

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİR FİZYOTERAPİ ROBOT’UN
DİNAMİĞİ VE KONTROLÜ

Mak. Müh. Efraim KILIÇERKAN

Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Servet SOYGÜDER

EKİM-2013

**T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİR FİZİYOTERAPİ ROBOT'UN DİNAMİĞİ VE KONTROLÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makine Müh.Efraim KILIÇERKAN

(092120102)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 06 Eylül 2013

Tezin Savunulduğu Tarih : 09 Ekim 2013

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Servet SOYGÜDER (F.Ü)

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Hasan ALLİ (F.Ü)

Yrd. Doç. Dr. Oğuz YAKUT (F.Ü)

EKİM – 2013

ÖNSÖZ

Rehabilitasyon artan dünya nüfusu ile birlikte her geçen gün daha da önemli hale gelen bir olgudur. Rehabilitasyonda terapatik egzersizler önemli bir yer tutmaktadır. Bu alanda tedavi sürecine katkıda bulunacak cihazların geliştirilmesi gerek ülkemiz ve gerekse dünya için son derece önemlidir.

Bu proje kapsamında fizyoterapistlere rehabilitasyon sürecinde yardımcı olacak, alt uzuvların rehabilitasyonuna yönelik, bulanık ve PID kontrol yapısına sahip, üç serbestlik dereceli bir robot geliştirilmiştir.

Bu tezde bana danışmanlık yapan ve maddi manevi destekleyen danışman hocam Sayın Doç. Dr. Servet SOYGÜDER'e çok teşekkür ederim.

Aynı zamanda bu tezi destekleyen kendisiyle birlikte çalışmayı bir onur olarak gördüğüm, kendi dalında zamanımızın en iyi bilim adamlarından olan, mütevazılığın en doruğunda olan ve hiçbir şekilde zaman kısıtlaması gözetmeksizin bilim adına her türlü maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Hasan ALLİ'ye, çok teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca bana her türlü desteği veren ve yardımlarını esirgemeyen Sayın Araş.gör. Sertaç Emre KARA'ya ve Sayın Hassan GOLMOHAMMADZADEH'e çok teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve dualarını hiçbir zaman eksik etmeyen değerli Annem ve Babama müteşekkirim.

Efraim KILIÇERKAN
ELAZIĞ - 2013

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	I
İÇİNDEKİLER.....	II
ÖZET	V
SUMMARY	VI
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	VII
TABLolar LİSTESİ	XIII
SEMBOLLER LİSTESİ	XIV
1. GİRİŞ	1
1.1 Problemin Tanımı	2
1.2 Amaç	2
1.3 Projenin Bilime, Uygulamaya, Ekonomik ve Sosyal Alanlara Katkısı	3
1.3.1 Bilimsel Katkı	3
1.3.2 Uygulamaya Katkı	3
1.4 Proje Çalışma Programı ve İşleyişi	4
2. GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR	5
2.1 Literatür	5
2.1.1 Rehabilitasyon Amaçlı Robot Çalışmaları	7
2.1.2 Rehabilitasyon Amaçlı Ölçüm ve Değerlendirme Robotları	7
2.1.3 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robotlar	7
2.1.4 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robot Çalışmalarında Kullanılan Kontrol Teknikleri	16
2.2 Genel Bilgiler	19
2.2.1 Egzersiz Türleri	21
2.2.2 Pasif Egzersizler	22
2.2.3 Aktif Egzersizler	22
2.2.4 Aktif Yardımlı Egzersizler	22
2.2.5 Dirençli Egzersizler	23
2.2.5.1 İzometrik (Statik) Egzersizler	23

2.2.5.2 İzotonik (Dinamik yada Kinetik) Egzersizler	24
2.2.5.3 El ile yapılan (manual) Egzersiz	26
2.2.5.4 Aktif Aşamalı Ağırlıklı	26
2.2.6 İzokinetik Egzersizler	27
2.2.7 Fizyoterapi robot'u Diğer Rehabilitasyon Amaçlı Robotlardan Ayıran Özellikler	29
2.2.8 Fizyoterapi robot'un Tasarımı	29
2.2.8.1 Tasarım gereksinimleri	29
2.2.8.2 Tasarım süreci	30
3. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN KİNEMATİK ANALİZİ	32
3.1 Denavit Hertenberg Link Tablosu	33
3.2 Jakobiye Matrisi	34
3.3 Fizyoterapi robotun Atalet matrisi	37
4. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN DİNAMİK ANALİZİ	37
4.1 Kinetik Enerji	38
4.1.2 Atalet Matrisi	41
4.1.3 n Linkli Bir Robotun Kinetik Enerjisi	42
4.2 n Linkli Bir Robotun Potansiyel Enerjisi	42
4.3 Hareket Denklemleri	43
5. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN PID İLE DENETİMİ	46
5.1 Kontrol Organı Tipleri	46
5.1.1 Orantısal Kontrol (Proportional).....	46
5.1.2 Integral Kontrol I Kontrol	46
6. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN BULANIK MANTIK (FUZZY LOGIC) İLE DENETİMİ	57
6.1 Bulanık Mantık (Fuzzy Logic) ve Karar Verme	57
6.2 Bulanık Kümeler ve Üyelik Fonksiyonları	58
6.3 Bulanık Mantığın Avantaj, Eleştirisi ve Dezavantajları	62
6.3.1 Avantajlar	62
6.3.2 Eleştiriler	63
6.3.3 Dezavantajlar	64

6.4	Bulanık Mantığın Uygulama Alanları	64
7.	FİZYOTERAPİ ROBOT'UN ADAPTİV PID TİP BULANIK MANTIK İLE DENETİMİ	79
8.	UYGULANAN DENETİM ALGORİTMANIN KARŞILAŞTIRILMASI	97
9.	SONUÇLAR ve ÖNERİLER	109
	KAYNAKLAR	111

ÖZET

Bu proje ile fizyoterapistlere rehabilitasyon sürecinde yardımcı olmak üzere, alt uzuvların rehabilitasyonuna yönelik bir robot kolunun tasarımı, ve kontrolü amaçlanmıştır.

Proje kapsamında üç serbestlik derecesine sahip, diz için “fleksiyon – ekstansiyon” kalça için “fleksiyon – ekstansiyon” ve “abduksiyon – adduksiyon” hareketlerini gerçekleştirebilen, uzuv boyutuna göre ayarlanabilen bir mekanizma tasarlanmıştır.

Tasarlanan sistemin kontrolü için bilgi ve kural tabanlı çalışan, kontrol algoritmaları yapısı geliştirilmiştir. Kontrol teknikleri olarak rehabilitasyon amaçlı robotlar için PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Denetimleri teknikleri kullanılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Rehabilitasyon Robotlar, Fizyoterapi, Kontrol, Adaptiv Kontrol

SUMMARY

Dynamics And Controls Of A Physiotherapy Robot

With this Project, it was aimed to design and control the robot-arm to be used in lower extremity rehabilitations with purpose of helping the physiotherapists in rehabilitation process.

Within the scope of Project, a mechanism with 3 degrees of freedom, and being able to perform “flexion-extension” movements in knee, “flexion-extension” movements and “abduction-adduction” movements in hip and being able to be adjusted in length was designed.

For controlling the designed system, the control algorithms structure working information- and rule-based was developed. As control techniques, PID, fuzzy logic, and Adaptive PID type Fuzzy Logic Management techniques were used for rehabilitation-purposed robots.

