	5
2.3. Empedans Kontrol Teorisi	7
3. ROBOTİK REHABİLİTASYON	11
3.1. İnsan Yürüyüş Döngüsünün Karakteristiği	11
3.2. İnsan Ayak Bileği Biyomekaniği.....	11
3.3. Rehabilitasyon Robotları	12
4. SERİ ELASTİK EYLEYİCİ.....	15
4.1. Seri Elastiklik.....	15
4.2. Seri Elastik Eyleyici Çalışma Prensibi	16
4.3. Seri Elastik Eyleyici Kontrol Yöntemleri.....	20
4.4. Seri elastik Eyleyici Tasarımı	21
4.4.1. Sürücü sistemi tasarımı	22
4.4.2. Seri elastik eyleyici yapısal tasarımı.....	22

Sayfa

5. SERİ ELASTİK EYLEYİCİNİ GENEL DİNAMİK DENKLEMLERİ	28
5.1. Seri Elastik Eyleyici Açık Çevrim Dinamik Denklemi	29
5.2. Seri Elastik Eyleyici Kapalı Çevrim Dinamik Denklemi	31
5.2.1. Seri elastik eyleyici kapalı çevrim denklemi	33
5.2.2. Seri elastik eyleyici çıkış empedansı.....	33
5.2.3. Açık, kapalı çevrim ve empedansın boyutsuz olarak incelenmesi.....	34
5.2.4. Seri elastik eyleyici uç işlevci yük kuvvetleri.....	36
6. SERİ ELASTİK EYLEYİCİ KONTROLÜ	39
6.1. Seri Elastik Eyleyicinin Kuvvet Kontrolü	39
7. EMPEDANS KONTROL	43
7.1. Aktif Empedans Kontrolü Dinamik Modeli	43
7.2. Aktif Empedans Kontrol Yöntemi.....	44
8. ORTEZ TASARIMI	49
9. SİMULASYON VE DENEYSEL SONUÇLAR	53
9.1. PID Kuvvet Kontrolü Deneysel Sonuçları	53
9.2. Aktif Empedans Kontrolü Deneysel Sonuçları.....	54
10. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	57
KAYNAKLAR	59
EKLER	63
EK-1. Seri elastik eyleyici parça listesi.	64
EK-2. Seri elastik eyleyici boyutlandırılması.	65
EK-3. Kullanılan dc motor ve optikal enkoder teknik resimleri.	66
EK-4. Seri elastik eyleyici gövde ve plaka boyutlandırılması.....	67
EK-5. Seri elastik eyleyici yay ve uç işlevcinin boyutlandırması.	68
EK-6. Enkoder bağlantı tablosu ve bağlantı şeması.	69

	Sayfa
EK-7. Elektronik mikrodnetleyici bağlantı diyagramı.....	70
EK-8. Optikak Enkoder Kaynak Kodu.....	71
EK-9. Potansiyometre kaynak kodu.	72
EK-10. Seri elastik eyleyici kaynak kodu.....	73
ÖZGEÇMİŞ	76

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Robonaut 2 diz eklemi RSEA teknik özellikleri.....	18
Çizelge 4.2. Rehabilitasyon amaçlı kullanılmış RSEA teknik özellikleri.....	20
Çizelge 4.3. Seri elastik eyleyicide kullanılan DCM50202A enkoder fırçalı DC elektrik motoru özellikleri.....	23
Çizelge 4.4. Test düzeneğinde kullanılan LSEA teknik özellikleri.....	20
Çizelge 6.1 PID transfer fonksiyonuna ait parametre tanımları.....	20

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Aktif empedans yönteminin tek serbestlik derecesine sahip sistemde gösterilmesi. (a) Sistem modeli. (b) Arzulanan yay, damper ve kütle değerleri ile sistemin yeniden modellenmesi.....	8
Şekil 3.1. İnsan yürüyüş döngüsünün gösterilmesi. Döngü, her biri durum aşaması ve salınım aşamasına ait birkaç tekrarlamalı hareketten oluşmaktadır.....	11
Şekil 3.2. Yürüyüş döngüsü sırasında insan ayak bileğinde meydana gelen her bir farklı hareket ve onlara ait açısal konumların ve torklarının gösterilmesi. (a) İnsan ayak eklemine açı değişimi, (b) insan ayak bileğinin tork değişimi.....	12
Şekil 3.3. Ayak bileği yürüyüş çevrimi biyomekaniği. θ_n ayak bileğinin açısal konumunu gösterirken, τ_n ise torku ifade etmektedir.....	13
Şekil 4.1. Seri elastik eyleyici ve elastik elemanın konumlandırılması	16
Şekil 4.2. Seri elastik eyleyici kontrol şeması. Dc motor çıkışı ve eyleyici çıkışı arasına yerleştirilen yay ve sensör vasıtasıyla, yaydaki sıkışma ve dolayısıyla yay üzerindeki kuvvetin ölçülmesi sağlanmıştır.....	17
Şekil 5.1. Seri elastik eyleyicinin kapalı çevrim geri besleme sistemin gösterimi..	29
Şekil 5.2. Seri elastik eyleyici genel dinamik modeli.....	30
Şekil 5.3. Seri elastik eyleyici kontrol etmek için kullanılan PD geri besleme kontrol yöntemi.....	32
Şekil 5.4. Seri elastik eyleyici PD kapalı çevrim adım cevabı.....	35
Şekil 5.5. Seri elastik eyleyici PD kontrol kapalı çevrim frekans cevabı.	36
Şekil 5.6. Seri elastik eyleyici çıkış empedansı frekans cevabı.....	36
Şekil 5.7. Seri Elastik Eyleyicinin dış kuvvete bağlı adım cevabı ($m/m_1=0$).	38
Şekil 5.8. Seri Elastik Eyleyicinin dış kuvvete bağlı frekans cevabı ($m/m_1=0$).	38
Şekil 6.1. Lineer seri elastik eyleyicinin kavramsal dinamik modeli.....	39
Şekil 6.2. Seri elastik eyleyici dinamik denkleminin bloklar ile gösterilmesi.....	40
Şekil 6.3. Eyleyicinin PID kontrol diyagramının gösterilmesi.....	42

Şekil		Sayfa
Şekil 7.1.	Seri elastik eyleyici kavramsal dinamik model.....	43
Şekil 7.2.	Seri eyleyicinin dinamik modelinin blok diagram ile gösterilmesi.....	44
Şekil 7.3.	Seri elastik eyleyicinin temas kuvvetiyle birlikte gösterilmesi.....	44
Şekil 7.4.	Seri elastik eyleyici veya yük hareketinin sıfır kabul edilmesi. x_c temas kuvvetinin sıfır olduğu durumda denge konumunu ifade etmektedir.....	46
Şekil 7.5.	Tasarlanan empedans kontrol stratejisinin blok diyagram ile gösterilmesi.....	48
Şekil 8.1.	İnsan ayak bileği ve ortezinin krank biyel mekanizması olarak modellenmesi.....	50
Şekil 9.1.	Eyleyici PID kuvvet kontrolü. PID kazançları, $P=200$, $D=20$	53
Şekil 9.2.	Eyleyici uç işlevcinin dışarıdan bir müdahaleyle durdurulması. PID kazançları, $P=200$, $D=20$	54
Şekil 9.3.	Temas kuvvetinine bağlı eyleyici gövdesinin yer değiştirmesi. Temas kuvvetini değiştirmek için eyleyiciye dışarıdan müdahale edilmiştir.	55
Şekil 9.4.	Empedans kontrol algoritmasının test düzeneği simülasyonu. Arzu edilen yay katsayısı $k_d=215 \text{ N/m}^2$ olarak ve mekanik empedans değeri $Z=158$ olarak alınmıştır.....	55
Şekil 9.6.	Empedans kontrol algoritmasının test düzeneği simülasyonu. Arzu edilen yay katsayısı $k_d=500 \text{ N/m}^2$ olarak ve mekanik empedans $Z=300$ olarak alınmıştır.....	56

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1 İnsan merkezli, rehabilitasyon ve insan hareketlerine yardımcı olan robot örnekleri. (a) İnsan ayak bileği için geliştirilen Biom Powered Prothesis, (b) NASA'nın insansı robotu Valkyrie, (c) Omuz rehabilitasyonu için geliştirilen dış iskelet, Armstrong, (d) Alt ekstremitte rehabilitasyon dış iskeleti Mina X1, (e) Giyilebilir dış iskelet EksoGT, (f) Atlas robot, (g) NASA'nın geliştirdiği insansı robot, Robonaut, (h) Rex Bionics Alt ekstremitte egzersiz robotu, (i) Giyilebilir parmak rehabilitasyon dış iskeleti.....	6
Resim 3.1. Cyberlegs beta ayak bileği Protezi, (b) Berkeley alt ekstremitte dış iskeleti.....	14
Resim 4.1. M. Williamson tarafından tasarlanmış hidrolik seri elastik eyleyici.....	17
Resim 4.2. (a) Robonout 2 diz seri elastik eyleyicisi, (b) Robonaut 2 de kullanılmış özel planar tork yayı.....	19
Resim 4.3. Alt ekstremitte ortezi için tasarlanmış RSEA.....	19
Resim 4.4. Test düzeneğinde kullanılmak üzere tasarlanan ve üretilen LSEA prototipi. Eyleyicinin sürülmesi için bir dc motor kullanılmıştır. Aktarma organı olarak bir vidalı mil ile eyleyici gövdesinin tek bir ekseninde ileri ve geri hareketini sağlamaktadır.....	22
Resim 4.5. DC motor ve vidalı mil arasındaki kayış sistemi.....	23
Resim 4.6. Vidalı mil ve eyleyici gövdesinin konumlandırılmasının gösterilmesi. Eyleyici gövdesi ve somun birbirine sıkıca bağlanmıştır. Vidalı milin dönel hareketi, eyleyici gövdesine bağlı trapez somun ile doğrusal harekete çevrilmektedir.....	24
Resim 4.7. Eyleyici gövdesi ve hareketli plakaların gösterilmesi. Ön ve Arka plakalar bir doğrusal potansiyometre ile birbirlerine sabitlenmişlerdir. Eyleyici gövdesi vidalı milin hareketi ile ileri geri hareket edebilir ve yayın sıkışmasına neden olur.....	25
Resim 4.8. Doğrusal Potansiyometrenin konumlandırılması. Ön ve Arka Plaka arasındaki mesafe potansiyometre ile kısıtlanmıştır.....	26
Resim 4.9. Tasarlanan ve test düzeneği hazırlanan LSEA.....	27
Resim 8.1. Lineer seri elastik eyleyicinin aktif orteizde kullanılması.....	49
Resim 8.2. (a) Ortez ve seri elastik eyleyici deney düzeneği. (b) Ayak bileği eklem açısının elde edilmesi için kullanılan konum sensörünün pozisyonlandırılması.....	52

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
A	Alan
b_d	Gerçek sönümlleme katsayısı
D	Çap
d_d	Arzulanan sönümlleme katsayısı
F	Kuvvet
f_{env}	Temas kuvveti
f_u	Motor tarafından üretilen kuvvet
gr	Gram
i	Amper
k_d	Arzulanan yay katsayısı
K_d	Türevsel kazanç
kg	Kilogram
K_i	Integral kazanç
K_p	Oransal kazanç
k_s	Gerçek yay katsayısı
m_{a,m}	Eyleyici kütlesi
m_d	Arzulanan kütle
m	Metre
Ms	Milisaniye
s	Saniye
V	Volt
x	Eyleyici gövdesi konumu
x_d	Eyleyici gövdesi arzulanan konumu
Z	Empedans
ω_c	Doğal frekans
ξ	Admittans
ζ	Sönümlleme oranı

Kısaltmalar**Açıklamalar****CAD**

Bilgisayar destekli tasarım

D

Türevsel kazanç

HSEA

Hidro-elastik eyleyici

I

İntegral kazanç

LSEA

Doğrusal seri elastik eyleyici

P

Oransal kazanç

PID

Oransal türevsel integral kontrolcüsü

RPM

Dakikadaki devir sayısı

RSEA

Dönel seri elastik eyleyici

SDA

Seri sönümleyici eyleyici

SEA

Seri elastik eyleyici

1. GİRİŞ

Giyilebilir dış iskeletler, rehabilitasyon veya insan hareketlerini destekleyici robotlar, protezler, uyumlu eyleyiciler ve diğer insan odaklı robotlar gibi robotik cihazların kullanımı, rehabilitasyon uygulamalarına veya günlük yaşam aktivitelerine yardımcı olmak amacıyla tasarlanmaktadır. Bu cihazlar, kullanıcının arzuladığı hareketlere veya hastanın tedavi sürecindeki ilerlemesine ayak uydurmalı ve istenildiği takdirde tedaviyi özelleştirme olanağına sahip olmalıdır. Ayrıca, yukarıda bahsedilen robotik cihazlar, rehabilitasyonda ve insanlara belirli görevlerde yardımcı olmak üzere tasarlanmış olduğundan, kullanıcı hareketleri ile uyumlu ve hassas bir etkileşimde olmalıdır, yani düşük mekanik empedans özelliği gösterebilmelidir.

Rehabilitasyon amaçlı robot tasarımlarında, tasarımcılar çoğunlukla kullanıcı konforunun iyileştirilmesine odaklanır. Ancak ortez ya da dış iskelet şeklinde olan bu robotların kullanıcı ile uyumu, onun eyleyicisi ile sınırlı kalmaktadır. Bu nedenle, bu cihazlar, kullanıcı için sadece daha önceden modellenmiş ortamlarda ve insan yürüyüş çevriminin belirli sınırlar çerçevesinde kalması durumunda rahat bir his vermektedir. Diğer yandan sistemin eyleyicisinin uyumluluğunun ayarlanabilir olması durumunda, çok çeşitli arzu edilen kuvvetler ve hareketler için optimal bir davranış elde etmek mümkündür. Bunun sonucunda, konforun artırılması, yanlış yürüyüş paternleri nedeniyle yaralanmaların önlenmesi ve tasarımların kullanıcı uyumluluğunun artırılması amacıyla, yeni eyleyici tasarımları içeren birçok araştırma yapılmıştır.

Genel olarak robotik rehabilitasyon pasif, aktif destekli ve aktif karşı dirençli hareketleri içeren egzersizlerin kombinasyonundan oluşmaktadır. Bu egzersizler, robot ile hasta arasındaki etkileşimin ayarlanmasına izin veren, Hogan tarafından önerilen empedans kontrolünün uygulanmasıyla elde edilebilir [1]. Örnek vermek gerekirse, aktif bir ortez ile yürüyüş gelişimi sırasında, ortez yürüyüş çevriminin belli safhalarında hastaya destek kuvveti sağlamalıdır. Yürüyüş çevrimin geri kalanı boyunca ise düşük empedans kaynağı olarak hastayla birlikte şeffaf bir şekilde hareket etmelidir. Buna ek bir örnek olarak, empedans kontrolü, kasların güçlendirilmesine yardımcı olmak amacıyla, hastanın kas hareketine bağlı olarak değişken bir kuvvet uygulamak gibi, rehabilitasyon ve fizik tedavi alanında kullanılabilir [2, 3].

Son zamanlarda, eyleyici-kullanıcı uyumluluğunun arttırılması ve insan robot arasındaki empedansın ayarlanabilmesi için elastik bir elemen ihtiva eden bir eyleyiciye sahip ileri sistemler geliştirilmektedir. Bu sistemlerde elastik bir elemanın kullanılması ile, şoklar nedeniyle oluşan büyük kuvvetlerin azaltılması, elastik elemanın enerji depolama ve bırakma kabiliyetinden faydalanma ve insan-robot arasındaki etkileşimin daha güvenli ve uyumlu olması amaçlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, başta insan ayak bileğinin fizik tedavisinde olmak üzere, rehabilitasyon amaçlı robotlarda kullanılmak üzere bir seri elastik eyleyici geliştirilmiştir. Geliştirilen seri elastik eyleyici prototipi üretilmiş ve aktif empedans kontrol algoritması uygulanmıştır. Eyleyici, rehabilitasyon hastalarının hareketlerine cevap verebilecek, uyumlu ve hastayla etkileşimde olan bir aktif orteizde kullanılacak özellikte geliştirilmiştir. Bu etkileşimin kontrolü, kullanıcı ve robot arasındanki mekanik empedansın aktif olarak ayarlanmasını sağlayan empedans kontrolü ile yapılmaktadır. Tasarım ve değerlendirme aşaması boyunca, eyleyici ve kontrol sistemi ile arayüzün mekanik empedansının muhafaza edilmesi, insan yürüyüş döngüsünün kullanıcıya ve cihazın kendine zarar vermeden yerine getirilmesi üzerine odaklanılmıştır.

Seri elastik eyleyiciler, dönel veya doğrusal olarak iki farklı şekilde tasarlanabilir. Tasarım, kullanılacak tedavi veya eyleyici konumlandırılmasına bağlı olarak tasarım şekli farklılık gösterebilmektedir. Doğrusal seri elastik eyleyici baskı tipi bir yay içerirken, dönel eyleyici bir tork yayı ihtiva etmektedir. Yapısı itibari ile dönel seri elastik eyleyiciler daha az yer kaplamakta ancak doğrusal eyleyici göre daha az tork üretmekte ve maliyeti yükselmektedir. Bu tez kapsamında lineer/doğrusal seri elastik eyleyici ismi kısaltılarak *LSEA* ve dönel/rotasyonel seri elastik eyleyici için ise *RSEA* kısaltması kullanılacaktır. Eyleyici hakkında genel bir bilgi verileceği zaman ise *SEA* kısaltması kullanılacaktır.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Tez kapsamında ilk olarak bölüm 2’de, insan hayatını etkileyen ve onlar ile etkileşim halinde olan robotların özellikleri ve kısıtlamaları üzerine literatür araştırması yapılmıştır. İnsan robot etkileşimi önemini göstermek için robotik cihaz, protez ve ortez örnekleri verilmiş ve bu cihazların uyumlu eyleyicileri hakkında bilgiler verilmiştir. Uyumlu eyleyicilerin rehabilitasyon alanında ve diğer insan merkezli robotik uygulama örneklerine yer verilmiştir. Aynı zamanda robot ve çevre arasındaki dinamik etkileşimin kontrolü sağlayan empedans kontrolün temel hatları anlatılmıştır. Bölüm 3’de, tasarlanacak olan eyleyicinin kullanılacağı ortezlerin amaçlarının ve çalışma sistemlerinin anlaşılabilmesi için, insan yürüme döngüsünün biomekaniği üzerine bilgiler sunulmuştur. Ayrıca rehabilitasyon robotlarının özellikleri ve kullanılma amaçlarına göre farklılıkları gösterilmiştir. Bölüm 4’te, seri elastik eyleyicilerin arkasında var olan ana düşünce ve amaç hakkında bilgilere yer verilmiştir. Eyleyicinin kullanıldığı ve araştırılmaya devam ettiği güncel projeler üzerine bazı örnekler verilmiş ve kullanılan kontrol stratejileri incelenmiştir. Bölüm 4’ün sonunda tasarlanan ve test düzeneği hazırlanan doğrusal bir seri elastik eyleyicinin tasarım kriterlerinin ve yapısal elemanlarının gösterildiği mekanik tasarımı bilgileri verilmiştir. Bölüm 5’te, seri elastik eyleyici genel dinamik denklemleri ve üzerinden kullanılmış bir temel kontrol stratejisi ile çalışma mekaniği anlatılmaya çalışılmıştır. Bölüm 6’da test düzeneği üzerinde test edilmek üzere 2 farklı kontrol stratejisi yer almaktadır. Bunlardan bir tanesi *PID* kuvvet kontrolü olup, seri elastik eyleyici üzerinde sıkça kullanılan kuvvet kontrol algoritmasıdır. Diğer kontrol stratejisi eyleyicinin çevre ile olan temasını kontrol etmek için tasarlanan aktif empedans kontrolcüsüdür. Bölüm 7’de tasarlanan empedans kontrol algoritmasının aktif bir ayak bileği ortezinde çalışma prensipleri gösterilmiştir. Bölüm 8’de eyleyicide test edilen *PID* ile kuvvet kontrolü ve aktif empedans kontrolüne ait simülasyon sonuçları yer almaktadır. Eyleyiciye, test ortamında dışarıdan müdahale edilerek sistem cevabı simüle edilmiştir. Ve son olarak, bölüm 9’da tez çalışmasının sonuçlarına yer verilmiş ve rehabilitasyon robotları için kullanılabilirliği tartışılmıştır.

2.1. İnsan Robot Etkileşimi

İnsan ve çevresi ile etkileşimde olmayı amaçlayan robotik cihazlar gün geçtikçe daha da önem kazanmaktadır. Bunlara, önceden modellenmemiş ortamlarda çalışan, genelde

endüstriyel amaçlı çalışan robotlar ve insanlarla doğrudan temas halinde görevlerini yerine getiren insansı robotlar örnek verilebilir. İnsan hareketlerine destek verici veya rehabilitasyon amaçlı dış iskeletler de eklendiğinde, bu robotik cihazların kullanıcılardan gelen girdilere ve çevreden gelen müdahalelere karşı uygun tepkiler verebilmeleri, aynı zamanda istenmeyen gürültüleri en aza edebilmeleri gerekmektedir.

Bu amaçla, insan robot etkileşiminin daha sağlıklı bir seviyeye getirilmesi için yeni eyleyici tasarımları içeren bazı çalışmalar aşağıda bahsedilmiştir. NASA tarafından geliştirilen ve üst gövdeye giyilen Armstrong, omuz ve kol dirsek eklemlerini aktif çalıştırabilen, insan omurgasının rehabilitasyonu ve güçlendirilmesine yardımcı olmak için geliştirilmiş bir dış iskelettir. Sistem arzulanan hareket yörüngelerini oluşturmak için omuz ve dirsek eklemlerini süren uyumlu eyleyiciler kullanmıştır [4] (Resim 2.1.a). Yine NASA tarafından tasarlanan Mina X1 alt ekstremité dış iskeleti, engelli hastaların rehabilitasyonuna ve egzersizlerine yardımcı olmak için geliştirilmiştir. Robot, kalça ve diz eklemlerinde kuvvet kontrolünü sağlayan elastik eyleyiciler içerir. Güçlendirilmiş eklemler ayarlanabilir empedans kontrolüne sahip olup, hassas konum kontrolü için yüksek empedanstan, şeffaf ya da tam uyumlu kuvvet kontrolünü sağlayan düşük empedans değerine kadar ayarlanabilmektedir [5] (Resim 2.1.d). Parmak rehabilitasyonunda kullanılmak için Resim 2.1.i'de görülen parmak dış iskeleti geliştirilmiştir [6] (Resim 2.1.i). Araştırmada parmak ve dış iskelet arasındaki kuvvetin kontrolü sağlanarak, inme sonrası hastaların terapisi amaçlanmıştır. EksoGT, inme ve omurilik yaralanması rehabilitasyonu için giyilebilir bir dış iskelet geliştirmiştir [7] (Resim 2.1.e). Rex Bionics, paraplejikler için üst ve alt ekstremité egzersizleri geliştirmek ve aynı zamanda insan kabiliyetlerini artırmak fizyoterapistlerle yakın bir şekilde çalışarak bir dış iskelet geliştirmiştir [8] (Resim 2.1.h). Humotech tarafından geliştirilen ayak bileği dış iskeleti, hastanın ayak bileği eklemine paralel olarak, hareketine yardımcı olmak veya ona karşı koymak için kuvvet uygulamaktadır [9]. BIOM T tarafından geliştirilen güçlendirilmiş protezler, ayak bileği doğal sertliğini yeniden kazandırmak için kuvvet uygulayan biyonic iticilere sahiptir [10] (Resim 2.1.c). Kayıp ayak ekleminin yerini alan bu protez kullanıcıdan aldığı enerjiyi depolama ve gerektiğinde bu enerjiyi tekrar kullanıcıya verme özelliği göstermektedir. Giyilebilir teknolojilerden ve rehabilitasyon amaçlı robotik cihazlardan ayrı olarak, bazı robotik sistemler insanların görevlerini yerine getirmek için tasarlanmıştır. Bu görevlerin bazıları önceden modellenmemiş çevrede ve objeler üzerinde yapılması gerekmektedir. Bu insan benzeri becerikli manipülatörler için uygulamalar da büyük ölçüde değişmektedir.

NASA'nın geliştirdiği Valkyrie isimli insansı robot, bozulmuş veya önceden modellenmemiş ortamlarda çalışabilmek için tasarlanmıştır. Robotun her bir üst kolu dört dönel seri elastik eyleyiciden oluşmaktadır ve her bir üst bacağı beş *RSEA* içermektedir. Valkyrie, 3 parmak ve bir baş parmak ile basitleştirilmiş bir insansı ele sahiptir ve bileklerinde bir adet *RSEA* bulundurulur. Her ayak bileğinde, senkronize çalışan iki adet *LSEA*'ya sahiptir [11] (Resim 2.1.b).

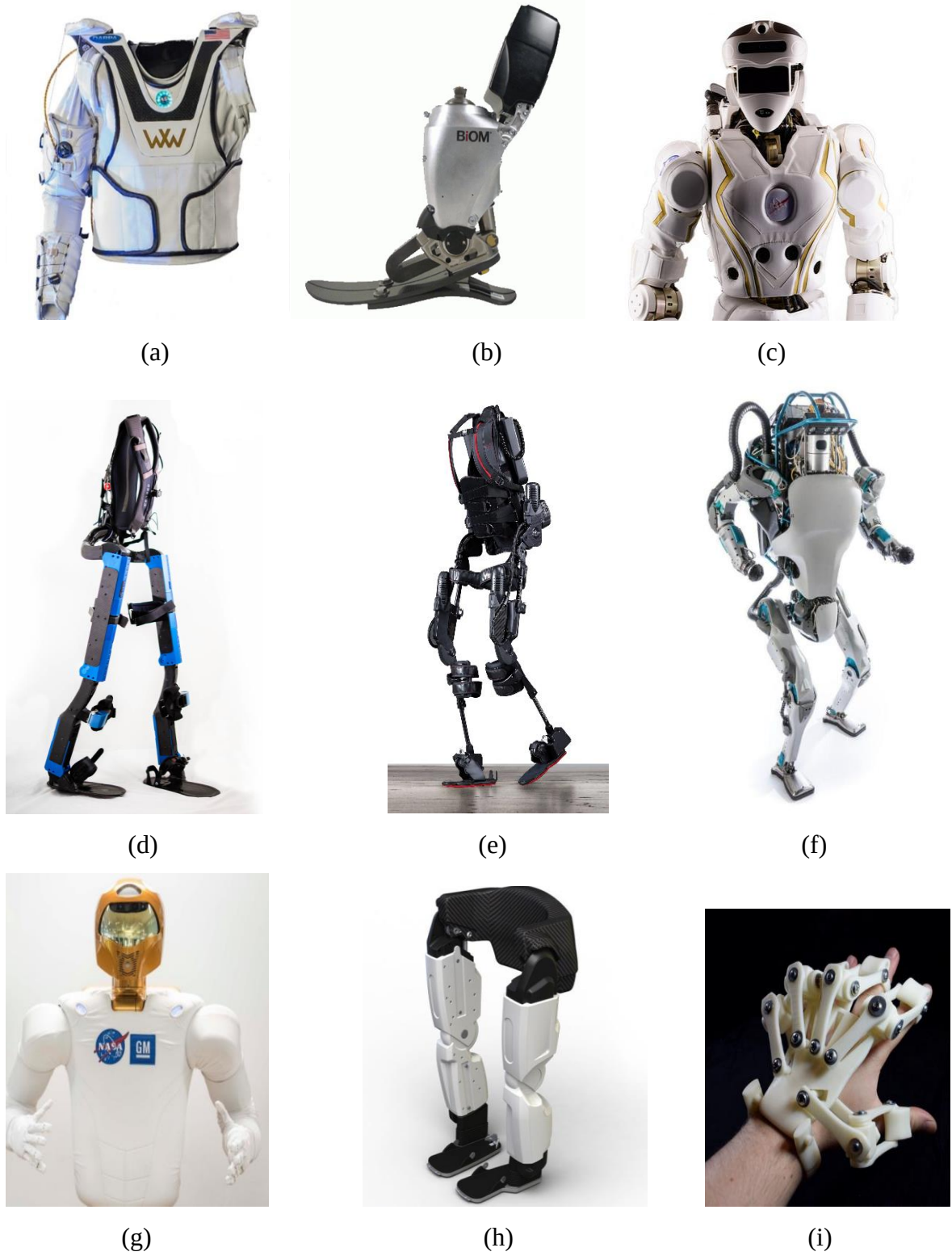
Valkyrie, astronotlar için çok tehlikeli ortamlarda çalışmak üzere tasarlanmıştır. Robonaut, NASA'da tasarlanan ve inşa edilen bir insansı robottur. Uzay araştırmalarında mühendislerle yan yana çalışmak veya insanlar için çok tehlikeli olan yerlere gönderilmek amacıyla geliştirilmiştir. Bel ve kollar eklemlerini içerecek şekilde birden fazla seri elastik eyleyici içermektedir. Robonaut'un mevcut yörünge kontrol sistemi, konum geri beslemesine sahip bir empedans kontrol yasası içermektedir [12, 13] (Resim 2.1.g). Atlas, Boston Dynamics tarafından geliştirilen gelişmiş bir insansı robottur. Atlas'ın kontrol sistemi, vücut manipülasyonunu gerçekleştirmek için kol, gövde ve bacak hareketlerini düzenlemekte, çevreye zarar vermeden engelli ve modellenmemiş yüzeyler üzerinde yürümesini sağlayan uyumlu elastik eyleyicilere sahiptir [14-16] (Resim 2.1.f).

Günümüzde insan robot etkileşiminin oldukça önemli olduğu alanlardan birisi olan rehabilitasyona olan ihtiyaç her geçen gün artmaktadır. Buna bağlı olarak da rehabilitasyon cihazları önem kazanmaktadır. Sonuç olarak, insansı robotlar ve giyilebilir teknoloji hızla büyümekte, dış çevreleriyle ve insanlarla olan etkileşimleri daha sağlıklı seviyelere taşınmaktadır.

Yukarıda bahsedilen durumlar için güvenli etkileşim oldukça önemli olduğundan, bu robotik cihazlar kullanıcıların fiziksel hareketlerini kısıtlamamalı ve gerektiğinde olabildiğince şeffaf bir sistem gibi davranmalıdırlar. Bu robotik sistemlerin eyleyicilerine ise bu anlamda büyük bir rol düşmektedir.

2.2. Uyumlu Eyleyiciler

“Son zamanlarda, geleneksel rijit ve yüksek empedanslı eyleyiciler, insan-robot etkileşiminin önemli olduğu alanlarda, uyumlu ve düşük empedans arayüzü sunan sistemlerle değiştirilmektedir. Rijit ve yüksek empedanslı eyleyiciler bu sistemler için uygun



Resim 2.1. İnsan merkezli, rehabilitasyon ve insan hareketlerine yardımcı olan robot örnekleri. (a) İnsan ayak bileği için geliştirilen Biom Powered Prothesis, (b) NASA'nın insansı robotu Valkyrie, (c) Omuz rehabilitasyonu için geliştirilen dış iskelet, Armstrong, (d) Alt ekstremitte rehabilitasyon dış iskeleti Mina X1, (e) Giyilebilir dış iskelet EksoGT, (f) Atlas robot, (g) NASA'nın geliştirdiği insansı robot, Robonaut, (h) Rex Bionics Alt ekstremitte egzersiz robotu, (i) Giyilebilir parmak rehabilitasyon dış iskeleti

değildir, çünkü insan eklemleri gibi düşük mekanik empedans gerçekleştiremezler” [17].

Bununla birlikte, elastik elemanlar (seri elastik eyleyiciler gibi) içeren eyleyiciler, bahsettiğimiz gereksinimleri karşılayabilmektedir. Örnek vermek gerekirse, rehabilitasyon açısından inme hastalarının en büyük sorunlarından birisi beklenmedik spazm hareketleridir [18]. Hasta ve dış iskelet arasında herhangi bir elastik eleman ihtiva etmeyen eyleyiciler, yani rijit eyleyiciler, bu istenmeyen ve beklenmedik spazm hareketlerinden kaynaklanan ani hareketlere cevap veremezler. Ancak, elastik elemana sahip uyumlu eyleyiciler, bu istenmeyen hareketleri azaltabilirler. Bu uyumlu eyleyiciler, robotik cihaza istenmeyen zararların gelmesini önlenmeye yardımcı olurken, aynı zamanda kullanıcının da güvenliğini sağlayabilirler. Eyleyici sistemlerinin uyumluluğuna ve insan-robot arasındaki ara yüzün rijitliğinin azaltılması ile ilgili daha fazla bilgiye 4’üncü Bölümde yer verilmiştir.

Rehabilitasyon robotları, giyilebilir dış iskeletler, insansı robotlar ve diğer insan etkileşimli robotik cihazların kullanım alanı geniş çapta değişmektedir. Bununla birlikte, tüm bu robotik cihazların ortak amacı, dış çevreyle olan etkileşim sırasında stabil, robust ve çevreye uyumlu bir davranış sergilemektir. Bu tez kapsamında ilerleyen bölümlerde, robot insan etkileşiminin uyumluluğu hakkında daha fazla araştırmaya yer verilecek ve robotik sistemi pasif olarak etkileyen ya da onun dinamik denkleminin bir parçasını oluşturan uyumluluğun önemi yakın bir şekilde incelenecektir.

2.3. Empedans Kontrol Teorisi

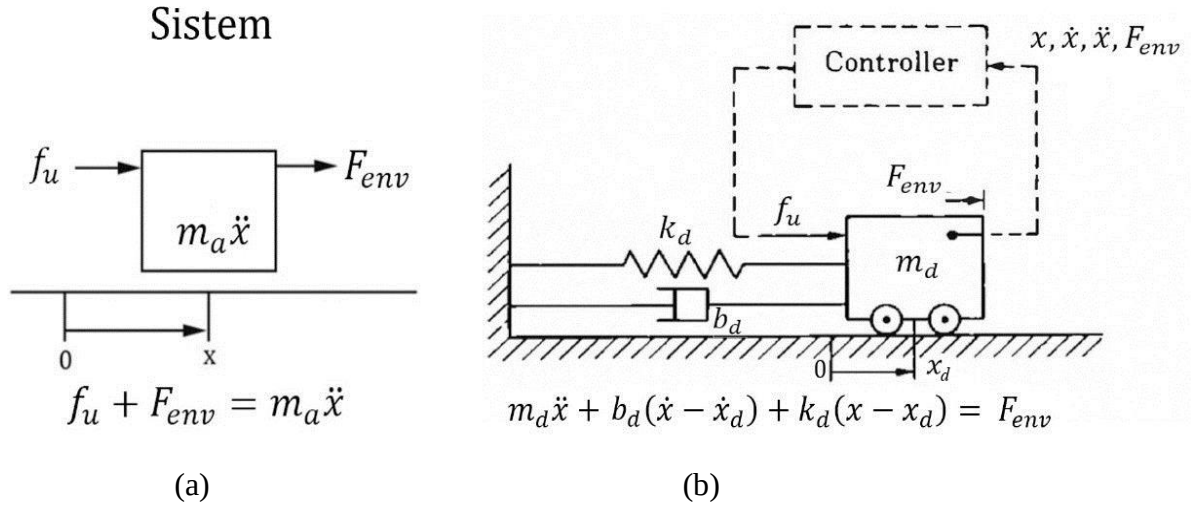
Empedans kontrolü, dış çevreyle ya da bir yük ile temasından dolayı oluşan mekanik empedansın, pozisyon ve kuvvete bağlı olarak kontrol edilmesi şeklinde tanımlayabiliriz. Bu tanımla birlikte asıl ifade edilmek istenilen, empedans kontrol, kuvvetin ya da konum kontrolünden daha çok bu değişkenlerin dış çevre ile olan dinamik ilişkisinin kontrol edilmesini amaçlamaktadır. Başka bir deyiş ile “Mekanik empedans, eyleyicinin kendisine uygulanan bir kuvvete karşı gösterdiği sertlik olarak tanımlanabilir” [19]. Bir sistemin empedans değerini, takip eden denklem (2.1)’de gösterildiği gibi tanımlayabiliriz.

$$Z(s) = \frac{F(s)}{x(s)} \quad (2.1)$$

İstenilen mekanik empedans, temas kuvveti ve eyleyicinin konumundaki değişiminin geri beslenmesi ile gerçekleştirilebilir.

Empedans kontrolü, pasif empedans ve aktif empedans yöntemi olmak üzere ikiye ayrılır. Pasif empedans metodunda, eyleyici uç işlevcisinin arzulanan mekanik empedans değeri, yay ya da damper gibi sadece elastik bir eleman kullanılarak yapılabilir. Aktif empedans metodunda ise, arzulanan mekanik empedans değeri, eyleyici uç işlevcisinin konum, hız ve temas kuvveti gibi değişkenlerinin geri beslenmesi ile gerçekleştirilir. Aktif empedans yönteminin göstermek için tek serbestlik derecesine sahip bir sistem örnek olarak kullanılacaktır (Şekil 2.1). Örnekte, m_a sistemin kütlesi, F_{env} dış kuvvet ya da çevresel temasından dolayı oluşan kuvvet, f_u sistemi sürmek için uygulanan kuvvet (örneğin bir DC motor tarafından üretilen kuvvet), x kütle için denge konumuna ($F = f_u = 0$) göre yer değiştirmesi olarak alınmıştır.

Şekil 2.1.a'da gösterilen sistem modelinin dinamik denklemi, denklem (2.2)'de olduğu gibidir. Dış kuvvete göre sistemin arzulanan modelinin gösterimi ise denklem (2.3)'de olduğu gibidir (Şekil 2.1.b).



Şekil 2.1. Aktif empedans yönteminin tek serbestlik derecesine sahip sistemde gösterilmesi.
(a) Sistem modeli. (b) Arzulanan yay, damper ve kütle değerleri ile sistemin yeniden modellenmesi

$$f_u + F_{env} = m_a \ddot{x} \quad (2.2)$$

$$m_d \ddot{x} + b_d(\dot{x} - \dot{x}_d) + k_d(x - x_d) = F_{env} \quad (2.3)$$

Denklemde m_d, b_d ve k_d sırasıyla, arzulanen kütle, arzulanen sönümleme katsayısı ve arzulanen yay sabitini göstermektedir. Burada, x_d arzu edilen empedans değerini elde etmek için gerekli, arzulanen konumun yörüngesidir. Sistemin arzulanen davranışı, kütle-yay-damper modeli olarak tanımlanabilir. Denklem (2.2) ve (2.3)'ü istenen dinamik davranışı üretilen eyleyici kuvveti için çözerek empedans kontrol kuralı elde edilir.

$$f_u = (m_a - m_d)\ddot{x} + b_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + k_d(x_d - x) \quad (2.4)$$

Denklem (2.4) arzulanen empedansı elde etmek için gerekli kontrol kuralını göstermektedir [19]. Geriye sadece denklemin m_d, b_d ve k_d katsayılarının hesaplanması kalır. İlk olarak sistemin hiçbir nesne ya da çevreyle etkileşimde olmadığı, yani dış kuvvet F_{env} 'in sıfır olarak varsayıldığı ve istenilen kütlenin gerçek kütle ile aynı olduğunu kabul edersek ($m_d = m_a$), doğal frekansı denklem (2.5)'de olduğu gibi yazabiliriz.

$$\omega_c = \sqrt{\frac{k_d}{m_d}} \quad (2.5)$$

k_d değeri büyüdükçe sistemin geçici cevabı da hızlanacaktır. Aynı şekilde sönümleme katsayısını denklem (2.6)'da olduğu gibi gösterebiliriz. m_d, b_d , ve k_d pozitif değerleri için, kararlı durum konum hatası ve hız hatası, herhangi bir x_d konumu için her zaman sıfıra yakınsayacaktır.

$$\zeta = \frac{b_d}{2\sqrt{m_d k_d}} \quad (2.6)$$

Elde edilen empedans kontrol kuralı, denklem (2.4), oransal-türevsel (PD) hareket kontrolcüsü katsayıları ile benzerlik göstermektedir. Arzulanen zahiri yay katsayısı, k_d , ve sönümleme katsayısı b_d , sırasıyla oransal ve türevsel kontrol kazançları ile uyum sağlamaktadır.

PD hareket kontrolcüsünün robotik sistemlerde uygulanmasının kolay olması, empedans kontrol uygulamasını da kolaylaştırmaktadır [20]. Empedans kontrol kuralı, hareket

değişkenlerini (konum, hız) alarak, bize eyleyiciyi sürmek için gerekli kuvvet, f_u' 'yu vermektedir.

Eyleyicinin hareketine karşı tepki olarak oluşan dış kuvveti, F_{env} , admittans nedenselliği olarak tanımlayabiliriz [21]. Eğer sistem doğrusal ise admittans empedansı tersi olarak, denklem (2.7)'de olduğu gibi ifade edilebilir.

$$Y(s) = \frac{x(s)}{F(s)} \quad (2.7)$$

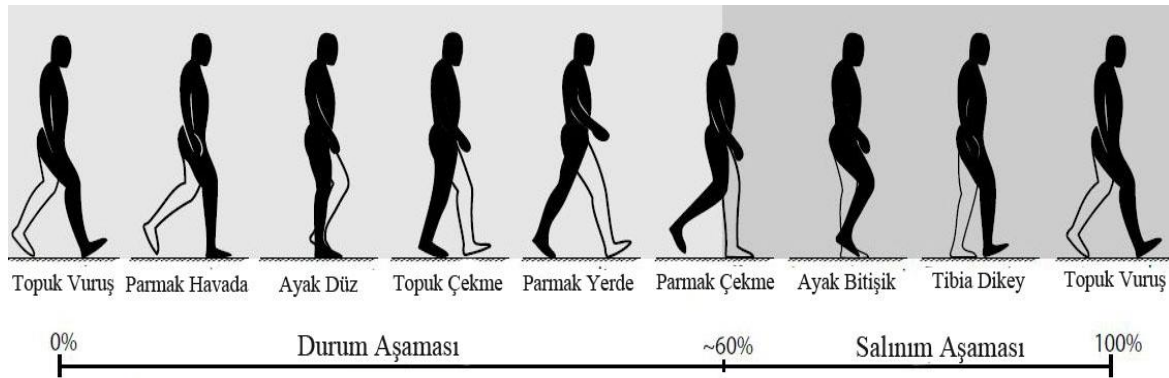
“Hogan ve Bürger'e göre, empedans ve admittans, tek başına robotun özellikleridir ve çevreden tamamen bağımsızdır. Bir dinamik sistemin empedansı ve admittansı temas mekaniğinden bağımsız olarak ifade edilebilir. Bu, bir robotun, serbest hareket, temas ve bu iki durum arasındaki geçiş sırasında tutarlı ve öngörülebilir bir şekilde çalışmasını sağlayan empedans kontrolün ana prensibidir” [22].

Empedans kontrolü, yalnızca kuvvet ve konum değişlerinin hesaplanmasından ziyade genellikle bir robotun dinamik davranışını incelemektedir. Diğer bir yandan admittans kontrolü ise ölçülen dış kuvvetler üzerinden sistemde oluşan etkiyi incelemektedir. “Empedans kontrolünü kullanarak, insan ve çevre ara yüzü olan robot ve onların bileşen eyleyicileri, kararlı, insan benzeri etkileşimi sağlamak için bir ortam modeline ihtiyaç duymazlar” [23].

3. ROBOTİK REHABİLİTASYON

3.1. İnsan Yürüyüş Döngüsünün Karakteristiği

Bu bölüm, eklem açılarıyla tanımlanan, sağlıklı bir insan yürüyüş döngüsünün özelliklerini sunmaktadır. Genellikle yürüyüş döngüsü verisinin ölçülmesi için hareket yakalama olarak adlandırılan bir yöntem kullanılır [24]. Bu yöntemde, sağlıklı bir bireyin belirli noktalarına çeşitli işaretçiler yerleştirilmiş ve bu işaretçilerin konumları çeşitli kameralar kullanılarak hareket sırasında kaydedilmiştir. Her işaretleyici için ortaya çıkan koordinatlar daha sonra eklemlerin açısal pozisyonuna ve torklarına dönüştürülmüştür. İnsan yürüyüş döngüsünün ortaya çıkan özelliklerinin her biri, Şekil 3.1'de gösterildiği gibi, bir durum fazına ve bir salınım fazına bölünmüş birkaç tekrarlamalı döngü olarak tanımlanmıştır. Durum fazı ve salınım fazı olmak üzere, ikisi birlikte insan yürüyüş çevriminin tam bir periyodunu oluştururlar.



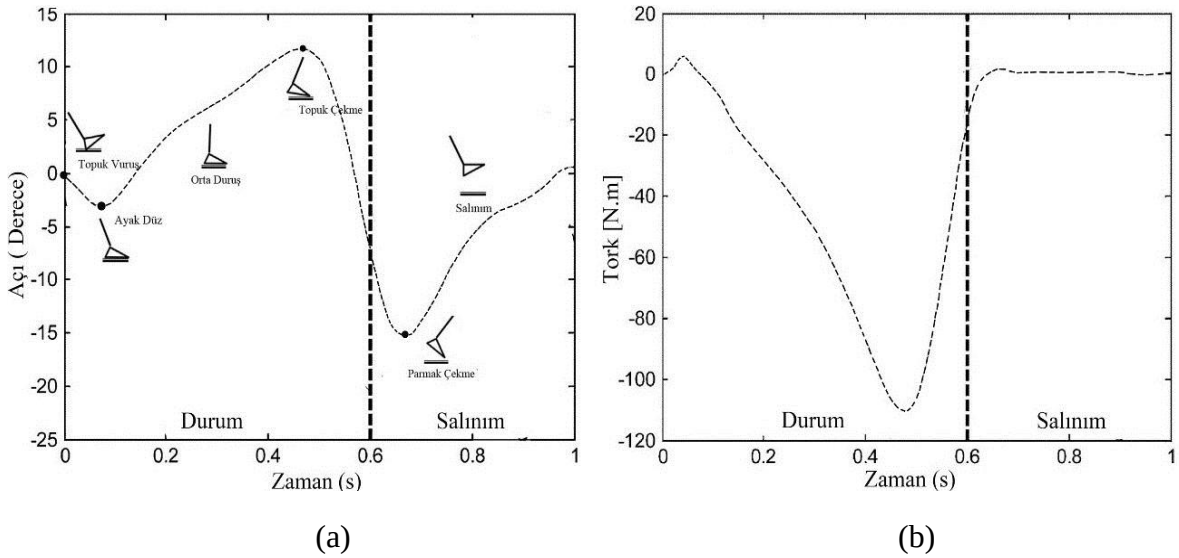
Şekil 3.1. İnsan yürüyüş döngüsünün gösterimi. Döngü, her biri durum aşaması ve salınım aşamasına ait birkaç tekrarlamalı hareketten oluşmaktadır [25]

3.2. İnsan Ayak Bileği Biyomekaniği

İnsan yürüme döngüsü biyomekaniğinin anlaşılması, ayak bileği protezi veya ortezi tasarımı ve geliştirilmesinin temelini oluşturmaktadır. Düz bir zeminde yürüyüş döngüsü tipik olarak, bir ayağın topuk vuruşu ile başlayıp, aynı ayağın bir sonraki topuk vuruşu ile biten bir çevrim olarak tanımlanır. Yürüyüş döngüsünün ana bölümleri durum fazı (~%60) ve salınım aşamasından (~%40) (Şekil 3.2) oluşmaktadır. Salınım fazı, ayak yerden kalktığı parmak çekme ile başlar ve topuk vurma ile biten yürüyüş çevrimi bölümünü temsil eder. Durum

fazı, topuğun yere ilk temas ettiği topuk vuruş hareketi ile başlar ve ayak parmağının zeminden ayrıldığı parmak çekme hareketi ile biter.

Şekil 3.2’de insan ayak bileğinde meydana gelen açısal konum ve torku gösterilmektedir. Topuk vurmaya başlayan durum aşamasında, insan ekleminin uyguladığı tork büyüklüğü artmaktadır. Salınım aşamasına geçişin başladığı parmak çekme hareketiyle birlikte ise tork azalma göstermektedir. Aktif ortez tasarımlarında, kuvvet kontrolünün sağlanması için insan ayak bileğinde meydana gelen konum ve tork değişimlerinin anlaşılması önem arz etmektedir.



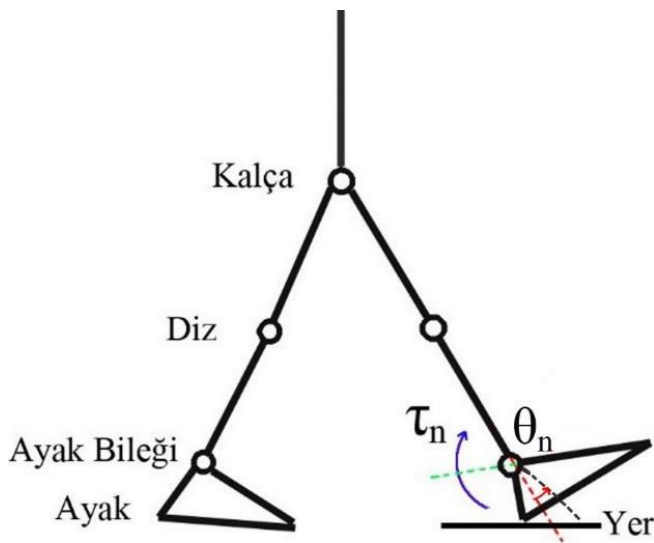
Şekil 3.2. Yürüyüş döngüsü sırasında insan ayak bileğinde meydana gelen her bir farklı hareket ve onlara ait açısal konumların ve torklarının gösterilmesi. (a) İnsan ayak ekleminin açı değişimi, (b) İnsan ayak bileğinin tork değişimi [26]

3.3. Rehabilitasyon Robotları

Sağlıklı bir insan yürüyüş döngüsünün açıklanmasından sonra, bu bölümde aktif ortezler ve dış iskeletler incelenecektir. Bu cihazlar, bir kullanıcı tarafından giyilen ve vücudu sıkı bir biçimde kavrayan aygıtlar olarak tanımlanabilir. Dış iskeletler sağlıklı bir kişinin yeteneklerini artırıcı cihazlardır. Buna kullanıcıya ağır yükler kaldırmada yardımcı olan Berkeley alt ekstremite dış iskeleti örnek verilebilir [27]. Ortezler, ekstremite patolojisi olan bir kullanıcının yürümesine ve doğal hareketlerini kazanmasına yardımcı olan rehabilitasyon cihazlarıdır. Aktif ortezler, eklemlerin kontrolünü sağlarken aynı zamanda eklemlere enerji veren veya gerektiğinden geri çeken cihazlardır. Aktif ortotik cihazlar, harekete geçirilen

eklemlerin sayısı, konumu ve taşınabilirliğine göre ayırt edilebilir. Örnek olarak taşınamayan bir cihaz olan ve rehabilitasyon için kullanılan bir koşu bandı tabanlı robot olan Lokomat verilebilir [28].

Bu tez çalışmasında, rehabilitasyon daha çok giyilebilir aktif ortezler üzerinden yapılacağından, ayak bileği [29, 30] ve ayrıca diz ve kalça eklemleri [31, 32] üzerinde kullanılan ortotik cihazlar üzerinden incelemeler yapılmıştır. Aktif, giyilebilir ortezler genellikle bataryalı eyleyici sistemine sahip olan, kontrol algoritmalarını uygulamak için bir mikro kontrolcü kullanan cihazlardır. Bunun yanı sıra hareketleri, kuvvetleri ve kullanıcı isteklerini algılamak için sensörler kullanırlar. Cihazın kontrol stratejisi genellikle üç bölümden oluşur: ortam ve kullanıcı isteklerinin belirlenmesi, bu bilgileri eyleyici için giriş değişkenlerine çevrilmesi ve son olarak arzulanan kuvvet ve konum yörüngelerinin oluşturulmasından meydana gelir.



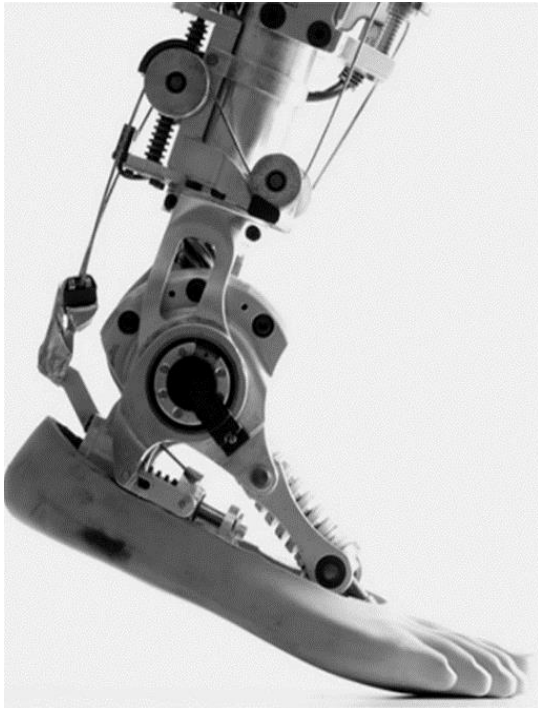
Şekil 3.3. Ayak bileği yürüyüş çevrimi biyomekaniği. θ_n ayak bileğinin açısal konumunu gösterirken, τ_n ise torku ifade etmektedir

Aktif ortez ve diğer rehabilitasyon amaçlı robotlarda, insan benzeri bir yürüyüş çevrimini üretmek veya desteklemek için farklı stratejiler kullanılır. Örneğin, sisteme elastiklik ekleyerek verimliliği ve insan-robot etkileşimini arttırmak için uyumlu elastik eyleyici tasarımları kullanılmıştır [33]. Bu eyleyici sistemlerin kontrolü için, kuvvet/tork ve empedans kontrol gibi kontrol stratejileri kullanılmıştır [34]. Bununla birlikte uyumlu elastik elaman içermeyen sistemlerin kontrolü için de farklı kontrol stratejileri geliştirilmiştir (Örn. adaptif kontrol) [35-37].

Hastalarda kullanılan dış iskelet ya da onlara destek veren ortezlerin yanı sıra, kayıp bir uzvun yerine kullanılan aktif protezler incelendiğinde daha fazla kontrol stratejisi ve tasarımlar ile karşılaşmak mümkündür. Aktif protezler, insan robot ara yüzündeki ufak değişiklikler ile hemen hemen aktif ortezler ile aynı bileşenlerden oluşurlar. Örnek vermek gerekirse, elastik bir eyleyiciye sahip olan CYBERLEGS Beta Protezi, yürüyüş çevrimin topuğa yük bindiği safhasında bu ağırlığı tamamıyla karşılayan elastik bir mekanizmaya sahiptir.

Yapılan literatür araştırmaları gösteriyor ki, hastalara insansı yürüyüş çevirimini tekrar kazandırmak için kullanılan aktif ortezler ve dış iskeletler üzerine yapılan araştırmalar artarken, aynı zamanda elastik eyleyiciler ve ileri kontrol tekniklerinin uygulanması ile sistemlerin zorluğu ve karmaşıklığı artmaktadır. Buna rağmen, ilk olarak 1995 yılında piyasaya sürülen elastik eyleyiciler, eyleyicilerde elastik bir elaman kullanmanın önemini artırdı.

Elastik eyleyicilere yönelik araştırmalar hızla artarken, 2000'li yıllardan sonra birçok farklı robotlarda kullanılmaya başlandı. Günümüzde, rehabilitasyon için elastik eyleyici içeren farklı prototipler üretilmekte, ancak ideal bir tasarım için hala çaba sarf edilmektedir.