Key Words: Rehabilitation Robots, Physiotherapy, Control, Adaptive Control

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1 Yardımcı (asistif) Robot Uygulamalar	6
Şekil 2.2 Protez Robot Kolları (Özkaya, 2007).....	6
Şekil 2.3 (Lum vd., 1995;1997)' de kullanılan sistem [1]	9
Şekil 2.4 MIT-Manus (Krebs vd., 1998) [2]	10
Şekil 2.5 Pnömatik Tahrikli Rehabilitasyon Sistemi (Richardson, 2005) [3].....	10
Şekil 2.6 TEM: Therapeutic Exercise Machine (Okada vd., 2000) [4].....	11
Şekil 2.7 Rehabob [5].....	12
Şekil 2.8 ARM Guide [6]	13
Şekil 2.9 NeReBot (Fanin vd., 2003) [7]	13
Şekil 2.10 GENTLE/s Rehabilitasyon Sistemi [8].....	14
Şekil 2.11 RUPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy) [9].....	14
Şekil 2.12 WREX (Rahman vd., 2006; Van Der Loos, 2005) [10]	15
Şekil 2.13 Yürüme Analizi Robotları [11]	16
Şekil 2.14 Kalça-Abduksiyon-Adduksiyon [12].....	19
Şekil 2.15 Kalça-eksternal/internal rotasyon [13].....	20
Şekil 2.16 Diz-Fleksiyon/Ekstansiyon [14].....	21
Şekil 2.17 Egzersiz Türleri	21
Şekil 2.18 Alt Ekstremitte için SPH Cihazları [15].....	22
Şekil 2.19 Biseps Kası İzotonik Kasılma (Sarı, 2002) [16]	25
Şekil 2.20 İzotonik Egzersiz Yapılabilen Özel Bir Cihaz [17]	25
Şekil 2.21 Cybex Cihazı [18]	27

Şekil 2.22 Antropomorfik Robot Kolu [19]	31
Şekil 3.1 Manipülatör diyagramı	32
Şekil 5.1 Kapalı çevrim blok diyagramı	46
Şekil 5.2 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli	47
Şekil 5.3 Eklem 1 için PID blok diyagramı	47
Şekil 5.4 Eklem1 PID Açısai Konum – Açısai Hız	48
Şekil 5.5 Eklem1 PID Hata	48
Şekil 5.6 Eklem 1 PID Tork (Nm)	49
Şekil 5.7 Eklem 1 PID Harcanan Güç (watt)	49
Şekil 5.8 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli	50
Şekil 5.9 Eklem 2 için PID blok diyagramı	50
Şekil 5.10 Eklem 2 PID Açısai konum – Açısai Hız	51
Şekil 5.11 Eklem 2 PID Hata	51
Şekil 5.12 Eklem 2 PID Tork (Nm)	52
Şekil 5.13 Eklem 2 PID Harcanan Güç (watt)	52
Şekil 5.14 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli	53
Şekil 5.15 Eklem 3 için PID blok diyagramı	54
Şekil 5.16 Eklem 3 PID Açısai konum – Açısai Hız	54
Şekil 5.17 Eklem 3 PID Hata	55
Şekil 5.18 Eklem 3 PID Tork (Nm)	55
Şekil 5.19 Eklem 3 PID Harcanan Güç (watt)	56
Şekil 6.1 Sayıların Komşuluğu	59
Şekil 6.2 $A = (-5, -1, 1)$ Kümesinin Komşuluğu	61
Şekil 6.3 Yamuk Sayı Komşuluğu	62
Şekil 6.4 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli	69

Şekil 6.5 Eklem 1 için Bulanık Mantık Blok diyagramı	69
Şekil 6.6 Eklem 1 Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız	70
Şekil 6.7 Eklem 1 Bulanık Mantık Hata	70
Şekil 6.8 Eklem 1 Bulanık Mantık Tork (Nm).....	71
Şekil 6.9 Eklem 1 Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt).....	71
Şekil 6.10 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli	72
Şekil 6.11 Eklem 2 için Bulanık Mantık Blok diyagramı	72
Şekil 6.12 Eklem 2 Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız	73
Şekil 6.13 Eklem 2 Bulanık Mantık Hata	73
Şekil 6.14 Eklem 2 Bulanık Mantık Tork (Nm).....	74
Şekil 6.15 Eklem 2 Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt).....	74
Şekil 6.16 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli	75
Şekil 6.17 Eklem 3 için Bulanık Mantık Blok diyagramı	75
Şekil 6.18 Eklem 3 Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız	76
Şekil 6.19 Eklem 3 Bulanık Mantık Hata	76
Şekil 6.20 Eklem 3 Bulanık Mantık Tork (Nm).....	77
Şekil 6.21 Eklem3 Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt).....	77
Şekil 7.1 Bulanık PD tipi kontrolöre ait blok gösterimi	80
Şekil 7.2 Girişlerin hata ve hatanın integrali olarak alınması durumunda elde edilen bulanık kontrolöre ait blok gösterimi	81
Şekil 7.3 Bulanık PI tipi kontrolöre ait blok gösterimi	82
Şekil 7.4 Girişlerin hata, hatanın değişimi ve hatanın integrali olarak alınması durumunda elde edilen bulanık kontrolöre ait blok gösterimi	82
Şekil 7.5 Hata ve hatanın değişimi olmak üzere iki adet girişe ve iki ayrı kural tabanına sahip bulanık kontrolöre ait blok gösterimi	83
Şekil 7.6 Bulanık PID tipi kontrolöre ait blok gösterimi	84

Şekil 7.7 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli	86
Şekil 7.8 Eklem 1 için Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Blok diyagramı	86
Şekil 7.9 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısai Konum – Açısai Hız	87
Şekil 7.10 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata	87
Şekil 7.11 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık PID Katsayıları	88
Şekil 7.12 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm).....	89
Şekil 7.13 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt).....	89
Şekil 7.14 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli	89
Şekil 7.15 Eklem 2 için Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Blok diyagramı	90
Şekil 7.16 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısai Konum – Açısai Hız	90
Şekil 7.17 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata	91
Şekil 7.18 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık PID Katsayıları	91
Şekil 7.19 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm).....	92
Şekil 7.20 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt).....	92
Şekil 7.21 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli	93
Şekil 7.22 Eklem 3 için Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Blok diyagramı	93
Şekil 7.23 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısai Konum – Açısai Hız	94
Şekil 7.24 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata	94
Şekil 7.25 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık PID Katsayıları	95
Şekil 7.26 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm).....	95
Şekil 7.27 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt).....	96
Şekil 8.1 Fizyoterapi robotun Üç boyutlu katı modeli	97
Şekil 8.2 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli	98
Şekil 8.3 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısai Konum	98

Şekil 8.4 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Hız	99
Şekil 8.5 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata	99
Şekil 8.6 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)	100
Şekil 8.7 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)	101
Şekil 8.8 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli	101
Şekil 8.9 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Konum	102
Şekil 8.10 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Hız	102
Şekil 8.11 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata	103
Şekil 8.12 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)	103
Şekil 8.13 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)	104
Şekil 8.14 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli	105
Şekil 8.15 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Konum	106
Şekil 8.16 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Hız	106
Şekil 8.17 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata	107
Şekil 8.18 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)	107
Şekil 8.19 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)	108

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1 Denavit Hertenberg Link Tablosu	33
Tablo 6.1 Klasik Mantık-Bulanık Mantık Arasındaki Temel Farklılıklar	57
Tablo 6.2 Bulanık denetim uygulamaları	65
Tablo 6.3 Sınav komisyonu formülleri	68
Tablo 6.4 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için Bulanık denetim kural tablosu	69
Tablo 7.1 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için Kp Bulanık PID denetim kural tablosu	85
Tablo 7.2 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için Kd Bulanık PID denetim kural tablosu	85
Tablo 7.3 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için Ki Bulanık PID denetim kural tablosu	85

SEMBOLLER LİSTESİ

D	: Sönüm Katsayı Matrisi
Fl	: Fleksiyon Sınırı
g	: Yerçekim ivmesi
h	: Coriolis, merkezkaç kuvvetleri
If	: Ayak atalet momenti
Is	: Diz ile ayak arası (baldır) atalet momenti
IG	: Kütle merkezi atalet momenti
I_i	: i. linkin atalet momenti (kütle merkezine göre)
J	: Jakobiyen matrisi
mh	: İnsan kütlesi
Kd	: Türev katsayısı
Ki	: İntegral katsayısı
Kp	: Orantısal Kontrol katsayısı
K	: Kinetik Enerji
V	: Potansiyel Enerji
lf	: Ayak uzunluğu
ls	: Dizaltı uzunluğu
Lgi	: i. eklem ile eklem linkinin kütle merkezi arası uzunluk
li	: i. parçanın uzunluğu
Li	: Link uzunluğu
m	: Kütle
mi	: i. Linkin kütlesi
n	: Serbestlik derecesi
q	: Eklem açısı yer değiştirmesi
ri	: i. parçanın kütle merkezi
ra	: Ayak kütle merkezinin dönme merkezine uzaklığı
θ_i	: i Ekleminin açısı
θ̇_i	: i Ekleminin açısal hızı
τ	: Eklem torku matrisi
L	: Lagrange Denklemi
e	: Hata
ė	: Hatanın değişimi

1. GİRİŞ

Literatürdeki farklı tanımlar arasında ‘‘rehabilitasyon’’ için yapılan en genel tanım şu şekildedir:

Fizyolojik veya anatomik bir bozukluğu yada yetersizliği olan dolayısı ile çevresel kısıtlamalar içinde bulunan bireyin fiziksel, psikolojik, sosyal ve mesleki durumu ile meslek dışı aktivitelerinde mümkün olan en üst fonksiyonel seviyeye ulaştırılması işlemine ‘‘rehabilitasyon’’ denir (İnal, 2003).

Artan dünya nüfusu ile birlikte artan insan uzuvlarındaki sorunların artması rehabilitasyonu daha da önemli bir hale getirmiştir. Bu uzuvların işler hale getirilmesi kas kuvvetinin arttırılması çok ciddi bir sorundur. Ayrıca bu insanların toplumdaki sosyal hayatlarına geri dönebilmeleri kendileri, aileleri, yakın çevreleri ve daha da önemlisi yaşadıkları toplum için son derece önem taşımaktadır. Kol ve bacak gibi gövdeye bağlı uzuvlardaki sorunlara yol açan en önemli etkenler yaşlılık, iş trafik kazaları ile savaşlardır. Rehabilitasyon işleminin en önemli unsurlarından birisi gövdeye bağlı olan kol ve bacak gibi uzuvların fonksiyonlarının yeniden kazandırılmasıdır. Bu yeniden kazanı sürecinde terapik egzersizler çok önemli bir yer tutmaktadır. Terapik egzersizler, fizyoterapist tarafından hastaya yaptırılan veya hastanın durumuna göre kendisinde yapabildiği pasif ve aktif egzersiz hareketlerinden oluşur.

Rehabilitasyon sürecinde gerekli olan terapatik egzersizler için ya hastanın tedavi merkezine gitmesi ya da fizyoterapistin hastaya gelmesi gerekmektedir. Bu işlemler uzun süreler almakta, zahmetli ve maliyetli olmaktadır. Bunun yanı sıra tedavi süreci her iki taraf için sabır gerektirmektedir. Ayrıca bir fizyoterapist aynı anda sadece bir hastaya terapatik egzersiz yaptırabilmektedir.

Tüm bu nedenlerle, fizyoterapistin görevini yapabilecek akıllı sistemlerin geliştirilerek uygulamaya konması önem arz etmektedir. Son yıllarda bu konuya yönelik çalışmalar artan bir hızla devam etmektedir. Benzer çalışmalar hasta tedavilerinin yanı sıra sporcu kaslarının güçlendirilmesi içinde yapılmaktadır. Bu amaçla geliştirilmiş çeşitli cihazlar mevcuttur.

SPH (Sürekli Pasif Hareket) ve Cybex cihazları bunların en önemlileridir. Ancak bu cihazlar hareket kabiliyetleri açısından düşük serbestlik dereceli ve herhangi bir geri bildirim özelliği bulunmayan cihazlardır. Bu nedenlerden dolayı yüksek hareket kabiliyeti, öğrenme, kayıt yapabilme objektif değerlendirme gibi özellikleri nedeniyle son yıllarda rehabilitasyon sürecine robotların dahil olması için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır.

1.1 Problemin Tanımı

Gövdeye bağlı uzuvların rehabilitasyonunda özellikle fizyoterapistlerden yararlanılmaktadır. Bu yöntemin dezavantajı uzun süreler ve maliyet gerektirmesi ,zahmetli ve sabır isteyen bir süreç olmasıdır. Ayrıca fizyoterapistlerin günlük hasta kabul sayısı sınırlıdır. Rehabilitasyon amaçlı kullanılan cihazlar mevcut olmakla beraber, bunlar öğrenme kabiliyeti ve geri bildirim olmayarak, pasif çalışan ve genelde hareket kabiliyeti açısından bir yada iki serbestlik derecesine sahip olan cihazlardır. Tekrarlı ve çok serbestlik dereceli hareketleri fizyoterapistte fazla ihtiyaç duymadan yapabilecek, fakat hastadan hastaya ortaya çıkan farklılıkları da dikkate alabilecek ve hastadan gelen tepkilere cevap verebilecek cihazların varlığı büyük kolaylıklar sağlayacaktır.

Son yıllarda rehabilitasyon amaçlı robot çalışmaları yapılmaktadır. Ancak, bu çalışmalarda üst ekstremiteler ile ilgili çalışmalara ağırlık verilmektedir. (Lee vd., 1990; Lum,1995 ;1997; Mulos,1997; Krebs vd., 1998; Rao vd., 1999; Richardson vd., 1999; 2003; 2005; Rehabob project, 2000; Reinkensmeyer, 2000; Loureiro vd., 2003). Ancak alt ekstremitelerle ilgili çalışmalar son derece sınırlıdır. (Sakaki ve diğ., 2000 ; 2001 ; Okada vd., 2000 ; Homma vd., 2002) ve bu konuda çözüm bekleyen çok sayıda problem bulunmaktadır. Ayrıca bu robotlar ya pasif, ya aktif yardımcı ya da yalnız aktif yardımcı egzersizleri yaptırabilmektedirler.

1.2 Amaç

Bu projede, ortaya konan problem çerçevesinde, fiziksel olarak problemlili hastaların veya sporcuların rehabilitasyon sürecinde fizyoterapistlere yardımcı olacak karar verebilen ve öğrenebilen, bilgi ve kural tabanlı çalışan SPH ve Cybex'den farklı olarak hem pasif hem aktif hem de fizyoterapistler tarafından yaptırılan egzersiz hareketlerini gerçekleştirebilen, diz ve kalça rehabilitasyonuna yönelik, farklı uzuv uzunluklarına göre ayarlanabilen, yazılım ve donanım açısından güvenlik kontrollü bir robot manipülatörün tasarımı, üretim ve kontrolü amaçlanmıştır.

1.3 Projenin Bilime, Uygulamaya, Ekonomik ve Sosyal Alanlara Katkısı

1.3.1 Bilimsel Katkı

Rehabilitasyon amaçlı robotların tasarımı ve kontrolü alanındaki çalışmalar henüz araştırma aşamasındadır. Özellikle yapay zeka tekniklerinin gelişimi bu araştırmalara bir ivme kazandırmıştır. Robot ve medikal teknolojilerinin bir arada kullanıldığı uygulamalar günümüzde son derece ilgi çekmekte ve bu konu üzerinde araştırmalar yapılmaktadır. Robot ve medikal teknolojilerini bünyesinde barındıran bu proje tüm dünya için olduğu gibi ülkemiz için de önemlidir.

1.3.2 Uygulamaya Katkı

Fizyoterapist aynı anda tek bir hastayı tedavi edebilir. Ancak bu sistem sayesinde bir fizyoterapistin gözetiminde birden fazla sistem aynı anda çalıştırılarak daha fazla hastaya hizmet verilebilir.

Felçli hastalara düzenli olarak yaptırılmak zorunda olan egzersiz hareketleri bu cihaz tarafından hastaya yaptırılabilir. Böylece hastaya bakmak zorunda olan kişiler egzersizler için harcayacakları vakitleri, hastanın başka ihtiyaçlarını gidermek için kullanabileceklerdir.

Sistem SPH ' tan farklı olarak fizyoterapistler için son derece yorucu olan dirençli ve dereceli dirençli egzersizleri yapabilmektedir. Ayrıca izometrik egzersiz türü seçildiğinde sistem EHA (Eklem Hareket Açıklığı)' na kadar izotonik egzersiz de yapılabilir.

Fizyoterapistin yaptırdığı rutin hareketleri sistem arzu edilen sayı ve açılarda yapılabilir.

Hastanın tedavi sürecindeki durumu sürekli olarak kayıt altına alınabilir.

Fizyoterapistin yapmış olduğu kas testini sistem kendisi yapabilir ve hastanın kas derecesini belirleyebilir.

Sistemin donanım yapısında tahrik elemanı olarak servomotor, algılayıcı olarak kuvvet ve konum algılayıcılar, güvenlik için sınır anahtarları, analog – dijital veri dönüşümleri için veri toplama kartları kullanılmıştır.

Terapi sonuçları (uzuv açıklığı, hastaya uygulanan kuvvet değerleri ve hastanın tepkileri) net bir şekilde kullanıcı ara yüzeyinde gözlenebilmektedir.

Sistem, bilgi ve kural tabanlı çalışan bir yapının, konvansiyonel kontrol yöntemleri olan empedans ve PID kontrol teknikeri ile birleştirilmesi sonucu oluşan bir zeki kontrolör tarafından kontrol edilmektedir.