(a)



(b)

Resim 3.1. (a) Cyberlegs beta ayak bileği Protezi, (b) Berkeley alt ekstremité iskeleti [38]

4. SERİ ELASTİK EYLEYİCİ

4.1. Seri Elastiklik

Tahrik, enerjinin mekanik kuvvete ve harekete dönüştürülmesi sürecidir. Bir eyleyici, bu enerji dönüşüm işlemini gerçekleştiren cihaz veya mekanizmadır. Standart robot eyleyici sistemleri, robot eklemlerinde hatasız, doğru bir kuvvet oluşturmayı hedeflemektedir. Sürtünme, aktarma elemanlarındaki boşluklar, dişliler ve aktarma elemanlarındaki yansıyan atalet kuvvet kontrolünde hatalara neden olmaktadır. Bu sorunlar ayrıca eyleyicide kuvvet kontrolünde gürültüye neden olur. Robotun konumunun veya yörüngesinin iyi bir kontrolcü ile kontrol edilmesi, kuvvetin çözünürlüğünü artırabilir. Ancak, bazı görevler için kuvvet kontrolü ve temas dinamiği çok önemli olabilir ve böylece eyleyicinin çevre ile uyumluluğu da önemli hale gelmiş olur [39].

Daha önceki bölümlerde bahsedildiği üzere çevre veya insan ile olan temas sırasında robotik cihazların uyumlu davranmasındaki en büyük kısıtlardan bir tanesi de onun eyleyicisidir. Yeni eyleyiciler geliştirmek için süren çabalar, araştırmacıları insan kas dokusunu da anlamaya sürüklemiştir. Biyomekanik üzerine uzun yıllar süren çalışmalardan sonra, mühendisler kas dokusunda seri elastikliğin enerji ve verimlilik açısından önemli olduğunu keşfetmişlerdir. Yaptıkları çalışmalarda kas iş çıkışının uygun seri elastiklik ile arttığını fark etmişlerdir. Uygun elastikliğe sahip kas tendon ünitesi, tek başına kastan daha fazla güç ve iş gücü sağlayabilir. Son yıllarda robotik araştırmacıları, kuvvet kontrol amaçları için ve ayrıca enerji depolama-salıverme yeteneğinden dolayı seri elastikliğin önemini belirtmişlerdir. Ek olarak bu elastiklik, eyleyicinin çıkış empedansını azaltmaya yardımcı olur. Bir şok filtresi olarak çalışmasının yanı sıra potansiyel ve kinetik enerji değişimini arttırır [40].

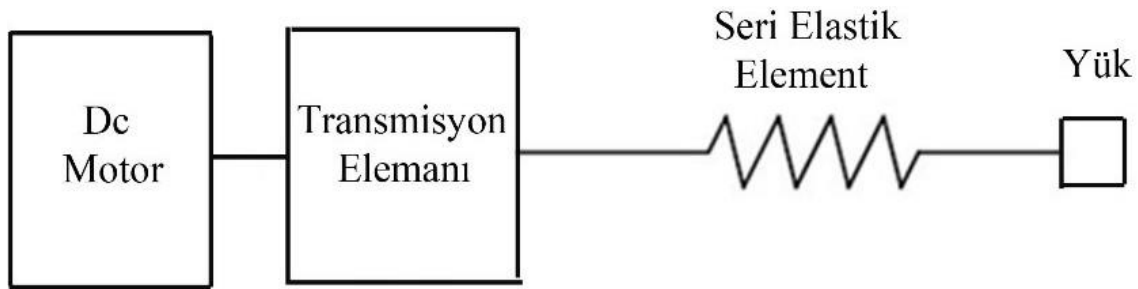
Temas sırasında, uç işlevci veya robot eklemlerinde pasif uyumlu bir elastik elemanın kullanılması sistemin kararlılığını arttırır. Eyleyici ve robot dinamiğini, ikisi arasında uyumlu bir eleman yerleştirerek birbirinden ayırmak mümkündür. Bu, eyleyicilere pasif uyumluluk sağlar. Buna ek olarak, uyumlu elastik elemanın, örneğin bir yayın, kısılması ya da uzamasını ölçerek, robot eklemindeki veya eyleyicideki kuvvet bulunabilir. Dahası, ölçülen bu kuvvet geri besleme kontrolünde kullanılabilir.

4.2. Seri Elastik Eyleyici Çalışma Prensibi

Kuvvet kontrolünde kullanılan eyleyiciler, yüke doğrudan bağlanarak veya dişliler vasıtasıyla devir sayılarının azaltılmasından sonra yüke bağlanmaktadır. Doğrudan tahrikte, eyleyiciler doğrudan yüke bağlanır. Çıkış torkunun kontrolü, motor torku ve akım arasındaki ilişkisi ile yapılır. Bununla birlikte, bu durumda servo motor düşük hızda düşük verimlilikle çalışır ve üretilen tork değeri azdır. Bu robotik uygulamalar için uygun değildir. Bu problemin üstesinden gelebilmek için düşük hızlarda ve yüksek torklarda dişli kutusuna sahip, küçük ve hafif motorlar kullanılabilir.

Dişli kutuları, hızı önemli ölçüde düşürür ve yüksek tork üretir, ancak dişli sistemleri sürtünme nedeniyle çok az geri çekilme sağlar ve dişli kutusu yansıyan ataleti artırır. Dişlerdeki azalma oranı çok büyük olduğunda, mekanik empedans artar ve kontrol doğruluğunu kaybedebilir.

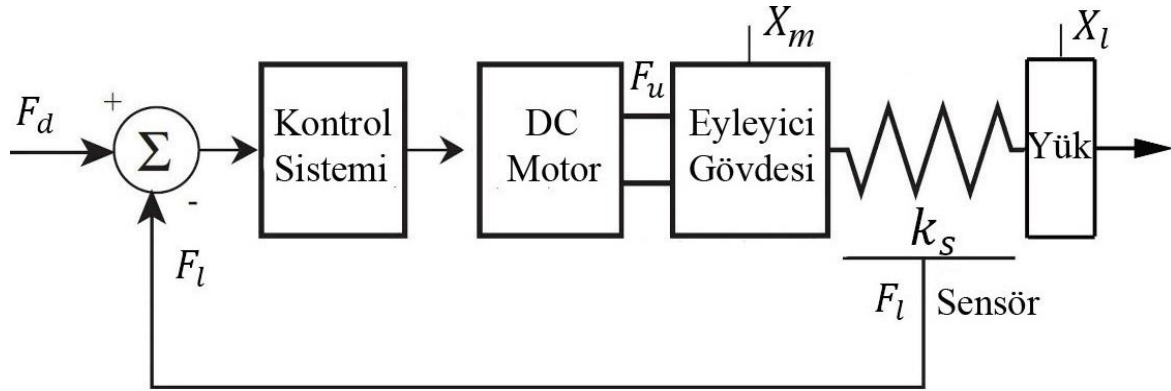
1995 yılında Pratt & Williamson, kuvvet kontrolü için uygun olan, yük ile seri olacak şekilde konumlandırılmış elastik bir eleman ihtiva eden (Şekil 4.1) bir eyleyici ileri sürmüşlerdir [41]. Daha iyi bir kapalı çevrim kontrolü için kuvvet ölçümünün, elastik elemanın uzamasının veya kısalmasının motor çıkış şaftının ve uç işlevcisinin konumundan değil, direk olarak ölçülmesi gerektiğini göstermişlerdir [42]. Bu eyleyici düzeneğini seri elastik eyleyici (SEA) olarak adlandırmışlardır (Şekil 4.2). Ayrıca, “Seri elastik eyleyici kuvvet kontrol problemini konum kontrolü problemine çevirdiğini” göstermişlerdir (43).



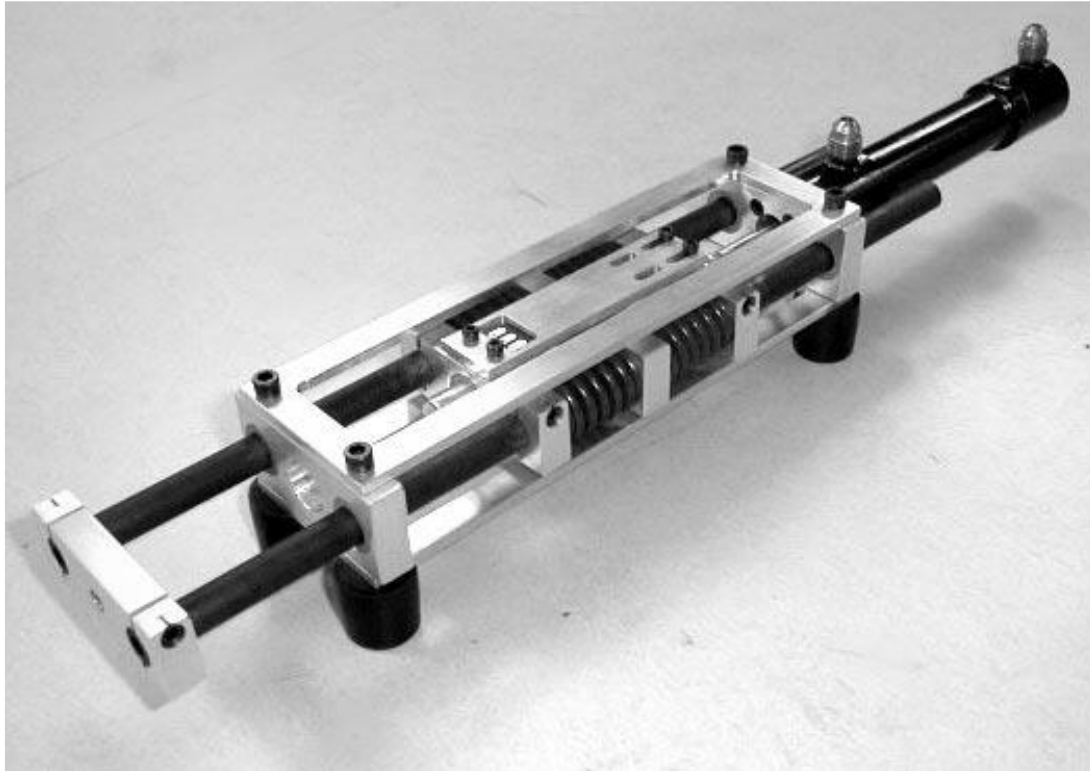
Şekil 4.1. Seri elastik eyleyici ve elastik elemanın konumlandırılması [43]

Seri elastik eyleyiciler, kasıtlı olarak elastik bir eleman içerecek şekilde tasarlanmıştır. Bu elastik eleman fiziksel sistemin doğal frekansını azaltır. Resim 4.1'de M. Williamson tarafından tasarlanmış hidro-elastik bir eyleyici gösterilmiştir. Eyleyici servo vanası, piston,

yay, sensor ve kontrolcüden oluşmuştur. Eyleyicinin pistonu bir yönde 1.29 cm^2 ve diğer yönde 0.97 cm^2 alana sahiptir. Piston baskı yayı üzerine kuvvet uygulamaktadır. Yaydaki sıkışma doğrusal bir potansiyometre ile ölçülmüştür. Yayda oluşan histeris ve diğer kayıplar göz ardı edilerek, kuvvet Şekil 4.2’de görüldüğü gibi yayda oluşan deformasyon olarak bir sensör ile geri beslenmiştir.



Şekil 4.2. Seri elastik eyleyici kontrol şeması. DC motor çıkışı ve eyleyici çıkışı arasına yerleştirilen yay ve sensör vasıtasıyla, yaydaki sıkışma ve dolayısıyla yay üzerindeki kuvvetin ölçülmesi sağlanmıştır [43]



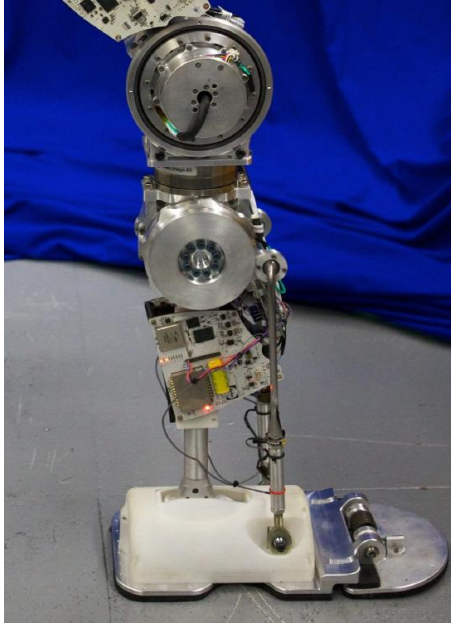
Resim 4.1. M. Williamson tarafından tasarlanmış hidrolik seri elastik eyleyici. Eyleyici servo vanası, hidrolik silindir ve pistondan oluşmuştur ve direk olarak elastik elemana bağlanmıştır [43]

Seri elastik eyleyiciler insansı manipulatorler, dış iskelet, haptik cihazlar, yürüme robotları ve güçlendirilmiş protez gibi birçok robotik sistemde yaygın olarak kullanılmaktadır. SEA'lar bir elastik eleman içerdiğinden dolayı, hassas görevleri gerçekleştirmek veya insanlarla etkileşimde bulunmak için doğal olarak düşük empedanslı çıkış sunmaktadır.

Seri elastik eyleyicilerin aktif olarak kullanıldığı ve araştırılmaya devam edilen bazı örnekler vermek mümkündür. M2, MIT Bacak Laboratuvarı'nda şu anda geliştirilmekte olan 3D bipedal yürüme robotudur. Robotun her kalçasında 3, her dizinde 1 ve her ayak bileğinde ise 2 olmak üzere 12 aktif serbestlik derecesi vardır. Başta seri elastik eyleyici olmak üzere, eyleyiciler üzerinde kuvvet kontrolü tekniklerinin araştırılması için kullanılmıştır [44]. Robonaut 2, insanların çalıştıkları ortamlarda ve yine insanlar tarafından yapılması gereken görevleri yerine getirmek için geliştirilmiş bir insansı robottur. Robonaut 2'nin tüm seri elastik eyleyicileri, dişli fırçasız dc motorlar ve özel olarak üretilmiş tork yayları içermektedir. Her bir eyleyici, motor roturu ve tork yayı üzerine yerleştirilmiş iki adet elektrik enkoderine sahiptir. Hooke kanunu ile yayda meydana gelen sıkışma, eyleyici üzerindeki torku hesaplamak için kullanılmıştır. Robonaut diz seri elastik eyleyicisinin özellikleri Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Robonaut 2 diz eklemi RSEA teknik özellikleri

Robonaut 2	Özellikler
Motor ismi	RBE-03010-A
Sürekli tork	0,412 Nm/A
Dişli oranı	160:1
Hız tepe noktası (96V)	1,24 rad/s
Tork tepe noktası	271 Nm
Yay sabiti	3884 Nm/rad
Tork algılama çözünürlüğü	0,74 Nm
Eyleyici kütlesi	4,4 kg
Boyutlar	15,24 cm (D)
Spesifik Tork	61,6 N×m



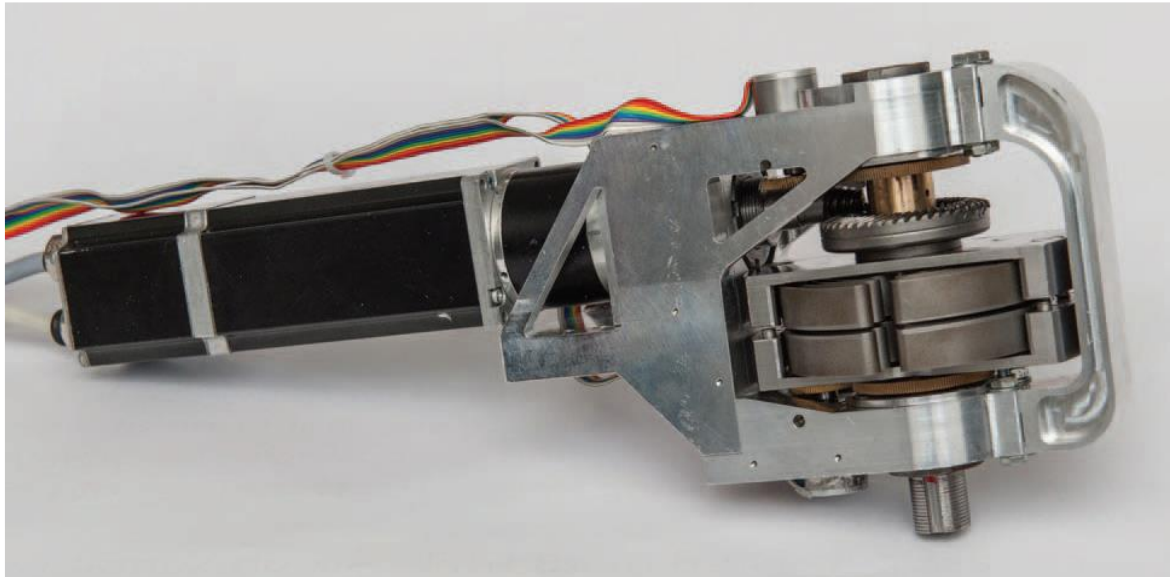
(a)



(b)

Resim 4.2. (a) Robonout 2 diz seri elastik eyleyicisi, (b) Robonaut 2 de kullanılmış özel planar tork yayı

Resim 4.3'de, düzlemsel diz ve kalça hareketinin desteklenmesi ve rehabilitasyonu için tasarlanmış bir dönel seri elastik eyleyiciyi göstermektedir. Eyleyici için 250 Nm/rad yay sabiti değerine sahip bir burulma yayı tasarlanmıştır. Yayın sıkışmasını ölçmek için iki adet mutlak enkoder kullanılmıştır. Eyleyici özelliklerinin yer aldığı tablo Çizelge 4.2'de verilmiştir.



Resim 4.3. Alt ekstremité ortezi için tasarlanmış RSEA [45]

Çizelge 4.2. Rehabilitasyon amaçlı kullanılmış *RSEA* teknik özellikleri [17]

RSEA	Özellikler
Dc Motor	Maxon EC 350 W
Tork Tepe Noktası	60 Nm
Dişli Redüksiyonu	4,3:1
Kütle	3,5 kg
Boyutlar	355x94x100 mm
Sensör Çözünürlüğü	$7,7 \times 10^{-4}$
Yay Sabiti	250 N×m/rad

4.3. Seri Elastik Eyleyici Kontrol Yöntemleri

Seri elastik eyleyiciler kullanılmaya başlandığı ilk günden itibaren araştırmacılar tarafından birçok benzersiz tasarım gerçekleştirildi ve birçok kontrol metodu uygulamıştır. İlk olarak Howard, bir Elektro manyetik motor ve yayı seri şekilde kullanarak bir eyleyici inşa etmiştir [46]. Yayıdaki sıkışma miktarını ölçmek için ise, motor rotorunun dönüş sayısını ve eyleyici gövdesinin doğrusal yer değiştirmesini kullanmıştır. Hooke kanunu ile, yay sıkışmasını kontrol ederek eyleyici çıkış kuvvetini kontrol etmiştir.

$$F = kx \quad (4.1)$$

Daha sonra Pratt ve Williamson buna çok benzeyen bir eyleyici inşa ettiler. Howard'dan farklı olarak yayda meydana gelen sıkışmayı bir sensör (potansiyometre) kullanarak direk olarak ölçmüşlerdir. Çalışmalarında seri elastik eyleyicinin yüksek redüksiyonlu tahrik elemanlarındaki sürtünmeyi, boşlukları ve diğer ideal olmayanları özellikleri azalttığını ayrıca çevreden gelen şokları da filtrelediğini göstermişlerdir.

Şimdiye kadar seri elastik eyleyicilerin kontrolünde birçok kontrol yöntemi denendi. İlk olarak Pratt & Williamson, seri elastik eyleyiciyi geleneksel kontrol yöntemlerini kullanarak önemli bir eyleyici haline getirmişlerdir. Bu kontrolcüler genellikle kuvvet hatasını telafi etmek için *P*, *PI*, *PID* kontrolcüleriydi. DC motor akım kontrolünü kullanarak eyleyici

kuvvetini ayarladılar ve eyleyiciyi çift ayaklı robotlar gibi robotik uygulamalarda kullandılar. Ayrıca yük hareketinin takip edilmesi ya da motor ataletini dengelemek için bazı dinamik denklemler kullandılar. Bu denklemlerle, dişli sürtünmesi, motor karakteristiği ve yayın sıkışmasının tam olarak bilindiğini varsaydılar. Ancak, bu sabitlerin değerinin iyi bilinmemesi, arzulanan kuvveti sürdürmeyi zorlaştırmıştı.

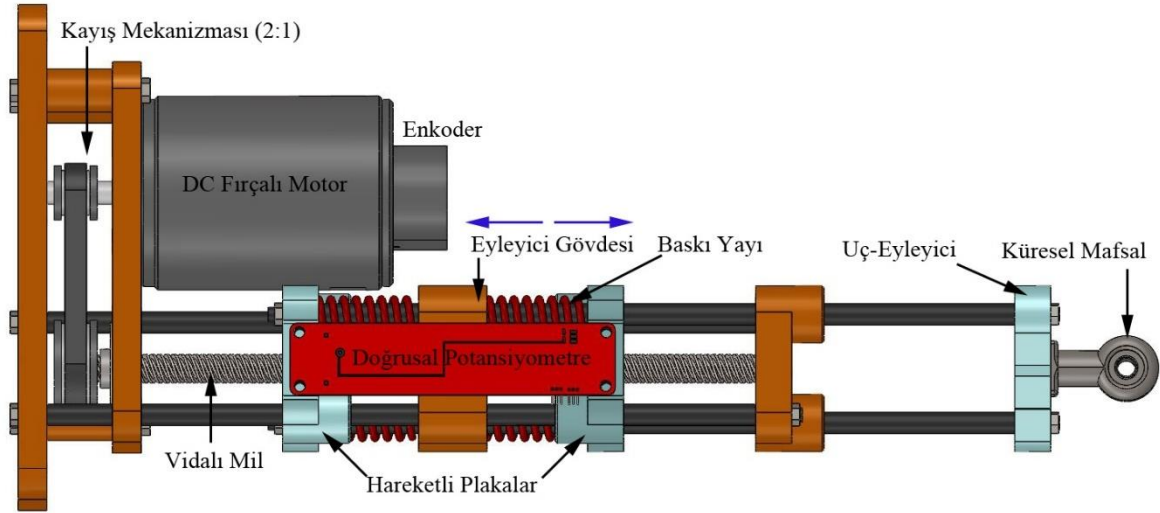
Hibrid konum/kuvvet kontrolü, robot ve bilinmeyen dış ortam arasındaki gerekli etkileşimi sağlayabilmek için robot elastik eklemlerinde test edildi. Bu yöntem geleneksel pozisyon kontrolünü ve kuvvet kontrolünü birleşmiş hali olarak düşünülebilir. Kuvvet kontrolünde, dış ortamın oluşturduğu doğal kısıtlamalar kullanılırken, pozisyon kontrolü, robotun serbestçe hareket edebildiği kısıtlamasız ortamda kullanılır [47, 48].

Rijitlik kontrolü (Stiffness) [49] ve Sönümleme (Damping) Kontrolü [30], sırasıyla robot bitiş noktası koordinatlarında sanal altı serbestlik dereceli yay veya damper oluşturur. Birbirleri ile bağlantılı olan bu kontrol metodları, arzulanan kuvvet çıkışını üretmek amacıyla temas kuvvetlerini ve aynı zamanda eklem pozisyon ve hızlarını kullanırlar.

Bazı araştırmacılar Seri Elastik eyleyicilere alternatif olarak seri sönümlü eyleyiciyi (*SDA*) geliştirdiler [50]. Yay yerine kullanılan damperin hız kontrolü yapıldı. Dampedeki hız değişiminin ölçülmesi ve sönümleme katsayısı kullanılarak kuvvet tanımlandı. Sistem, yavaş hızda düşük empedans sağlarken, yüksek hızda sert bir eyleyici haline geldi.

4.4. Seri Elastik Eyleyici Tasarımı

Tasarlanacak olan empedans kontrolcüsünün test edilmesi için, 750 N/m yay sabitine sahip 4 adet yay kullanılarak doğrusal bir seri elastik eyleyici tasarlanmıştır. *CAD* modeli oluşturulan seri elastik eyleyicinin mekanik parçalarının oluşturulması için bir üç boyutlu yazıcıdan faydalanılmıştır. Takip eden bölümde, prototip yapısal ve elektriksel elemanlarından ve kontrol kararlarından bahsedilecektir. Eyleyicinin protez ile bağlantısının sağlanabilmesi için uç işlevcisine bir küresel mafsall eklenmiştir. Bu şekilde eyleyici ayak bileğinin 3 eksenli hareketinden dolayı kısıtlanmamış olacaktır. Bir mikro denetleyici kullanılarak, sistem sensör verileri alınmış ve kontrol algoritması ile üretilen çıkış sinyali ile eyleyicinin sürülmesi sağlanmıştır.



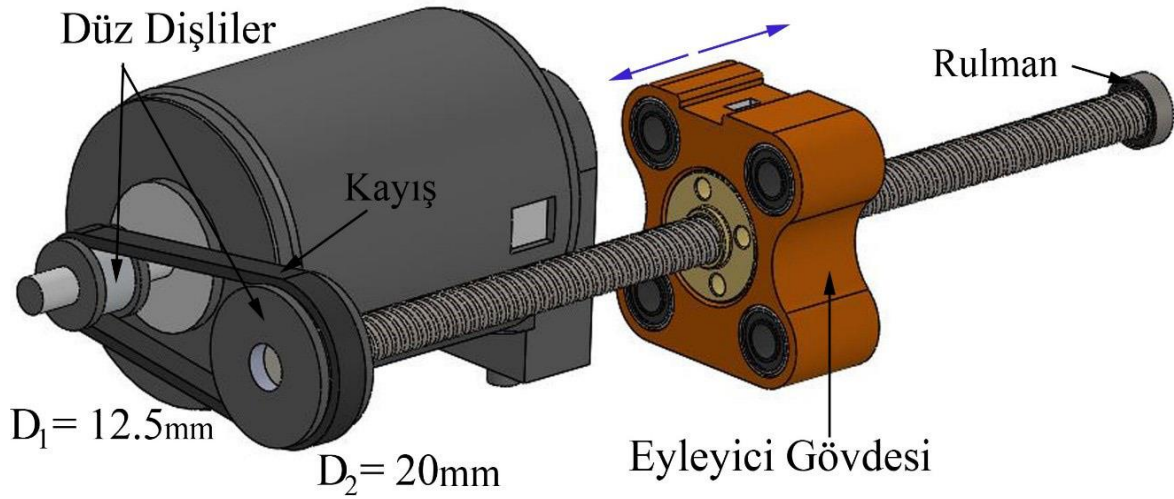
Resim 4.4. Test düzeneğinde kullanılmak üzere tasarlanan ve üretilen LSEA prototipi. Eyleyicinin sürülmesi için bir DC motor kullanılmıştır. Aktarma organı olarak bir vidalı mil ile eyleyici gövdesinin tek bir eksenle ileri ve geri hareketini sağlamaktadır

4.4.1. Sürücü sistemi tasarımı

Tasarlanan doğrusal seri elastik eyleyicinin hedefi protez ve ortezler olduğundan dolayı, kompaktlık ve bulunabilirlik açısından sürücü sistemi olarak bir fırçalı DC motor seçilmiştir. Test düzeneğinde kullanılan DC motorun teknik özellikleri Çizelge 4.3’de gösterilmiştir.

4.4.2. Seri elastik eyleyici yapısal tasarımı

Elektromanyetik fırçalı DC motor roturu bir kayış sistemi ile trapez vidalı mile bağlanmıştır. Bu sayede motorun ürettiği torkun vidalı mile aktarılması sağlanmıştır. DC motor devir sayısı 2:1 dişli oranı kullanılarak yarıya indirilmiştir. Resim 4.5 ve 4.6’da motor rotorunda kullanılan 12,5 mm çap 20 diş sayısına sahip bir dişli ve vidalı mile bağlanan 25 mm çapında 40 diş sayısına sahip diğer dişli gösterilmektedir. Vidalı mil üzerinde bulunan trapez somun ile vidalı milin dönel hareketi doğrusal harekete ve dolayısıyla vidalı mil üzerindeki tork, kuvvete dönüştürülmüştür. Trapez somun, eyleyici gövdesi ile birbirine sıkıca bağlanmıştır. DC motorun dönel hareketi doğrudan eyleyici gövdesinde, ileri veya geri olmak üzere lineer harekete çevrilmiştir. DC motor tarafından sürülen eyleyici gövdesi üzerindeki kuvvet, SEA dinamik modelinde bahsedildiği gibi f_u , sürücü kuvvetine denk gelmektedir.



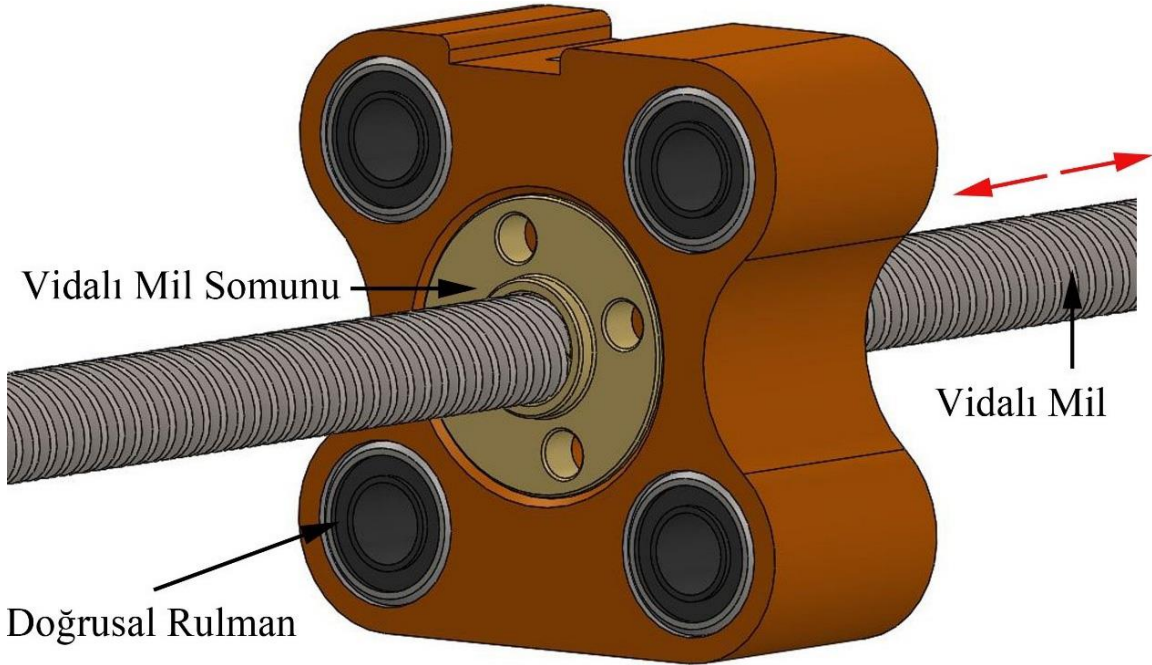
Resim 4. 5. DC motor ve vidalı mil arasındaki kayış sistemi

Çizelge 4.3. Seri elastik eyleyicide kullanılan DCM50202A enkoder fırçalı dc elektrik motoru özellikleri.

DCM50202A DC Motor	Özellikler
Devamlı Tork (Max)	0.15 Nm
Tork tepe noktası	0,76 Nm
Yüksüz devir	4600 rpm
Randıman	3500 rpm
Maksimum Devir	5000 rpm
Rotor Ataleti	$1,62 \times 10^{-5} \text{ kg} \times \text{m}^2$
Motor ağırlığı (enkoderle)	694 gr
Motor uzunluğu (enkoderle)	121 mm
Nominal voltajı	24 V
Nominal akım	1,79 i
Tork Sabiti	48.10e3 Nm/i
Yüksüz akım	0,5
Akım tepe noktası	13,9 i
Enkoder çözünürlüğü	500/1000

Kullanılan vidalı mil 2 mm adım sayısına ve iki adet vida ağzına sahiptir. Böylece vidalı milin her bir tam turu için motor plakası 4 mm hareket etmesini sağlamaktadır. DC motor üzerine bitişik olan optikal enkoderin çözünürlüğü 1000 adımdan oluştuğundan, tam bir motor turu 1000 enkoder adımına eşit olmaktadır. Motor ve vidalı mil arasındaki dişli oranı da göz önüne alındığında denklem (4.2)'de her bir enkoder adımın eşit olduğu doğrusal hareketi göstermektedir.

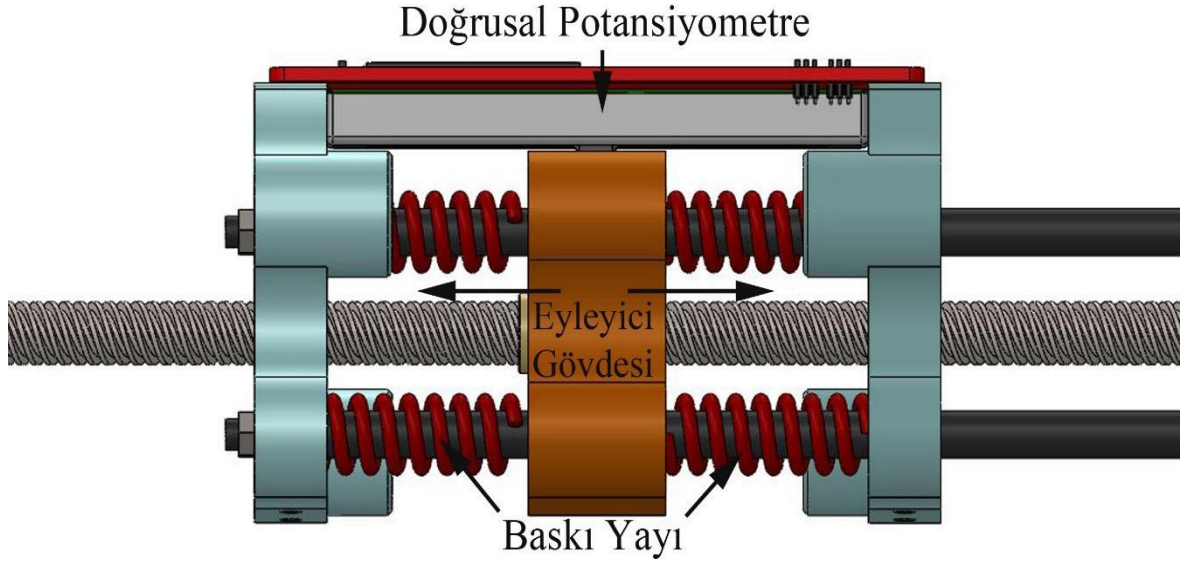
$$\frac{4 \text{ mm}}{2 \times 1000} = 0.002 \text{ mm} \quad (4.2)$$



Resim 4.6. Vidalı mil ve eyleyici gövdesinin konumlandırılmasının gösterilmesi. Eyleyici gövdesi ve somun birbirine sıkıca bağlanmıştır. Vidalı milin dönel hareketi, eyleyici gövdesine bağlı trapez somun ile doğrusal harekete çevrilmektedir

Eyleyici gövdesinin önüne ve arkasına yerleştirilen iki adet plaka, birbirlerine bir doğrusal potansiyometre kullanarak sabitlenmişlerdir. Resim 4.7'de gösterildiği gibi eyleyici ve diğer iki plaka arasına 4 adet yay yerleştirilmiş, eyleyici gövdesinin ileri veya geri hareketi yayların sıkışmasına neden olmaktadır. Yaylarda oluşan bu değişimi, eyleyici gövdesine bağlı olan potansiyometre probu tarafından algılanmaktadır. Doğrusal potansiyometrenin aldığı değerler, voltajın 0'dan 5 kadar değişmesi ile 0 ile 1023 değerleri arasında analog çıkış değerleri vermektedir. Eyleyici gövdesi ve ona bitişik olan diğer plakaların arasındaki

mesafe 19mm'dir. Bu değerleri kullanarak potansiyometre analog çıkış değerlerinin gerçek doğrusal değişimi için haritalandırma yapılabilir. Motor plakası denge durumunda iken potansiyometrenin aldığı değer 511.5 olacaktır. Bu değer referans noktası olarak kabul edilerek denklem (4.3)'de görüldüğü gibi haritalandırma işlemi yapılmıştır.



Resim 4.7. Eyleyici gövdesi ve hareketli plakaların gösterilmesi. Ön ve Arka plakalar bir doğrusal potansiyometre ile birbirlerine sabitlenmiştir. Eyleyici gövdesi vidalı milin hareketi ile ileri geri hareket edebilir ve yayın sıkışmasına neden olur

$$Yay\ Sıkışması = Potansiyometre * \frac{38mm}{1023} - 19mm \quad (4.3)$$

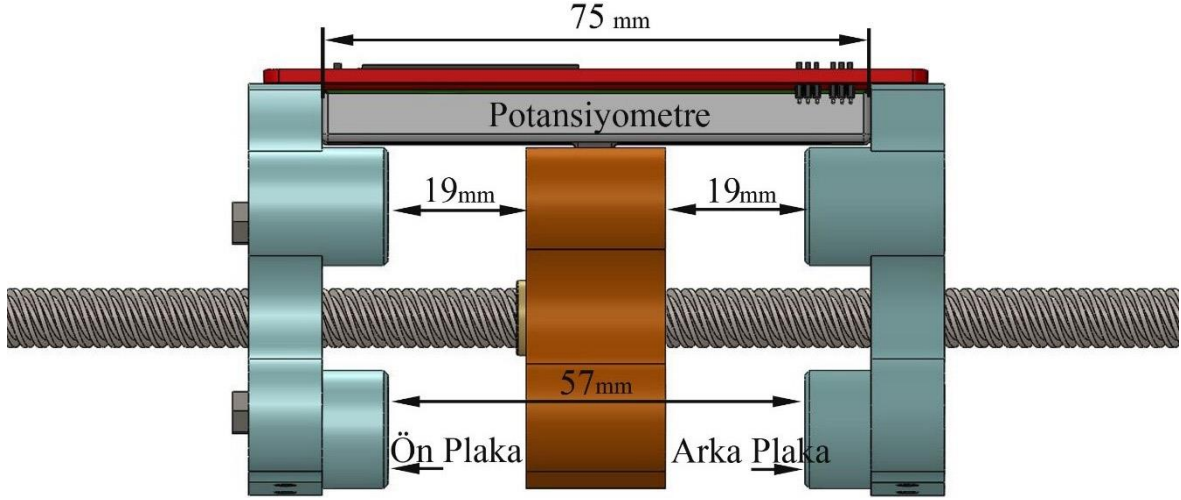
Eğer Potansiyometre analog çıkışı için 511.5 değeri kullanılır ise (Resim 4.8'de olduğu gibi tam orta nokta), denklem sıfır yani denge durumunu verecektir.

$$Yay\ Sıkışması = 511.5 * \frac{38mm}{1023} - 19mm = 0 \quad (4.4)$$

Yay üzerinde oluşan sıkışma miktarı bulunduktan sonra Hooke yasası ile yay üzerindeki kuvveti hesaplayabilir ve bu sistem geri beslemesi olarak kullanılabilir. Diğer bir sistem geri beslemesini ise, motor optik enkoderinden alınan eyleyici gövdesi konumu oluşturacaktır.

Motor tarafından üretilen güç ile yer değiştirmeye zorlanan eyleyici gövdesi başlangıçta sıfır olarak kabul edilirse, eyleyici gövdesi konumu ve hızı enkoder sayesinde sürekli olarak

hesaplanabilir. Eyleyici gövdesi konumunun, geri besleme ile sistem girdisi olarak kullanılması bölüm 5 ve 6’da daha ayrıntılı olarak anlatılacaktır. Çizelge 4.4’te eyleyicinin özellikleri gösterilmektedir.



Resim 4.8. Doğrusal Potansiyometrenin konumlandırılması. Ön ve Arka Plaka arasındaki mesafe potansiyometre ile kısıtlanmıştır

Çizelge 4.4. Test düzeneğinde kullanılan LSEA teknik özellikleri

LSEA test düzeneği	Özellikler
Uzunluk	287 mm
Ağırlık	1184 gr
Dişli oranı	2:1
Eyleyici kuvveti	143,6 N
Sensör çözünürlüğü	1×10^{-3}
Yay sabiti	750 N/m
Örnekleme zamanı	1 ms
Doğrusal hız	0,233 m/s

Her plaka içerisinden geçen 6mm çapında miller ile plakaların hareket etmesi sağlanmaktadır. Plakalar ve miller arasındaki sürtünmenin azaltılması eyleyicinin kontrolü için önemlidir. Plaka ve mil arasında oluşan sürtünmenin azaltılması için lineer rulmanlar



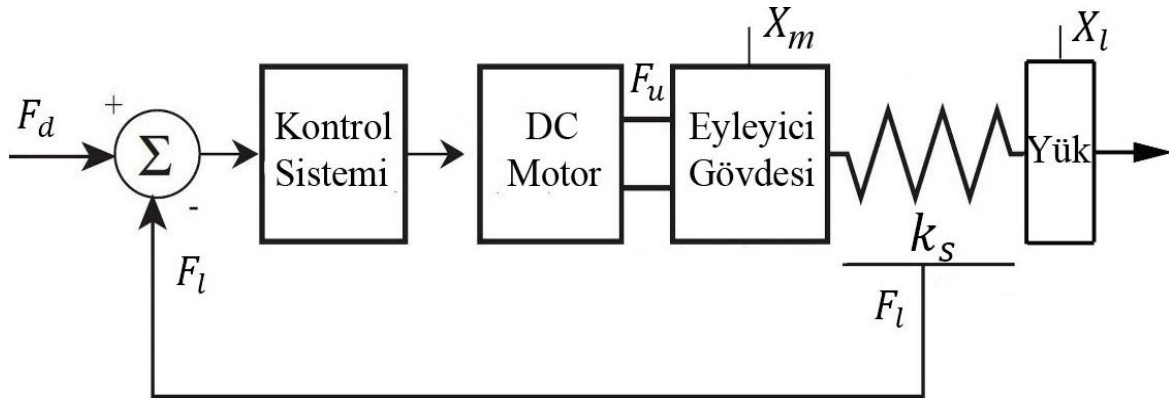
Resim 4. 9. Tasarlanan ve test düzeneği hazırlanan *LSEA*

kullanılmıştır. Vidalı mil uçlarından yatak rulmanları kullanılarak sabitlenmiştir. Resim 4.9’da lineer seri elastik eyleyicinin son montajlanmış hali görülmektedir.

5. SERİ ELASTİK EYLEYİCİNİ GENEL DİNAMİK DENKLEMLERİ

Bu bölümde William ve Pratt tarafından önerilen seri elastik eyleyicinin dinamik denklemi ve kuvvet kontrolü ele alınacak ve geliştirilen sisteme uyarlanacaktır. İlk olarak, motor çıkışı ile yük arasına seri bir şekilde yerleştirilen bir elastik elamanın (yay) etkisi araştırılacaktır. Daha önce 4. bölümde bahsedildiği gibi bu yerleştirilen yayın kısılmasının ya da uzamasının ölçülmesiyle, yay üzerindeki kuvveti ölçülebilir.

“Seri elastik eyleyicinin ana fikri”, yüksek bir çıkış empedansına sahip eyleyiciyi alıp, ona bir yay ekleyerek ve bu yaydaki değişimi sisteme geri besleyerek düşük empedanslı bir eyleyiciye çevirmektir. Bu geri beslenen kuvvet ile elde etmek istenilen ya da arzulanan kuvvet için kapalı çevrim kontrolü oluşturulmuş olur. Sistem elastik eleman, kontrol sistemi, sürücü motor ve sistem girdileri olmak üzere 4 bileşenden oluşmuştur. Burada seri elastik eyleyici ve diğer normal eyleyiciler arasındaki en önemli fark, seri elastik eyleyicinin elastik bir eleman ihtiva etmesidir. Bu bölüm içerisinde eyleyicinin kapalı çevrim, açık çevrim dinamik denklemleri ve çıkış empedansı incelenecektir.



Şekil 5.1. Seri elastik eyleyicinin kapalı çevrim geri besleme sistemin gösterimi [42]

5.1. Seri Elastik Eyleyici Açık Çevrim Dinamik Denklemi

Sistemin elastiklik bileşeni, yay ve yaydaki sıkışmayı ölçen sensörden oluşmuştur. Yaydaki kuvvet, sensör ile yayın sıkışmasını direk olarak ölçerek hesaplanmıştır. Bunu gerçekleştirmek için bir potansiyometre kullanılmıştır. Yay, k_s yay sabiti ile, motor çıkışı ve yük arasına seri olacak şekilde yerleştirilmiştir. Denklem (5.1), Hook kanunu ile yayda oluşan kuvveti göstermektedir.

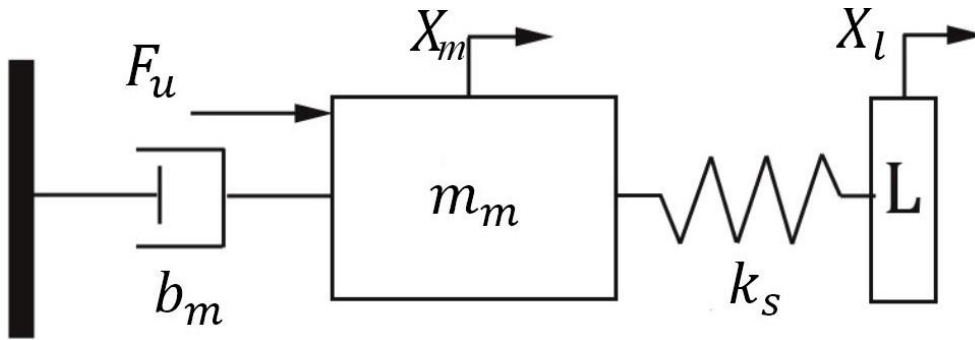
$$f_l = k_s x_s \quad (5.1)$$

Denklem (5.1)'de x_s , yayda oluşan sıkışmayı ya da uzamayı göstermektedir. Yay üzerindeki kuvvet, eyleyici gövdesinin konumu x ve eyleyici uç işlevcisinin (yük) konumu x_l arasındaki fark olarak denklem (5.2)'de gösterilmiştir.

$$f_l = k_s(x_m - x_l) \quad (5.2)$$

Eyleyicinin çevre ile temas halinde olduğu düşünülmüştür. Yükün konumu ise yaydaki kuvvetin bir fonksiyonu olarak konum kaynağı olarak kabul edilmiştir. Şekil 5.2'de eyleyici gövdesinin, yay ve yükün dinamik modelini ve yay üzerinde meydana gelen kuvveti göstermektedir.

Eyleyici motor modeli, DC motoru ile birlikte eyleyici kütlesinden (m_m) oluşmaktadır. f_u , DC motorun ürettiği eyleyici gövdesini süren kuvveti ifade etmektedir. DC motorun herhangi bir kontrolcü sinyali olan arzulanan kuvveti (f_u) karşılayabileceği kabul edilmiştir. Ayrıca b_m , motor viskoz sürtünmesini, x_m ve x_l sırasıyla eyleyici gövdesinin ve yükün konumlarını göstermektedir.



Şekil 5.2. Seri elastik eyleyici genel dinamik modeli

$$m_m \ddot{x}_m + b_m \dot{x}_m = f_u - f_l \quad . \quad (5.3)$$

$$f_l = k_s(x_m - x_l) \quad . \quad (5.4)$$

Şekil 5.2'de verilen sistemin dinamik denklemleri olan denklem (5.3) ve (5.4)'ün laplace transformasyonu olarak denklem (5.5) ve (5.6) yazılabilir.

$$F_l(s) = k_s(X(s) - X_l(s)) \quad (5.5)$$

$$m_m X s^2 + b_m X s = F_u(s) - F_l(s) \quad (5.6)$$

Denklem (5.6) motor konumu eşitliği şeklinde tekrar yazılabilir.

$$X(s) = \frac{F_u(s) - F_l(s)}{m_m s^2 + b_m s} \quad (5.7)$$

Yay üzerinden oluşan kuvvet, denklem (5.7)'yi denklem (5.5)'te yerine yazılarak bulunabilir. Denklem (5.10) yay kuvvetini F_l , motor kuvveti F_u ve yükün konumdaki yer değiştirme X_l 'e bağlı olarak göstermektedir.

$$F_l(s) = k_s \left(\underbrace{\frac{F_u(s) - F_l(s)}{m_m s^2 + b_m s}}_{X(s)} - X_l(s) \right) \quad (5.8)$$

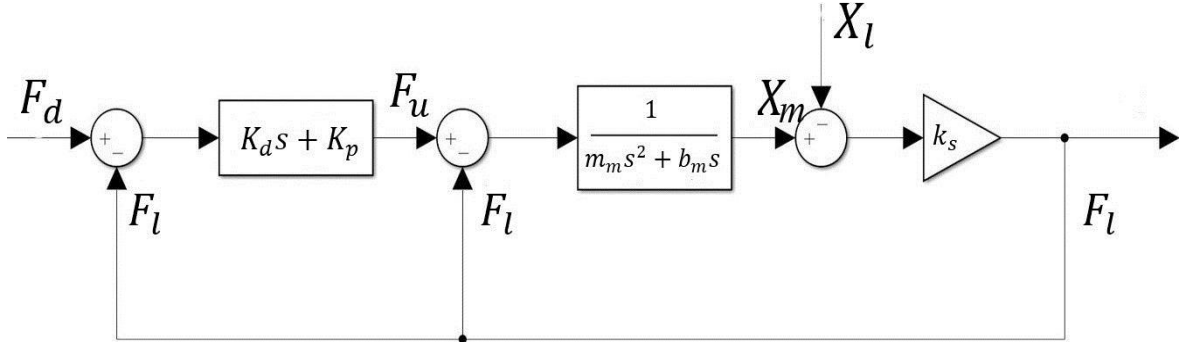
$$F_l(s) = \frac{F_u(s) + k_s X_l(s) - X_l(s)(m_m s^2 + b_m s + k_s)}{\frac{m_m s^2}{k_s} + \frac{b_m s}{k_s} + 1} \quad (5.9)$$

$$F_l(s) = \frac{F_u(s) - (m_m s^2 + b_m s)X_l(s)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m}{k_s} s + 1} \quad (5.10)$$

Denklem (5.10), Şekil 5.2'de gösterilen mekanik sistemin F_l yay kuvveti için açık çevrim dinamik denklemini göstermektedir.

5.2. Seri Elastik Eyleyici Kapalı Çevrim Dinamik Denklemi

Bu bölümde genel seri elastik eyleyici modelinin yay üzerinde oluşan deformasyonun ölçülmesi ile elde edilen kuvvet F_l 'in, geri beslemede kullanılmasıyla kapalı çevrim kontrolü yapılacaktır. Eyleyici gövdesini süren dc motorun arzulan herhangi bir kuvveti üretebileceği varsayılmıştır.



Şekil 5.3. Seri elastik eyleyici kontrol etmek için kullanılan PD geri besleme kontrol yöntemi

Kontrol sisteminde, yaydaki kuvvet F_l ve yayda oluşması istenen kuvvetin F_d , arasındaki hata kontrolcünün girdisini oluşturmaktadır. Hata girdisinin telafi edilmesi için sırasıyla K_p ve K_d oransal ve türevsel kazançlarıyla bir PD kontrolcü sisteme eklenmiştir.

Denklem (5.11)'de eyleyici gövdesinin hareket ettirilmesi için DC motor tarafından üretilmesi gereken kuvvet tanımlanmıştır.

$$F_u = (F_d - F_l)(K_d s + K_p). \quad (5.11)$$

$$F_u = F_d(K_d s + K_p) - F_l(K_d s + K_p) \quad (5.12)$$

Motor sürücü kuvvetini ifade eden denklem (5.11)'i, sistemin açık çevrim denklemi (5.10)'da yerine yazılarak sistemin kapalı çevrim dinamik denklemi elde edilebilir.

$$F_l(s) = \frac{F_d(K_d s + K_p) - F_l(K_d s + K_p) - (m_m s^2 + b_m s)X_l(s)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m}{k_s} s + 1} \quad (5.13)$$

$$\begin{aligned} F_l(s) \left(\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m}{k_s} s + 1 \right) + F_l(K_d s + K_p) \\ = F_d(K_d s + K_p) - (m_m s^2 + b_m s)X_l(s) \end{aligned} \quad (5.14)$$

Kapalı çevrim denklemi elde etmek için sistem çıktısı F_l ve sistem girdisi F_d 'ye göre yeniden düzenlenir.

$$F_l(s) \left(\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m}{k_s} s + (K_p + 1) \right) = F_d(K_d s + K_p) - (m_m s^2 + b_m s) X_l(s) \quad (5.15)$$

$$F_l(s) = \frac{(K_d s + K_p) F_d(s) - (m_m s^2 + b_m s) X_l(s)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m + k_s K_d}{k_s} s + (1 + K_p)}. \quad (5.16)$$

Denklem (5.16)'da sistemin kapalı çevrim dinamik denklemi gösterilmektedir.

5.2.1. Seri elastik eyleyici kapalı çevrim denklemi

Kapalı çevrim dinamik denklemi, yaydaki kuvvet, yükün hareketi ve yayda olması arzulanan kuvvet denklem (5.16)'da gösterilmişti. Yükün sabitlenmiş olduğunu ($X_l = 0$) varsayımıyla, eyleyici gövdesi sürücü kuvveti (F_u) ve eyleyici çıkış kuvveti (F_l) arasındaki transfer fonksiyonunu denklem (5.17)'de olduğu gibi ifade edebiliriz.

$$\frac{F_l(s)}{F_u(s)} = \frac{1}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m}{k_s} s + 1}. \quad (5.17)$$

Benzer şekilde arzu edilen kuvvet F_d ve eyleyicinin çıkış kuvveti F_l arasındaki transfer fonksiyonu yazmak için kapalı çevrim dinamik denklemde yük konumunun sabitlenmiş olduğu varsayımı ile denklem (5.18) yazılabilir.

$$\frac{F_l(s)}{F_d(s)} = \frac{K_d s + K_p}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m + k_s K_d}{k_s} s + (K_p + 1)} \quad (5.18)$$

5.2.2. Seri elastik eyleyici çıkış empedansı

Sistemin empedansı, eyleyiciye herhangi bir arzu edilen kuvvet verilmediğini kabul edilerek ($F_d = 0$) yeniden yazılır ise denklem (5.19), eyleyicinin çıkış empedansını ifade edecektir. Bu denklem ile, eyleyici ve çevre arasında herhangi bir arzu edilen kuvvet oluşturmak istediğimiz durumda, eyleyicinin dış çevreden gelen kuvvete karşı nasıl bir cevap vereceği incelenebilir.

$$\frac{F_l(s)}{X_l(s)} = \frac{-(m_m s^2 + b_m s)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m + k_s K_d}{k_s} s + (K_p + 1)} \quad (5.19)$$

5.2.3. Açık, kapalı çevrim ve empedansın boyutsuz olarak incelenmesi

Denklem (5.17, 5.18 ve 5.19)'da, seri elastik eyleyiciye açık çevrim, kapalı çevrim ve empedans özelliklerinin gösteren denklemler gösterilmişti. Çıkış empedansı bize eyleyicinin dış çevreden gelen gürültülere nasıl cevap vereceğinin göstermektedir. Empedans azaldıkça, seri elastik eyleyici dinamiği, yükten bağımsız hale gelmektedir. Yukarıda bulunan denklemleri boyutsuz olarak yazabilir ve sistemin cevabını incelenebilir. Bunun için öncelikle eyleyici kütlesini, sistemin doğal frekansı ve kontrol edilen doğal frekans ile tanımlayarak başlanabilir.