Sistem mekanizması üç serbestlik dereceli olup, farklı uzuv uzunlukları için ayarlanabilmekte, diz ve kalça için fleksiyon-ekstansiyon, abduksiyon-adduksiyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Diz eklemi pantograf yapıda olup tüm motorlar tabana yerleştirildiğinden motor ağırlıklarının sistem dinamiklerine etkisi yoktur. Sistem güvenliği ve donanım ve yazılım kontrollü olarak sağlanmaktadır.

1.4 Proje Çalışma Programı ve İşleyişi

Projeye çalışma takvimine uygun olarak rehabilitasyon işlemine ait teorik bilgilerin edinilmesi ve fizyoterapistlerin gözlemlenmesi ile başlanmıştır. Rehabilitasyon esnasındaki egzersiz hareketlerine uygun mekanizma tasarlanıp üretilmiş ve gerekli elektronik donanım gerçekleştirilmiştir. Bu hareketleri sistemin yapabilmesi için en uygun kontrol yöntemleri tespit edilmiş ve hastanın durumuna göre karar verebilen ve öğrenebilen bilgi ve kural tabanlı bir zeki kontrolör tasarlanmıştır. Fizyoterapistlerin tecrübeleri zeki kontrolöre aktarılmış. Denekler üzerinde sistem test edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR

2.1 Literatür

2.1.1 Rehabilitasyon Amaçlı Robot Çalışmaları

Rehabilitasyonda robotların kullanımının başlıca sebepleri şu şekilde sıralanabilir:

- Robotlar, rehabilitasyondaki tekrarlı hareketleri kolayca yapabilirler,
- Arzu edilen harici kuvvetlerin uygulanabilmesini sağlarlar,
- Aynı kuvveti tekrarlı olarak uygulayabilirler,
- Terapi modların da ki gerekli koşulları fizyoterapistin göre daha kesin meydana getirebilirler.

Son yıllarda yapılan rehabilitasyon amaçlı çalışmalarda robot kullanımının klasik tekniklere göre birçok avantajı olduğu tespit edilmiştir. (Lum vd., 2002). Ayrıca bir robot, hasta ile ilgili bilgi kaydını (tedaviye verdiği cevap gibi) bir insana göre daha sağlıklı bir biçimde gerçekleştirilebilir. (Richardson, Brown ve Plummer, 2000).

Rehabilitasyon amaçlı robot çalışmalarında son on yıldır belirgin bir artış vardır. Ancak bu çalışmaların birçoğu henüz araştırma aşamasındadır.

Rehabilitasyon robotları üç ana sınıfa ayrılır. Bunlar;

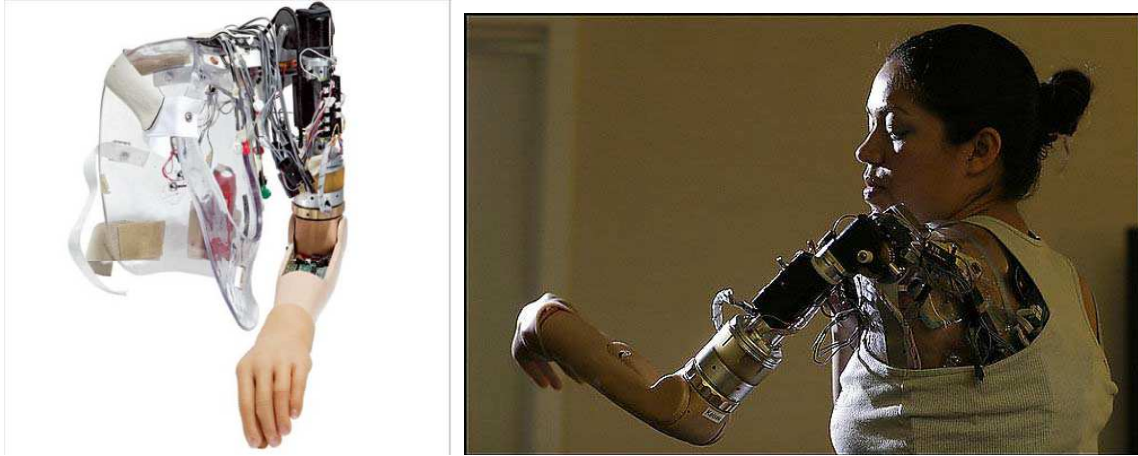
- Yardımcı (asistif) Robotlar,
- Protez Robotlar,
- Terapatik Robotlar (Alt ve üst uzuvlar için).

Bunlardan yardımcı (asistif) robotlar özellikle hastaların günlük ve sosyal yaşantılarına katkıda bulunmak üzere geliştirilmiş robotlardır. Bu robotlar sayesinde hastalar kendi başlarına yemek yiyebilme, raflardaki eşyaları alabilme vb. davranışları başkalarına ihtiyaç duymadan yapabilirler. Şekil 2.1' de örnek bir asistif robot uygulaması verilmiştir.



Şekil 2.1 Yardımcı (asistif) Robot Uygulamaları

Protez robotlar, kopan uzuvların işlevlerini yerine getirmek üzere üretilen robot kollarıdır. Şekil 2.2’ de protez robot kollarına ilişkin örnekler verilmiştir.



Şekil 2.2 Protez Robot Kolları (Özkaya, 2007)

Terapik robotlar, alt ve üst uzuvlar için pasif veya aktif egzersiz hareketlerini yaptırmak için geliştirilmiş robotlardır.

Bu proje kapsamında tasarlanıp, üretilen Fizyoterapi robot alt uzuvlar için geliştirilmiş terapatik bir robottur. Terapatik robotlar, mekanizma özellikleri ve hareket kabiliyetleri, kontrol yöntemleri, gerçekleştirebildikleri egzersiz türleri, alt veya üst uzuvlara yönelik olmaları açısından sınıflandırılabilirler.

Bu bölümde rehabilitasyon amaçlı terapatik robotlara ilişkin yapılan çalışmalar kontrol yöntemi ve genel özellikleri açısından incelenmiş, gerçekleştirilen proje çalışmasının bu çalışmalar içindeki yeri ve önemi vurgulanmıştır.

2.1.2 Rehabilitasyon Amaçlı Ölçüm ve Değerlendirme Robotları

Rehabilitasyon ve biomekanik ölçüm amaçlı robot çalışmaları da önemli uygulama alanlarından biridir. Çünkü bir robot insana göre çok daha sağlıklı bir şekilde hastaya ilişkin bilgileri kayıt altına alabilmektedir ve klasik yöntemlere göre birçok avantaja sahiptir. (Richardson vd., 2000; Lum, 2002). Bu amaçla yapılan çalışmalar aşağıda verilmiştir.

(Khalili ve Zomlefer, 1987) in gerçekleştirdikleri ölçüm amaçlı rehabilitasyon mekanizması, iki serbestlik dereceli düzlemsel (planar) tiptedir. (Lin, 1998), rehabilitasyon amaçlı, insan eklemlerinden alınan EMG sinyallerinin ölçülüp değerlendirilmesine yönelik bir sistem geliştirilmiştir. Robot manipülatörün kontrolünü klasik PID ile yapmıştır. Oluşturulan yazılım ile egzersiz modları seçilebilmekte ve egzersize ilişkin hastadan alınan veriler kaydedilebilmektedir.

(Cunningham, 1999), dize ait rehabilitasyon ve biomekanik ölçümler için DD (Direct Drive) bir robot manipülatör geliştirilmiştir. Sistemde EMG sinyalleri de kullanılmaktadır.

MIT-Manus (Krebs vd., 1998), MIME (Lum vd., 1995;1997) ve Bi-Manu-Track (Hesse vd., 2006) üst eklem rehabilitasyon robotları da ölçüm amaçlı kullanılmaktadır.