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k_s}{m_m}} \quad (5.20)$$

$$\omega_c = \sqrt{\frac{k_s K_p}{m_m}} \quad (5.21)$$

Yukarıda verilen denklem (5.20 ve 5.21) ile birlikte aşağıda verilen boyutsuzlaştırma denklemlerinden faydalanarak, yükün sabit olduğu durum için açık çevrim ve kapalı çevrim ve arzulanan kuvvetin sabit olduğu durum için çıkış empedansı denklemlerini boyutsuzlaştırabiliriz.

$$S = \frac{s}{\omega_0} \quad (5.22)$$

$$K = \frac{\omega_c}{\omega_0} = \sqrt{K_p} \quad (5.23)$$

$$B = \frac{b_m}{k_s} \omega_0 \quad (5.24)$$

$$C = K_d \omega_0 \quad (5.25)$$

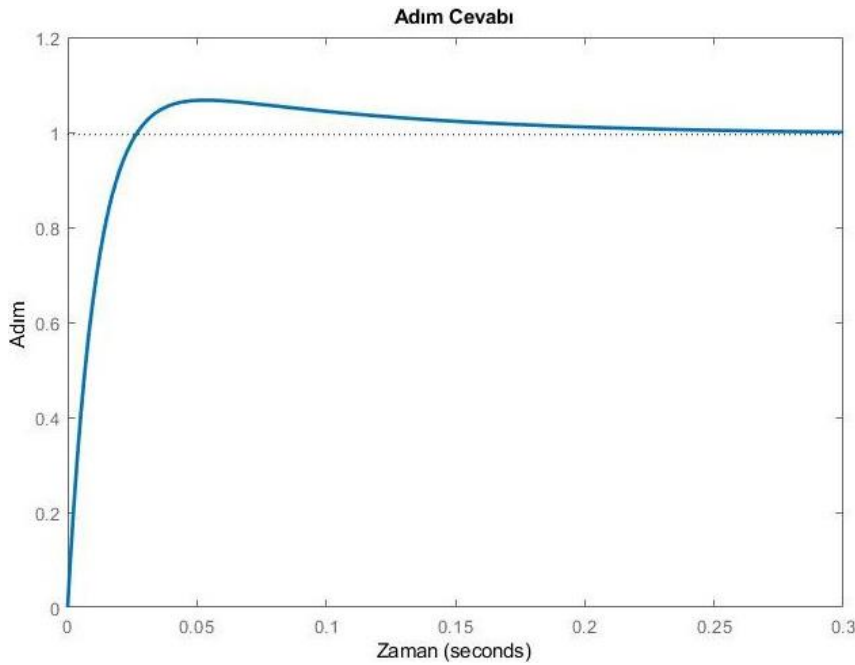
Açık, kapalı ve çıkış empedans denklemleri boyutsuz formda tekrar yazılarak denklem (5.26, 5.27 ve 5.28) elde edilir.

$$G_{ol}(S) = \frac{F_l(S)}{F_m(S)} = \frac{1}{S^2 + BS + 1} \quad (5.26)$$

$$G_{cl}(S) = \frac{F_l(S)}{F_d(S)} = \frac{CS + K^2}{S^2 + (B + C)S + K^2} \quad (5.27)$$

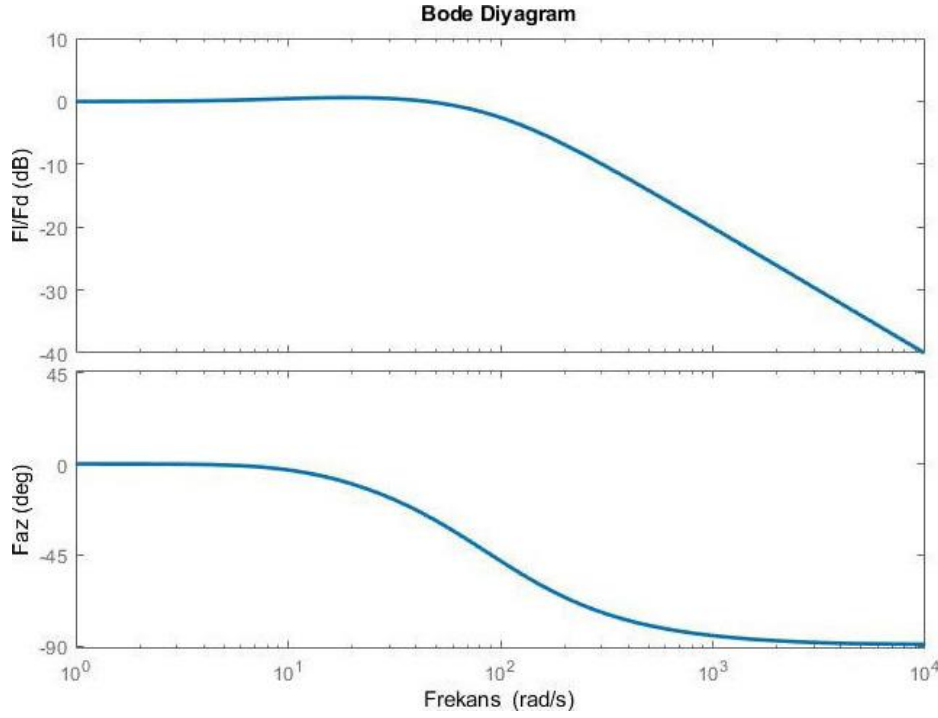
$$Z_{cl}(S) = \frac{F_l(\delta)}{k_s x_l(\delta)} = \frac{-S(S + B)}{S^2 + (B + C)S + K^2} \quad (5.28)$$

Denklem (5.27) G_{cl} , seri elastik eyleyici PD kapalı çevrim denklemini göstermektedir. Kontrolcü kazançları kontrol edilen doğal frekans ve sönümleme oranına bağlı olarak yazılabilir. Şekil 5.4'te ve 5.5'de PD kapalı çevrim kontrolcüsüne ait adım cevabı ve bode diyagramı görülmektedir.

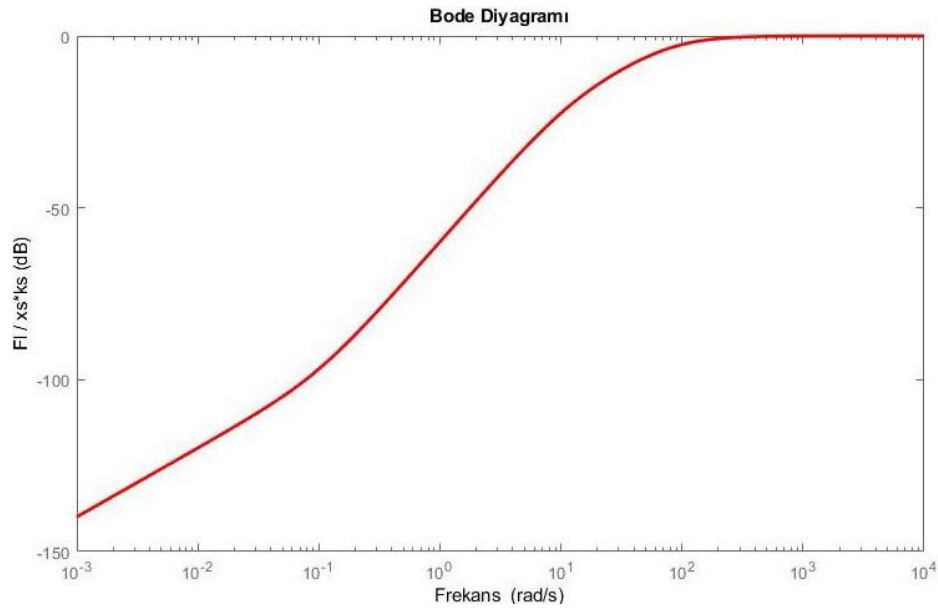


Şekil 5.4. Seri elastik eyleyici PD kapalı çevrim adım cevabı $\left(\frac{F_l(S)}{F_d(S)}\right)$

Denklem (5.28)'de gösterilen empedans değeri düşük frekanslarda küçük değerler göstermektedir. Frekans yükseldikçe empedans da yükselmektedir ve yüksek frekanslarda yay sabitine yaklaşmaktadır. Kontrolcü kazancı yükseldikçe empedans değeri düşmektedir.



Şekil 5.5. Seri elastik eyleyici PD kontrol kapalı çevrim frekans cevabı



Şekil 5.6. Seri elastik eyleyici çıkış empedansı frekans cevabı ($\frac{F_l(\delta)}{k_s x_l(\delta)}$)

5.2.4. Seri elastik eyleyici uç işlevci yük kuvvetleri

Daha önce hesaplanan denklem (5.7)'de, yay kuvveti ve eyleyici kuvveti arasındaki kuvvet dengesi göstermektedir. Bu denklem, kolaylık olması açısından denklem (5.29 ve 5.30)'da tekrar yazılmıştır.

$$F_l = k_s(X_m - X_l) \quad (5.29)$$

$$X_m = \frac{F_u - F_l}{m_m s^2} \quad (5.30)$$

Yüke bağlı olan eyleyici uç işlevcisinin serbest hareket ettiği varsayımı ile yükün hareket denklemini sürtünme ihmal edilerek tekrar denklem (5.31 ve 5.32)'deki gibi yazılabilir.

$$X_l = \frac{F_l}{m_l s^2} \quad (5.31)$$

$$F_u = (K_p + K_d s)(F_d - F_l) \quad (5.32)$$

Kontrolcü denklemini, eyleyici kütlesinin hareket denkleminde yerine yazılır ve yükün hareketi için kullanılırsa, yükün kütlesine bağlı olarak arzulanan kuvvet ve yay kuvveti arasındaki kapalı çevrim transfer fonksiyonu elde edilir.

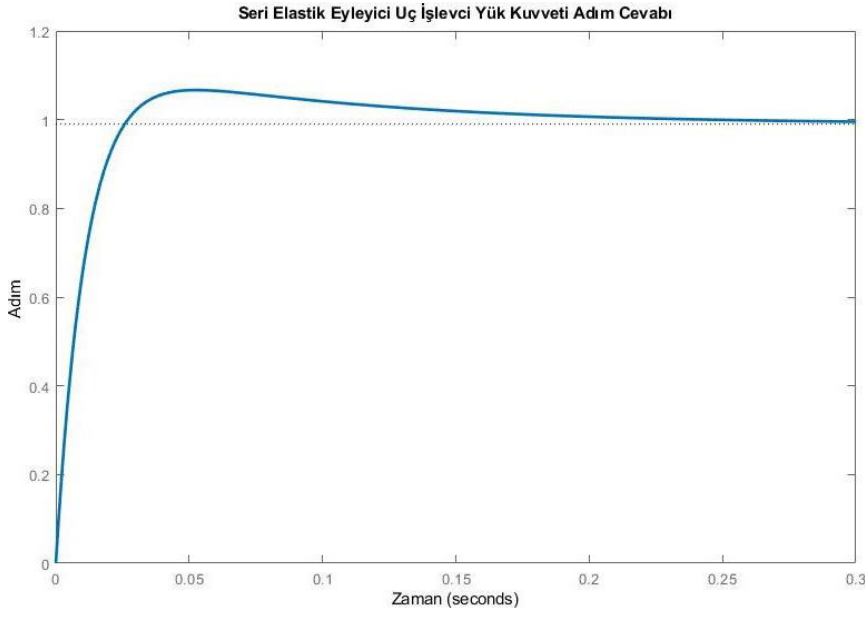
$$\frac{F_l}{F_d} = \frac{K_p + K_d s}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + K_d s + \left(K_p + 1 + \frac{m_m}{m_l}\right)} \quad (5.33)$$

$$\frac{x_l}{F_d} = \frac{1}{m_l s^2} \frac{K_p + K_d s}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + K_d s + \left(K_p + 1 + \frac{m_m}{m_l}\right)} \quad (5.34)$$

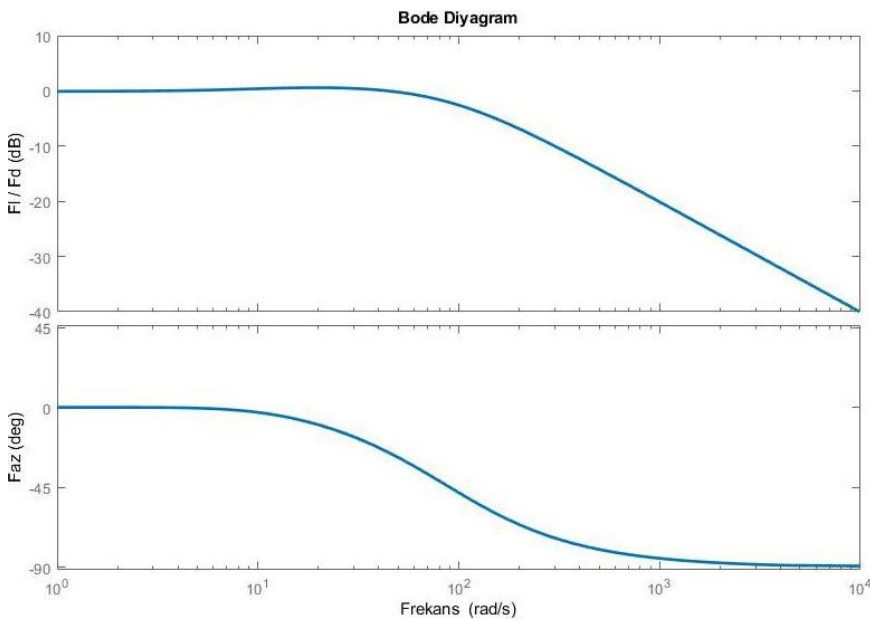
Denklem (5.33) transfer fonksiyonu, eyleyici gövdesi sönümlleme katsayısı ve yükün kütlesi haricinde, yükün sabitlendiği transfer fonksiyonu (denklem 5.18'de olduğu gibi) ile benzerlik göstermektedir. $K_p + 1$ üzerine, eyleyici kütlesi ve yük kütlesi oranı $\frac{m_m}{m_l}$ eklenmiştir. Buradaki önemli nokta düşük gerçek yay sabiti durumlarında $K_p + 1$ kazancı büyük olmaktadır. Bununla birlikte kütle oranının etkili olabilmesi için yük kütlesinin eyleyici kütlesinden oldukça küçük olması gerekmektedir. Bu nedenle yük kütlesinin kapalı çevrim transfer fonksiyona etkisi fazla olmayacaktır. Yükün kütlesi, yay ile denklem (5.35)'te gösterilen ω_l frekansından rezonans olacaktır. Denklem (5.36), transfer fonksiyonu boyutsuz olarak göstermektedir. Denklem (5.34) ise, seri elastik eyleyici uç işlevcisindeki yükün kuvvete bağlı olarak hareketini göstermektedir.

$$\omega_l = \sqrt{\frac{k_s}{m_l}} \quad , \quad R = \frac{\omega_l}{\omega_0} \quad (5.35)$$

$$\frac{F_l(S)}{F_d(S)} = \frac{CS + K^2}{S^2 + (C + B)S + K^2 + R^2} \quad (5.36)$$



Şekil 5.7. Seri Elastik Eyleyicinin dış kuvvete bağlı adım cevabı ($\frac{F_l(S)}{F_d(S)}$)



Şekil 5.8. Seri Elastik Eyleyicinin dış kuvvete bağlı frekans cevabı ($m/m_l=0$)

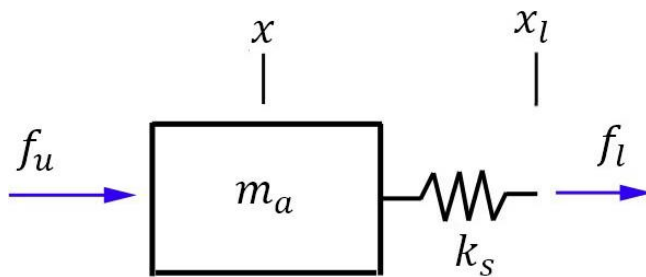
6. SERİ ELASTİK EYLEYİCİ KONTROLÜ

Bu bölümde, seri elastik eyleyici üzerinde sırasıyla kuvvet kontrol ve aktif empedans kontrolü olmak üzere iki farklı kontrol stratejisi uygulanmıştır. İlk yöntem Pratt ve Williamson tarafından uygulanmış *PD* kontrol olup, kontrol yöntemi oransal ve türevsel kazançları kullanarak arzulanan kuvvet ve temas kuvveti arasındaki farkın telafi edilerek, eyleyici kuvvet kontrolü yapılmıştır. Kontrol yönteminde *PD* kontrolcüsünün yanı sıra bazı ileri besleme yöntemleri kullanılarak, sistem geçici hal hatasının azaltılması sağlanmaya çalışılmıştır.

İkinci kontrol stratejisi ise aktif empedans kontrolün seri elastik eyleyiciye uygulanmasıdır. Empedans kontrol kuvveti ve konumu kontrol etmekten daha çok, eyleyici ve dış ortam arasındaki ara yüzün mekanik empedansı kontrol edilecektir.

6.1. Seri Elastik Eyleyicinin Kuvvet Kontrolü

Uygulanan *PD* kuvvet kontrolü, Bölüm 4'te açıklanan seri elastik eyleyici modeli ile küçük farklılıklar dışında çok benzemektedir. İlk olarak sistemin viskoz sürtünmesi, denklemleri basitleştirmek için ihmal edilmiştir. Eyleyici modelini oluşturmak için öncelikle seri elastik eyleyicinin Şekil 6.1'deki dinamik modeli kullanılarak sistemin dinamik denklemi oluşturulmuştur. Yaydaki yer değiştirme ve Hooke yasası kullanılarak, temas kuvveti hesaplanmıştır.



Şekil 6.1. Doğrusal seri elastik eyleyicinin kavramsal dinamik modeli

$$f_l = k_s(x - x_l) \quad (6.1)$$

$$f_u = m_a \ddot{x} + k_s(x - x_l) \quad (6.2)$$

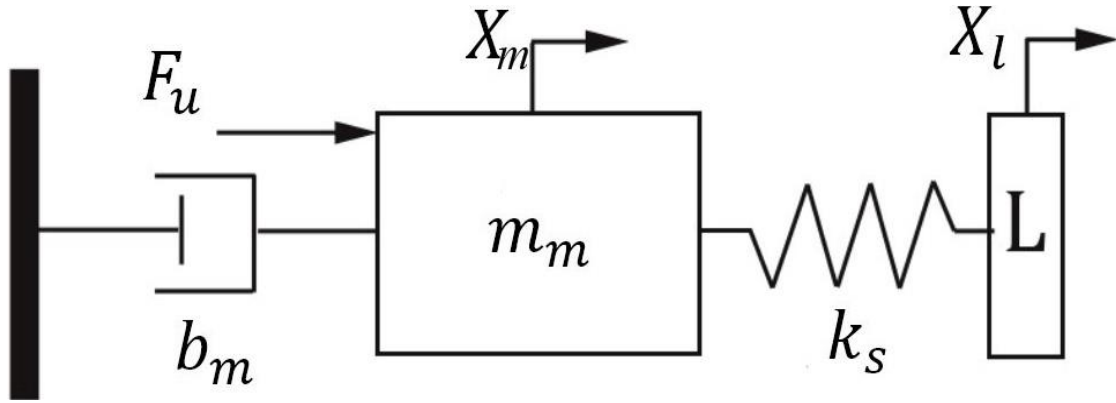
$$f_u = m_a \ddot{x} + f_l \quad (6.3)$$

Denklem (6.1) ve (6.3)'ün Laplace transformasyonu alınarak dinamik denklem frekans uzayında yazılmıştır. Şekil 6.2 eyleyici dinamik modelini göstermektedir.

$$F_l = k_s(X - X_l) \quad (6.4)$$

$$F_u = m_a X s^2 + F_l \quad (6.5)$$

$$X = \frac{F_u - F_l}{m_a s^2} \quad (6.6)$$



Şekil 6.2. Seri elastik eyleyici dinamik denkleminin bloklar ile modellenmesi

Denklem (6.6)'nın denklem (6.4)'te yerine yazılması ile motor kuvveti ve eyleyici kuvveti arasındaki bağlantı denklem (6.7)'de olduğu gibi elde edilebilir.

$$F_u = F_l + \frac{m_a s^2}{k_s} F_l + m_a s^2 X_l \quad (6.7)$$

Kuvvet kontrolü yapılırken, motor kontrolünün sorunsuz yapıldığı ve DC motorun arzu edilen tüm motor kuvvetini sağlayabilecek bir kaynak olduğu varsayılmıştır. Çevreyle olan temas kuvveti gerçekte eyleyici ve çevresiyle arasında olması arzulanan ve kontrol edilmesi istenilen kuvvet olduğundan $F_l = F_d$ olacaktır. Denklem (6.7)'de yay üzerindeki kuvvet yerine arzu edilen kuvveti F_d yazarak denklemi yeniden yazabiliriz.

$$F_u = F_d + \frac{m_a s^2}{k_s} F_d + m_a s^2 X_l \quad (6.8)$$

Denklem (6.8)'de gösterilen eşitliğin sağ tarafı denge konumunda incelenirse sırasıyla, yay üzerinden dış çevreye uygulanmak istenen kuvveti, eyleyici gövdesinin hareket ettirerek yay üzerinde yeterli deformasyon oluşturmak için gerekli kuvvet ve son terim ise eyleyici gövdesinin, yükün hareketini takip ettirmek için gerekli ivmeyi göstermektedir. Bu üç terim birlikte sistemin ters dinamiğini oluşturmaktadır.

Seri elastik eyleyici genel denkleminde elde edilen sistemin açık çevrim dinamik denklemini viskoz sürtünme olmadan tekrar yazılır ise, Denklem 6.9'da yay kuvvetini, F_l , motor kuvveti F_u ve yük hareketi X_l bağlı olarak göstermektedir.

$$F_l(s) = \frac{F_u - m_a s^2 X_l}{\frac{m_a}{k_s} s^2 + 1} \quad (6.9)$$

Genel modelden bilinen gibi kapalı çevrim (Denklem 5.18) dinamik denklemini yazmak için yükün hareket etmediğini kabul edersek, arzulanan kuvvet F_d ve yay kuvveti F_l arasındaki transfer fonksiyonu yazabiliriz.

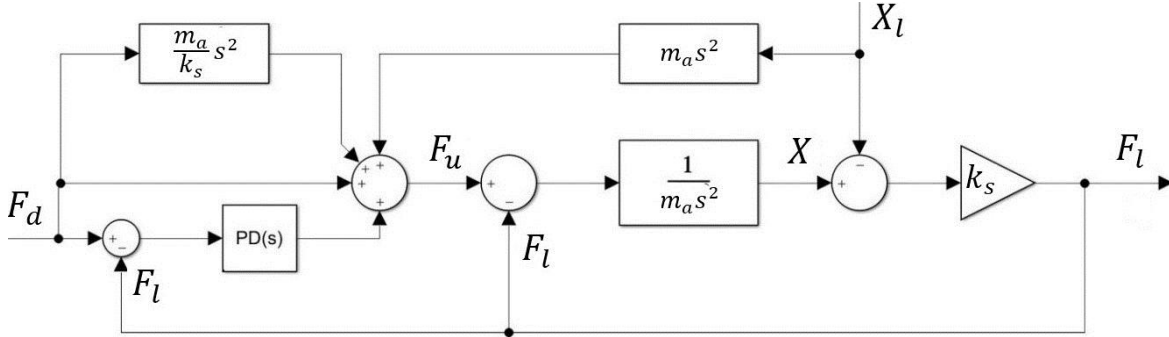
$$\frac{F_l(s)}{F_d(s)} = \frac{K_d s + K_p}{\frac{m_a}{k_s} s^2 + K_d s + (K_p + 1)} \quad (6.10)$$

Benzer şekilde arzulanan kuvveti sıfır kabul edersek, sadece yükün hareketinden dolayı yayda oluşan kuvvet F_l ve yükün hareketi arasındaki ilişki denklem (6.11)'de olduğu gibi yazılır.

$$\frac{F_l(s)}{X_l(s)} = \frac{-(m_a s^2 +)}{\frac{m_a}{k_s} s^2 + K_d s + (K_p + 1)} \quad (6.11)$$

Dış çevreyle etkileşimde arzulanan kuvvetin başarılabilmesi için, yaydaki kuvvet ve arzu edilen kuvvetin arasındaki fark *PD* kontrolcü ile telafi edilmiştir. Sistemin dinamik denklemi (6.8) ile tanımlanan motor kuvvetine ait 3 farklı terim, motor kuvvetini kontrol etmek için

kullanılmıştır. $F_d - F_l$ arasındaki kuvvet hatasını üzerinden kullanılan PD transfer fonksiyonunu denklem (6.12)'de gösterilmiştir.



Şekil 6.3. Eyleyicinin PD kontrol diyagramının gösterilmesi

$$PID = K_p + K_i * \frac{1}{s} + K_d * \frac{s}{Ns + 1} \quad (6.12)$$

Çizelge 6.1. PID transfer fonksiyonuna ait parametre tanımları

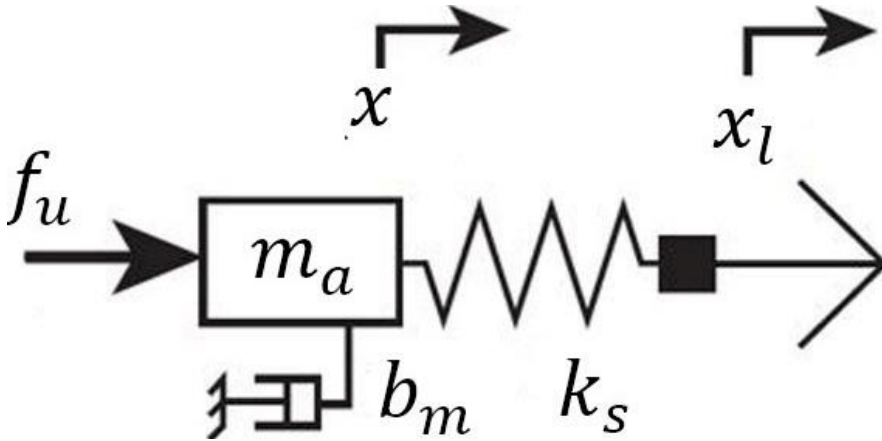
K_p	Orantısal kazanç
K_i	İntegral kazancı
K_d	Türev kazancı
N	Zaman filtre sabiti

7. EMPEDANS KONTROL

Empedans kontrolü, eyleyici ve çevresi arasındaki dinamik etkileşimi kuvvet ve konuma bağlı olarak gösteren bir kontrol yaklaşımıdır. Mekanik empedans ise, kuvvet çıkışının hareket girişine oranıdır. Bu tez kapsamında, empedans kontrol ile seri elastik eyleyicinin çevreyle olan teması nedeniyle meydana gelen mekanik empedans değeri korunarak rehabilitasyon robotları için uyumlu hale getirilmeye çalışılacaktır. Bunu yapmak için aktif empedans yöntemi kullanılacak ve arzu edilen mekanik değeri kontrol edilecektir.

7.1. Aktif Empedans Kontrolü Dinamik Modeli

Aktif empedans yöntemi ile, arzu edilen mekanik empedansı gerçekleştirmek için yük konumunun ve temas kuvvetinin sisteme geri beslenmesi ile eyleyici gövdesi hareket ettirilir. Bu tez kapsamında empedans kontrolünün uygulanması için, çevreyle olan temas kuvvetinin ölçülmesi için bir yay ve sensör, eyleyici gövdesinin konumunu bulmak için bir DC motorun dönüşüne bağlı olarak dönüş sayan bir optikal enkoder kullanılacaktır. Şekil 7.1’de eyleyicinin kavramsal dinamik modelini göstermektedir.



Şekil 7.1. Seri elastik eyleyici kavramsal dinamik model

Yayda oluşan kuvvet, yükün ve eyleyici gövdesinin yer değişimine göre denklem (7.1)’de gösterilmektedir. Yayda oluşan kuvvet Hook kanunu ile hesaplanmakta ve bir potansiyometre yardımı ile ölçülmektedir.

$$f_l = k_s(x - x_l) \quad (7.1)$$

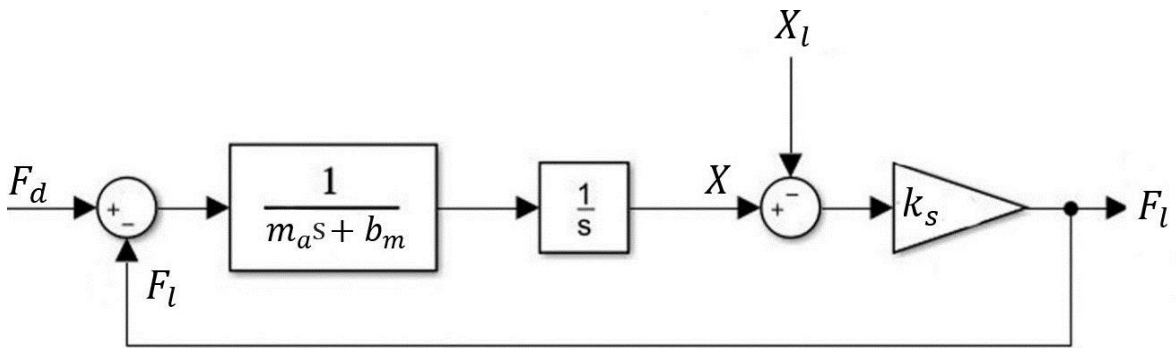
Denklem (7.2) sistemin dinamik denklemini göstermektedir.

$$f_u = m_a \ddot{x} + b_m \dot{x} + k_s(x - x_l) \quad (7.2)$$

Denklem (7.2)'de gösterilen eşitlikte, f_l yayda temas nedeniyle veya yükün hareketi nedeniyle oluşan kuvvet, x eyleyici gövdesinin konumu ve x_l uç işlevcinin veya yükün konumudur.

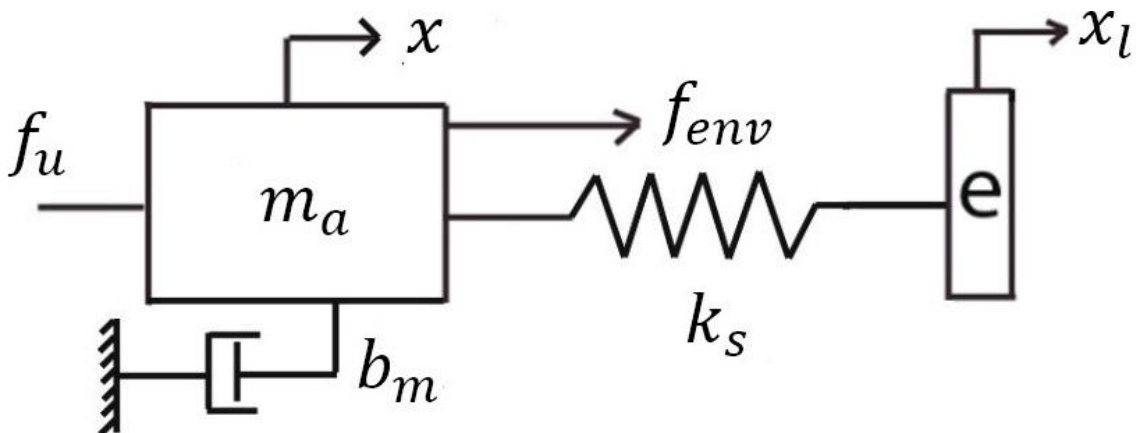
$$f_u - f_l = m_a \ddot{x} + b_m \dot{x} \quad (7.3)$$

Vidalı mil ve eyleyici gövdesi arasında oluşan motor viskoz sürtünmesini b_m temsil etmektedir. f_u eyleyici gövdesini temas kuvvetinin karşı DC motor tarafından üretilen kuvveti göstermektedir.



Şekil 7.2. Seri eyleyicinin dinamik modelinin blok diyagram ile gösterilmesi

7.2. Aktif Empedans Kontrol Yöntemi



Şekil 7.3. Seri elastik eyleyicinin temas kuvvetiyle birlikte gösterilmesi

$$f_u + f_{env} = m_a \ddot{x} + k_s(x - x_l) + b_m \dot{x} \quad (7.4)$$

Sistemin (Şekil 7.3) temas kuvvetine göre arzulan kuvvetinin hesaplanması denklem gibi gösterilebilir.

$$f_{env} = m_d \ddot{x} + b_d(-\dot{x}_d) + k_d(x - x_d) \quad (7.5)$$

m_d , b_d , k_d sırasıyla arzulan kütle, sönümleme katsayısı ve yay kuvvetini göstermektedir. x_d arzu edilen mekanik empedansın elde edilmesini sağlayan konumu ifade etmektedir. x , $\dot{x}$ ve $\ddot{x}$ eyleyici gövdesinin konumu, hızı ve ivmesinin ölçülebilir olması durumunda, eyleyici gövdesini süren kuvveti gösteren empedans kontrol kuralını yazabiliriz. Denklem (7.5)'ün denklem (7.4)'de yerine yazılması ile denklem (7.6)'ı elde edilir.

$$f_u = (m_a - m_d) \ddot{x} + k_s(x - x_l) + b_m \dot{x} - b_d(\dot{x} - \dot{x}_d) - k_d(x - x_d) \quad (7.6)$$

Eğer temas kuvvetini, yani f_l değerini biliyorsak denklem (7.7) şeklinde yazmak mümkündür.

$$f_u = k_s(x - x_l) + b_m \dot{x} - m_a m_d^{-1} b_d(\dot{x} - \dot{x}_d) - m_a m_d^{-1} k_d(x - x_d) - (1 - m_a m_d^{-1}) f_{env} \quad (7.7)$$

Sistemim gerçek kütlesi ve arzu edilen kütlelerinin eşit olmasını istediğimizden, denklem (7.7)'yi arzulan empedans kuralını konum ve hız geri besleme kontrol kuralına çevirebiliriz.

$$m_d = m_a \quad (7.8)$$

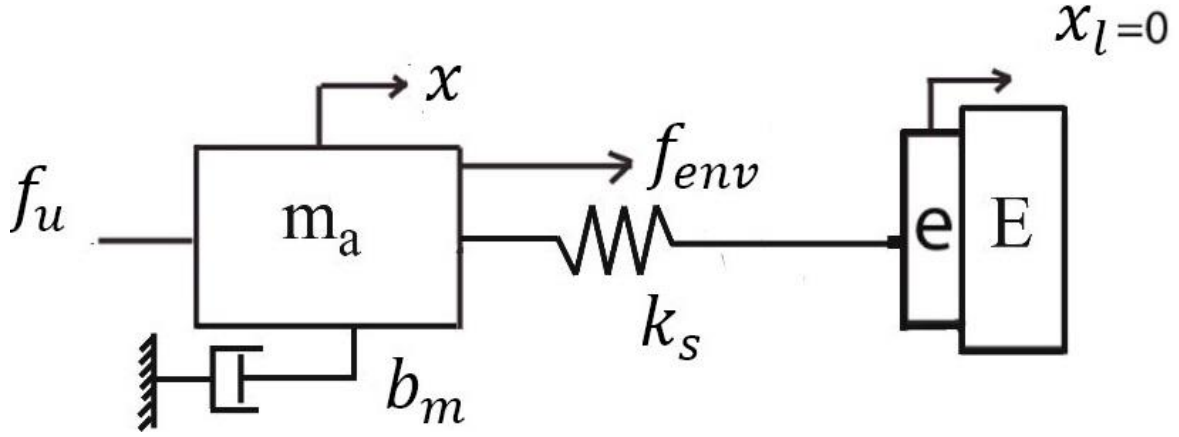
$$f_u = k_s(x - x_l) + b_d(\dot{x}_d + \dot{x}) + k_d(x_d - x) + b_m \dot{x} \quad (7.9)$$

$$f_u = f_l + b_d(\dot{x}_d + \dot{x}) + k_d(x_d - x) + b_m \dot{x} \quad (7.10)$$

Denklem (7.10), arzulan empedans değerlerini elde etmek için gerekli kontrol kuralını göstermektedir. Bir sonraki aşama olarak yük konumunun (yük konum $x_l = 0$) sabit olduğu

kabul edilirse, yük ve çevre arasındaki dinamik bağlantıyı yazılması mümkün olur.

$$-f_{env} = k_s(x - x_c) \quad (7.11)$$



Şekil 7.4. Seri elastik eyleyici veya yük hareketinin sıfır kabul edilmesi. x_c temas kuvvetinin sıfır olduğu durumda denge konumunu ifade etmektedir

Arzulanan empedans değerini sürdürürken, eyleyici gövdesi tarafından çevreye (E) uygulanan f_{env} kuvvetini arzu edilen kuvvet ($F_d = -f_d$) ile değiştirmek mümkündür. Sistemin eyleyici gövdesinin konumu ve yay katsayısı bildiğimizden, arzulanan kuvveti elde etmek için gerekli olan x_d , arzulanan konum yörüngesini hesaplayabiliriz. Denklem denge durumunda temas kuvvetine bağlı olarak arzu edilen yörüngenin denklemini göstermektedir.

Denklem (7.5) ve denklem (7.11), denge durumunda iken, denklem (7.14) denklem (7.13)'de yerine yazılarak arzulanan konum hesaplanabilir ve bu şekilde kuvvet kontrolü konum kontrolüne çevrilebilir.

$$f_{env} = k_d(x - x_d) \quad (7.12)$$

$$-f_{env} = k_s(x - x_c) \quad (7.13)$$

$$\frac{f_{env}}{k_d} + x_d = x \quad (7.14)$$

$$-f_{env} = k_s \left(\frac{f_{env}}{k_d} + x_d - x_c \right) \quad (7.15)$$

$$x_d = x_c - \frac{(k_d + k_s)}{k_s k_d} f_{env} \quad (7.16)$$

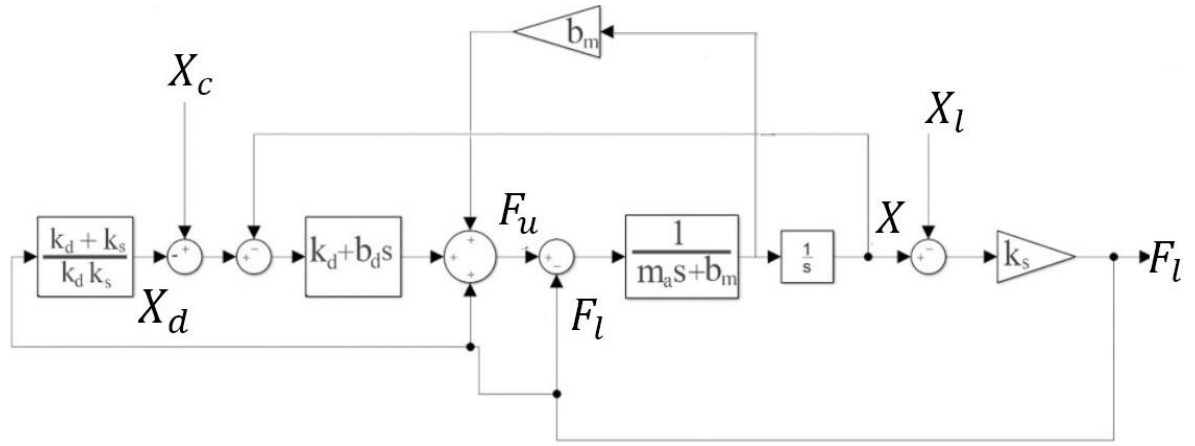
$$x_d = x_c - \frac{(k_d + k_s)}{k_s k_d} f_d \quad (7.17)$$

Arzuladığımız temas kuvvetinin kontrolünü sağlayan empedans kontrol kuralını bu şekilde arzu edilen konum ile yer değiştirmiş olduk. Burada x_c eyleyici gövdesinin denge konumundaki konumunu gösterirken, x_c ve k_s değerlerini sensörler vasıtasıyla hesaplayabiliriz. Denklem 7.16 ile çevre tarafından sisteme uygulanan dış/temas kuvvetini kontrol etmemizi sağlayan mekanik empedansı ayarlamamız mümkündür. Empedans kontrol kuralı 7.10'u tekrar düzenleyerek tekrar yazarsak aşağıda verilen denklem (7.18)'i elde ederiz.

$$f_u = f_l + b_m \dot{x} + (x_d - x)(b_d s + k_d) \quad (7.18)$$

Denklem 7.18, eyleyici ve çevre arasındaki mekanik empedansı ayarlamamızı sağlayacak eyleyici gövdesini süren kuvveti verir. Bu denklem $f_l + b_m \dot{x}$ ileri besleme değişkenleri dışında, *PD* hareket kontrolü ile benzerlik göstermektedir. Burada sırasıyla d_d ve k_d , arzulanan sönümleme katsayısı ve yay katsayısı, *PD* kontrol, oransal ve türevsel kazançlarına uyum sağlamaktadır. Arzu ettiğimiz mekanik empedansa bağlı olarak elde ettiğimiz arzulanan konum x_d ve dc motor enkoderinden hesaplanan eyleyici gövdesi konumu x , arasındaki hata oranı şekil 7.5 ,de gösterildiği gibi bir *PD* kontrolcüsü kullanılarak telafi edilebilir.

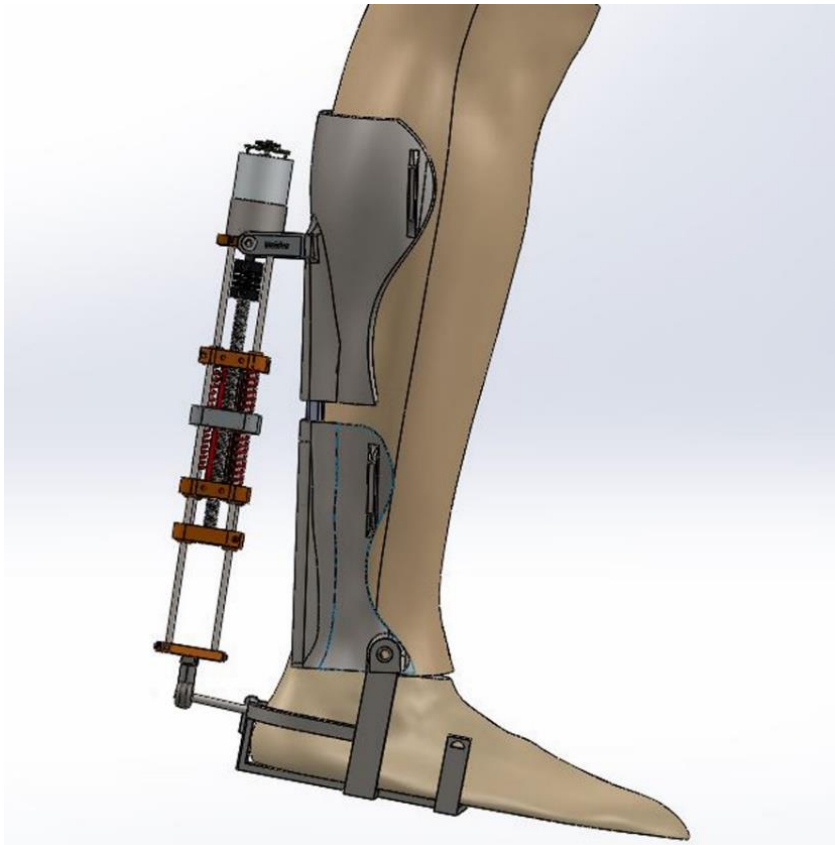
Empedans kontrol ile yapılan konum ve kuvvetin kontrol edilerek eyleyici ara yüzünün mekanik empedansının kontrol edilmesini gösteren Şekil 7.5'deki kontrol stratejisini yeniden kısa bir şekilde anlatılır ise, yaydaki meydana gelen yer değişimine bağlı olarak oluşan temas kuvveti ile mekanik empedansın sağlanması için empedans kontrol sağlanmıştır. Arzu edilen konumun oluşturulması için motor tarafından üretilmesi gereken kuvvet hesaplanmıştır. Arzu edilen konum ve eyleyici gövdesinin gerçek konumu bir enkoder aracılığıyla sisteme geri beslenmiş ve bir *PD* kontrolcü tarafından hata payı telafi edilmiştir.



Şekil 7.5. Tasarlanan empedans kontrol stratejisinin blok diyagram ile gösterilmesi

8. ORTEZ TASARIMI

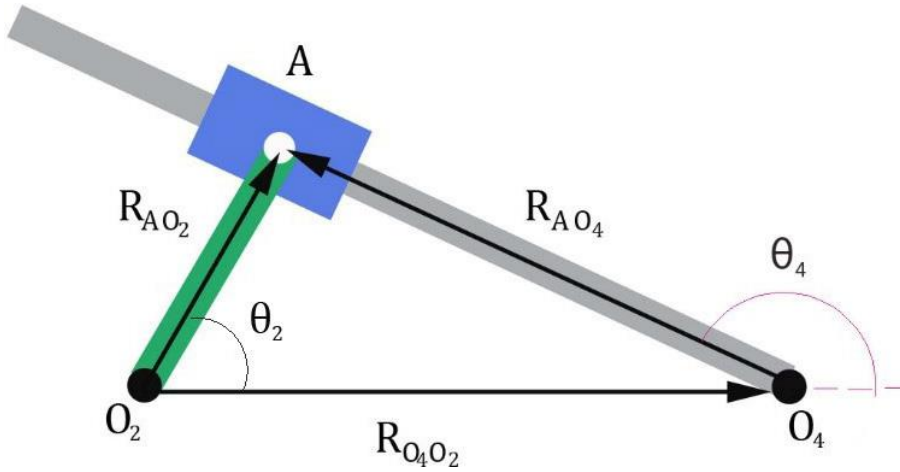
Bölüm 2’de sağlıklı bir insan ayak bileğinin yürüyüş döngüsü için olan gerekli bilek açılarının yörüngeleri ve torkları incelenmişti. İki serbestlik derecesinden oluşan insan ayak bileği, sadece aşağı ve yukarı olacak şekilde ayak bilek eklemi etrafından yaptığı dönel hareket düşünüldüğünde tek serbestlik derecesine sahip bir krank biyel mekanizması şeklinde düşünülebilir (Resim 8.1). Ayak bileği için aktif destekli bir fizik tedavide, ortez ve eyleyicisinin, hastanın konfor ve güvenliğini sağlayacak şekilde yürüyüş döngüsünü gerçekleştirmesi gerekmektedir [51-53]. Bunun için hasta ve eyleyici arasındaki empedans değeri düşük tutulmalıdır. Seri elastik eyleyicinin ihtiva ettiği yay sayesinde, empedans kontrol yapılmaksızın, etkileşim yüzeyinde yay sabitine bağlı olarak düşük bir empedans değeri oluşturmaktadır. Bu değer doğrudan yay katsayısının kendisine eşittir çünkü yayın konumu doğrudan ona uygulanan kuvvet ile ilişkilidir. Bölüm 7’de empedans kontrol ile temas kuvveti kontrol edilerek etkileşim yüzeyinin empedansı kontrol edilmiştir. Bu arzulanan empedansın korunması şartıyla hastanın ayak bileği yürüyüş döngüsü için gerekli eklem açıları verilmelidir.



Resim 8.1. Lineer seri elastik eyleyicinin aktif ortezde kullanılması

Bölüm 7.2’de verilen denklem (7.17) ile, empedans kontrol için arzulanan kuvvetin, arzulanan konum olarak gösterilebileceği bulunmuştu. Denklem (8.1)’ verilen X_c değeri eyleyicinin ofsetini, $1/\frac{(k_d+k_s)}{k_s k_d}$ ise arzu edilen empedans değerini göstermektedir. X_c konum değeri yerine gerekli eklem açıları verilerek yürüyüş döngüsü gerçekleştirilebilir. Eklem açısının, eyleyici için gerekli doğrusal harekete dönüştürülmesi için insan ayak bileği ve ortez bir krank biyel mekanizması gibi düşünülmüş ve konum, hız ve ivme analizi yapılmıştır (Şekil 8.2) .

$$X_d = X_c - \frac{(k_d + k_s)}{k_s k_d} F_d \quad (8.1)$$



Şekil 8.1. İnsan ayak bileği ve ortezinin krank biyel mekanizması olarak modellenmesi

Mekanizmanın vektör bileşkesi denklem 8.2’de olduğu gibidir.

$$R_{AO_2} - R_{AO_4} - R_{O_4O_2} = 0 \quad (8.2)$$

$$Sabit \rightarrow R_{AO_2} = L_2 \text{ and } R_{O_4O_2} = L_1 \quad (8.3)$$

$$Değişken \rightarrow R_{AO_4} = R \quad (8.4)$$

Denklem (8.5) ve (8.6)’da mekanizmanın konum denklemleri çıkartılmıştır.

$$L_2 \cos \theta_2 - R \cos \theta_4 - L_1 = 0 \quad (8.5)$$

$$L_2 \sin \theta_2 - R \sin \theta_4 = 0 \quad (8.6)$$

Denklem (8.7) ve (8.8)'de konum analizi yapılmıştır. Verilen θ_2 açısı için denklem (8.7) ve denklem (8.8) θ_4 ve R için çözülür. Denklem (8.7) ve (8.8)'in R için çözülmesiyle elde edilen denklem (8.9) eklem açısı θ_2 için eyleyicinin doğrusal hareketini göstermektedir. Denklem (8.8)'in θ_4 için çözülmesiyle denklem (8.11) elde edilir.

$$R^2 \cos^2 \theta_4 = L_2^2 \cos^2 \theta_2 - 2L_1L_2 \cos \theta_2 + L_1^2 \quad (8.7)$$

$$L_2^2 \sin^2 \theta_2 - R^2 \sin^2 \theta_4 = 0 \quad (8.8)$$

$$R^2 = L_2^2 - 2L_1L_2 \cos \theta_2 + L_1^2 \quad (8.9)$$

$$L_2 \sin \theta_2 = R \sin \theta_4 \quad (8.10)$$

$$\theta_4 = \sin^{-1} \frac{L_2 \sin \theta_2}{R} \quad (8.11)$$

Denklem (8.12) ve (8.13) hız denklemlerini göstermektedir. $\dot{\theta}_2$, verilen eklem açısal hızı için $\dot{\theta}_4$ ve $\dot{R}$ elde edilir.

$$-L_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - \dot{R} \cos \theta_4 + R \dot{\theta}_4 \sin \theta_4 = 0 \quad (8.12)$$

$$L_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 - \dot{R} \sin \theta_4 - R \dot{\theta}_4 \cos \theta_4 = 0 \quad (8.13)$$

$$\begin{bmatrix} R \sin \theta_4 & -\cos \theta_4 \\ -R \cos \theta_4 & -\sin \theta_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_4 \\ \dot{R} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \\ -L_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \end{bmatrix} \quad (8.14)$$

Denklem (8.15) ve (8.16), ivme denklemlerini göstermektedir. $\ddot{\theta}_2$, verilen eklem açısal hızı için $\ddot{\theta}_4$ ve $\ddot{R}$ elde edilir.

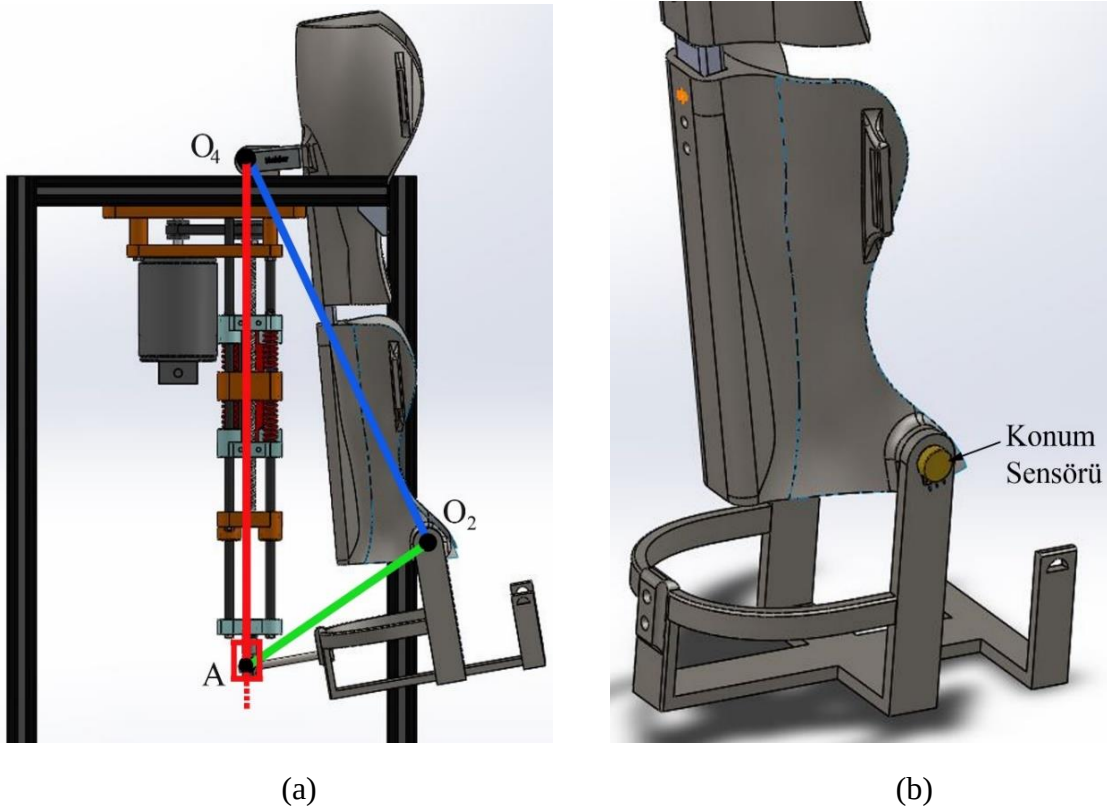
$$\begin{aligned} -L_2 \sin \theta_2 \ddot{\theta}_2 - L_2 \cos \theta_2 \dot{\theta}_2^2 + R \sin \theta_4 \ddot{\theta}_4 + R \cos \theta_4 \dot{\theta}_4^2 \\ + 2\dot{R} \sin \theta_4 \dot{\theta}_4 - \ddot{R} \cos \theta_4 = 0 \end{aligned} \quad (8.15)$$

$$L_2 \cos \theta_2 \ddot{\theta}_2 - L_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_2^2 - R \cos \theta_4 \ddot{\theta}_4 + R \sin \theta_4 \dot{\theta}_4^2 - 2\dot{R} \cos \theta_4 \dot{\theta}_4 - \ddot{R} \sin \theta_4 = 0 \quad (8.16)$$

$$\begin{bmatrix} R \sin \theta_4 & \cos \theta_4 \\ -R \cos \theta_4 & \sin \theta_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_4 \\ \ddot{R} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_2 (\sin \theta_2 \ddot{\theta}_2 + \cos \theta_2 \dot{\theta}_2^2) - R \cos \theta_4 \dot{\theta}_4^2 - 2\dot{R} \sin \theta_4 \dot{\theta}_4 \\ -L_2 (\cos \theta_2 \ddot{\theta}_2 - \sin \theta_2 \dot{\theta}_2^2) - R \sin \theta_4 \dot{\theta}_4^2 + 2\dot{R} \cos \theta_4 \dot{\theta}_4 \end{bmatrix} \quad (8.17)$$

Uç işlevcinin konumu ve ayak bileği arasındaki bağlantı, denklem (8.18) ile tanımlanabilir.

$$R = L_2^2 + L_1^2 - 2L_2L_1 \cos \theta_2 \quad (8.18)$$



Resim 8. 2. (a) Ortez ve seri elastik eyleyici deney düzeneği. (b) Ayak bileği eklem açısının elde edilmesi için kullanılan konum sensörünün pozisyonlandırılması

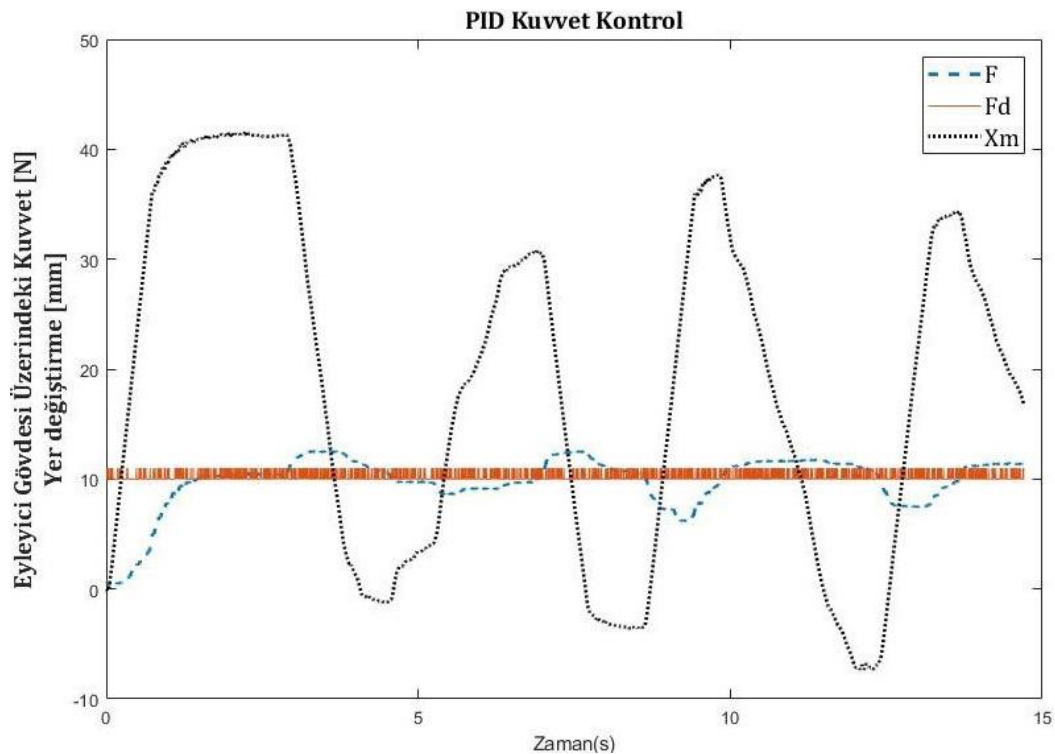
x_c , ayak bileği yürüyüş döngüsü yörüngesini oluşturmak için kullanılabilir. Bu şekilde, hastanın uyguladığı kuvvete bağlı olarak eyleyici üzerindeki kuvvet miktarı değişmekte ve ara yüzde oluşan empedans değeri korunurken aynı zamanda yürüyüş döngüsü gerçekleştirilebilir.