2.1.3 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robotlar

Rehabilitasyon amaçlı geliştirilen terapatik robotlar üst ve alt uzuvların rehabilitasyonuna yöneliktir. İlk çalışmalar 1988 ile 1994 yılları arasında yapılmıştır. (Khalili ve Zomlefer, 1988; Erlandson vd., 1990; Howell, 1989; Van der Loos, 1994) 1995 ile 1999 yılları arası rehabilitasyon robotlarının **erken dönemi** olarak kabul edilmektedir (Van Der Loos, 2005). Bu dönemde geliştirilen robotlar şunlardır:

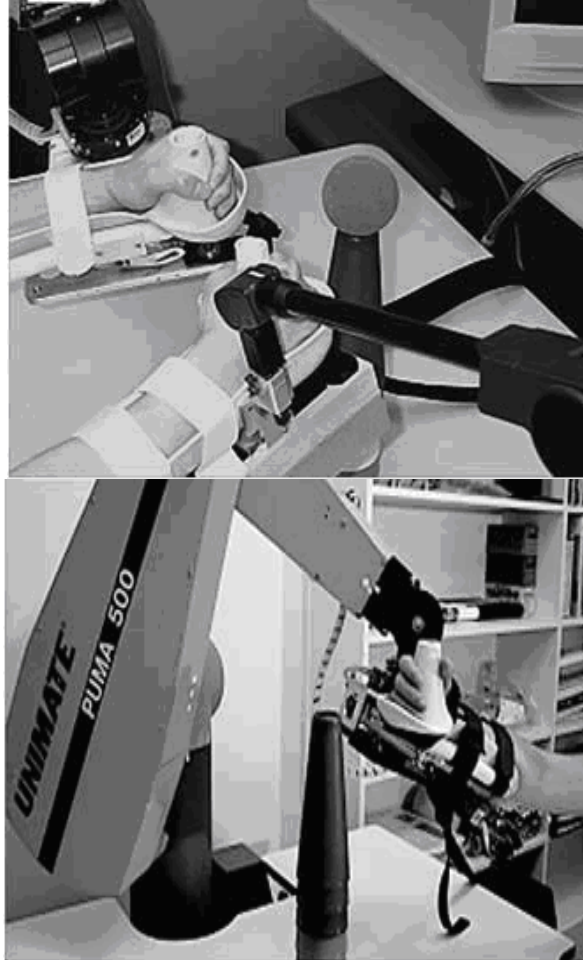
- MIME: PUMA-560 tabanlı robot sistemi (Lum vd., 1995)
- MIT-MANUS: 3-D planar manipulator (Krebs ve Hogan, 1998)

- Reinkensmeyer ARM (Reinkensmeyer, 2000)

2000 li yıllardan günümüze yapılan çalışmalar modern dönem olarak adlandırılmaktadır (Van Der Loos,2005). Bu dönemde yapılan çalışmalar şunlardır:

- MIME: Farklı deneysel çalışmalar ve nöral mekanizma çalışmaları
- MIT-MANUS: Klinik deneyler
- GENTLE: Haptik Arayüz ve Sanal Gerçeklik
- REHAROB: Üst eklem rehabilitasyonu için geliştirilen sistem
- PAM+ARTHUR (UCI): Yürüme amaçlı geliştirilen sistem

Bu bölümde kronolojik sıraya göre 1998 yılından günümüze kadar yapılan rehabilitasyon amaçlı terapatik robot çalışmaları incelenip, fizyoterapi robot' un bu çalışmalar içindeki yeri vurgulanacaktır. (Khalili ve Zomlefer, 1987), iki serbestlik dereceli iki robot ile alt eklemlerin rehabilitasyonunu gerçekleştirmiştir. Robot sisteminden elde edilen bilgilerinden insan vücut segment parametrelerinin tahmini yapılmıştır. (Lee vd., 1990), felçli hastaların üst uzuvlarının rehabilitasyonu için robot sistemi geliştirilmiştir. Kontrolör uzman sistem yapısı kullanılarak tasarlanmıştır. (Lum vd., 1995,1997), kol için pasif,aktif yardımcı,aktif dirençli ve bimanual (iki elin kullanılmasını gerektiren) egzersizleri yapabilecek Şekil 2.3'da verilen bir sistem geliştirilmiştir.



Şekil 2.3 (Lum vd., 1995;1997)' de kullanılan sistem [1]

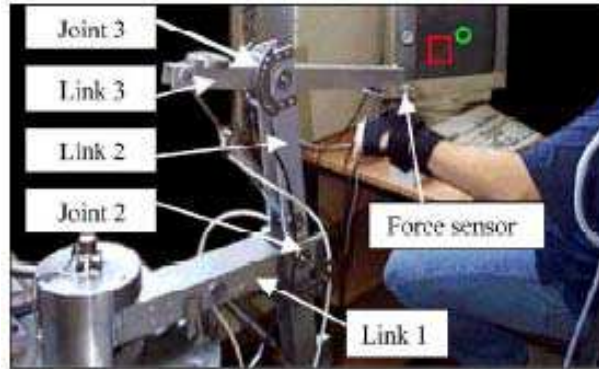
Mulos (Motorized Upper Limb Orthotic System) isimli projede üst eklemlerin hareketlerine yardımcı olacak beş serbestlik dereceli, pasif ve dirençli egzersiz yaptırılabilen bir robot kolu geliştirilmiştir. Sistem bir tekerlekli sandalyeye bağlanarak çalıştırılmaktadır. (MULOS, 1997). (Krebs vd., 1998) MIT-Manus adı verilen üst eklem egzersizleri için bir robot kolu geliştirilmiştir. Hedef yörüngeye göre (çember,dikdörtgen gibi) kontrol edilebilen empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır. Hedef yörünge, bilgisayar ekranında hastaya gösterilmekte ve bu ekran üzerinden hasta hedef yörüngeyi takip etmeye çalışmaktadır.



Şekil 2.4 MIT-Manus (Krebs vd., 1998) [2]

(Rao vd., 1999), üst eklemler için fiziksel terapi esnasında rehabilitasyona yardımcı deneysel bir test düzeneğini Puma 260 robotu kullanarak gerçekleştirmiştir.

Sistem pasif ve aktif yardımcı egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. (Richardson vd., 1999,2003,2005), Şekil 2.5’da verilen pnömatik tahrikli üç serbestlik dereceli üst eklem rehabilitasyonuna yönelik bir rehabilitasyon sistemi gerçekleştirmiştir. Kontrol yöntemi olarak PD ve empedans kontrol kullanılmıştır.



Şekil 2.5 Pnömatik Tahrikli Rehabilitasyon Sistemi (Richardson, 2005) [3]

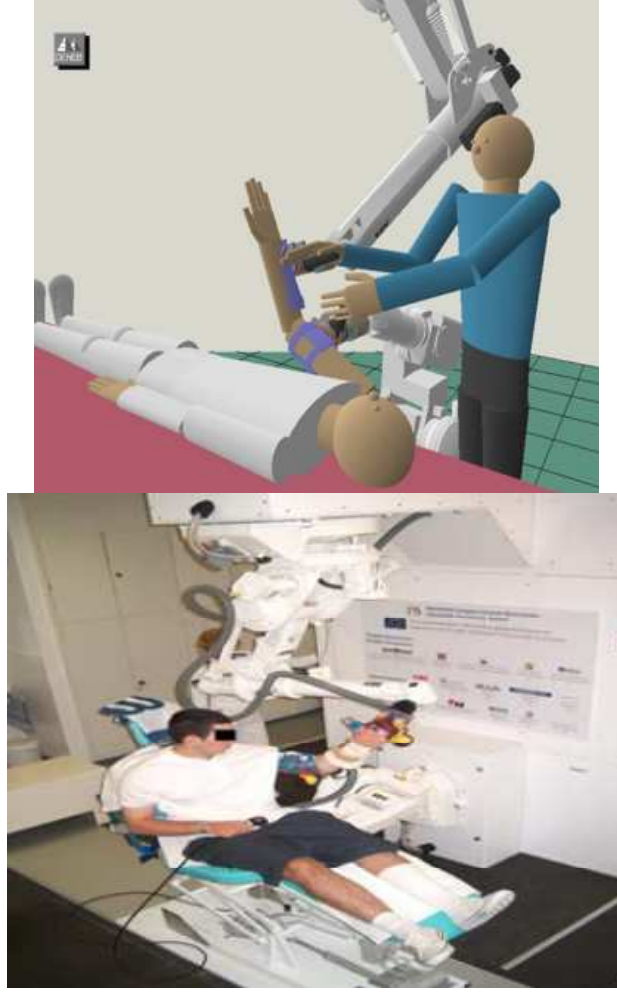
(Sakaki vd., 2000 ; 2001), üst eklem rehabilitasyonuna yönelik bir robot sistemi geliştirmiştir. (Tanaka vd., 2000), rehabilitasyon amaçlı robot kolunun kontrolünü empedans kontrol yöntemiyle zaman tabanlı üreteç kullanarak (Time Base Generator, TBG) gerçekleştirmiştir. TBG sağlıklı bir insanın hareket yörüngesine benzeyen spatio-temporal bir yörünge üretmektedir. (Okada vd., 2000), alt eklem rehabilitasyonuna

yönelik, iki serbestlik dereceli ve eklem hareket açıklığı egzersizlerini yaptırmak için bir robot sistemi geliştirmiştir. Kontrol yöntemi olarak empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır. Kuvvet ve konum bilgisinin kaydı direk öğrenme yöntemi ile yapılmaktadır. Daha sonra bu konum ve kuvvetlerde sistem hareket etmektedir.



Şekil 2.6 TEM: Therapeutic Exercise Machine (Okada vd., 2000) [4]

2000 yılında yapılan Rehabob isimli çalışmada üst eklem rehabilitasyonu endüstriyel robotlarda gerçekleştirilmiştir. Hastaya takılan aparatlar vasıtası ile fizyoterapist tarafından egzersiz hareketleri yaptırılmakta ve EMG, uygulanan kuvvet ve konum bilgileri ile gerekli veri tabanı oluşturulmaktadır. Elde edilen bu verilere göre iki endüstriyel robot aynı hareketleri hastaya yaptırmaktadır. (Rehabob Project, 2000).



Şekil 2.7 Rehabob [5]

(Reinkensmeyer vd., 2000), ARM Guide (Assisted Rehabilitation and Measurement Guide) adı verilen üç serbestlik dereceli, üst eklem rehabilitasyonuna yönelik, aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebilen bir sistem geliştirmiştir.



Şekil 2.8 ARM Guide [6]

(Homma vd., 2002), alt ekstremité rehabilitasyonuna yönelik bir sistem geliştirmiştir. Mekanizma hasta yatağı çevresinde oluşturulmuştur. Deneyler iki serbestlik derecesi için gerçekleştirilmiştir. Sistem eklem hareket açıklığı egzersizleri yaptırabilmektedir. (Krebs vd., 2003), hız, zaman ya da EMG eřik değerleri kullanılarak başlatılan robot yardımlı performans tabanlı aşamalı robot terapi yöntemini geliştirmiştir. Bu amaçla yeni bir performans tabanlı empedans kontrol algoritması önerilmiştir. Kullandıkları algoritma hız, zaman ve EMG parametrelerine bağlı olarak çalışmaktadır.(Fanin vd., 2003), NeReBot (Neuro-Rehabilitation-Robot) adı verilen üç serbestlik dereceli ve doğrudan öğretme yöntemiyle çalışan şekil 2.9’de verilen sistemi geliştirmiştir. Sistem omuz ve dirsek için fleksiyon ve ekstansiyon, pronasyon ve supinasyon, adduksiyon ve abduksiyon hareketlerini yaptırabilmektedir.



Şekil 2.9 NeReBot (Fanin vd., 2003) [7]

İngiltere’de gerçekleştirilen GENTLE/s isimli projede üst eklem rehabilitasyonu için üç serbestlik dereceleri bir robot geliştirilmiştir. Bu sistem admitans kontrol yöntemi ile kontrol edilmektedir. Hasta uzvu için yerçekimi kompanzasyonu yapılmakta ve hasta sanal gerçeklik yöntemiyle karşısındaki monitöre göre uzvunu hareket ettirmeye çalışmaktadır. (Loureiro vd., 2003)



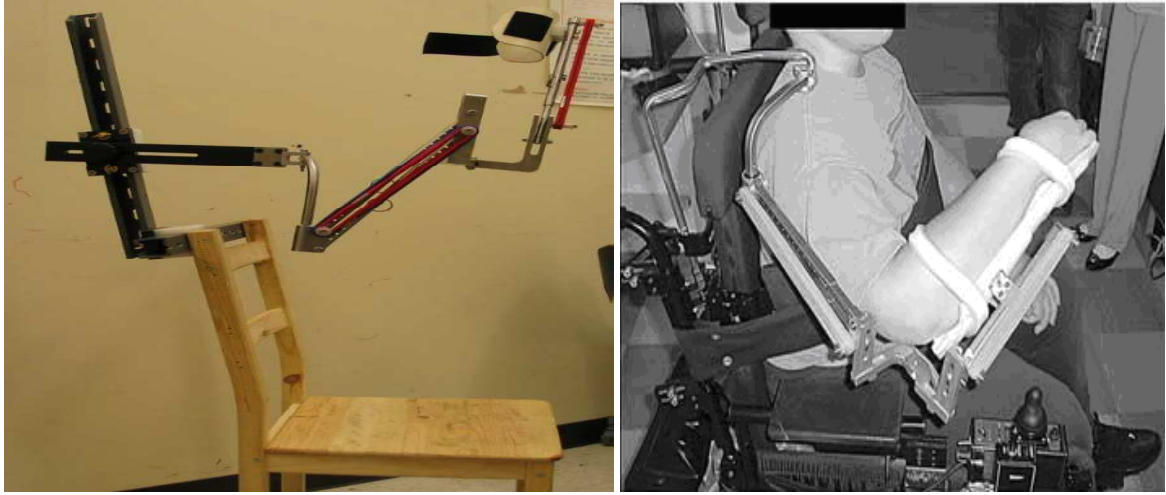
Şekil 2.10 GENTLE/s Rehabilitasyon Sistemi [8]

RUPPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy) adı verilen çalışmada pasif egzersizleri kola yaptırabilen dört serbestlik dereceli pnömatik tahrikli bir sistem geliştirmiştir.



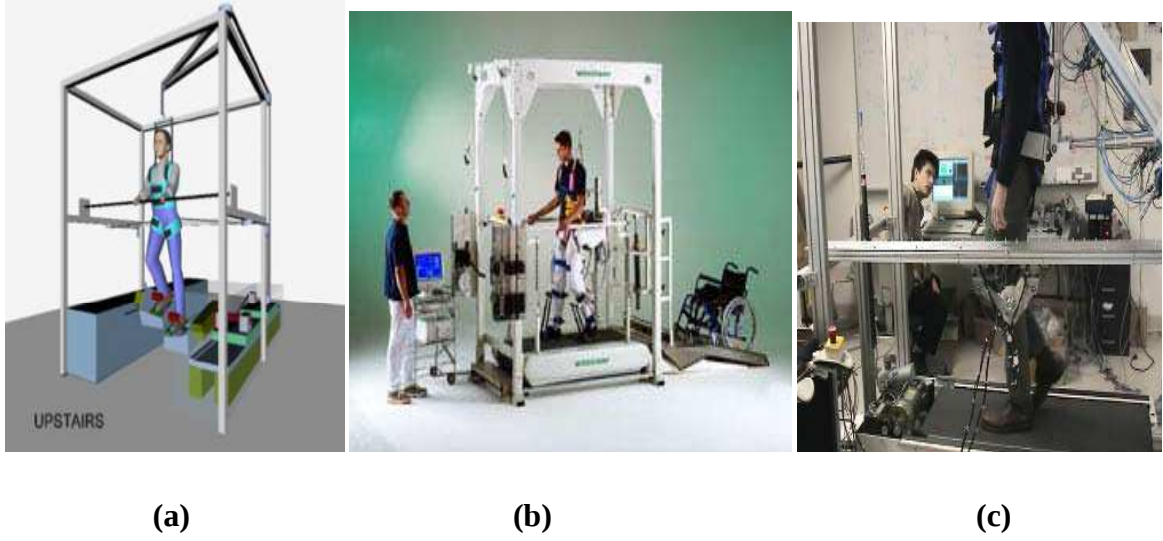
Şekil 2.11 RUPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy) [9]

(Rahman vd., 2006;), tarafından geliştirilen iki link li ve 4 serbestlik dereceli sistem (WREX, Willmington Robotic Exoskeleton) üst eklem rehabilitasyonuna yöneliktir. Şekil 2.12’de görüldüğü gibi sistem hastaların tekerlekli sandalyelerine monte edilmekte ve pasif egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 2.12 WREX (Rahman vd., 2006; Van Der Loos, 2005) [10]

Yukarıda izah edilen ve genel olarak üst ekstremitenin rehabilitasyonuna yönelik çalışmaların yanı sıra yürüme analizleri için ve hastalara yürüme fonksiyonlarının tekrar kazandırılması amaçlı robot çalışmaları da mevcuttur. Bunlar haptic walker, lokomat ve PAM+Arthur adları verilen sistemlerdir. Bu sistemler Şekil 2.13’de verilmiştir. (Berhardt vd., 2005;).