9. SİMULASYON VE DENEYSEL SONUÇLAR

9.1. PID Kuvvet Kontrolü Deneyisel Sonuçları

Eyleyici ve çevre arasındaki temas kuvveti, *PID* kuvvet kontrolcüsü kullanılarak kontrol edilmiştir. Şekil 9.1’de temas kuvveti, arzulanan kuvvet ve eyleyici gövdesinin konumu arasındaki ilişkiyi gösteren simülasyon sonuçları yer almaktadır. Arzu edilen temas kuvveti 10N olarak alınmış ve eyleyici dışarıdan kuvvet uygulanarak eyleyici uç işlevcisinin konumu değiştirilmiştir. Kontrol algoritması, eyleyici gövdesinin konumunu değiştirerek arzulanan kuvveti sağlamaya çalışmaktadır.

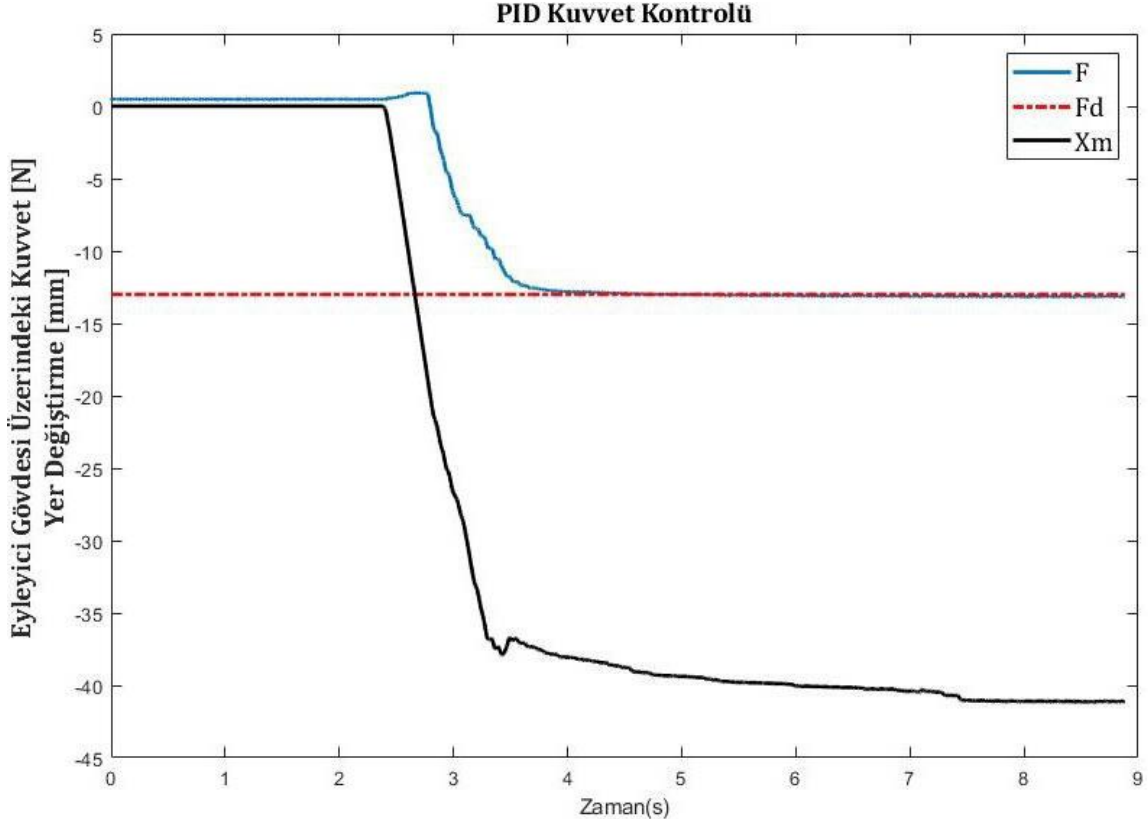
Eyleyici kontrolü, öncelikle *PID* türevsel ve integral kazançları sıfır alınmıştır. Daha sonra sistemin adım cevabında aşma olana kadar oransal kazanç artırılmış ve bunun ardından türevsel kazanç eklenerek yükselme zamanı azaltılmıştır. Oluşan osilasyonu azaltmak için kontrolcüye integral kazancı eklenmiştir.



Şekil 9.1. Eyleyici *PID* kuvvet kontrolü. *PID* kazançları, $P=200$, $I=5$, $D=20$, $I=0.5$

Şekilde 9.2’de, eyleyici konumunu değiştirmek için ters yönde bir hedef pozisyonu verilmiştir. Eyleyici uç işlevcisi verilen hedef yörüngesinde ilerlerken dışarıdan eyleyiciyi

engelleyici bir kuvvet uygulanmıştır. Eyleyici arzulanan kuvvet değerini ($13N$) geçmeyecek şekilde yüke kuvvet uyguladıktan sonra durmuştur.

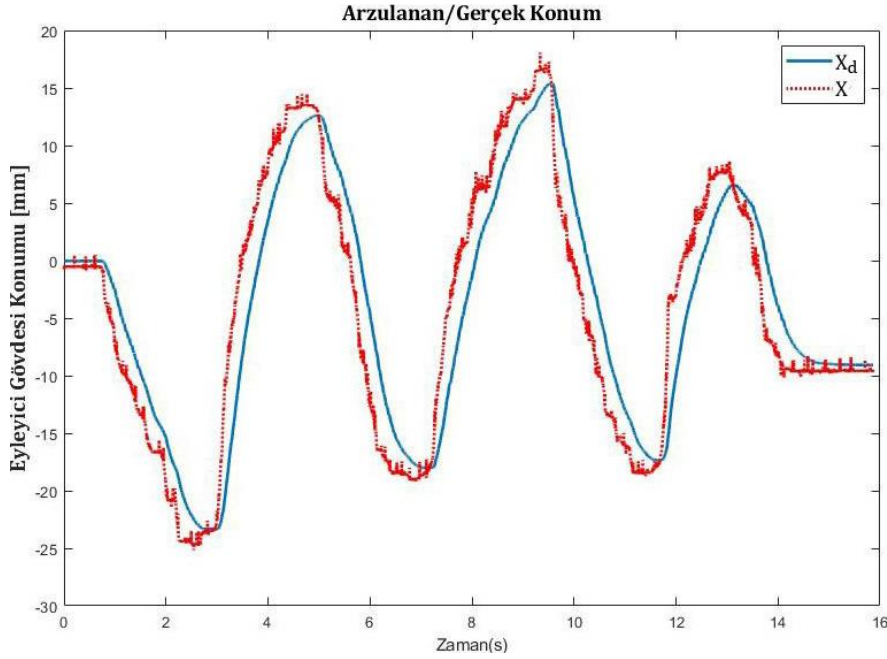


Şekil 9.2. Eyleyici uç işlevcinin dışarıdan bir müdahaleyle durdurulması. PID kazançları, $P=200$, $I=5$, $D=20$, $I=0.5$

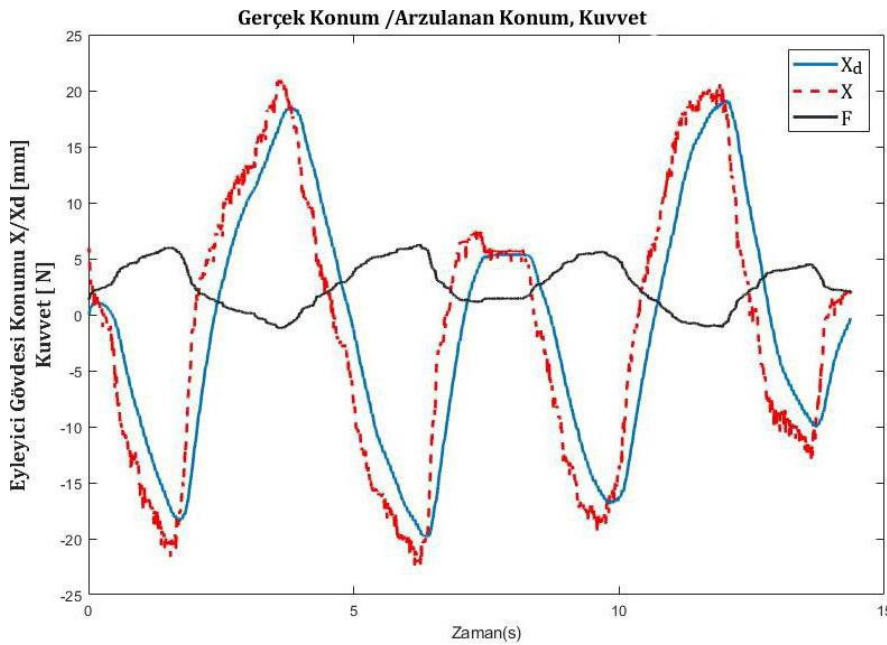
9.2. Aktif Empedans Kontrolü Deneyisel Sonuçları

Bölüm 8’de tasarlanan empedans kontrol algoritması, üretilen prototip eyleyicinin sürülmesinde kullanıldı. Kontrolcü ile eyleyici uç işlevcisi ve çevre ile temas noktası arasındaki arzulanan mekanik empedans değeri korunmaya çalışıldı. Şekil 9.3’de, eyleyici uç işlevcisine dışarıdan müdahale edilerek, eyleyici kuvvet uygulanmıştır. Eyleyiciye uygulanan kuvvet nedeniyle, kontrolcü çevre ile olan mekanik empedans değerini, eyleyici gövdesi konumu değiştirerek korumaya çalışmıştır. Şekil 9.4’de, mekanik empedans değerinin korunması için arzulanan kuvvette meydana gelen kuvvet ilişkisi gösterilmektedir. Eyleyici gövdesindeki yer değiştirme arttıkça, eyleyicinin sertliği de artmaktadır. İlk durumda istenilen mekanik empedansı sağlamak için verilen arzulanan yay katsayısına ($k_d=200$ N/m) bağlı mekanik empedans $Z=158$ olarak alınmıştır. İkinci durumda ise arzulanan yay katsayısı ($k_d=500$ N/m) daha büyük bir değer alınarak $Z=300$ olarak

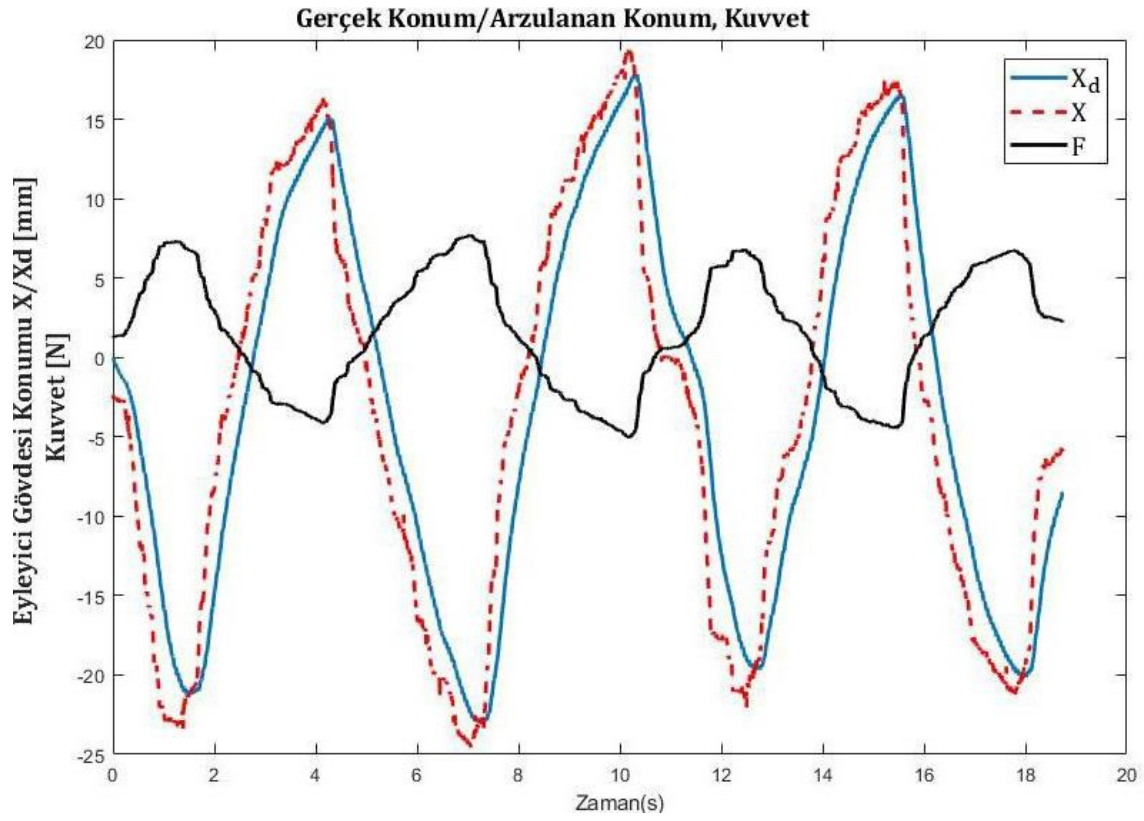
alınmıştır. Bunun sonucunda, eyleyici gövdesinde yaklaşık aynı yer değiştirmeyi sağlayabilmek için dışarıdan daha az kuvvet uygulanması gerekmiştir. Arzu edilen konum ve eyleyici gövdesi konumunun hatası için kullanılan PD kontrolcü oransal ve türevsel değerleri sırasıyla $P = 100$ ve $D = 20$ olarak alınmıştır.



Şekil 9.3. Temas kuvvetine bağlı eyleyici gövdesinin yer değiştirmesi. Temas kuvvetini değiştirmek için eyleyiciye dışarıdan müdahale edilmiştir



Şekil 9.4. Empedans kontrol algoritmasının test düzeneği simülasyonu. Arzulanan yay katsayısı $k_d = 200 \text{ N/m}$ ve mekanik empedans değeri $Z = 158$ olarak alınmıştır



Şekil 9.6. Empedans kontrol algoritmasının test düzeneği simülasyonu. Arzu edilen yay katsayısı $k_d=500 \text{ N/m}$ olarak ve mekanik empedans $Z=300$ olarak alınmıştır

10. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, insan ayak bileği rehabilitasyonu için doğrusal bir seri elastik eyleyicinin tasarımı, prototipi ve kontrolü yapılmıştır. Matematiksel modeli çıkarılan seri elastik eyleyici, kontrol sistemi girdileri ile sürülmüş ve analiz edilmiştir. Elastik elaman olarak gerçek bir yayın deformasyonundan yararlanarak, eyleyici ve çevresi arasındaki mekanik empedansın aktif olarak kontrol edilebileceği gösterilmiştir. Tasarlanan empedans kontrol sistemi, eyleyici uç işlevcinin konumunu bilmeye gerek duymadan ara yüz için arzu edilen empedans değerlerini oluşturmuştur. Sistem dışarıdan gelen ani kuvvetlere nedeniyle oluşan şokları, bir elastik eleman ihtiva etmesinden dolayı azaltmıştır. Aktif empedans metodu ile sistemin mekanik empedans değeri, sanal bir sönümleme ve yay katsayısı oluşturarak farklı empedans değerlerinde gösterdiği cevabı incelenmiştir. Çevresiyle olan temas sırasında şok azaltıcı özelliği ve empedans kontrol ile mekanik empedansın aktif olarak değiştirilebilmesi ile seri elastik eyleyicinin rehabilitasyon amaçlı robotlarda kullanılmasının uygun olduğu gösterilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Hogan, N., Buerger, S. P. (2005). *Impedance and interaction control. Robotics and Automation Handbook*. ABD: CRC Press, 1–24.
2. Dollar, A. M., Herr, H. (2007). *Active orthoses for the lower-limbs: Challenges and state of the art in Rehabilitation Robotics*. IEEE 10th International Conference on, International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Noordwijk, Netherlands.
3. Santos, M., Adriano, A. G., Wilian, S. (2014). *Impedance Control of a Rotary Series Elastic Actuator for Knee Rehabilitation*. Proceedings of the 19th World Congress The International Federation of Automatic Control. Sao Paulo, Brazil, 1-4.
4. Christopher, E. B., Roger, N. R., Marcia, K. O., Charles A. J., Zahra, K. (2016). *On the Efficacy of Isolating Shoulder and Elbow Movements with a Soft, Portable, and Wearable Robotic Device.*, Proceedings of the 2nd International Symposium on Wearable Robotics, WeRob2016 , Conference. Segovia, Spain, 1-3.
5. Rochelle, R., Beck, C., Rovekamp, R. (2013). *X1: A Robotic Exoskeleton for In-Space Countermeasures and Dynamometry*. AIAA space Conference and Exposition. Houston, ABD,17-19.
6. Qian, B., Yang, Q. (2014). *Human-machine interaction force control: using a model-referenced adaptive impedance device to control an index finger exoskeleton*. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Zhejiang, Çin, 275-277.
7. Ekso, B. (2015). *Redefining Human Ability*. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics. ABD, 7-9.
8. Kopp, C. (2011). *Exoskeletons for warriors of the future*. Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference. Avustralya, 39-40.
9. Humotech, K. (2017). *Humotech - Ankle Exoskeleton, Human Motion Technologies LLC d/b/a Humotech*. IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots. USA, 1-4.
10. Mitchell, M. (2013). *The BiOM T2 System*. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. Rhode Island, USA, 43-45.
11. Nicolaus, A. R., Strawser, P., Hambuchen, K., Joshua S., William, K. V., Stuart, D., Holley, H., Jairo, S., Vienny, N., Bridgwater, B., Ambrose, R. (2015). *Valkyrie: NASA's First Bipedal Humanoid Robot*. NASA Johnson Space Center, Conference. ABD, 2-3.
12. Johnson, B. (2011). Robonaut 1, Robonaut 2. *International Journal of Control, Automation and Systems*. 1-4.
13. Diftler, M. A., Radford, N.A., Mehling, J. S., Abdallah, M. E., Bridgwater, L. B., Sanders, A.M., Askew, R. S., Linn, D. M., Yamokoski, J. D., Permenter, F. A., Hargravei, B. K. (2018). *Robonaut 2, The First Humanoid Robot in Space*. B. Johnson Space Center, Conference. Houston, Texas, USA, 6.

14. Sholeh, N., Lorenz, T., Hirche, S. (2012). *Towards Safe Physical Human-Robot Interaction: an Online Optimal Control Scheme*. IEEE RO-MAN: The 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication. Paris, France, 43-45.
15. Vasielica, M. (2017). *Stability controller on the Atlas Robot Example*. Institute of Control and Information Engineering, Pomiarowy Automatyka Robotyka, Conference. Poznan, Poland, 65-70.
16. Siyuan, F., Whitmanz, E., Xinjilefuy, X., Christopher, G. A. (2014). *Optimization Based Full Body Control for the Atlas Robot*, IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots. Madrid, Spain, 27-29.
17. Accoto, D., Carpino, G., Fabrizio S., Tagliamonte, N. L., Loredana Z., Guglielmelli, E. (2013). Novel High-Power Series Elastic Actuator for a Lower Limb Robotic Orthosis. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 7-9.
18. Ates, S., Sluiter, V., Lammerste, P. (2014). ServoSEA Concept: *Cheap, Miniature Series Elastic Actuators for Orthotic, Prosthetic and Robotic Hands*. 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Sao Paulo, Brazil, 119-120.
19. Yoshikawa, T. (1990). *Foundations of Robotics, Analysis and Control*. Japan: Pearson Press, 211-219.
20. Joshua, M. M. (2015). Impedance Control Approaches For Series Elastic Actuators. *International Journal of Robotics and Automation*. 44-50.
21. Hogan, N. (1985). *Impedance control: An approach to manipulation: Part I – Theory*. IEEE International Conference on Robotics and Automation. NC, USA, 1-7.
22. Hogan, N. (1987). *Stable execution of contact tasks using impedance control*. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Raleigh, NC, USA, 1047 – 1054.
23. Hogan, N. (1985). *Impedance control: An approach to manipulation: Part III–Applications*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, USA 1 –24.
24. Winter, A. D., Hoboken, N. J. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* 4th edition. USA: Wiley Press, 224-238.
25. Mai, A., Commuri, S. (2016). *Intelligent control of a prosthetic ankle joint using gait recognition*, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Control of Complex Systems. Oklahoma, USA, 1-13.
26. Herr, H. (2009). Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 19-21.
27. Zoss, A., Kazerooni, H., Chu, A. (2006). *Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)*. Mechatronics. IEEE/ASME, International Conference on Rehabilitation Robotics., USA, 127–130.

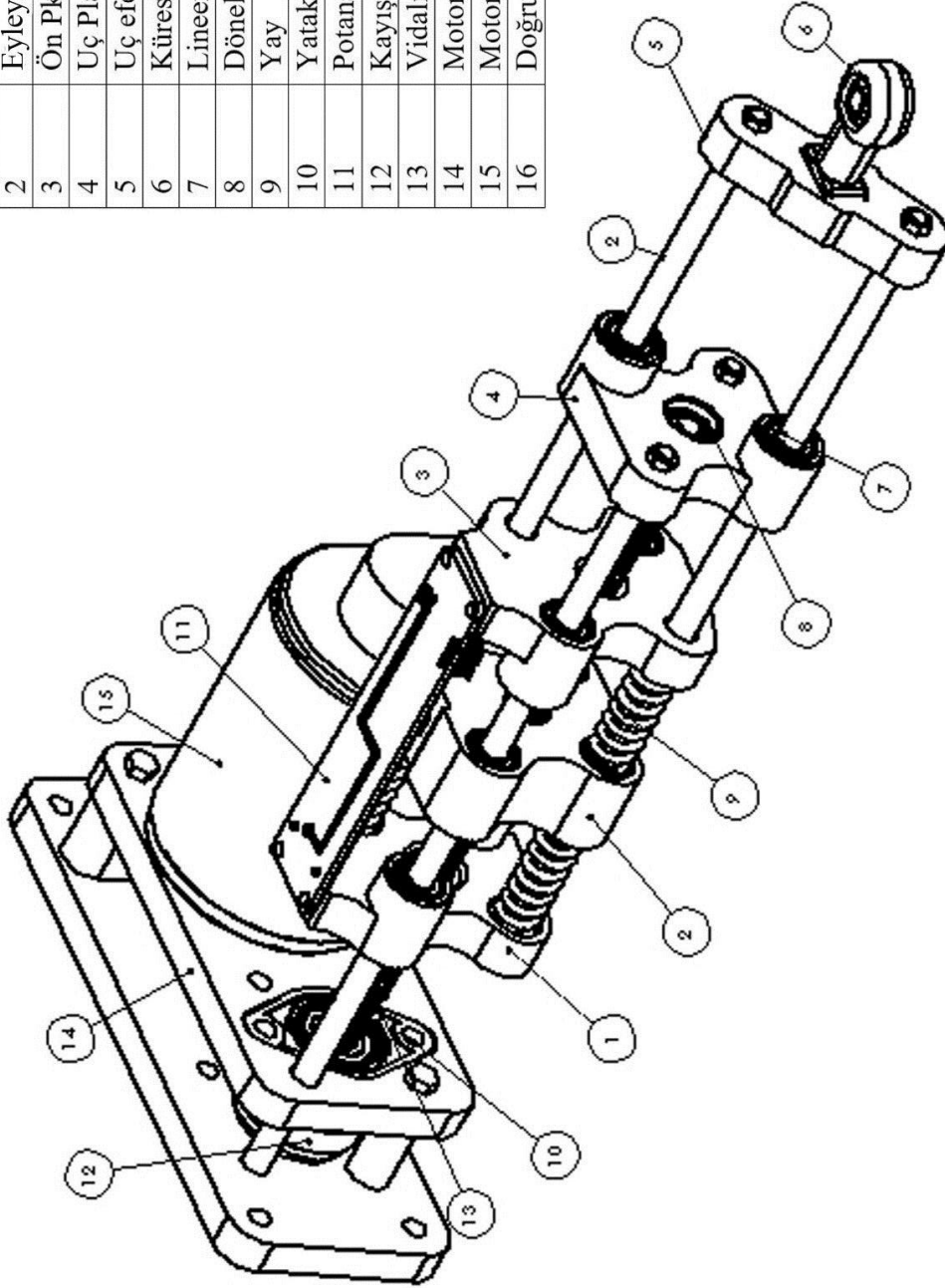
28. Samuel K. A., Dilworth, P., Herr, H. (2006). *An Ankle-Foot Emulation System for the Study of Human Walking Biomechanics*. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Orlando, Florida, 44-45.
29. Blaya, J., Herr, H. (2004). *Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions. ABD, 24–31.
30. Shibata, K., Inoue, Y., Satoh, H. (2015). Intelligent ankle-foot orthosis by energy regeneration for controllable damping during gait in real time. *Human-Computer Interaction. Journal of International Medical Research*. 26-32.
31. Beil, J., Perner, G., Asfour, T. (2015). *Design and control of the lower limb exoskeleton kit-exo-1*. Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference. Singapore, 119–124.
32. Tran, H., Cheng, H., Rui, H., Lin, X., Duong, M., Chen, Q. (2015). *Evaluation of a fuzzy based impedance control strategy on a powered lower exoskeleton*. IEEE International Conference. Vietnam, 1–21.
33. Tucker, M., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lamercy, O., Millán, J. D. R., Riener, R., Vallery, H., Gassert, R. (2015). *Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review*. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. USA, 113-115.
34. Pott, P. P., Graefenstein, H., Fischer, J., Mueller, R., Schlaak, H. F., Abele, E. (2013). *Series elastic actuators for man-machine cooperation*. Innovative Small Drives and Micro-MotorSystems, GMM/ETG Symposium. Nuremberg, Almany, 1–5.
35. Kang H. B., Wang, J. H. (2015). Adaptive robust control of 5 dof upper-limb exoskeleton robot. *International Journal of Control, Automation and Systems*. 73– 74.
36. Whitney, D. E. (1987). Historical perspective and state of the art in robot force control. *International Journal of Robotics Research*, Massachusetts. 14-17.
37. Talbi, S., Daachi, B., Djouani, K. (2013). *Rbf-based neuro-adaptive controller for a knee joint rehabilitation orthosis*. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Berlin Heidelberg, 57-59.
38. Oatis, C.H. (2010). Biomechanics of Skeletal Muscle, Factors that influence a muscle's strength. *Journal of International Medical Research*. 46-64.
39. Bon, J., Surg, J., Elftman, H. (1966). *Biomechanics of muscle, with particular application to studies of gait*. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Almany, 363–377.
40. Hoy, M. G., Zajac F. E. (1990). A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of biomechanics*. 157–169.