Şekil 2.13 Yürüme Analizi Robotları [11]

(a) Haptic Walker

(b) Lokomat Yürüme Sistemi (Berhardt vd., 2005)

(c) PAM+Arthur Yürüme Sistemi

2.1.4 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robot Çalışmalarında Kullanılan Kontrol Teknikleri

Rehabilitasyonda insan-hasta etkileşimi olduğundan kuvvet ve konum kontrolünü birlikte gerektirmektedir. Bu nedenle rehabilitasyon amaçlı robotlarda özellikle birleşik (hibrid) kontrol (Ming vd., 2005; Berhardt vd., 2005) ve empedans kontrol yöntemleri kullanılmaktadır.

Birleşik kontrol yönteminde kuvvet ve konum birbirinden bağımsız olarak kontrol edilir. (Raibert ve Craig, 1981). Birleşik kuvvet ve konum kontrolüne ilişkin çeşitli çalışmalar yapılmıştır. (Siciliano ve villani 1993,Queiroz vd., 1997 Song ve diğ.,Liu vd., 1999, Villani ve Sciliano 2000). Klasik tekniklerin yanı sıra yapay zeka tekniklerinin de birleşik kontrolde kontrol performansını artırma amaçlı kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. (Utsumi ve Todo.1995 ; Weidong vd., 1996 ; Kiguchi ve Fukuda,1997;2000 Hsu ve Fu, 2000).

Rehabilitasyon robotlarında ise birleşik kontrolün uygulandığı çalışmalar mevcuttur.(Ming vd., 2005) bir rehabilitasyon robotunda kuvvet-konum kontrolünü

bulanık tekniklerle gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada hasta lineer ve dairesel yörüngelerini takip etmeye çalışmaktadır.(Berhard vd., 2005). LOKOMAT adı verilen yürüme amaçlı rehabilitasyon robot mekanizmasında birleşik kontrol tekniğini kullanmıştır. Çünkü insan yürüme hareketinde pozisyon kontrol teknikleri tek başına yeterli olmamaktadır.

Empedans kontrol tekniğinde ise kuvvet ve konum kontrol edilemez. Kontrol, robot kolu uç noktası mekanik empedansının ayarlanması yolu ile kuvvet ve konum kontrolünün gerçekleştirilmesi esasına dayanır. Empedans kontrolünün temelleri ilk olarak Neville Hogan tarafından atılmıştır. (Hogan,1985). Ayrıca empedans kontrol insan-robot etkileşimli uygulamalarda ve çevre ile temasın olduğu robot işlemlerinde en uygun kontrol yöntemi olarak kabul edilmektedir. (Jung ve Hsia,1998; Nagata vd., 1998; Dutta ve Obinata, 2002; Tsuji vd., 2005). Bu nedenle rehabilitasyon amaçlı robot uygulamalarında empedans kontrol sıkça kullanılmaktadır.(Aisen et al.1997; Culmer vd., 2005; Richardson vd., 1999; 2000;2003;2005 Okada,2000; Krebs vd., 1998; 2003; Tanaka vd., 2000 Ikeura vd., 1994; Tsumugiwa vd., 2001;2003;2004; Park ve Lee,2004).

Empedans kontrol yöntemi sayesinde hastaya bir insan kadar hassas ve yumuşak şekilde egzersiz hareketleri yaptırılabilir. (Krebs ve Hogan,1998). Benzer şekilde Culmer ve diğerleri, üst eklemlerin rehabilitasyonu için empedans kontrolün bir türü olan admitans kontrol yöntemini kullanmışlardır (Culmer vd., 2005).

Empedans kontrol yöntemi ile mekanik bir sistemdeki esneklik, atalet, sönüm gibi tüm parametreler göz önüne alınmış olur. Empedans kontrol yöntemi ile ilgili geniş bilgi Ek B’de verilmiştir.

Ayrıca protez cihazlarında da empedans kontrol yöntemi kullanılmaktadır.(Tsuji vd., 2000) iskelet kas modelini kullanarak protez bir elin kontrolünü empedans kontrol yöntemi ile gerçekleştirmeye çalışmıştır. Bu çalışmada EMG sinyal seviyeleri kullanılarak empedans kontrolün parametreleri tahmin edilmiştir.

Bu projede de fizyoterapist, hasta ve geliştirilen robot manipülatör arasında etkileşim olduğundan empedans kontrol yönteminin kullanılması tercih edilmiştir. Fizyoterapistin hareketleri robota öğretmesi esnasında empedans parametreleri titreşime yol açmayacak ve fizyoterapistin hasta uzvunu en kolay biçimde hareket ettirmesini sağlayacak şekilde deneysel olarak tespit edilecektir.

İnsan zekasını model olarak oluşturulan sistemler veya bilgisayar yazılımları olan yapay zeka teknikleri birçok kontrol uygulamalarında sıkça kullanılmaktadır. Bu nedenle robot kontrolünde özellikle son 20 yılda sıkça kullanılmaya başlamıştır.

(Lingarkar,1988;Yang ve Asada,1992; Liu ve Asada,1993; Xu ve Yang (1990), Kiguchi (1993), Shibata (1992) çalışmalarında YSA'nın öğrenme kabiliyetini robot kontrolünde kullanılmıştır. (Yabuta ve Yamada,1990; Kiguchi ve diğ.1993 Shibata vd., 1992)

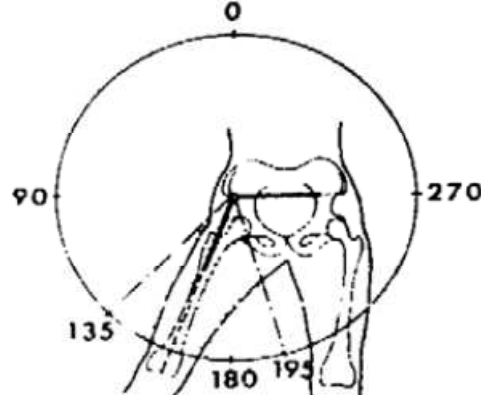
Bazı çalışmalarda kontrol performansını artırmak için bulanık ve YSA teknikleri beraber kullanılmıştır. (Kiguchi ve Fukuda,1995a; 1995b; 1996; Hiraga vd., 1995).

Birleşik ve empedans kontrol tekniklerinde de yapay zeka tekniklerinin, konvansiyonel yöntemler yanında kullanıldığı uygulamalar mevcuttur.

2.2 Genel Bilgiler

Hasta Pozisyonu: Sırt üstü veya ayakta durur

Normal Sınırlar ve Hareket Genişliği: 135° - 195°



Şekil 2.14 Kalça-Abduksiyon-Adduksiyon [12]

Hareket: Eksternal ve internal rotasyon

Hareket Düzlemi: Hareket horizontal veya transvers düzlemde olur ve alt ekstremitenin nötral ya da anatomik pozisyonundan internal rotasyon yönünde deviasyonu şeklinde ölçülür.

Hasta Pozisyonu: Sırt üstü

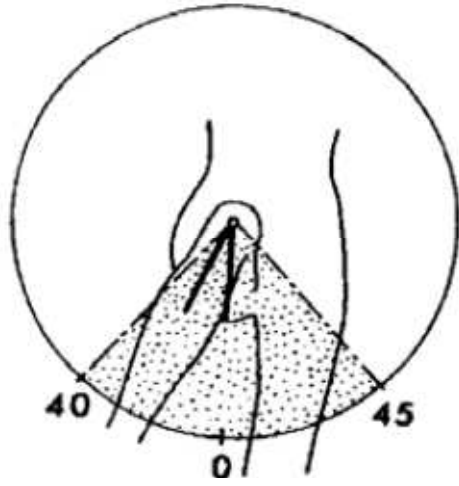
Normal Sınırlar ve Hareket Genişliği:

Eksternal rotasyon(Kalça fleksiyonda) - 40°

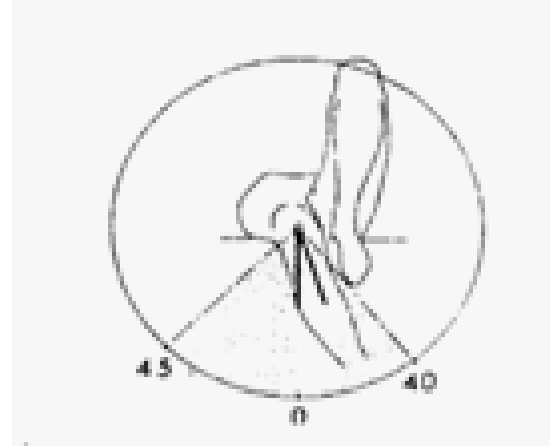
Eksternal rotasyon(Kalça ekstansiyonda) - 45°

İnternal rotasyon (Kalça fleksiyonda) - 45°

İnternal rotasyon (Kalça ekstansiyonda) - 40°



(a)