41. Gill A. P., Matthew M. W. (1995). *Series Elastic Actuators*. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, A.I. Technical. USA, 21-23.
42. Gill A. P., Matthew M. W. (1995). *Series elastic actuators*. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. USA, 81-83.
43. Robinson, D. W. (1996). *Design and Analysis of Series Elasticity in Closed-loop Actuator Force Control*. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. USA, 17-18.
44. Russel, D. H. (1990). *Joint and Actuator Design for Enhanced Stability in Robotic Force Control*. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. USA, 7-8.
45. Goldsmith, P. B., Francis, B. A., Goldenberg, A. A. (1999). Stability of hybrid position/force control applied to manipulators with flexible joints. *International Journal of Robotics and Automation*. 145 – 160.
46. Asada, H., Slotine, J.J. (1985). *Robot Analysis and Control*. ABD: Wiley and Sons Press, 311-332.
47. Mason, M. (1981). *Compliance and force control for computer controlled manipulators*. IEEE Transactions, Conference on Systems, Man, and Cybernetics, USA, 419-426.
48. Spong, M. W., Vidyasagar, M. (1989). *Robot Analysis and Control*. USA: John Wiley & Sons Press, USA. 19-37.
49. Salisbury, K. (1990). *Active stiffness control of a manipulator in cartesian coordinates*. 19th IEEE Conference on Decision and Control. Albuquerque, NM, USA, 83-88.
50. Chew, G.S. Hong, and W. Zhou. (2004). *Series Damper Actuator: A Novel Force/Torque Control Actuator*. *Humanoids*. Santa Monica, CA, USA, 63-68.
51. Flynn, L., Geeroms, J., Jimenez F. R., Vanderborght, B., Lefeber, D. (2015). *Cyberlegs beta-prosthesis active knee system*. ICORR 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Singapore, 411–415.
52. Giovacchini, F., Vannetti, F., Fantozzi, M., Cempini, M. Cortese, Parri, M., Tingfang, Y., Dirk Lefeber, and Nicola Vitiello. (2015). *A light-weight active orthosis for hip movement assistance*. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Automation and Systems. Frenze, Italy, 123–134.
53. Whitney, D. E. (1987). Historical perspective and state of the art in robot force control. *International Journal of Robotics Research*. 87-92.

EKLER

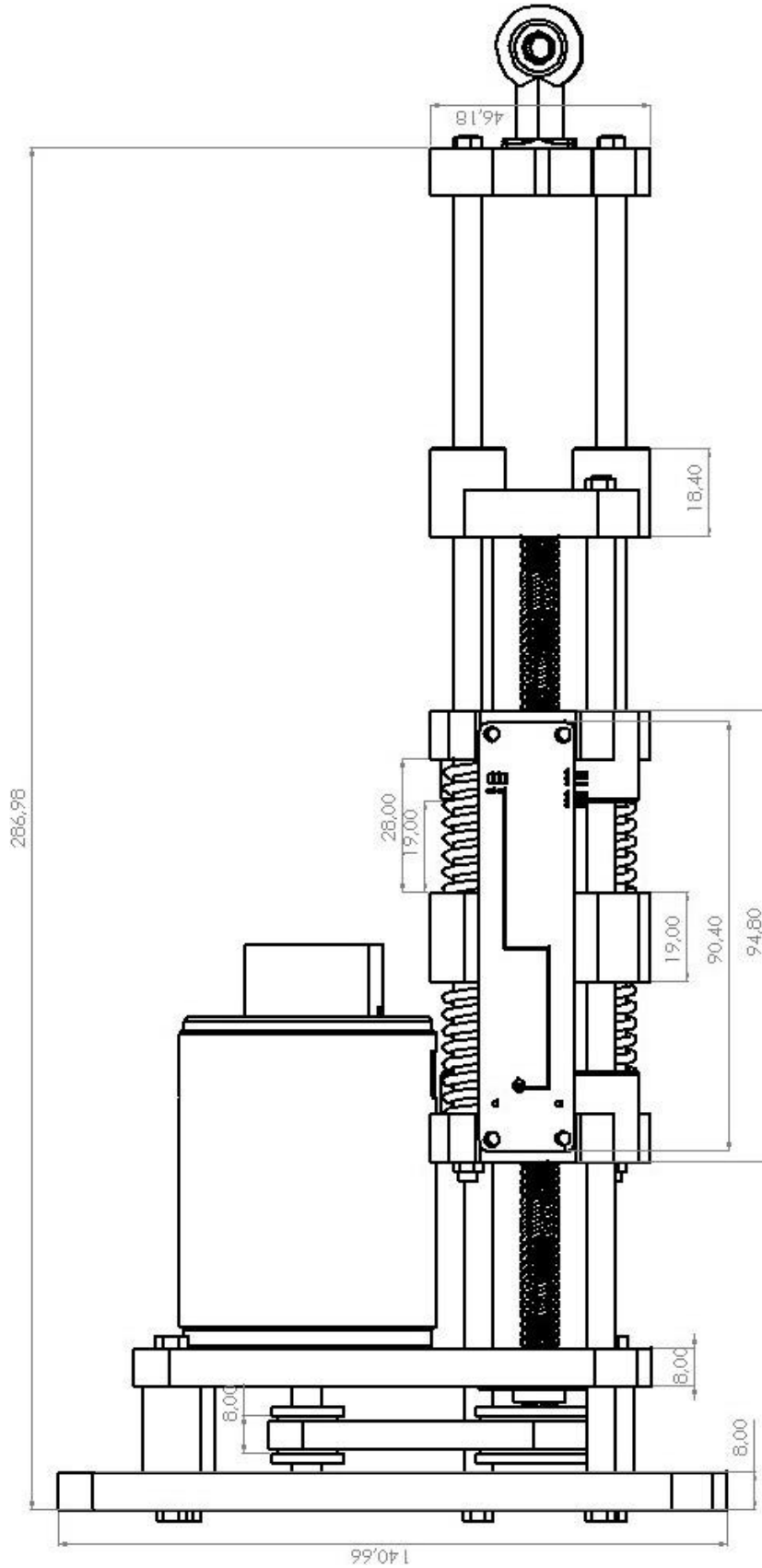
EK-1. Seri elastik eyleyici parça listesi

Öge No.	Parça İsmi	Miktar
1	Arka Plaka	1
2	Eyleyici Gövdesi	1
3	Ön Pkala	1
4	Uç Plaka	1
5	Uç efektör	1
6	Küresel Mafsal	1
7	Lineer Rulman	10
8	Dönel Rulman	1
9	Yay	4
10	Yatak Rulmanı	1
11	Potansiyometre	1
12	Kayış Mekanizması	1
13	Vidalı Mil ve Somunu	1
14	Motor Destek Plakası	1
15	Motor ve Enkoder	1
16	Doğrusal Mil	4



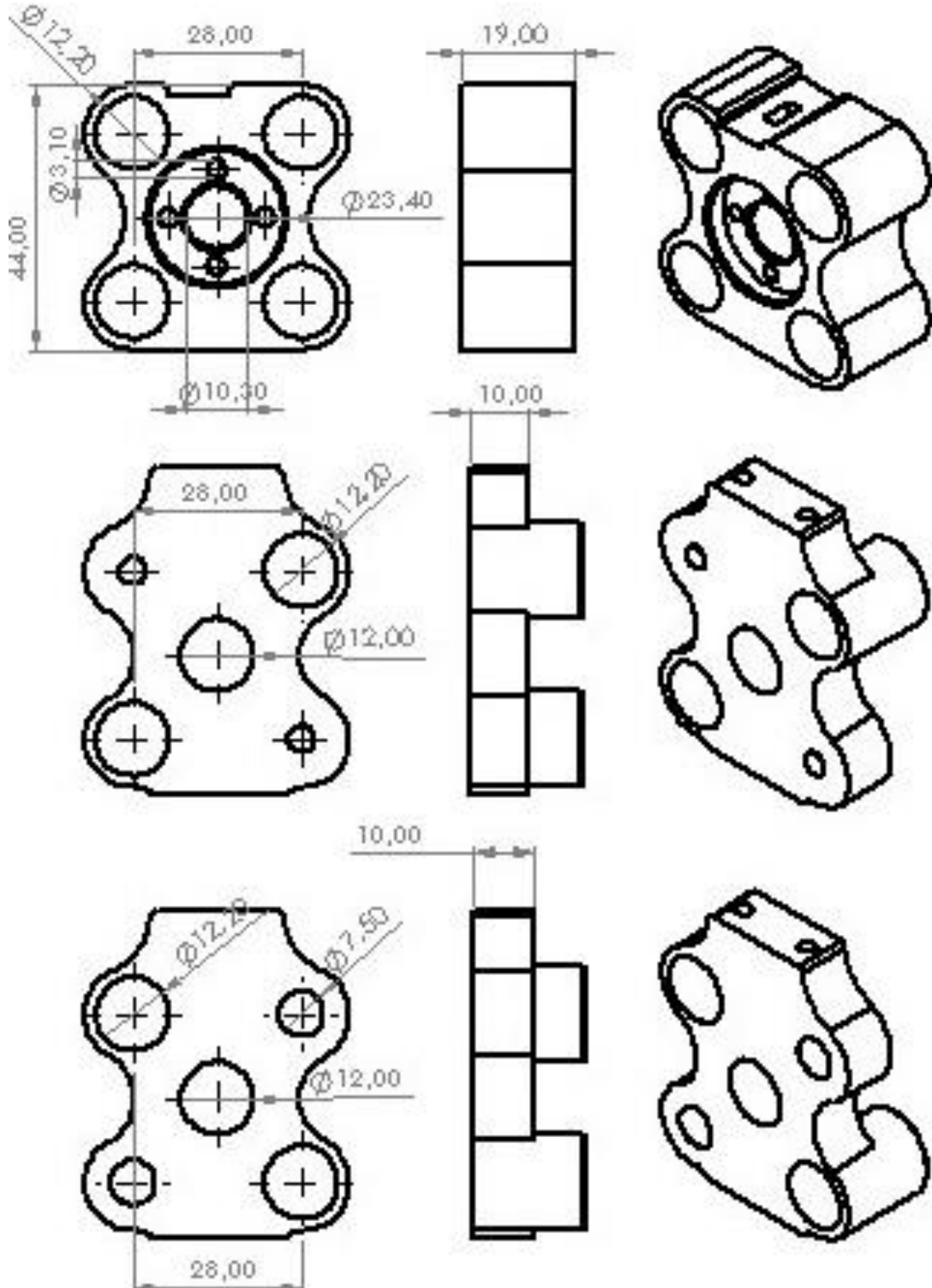
Şekil 1.1. Seri elastik eyleyici bileşenleri

EK-2. Seri elastik eyleyici boyutlandırılması



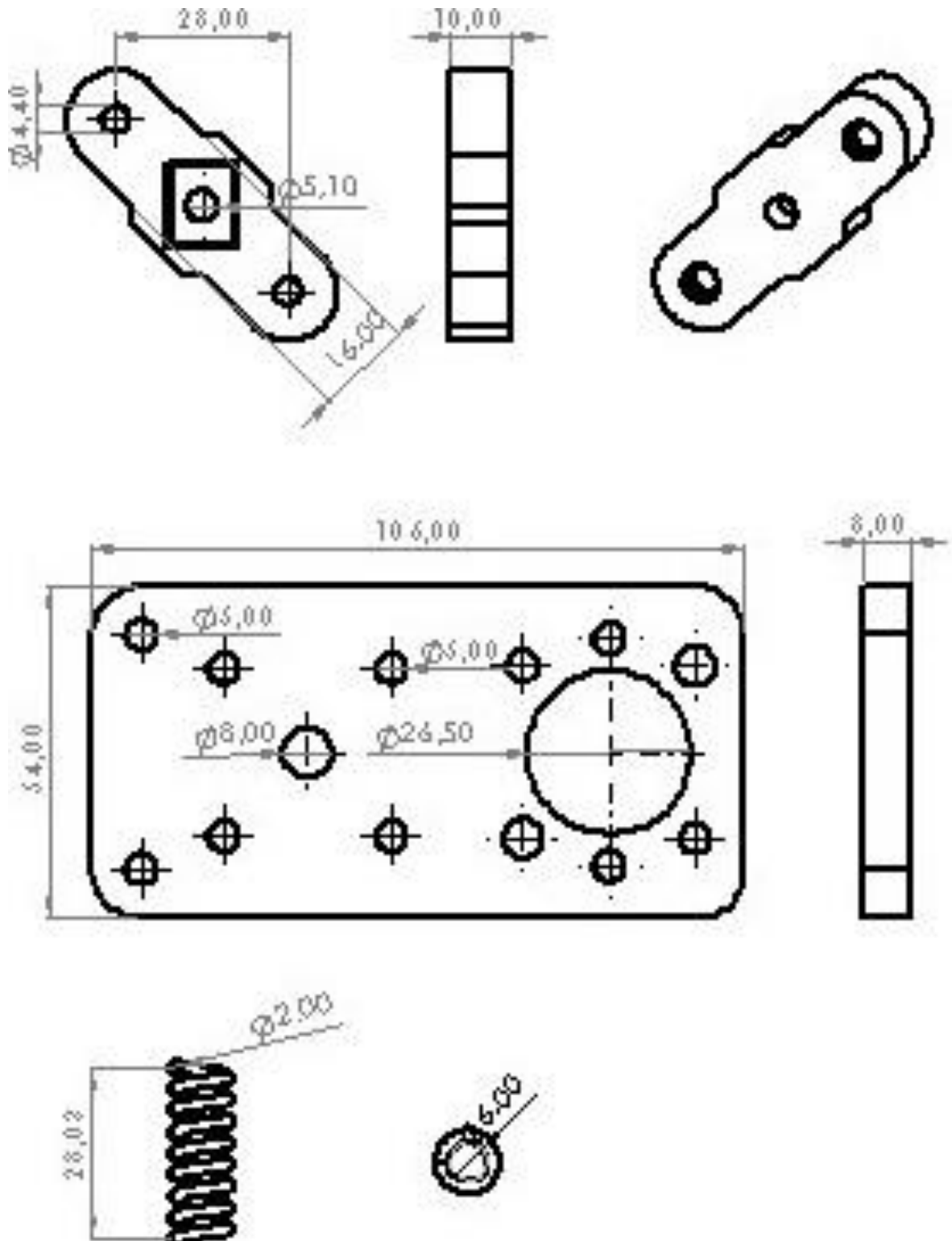
Şekil 2.1. Seri elastik eyleyici test düzeneği önden görünüşü

EK-4. Seri elastik eyleyici gövde ve plaka boyutlandırılması



Şekil 4.1. Seri elastik eyleyici motor plakaları

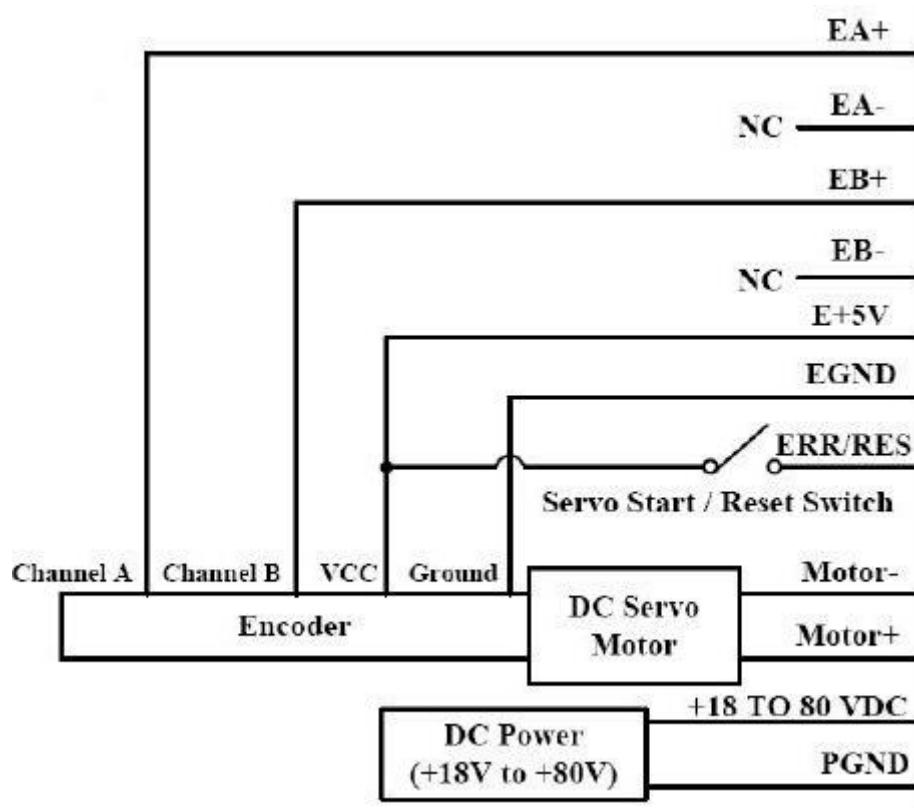
EK-5. Seri elastik eyleyici yay ve uç işlevcinin boyutlandırması



Şekil 5.1. Seri elastik eyleyici yay, uç işlevci plakası ve sabitleme plakaları

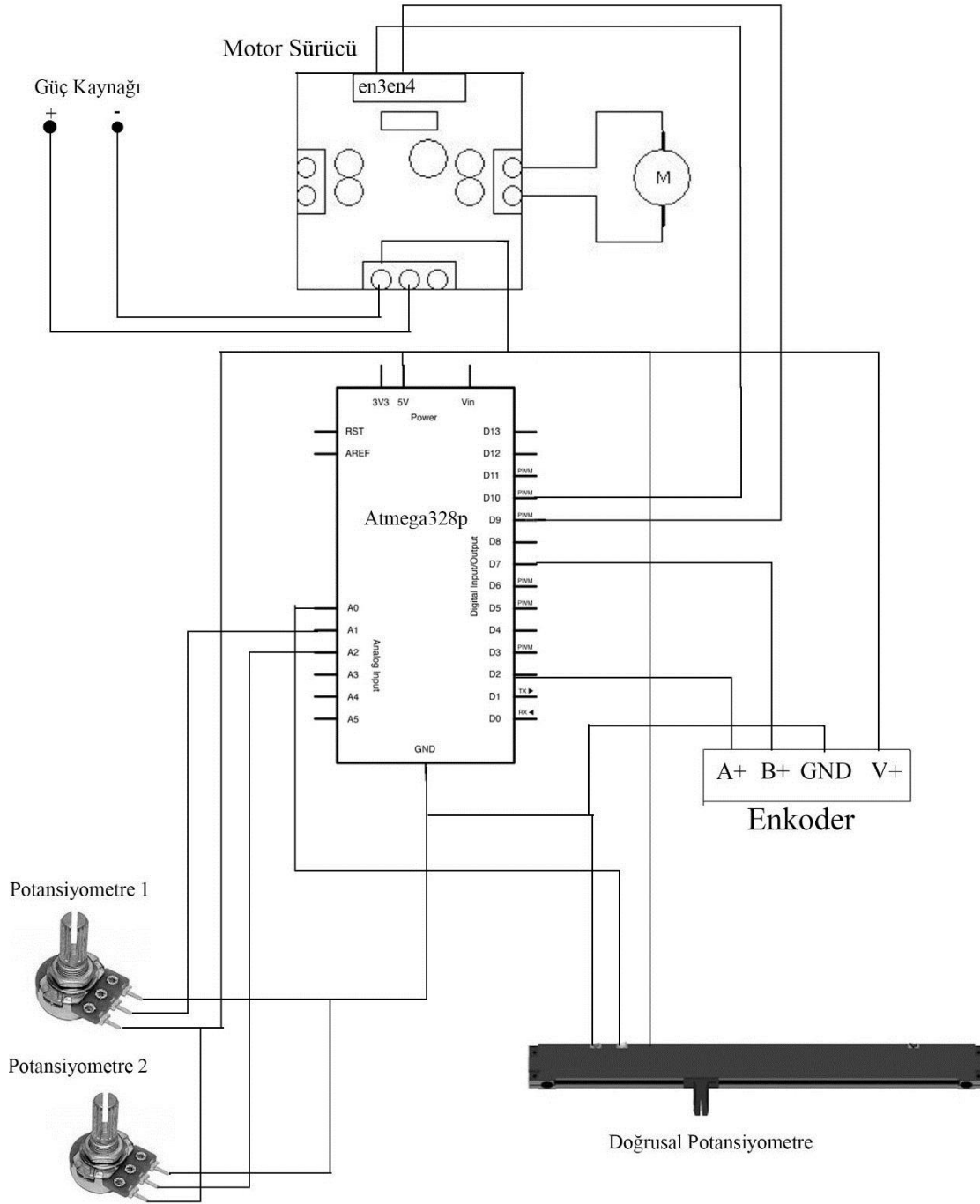
EK-6. Enkoder bağlantı tablosu ve bağlantı şeması

Enkoder Bağlantı Şeması		
Pin	Renk	Bağlantı
1	Siyah	Kanal A+
2	Mavi	Kanal A-
3	Sarı	Kanal B+
4	Yeşil	Kanal B-
5	Kırmızı	VCC (5V)
6	Beyaz	Ground (GND)



Şekil 6.1. Optik enkoder bağlantı şeması

EK- 7. Elektronik mikrodnetleyici bağlantı diyagramı



Şekil 7.1. Kontrolcü bağlantı şeması

EK-8. Optik  l   nkoder kaynak kodu

// Bu kod optik  l   nkoder pozisyonunun hesaplanmas  n   g  stermektedir.

```
#include <PinChangeInt.h>
```

```
#define encoderPinA1 2
```

```
#define encoderPinB1 3
```

```
volatile long encoderPos;
```

```
double input;
```

```
void setup() {
```

```
    pinMode(encoderPinA1, INPUT_PULLUP); // Quadrature   nkoder girdisi A
```

```
    pinMode(encoderPinB1, INPUT_PULLUP); // Quadrature   nkoder girdisi B
```

```
    attachInterrupt(0,encoder,FALLING); //   nkoder pozisyonunu yenile
```

```
    TCCR1B = TCCR1B & 0b11111000 | 1;
```

```
    Serial.begin (115200);
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    Serial.println(encoderPos);
```

```
}
```

```
void encoder(){
```

```
    if (PINB & 0b00000001) encoderPos++;
```

```
    else encoderPos--;
```

```
}
```

EK-9. Potansiyometre kaynak kodu

// Lineer Potansiyometrenin yayda meydana gelen deformasyonu ölçmesi için kullanılması.

```
float xs_spring;    // yayda meydana gelen deformasyon
float x_spring;     // potansiyometre analog değeri

void setup() {
    Serial.begin(115000);

}

void loop() {
    float sensorValue = analogRead(A0); // potansiyometre değerinin okunması
    x_spring = sensorValue*0.0331+12.963;

    xs_spring = (x_spring-30); // potansiyometre değerinin yay deformasyonuna
    çevrilmesi

    Serial.print(" sensorValue= ");
    Serial.print(x_spring);

    Serial.print("    Distance= ");

    Serial.println(xs_spring);
```


EK-10. Seri elastik eyleyici kaynak kodu

```
#include <PinChangeInt.h>
```

```
#include <PID_v1.h>
```

```
#define Encoder_PinA  2
```

```
#define Encoder_PinB  8
```

```
#define Motor1        9
```

```
#define Motor2        10
```

```
int demand;
```

```
int kspring = 500;
```

```
int xdesire;
```

```
int kdesire;
```

```
double k1, k2, k3;
```

```
float xs_spring, force , x_spring, x_motor, desired;
```

```
float impedance;
```

```
double Kp = 100, Ki = 0, Kd = 20;
```

```
double input= 0, output = 0, setpoint =0;
```

```
long temp;
```

```
volatile long EncoderPos = 0;
```

```
PID myPID(&input, &output, &setpoint, Kp, Ki, Kd, DIRECT);
```

EK-10. (Devam) Seri elastik eyleyici kaynak kodu

```
void setup() {
  pinMode(Encoder_PinA, INPUT_PULLUP);
  pinMode(Encoder_PinB, INPUT_PULLUP);
  attachInterrupt(0, encoder, FALLING);
  TCCR1B = TCCR1B & 0b11111000 | 1;
  myPID.SetMode(AUTOMATIC);
  myPID.SetSampleTime(10);
  myPID.SetOutputLimits(-255,255);

  Serial.begin (115200);
}
```

```
void loop() {
  x_spring = analogRead(0);
  demand  = analogRead(1);
  kdesire  = analogRead(2);

  kdesire = map(kdesire,0,1023,500,3000);
  demand  = map(demand, 0, 1024, -20, 20);

  xs_spring = x_spring*0.0387-19;
  force     = xs_spring*kspring;
  //k1 =(kspring+kdesire);
  //k2 =(kspring*kdesire);
  //k3 = k1/k2;
```

EK-10. (Devam) Seri elastik eyleyici kaynak kodu

```
xdesire = -(0.006)*force ; //0.006
```

```
x_motor = EncoderPos*0.002;
```

```
setpoint = -demand + xdesire ;
```

```
input = x_motor ;
```

```
Serial.println(k3);
```

```
myPID.Compute();
```

```
pwmOut(output);
```

```
}
```

```
void pwmOut(int out) {
```

```
  if (out > 0) {
```

```
    analogWrite (Motor1, out);
```

```
    analogWrite (Motor2, 0);
```

```
  }
```

```
  else {
```

```
    analogWrite(Motor1, 0);
```

```
    analogWrite(Motor2, abs(out));          // drive motor CCW
```

```
  }
```

```
}
```

```
void encoder() {                                // pulse and direction, direct port reading to save
cycles
```

```
  if (PINB & 0b00000001) EncoderPos++;          //
```

```
  if(digitalRead(encodPinB1)==HIGH) count ++;
```

```
  else EncoderPos--;          // if(digitalRead(encodPinB1)==LOW) count --;
```

```
}
```

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Ülger, Yıldırım
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 18.08.1991, Ankara
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0 (555) 091 18 08
 e-mail : yildirimulger@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Makina Mühendisliği	Devam ediyor
Lisans	Osmangazi Üniversitesi / Makina Müh.	2015
Lise	Dikmen Anadolu Lisesi	2010

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2019 - Halen	TUSAŞ Motor Sanayii	Kontrol Sistem Müh.
2015	Gürgenler Pipeline Engineering	Staj Makina Müh.
2015	TCDD Ankara Demiryolu Fabrikası	Staj Makina Müh.
2014	Türkiye Şeker Fabrikaları A.Ş	Staj Makina Müh.

Yabancı Dil

İngilizce, Almanca

Yayınlar

1. Ülger, Y., Adlı, M. A. (2019). Gazi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Ankara, Türkiye. *Rehabilitasyon Amaçlı Robotlar için Seri Elastik Eyleyici Tasarımı ve Empedans Kontrolü*. 4th International Mediterranean Science and Engineering Congress, April 25-27, Antalya.

Hobiler

Seyahat etmek, satranç, kitap okumak, yabancı diller.



GAZİ GELECEKTİR...