(b)

Şekil 2.15 Kalça-eksternal/internal rotasyon [13]

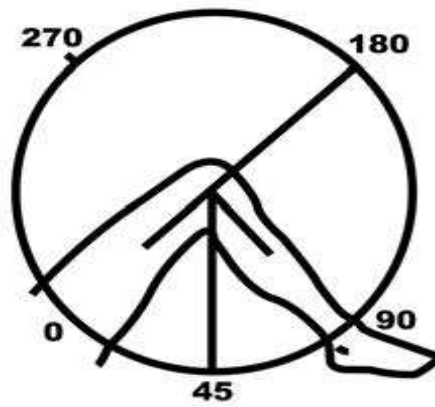
(a) Kalça fleksiyon pozisyonunda, (b) Kalça ekstansiyon pozisyonunda

Hareket: Fleksiyon-Ekstansiyon

Hareket Düzlemi: Sagittal

Hasta Pozisyonu: Sırt üstü yatar veya bir sandalyeye oturur

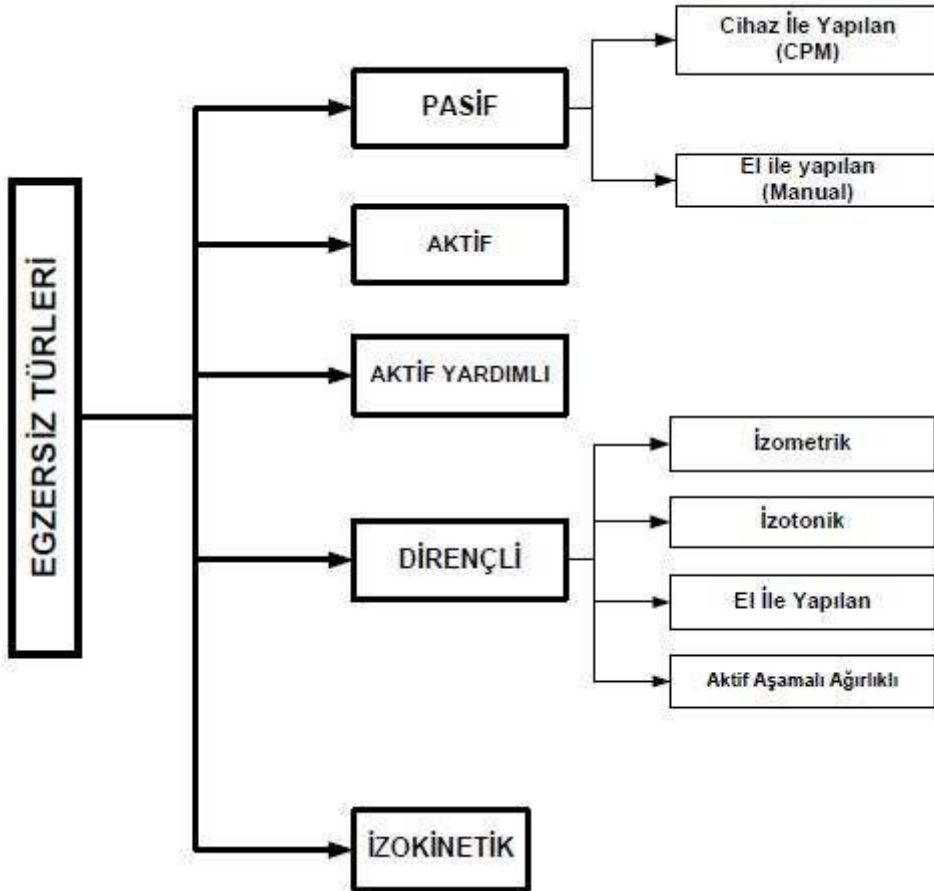
Normal Sınırlar ve Hareket Genişliği: 45-°180°



Şekil 2.16 Diz-Fleksiyon/Ekstansiyon [14]

2.2.1 Egzersiz Türleri

Terapatik egzersizler, rehabilitasyonun en önemli uygulama alanlarından biridir. Fiziksel egzersizler , kuvveti , dayanıklılığı (endurance), vücudu ve ona bağlı uzuvların hareket kabiliyetini geliştirir. Terapik egzersiz türleri pasif, egzersizler özellikle kas kasılması olmayan hastalarda uygulanır ve el ile veya bir cihaz yardımı ile veya bir cihaz yardımı ile yapılabilir. Yerçekimine karşı kasın fonksiyonunu yerine getirebilmesi durumunda uzuv aktif egzersiz yapmış olur. Dirençli egzersizlerin amacı kas kuvvetini arttırmaktır. Dirençli egzersizlerde benzer şekilde el ile veya terapatik bir cihaz yardımı ile yapılabilir. Dirençli egzersizlerden olan izokinetik egzersizlerde hız sabit kalmak üzere hasta ve sporcuya sistem direnç gösterir. Ağırlıklı dirençli egzersizlerde hasta veya sporcunun farklı ağırlıkları kaldırması istenir. Bu türlere ilişkin sınıflama şekil 2.17’de verilmiş olup pasif egzersiz haricindeki tüm egzersiz türlerinde uzuv aktif olduğundan ‘‘Bölüm 2.2.3 Aktif egzersizler’’ başlığı altında detaylı açıklamaları yapılmıştır.



Şekil 2.17 Egzersiz Türleri

2.2.2 Pasif Egzersizler

Hastaya hareketler bir fizyoterapist ya da ayarlanan hız ve sürede çalışabilen SPH (Şekil 2.18) gibi bir cihaz tarafından yaptırılır. Bu amaçla çeşitli robotik cihazlar da kullanılmaktadır. Amaç, normal eklem hareket açıklığına (Range Of Motion = ROM) erişmektedir. Şuurunu kaybetmiş ya da felçli hastalara uygulanan hareket sınırları hastaya acı vermeyecek şekilde ve yavaş olmalıdır.



Şekil 2.18 Alt Ekstremitte için SPH Cihazları [15]

2.2.3 Aktif Egzersizler

Hasta hareketlerini kendi kendine yapar. Aktif egzersizler, eklemlerin fonksiyonlarını artırır. Hareketler çok kolay ya da çok zor olmamalıdır.

2.2.4 Aktif Yardımlı Egzersizler

Hastaların belirli hareketleri gelişmeye başlamış ise aktif yardımcı egzersizlere başlanır. Hastaya hareketler yaptırılırken fizyoterapist tarafından yardım edilir ve yerçekimi etkisi yok edilir. Bu egzersizler hastanın kas kuvvetini ve koordinasyonunu kuvvetlendirir.

2.2.5 Dirençli Egzersizler

Dirençli egzersizler bir dirence karşı yapılır. Kas kuvvetinde artış dirençli egzersizle sağlanabilir. Dirençli egzersizler, dinamik veya statik kas kasılmalarına bir kuvvetle karşı konulmasıyla gerçekleştirilir.

2.2.5.1 İzometrik (Statik) Egzersizler

İzometrik egzersizler sabit bir dirence karşı yapılır. Eklem açısında değişiklik meydana gelmez. Kas kuvvetlendirmesi işleminin en alt seviyede etkili metodudur. Ortopedik ve spor rehabilitasyonunda erken safhalarda yapılır. Ancak tüm egzersiz hareketleri boyunca tercih edilmez.

İzometrik egzersizlerde kasılma görülüp bir eklem hareketi oluşmayabilir. Sadece kas görevinin büyüklüğünde bir artış görülür. İzometrik kuvvetlendirme programlarında kasılmanın süresinin uzunluğu, tekrar sayısı, oluşturulan gerilimin miktarı gibi parametreler vardır. Bir izometrik egzersiz için kabul edilen minimum kasılma 6-10 saniye arasındadır. Statik kuvvetin artması için 10 tekrar gereklidir. Bir sette tekrarların ideal sayısı 5-7 arasındadır. Bununla birlikte ‘ ‘ onlar kuralı ‘ ‘ hastaya anlatma kolaylığı nedeniyle önemlidir. Bu kurala göre günde 10 set yapılır. Her sette 10 tekrar vardır. Her kasılma 10 saniye sürer.

İzometrik egzersiz ile kas kuvveti arttırılabilir. Eğer bölgesel kas grupları özel eklem açılarında çalıştırılırsa, kaslarda o sabit açıda kuvvet artacaktır. Maksimal kuvvet kazancı için sekiz hafta gereklidir. İzometrik egzersiz yöntemi ile dayanıklılık artmaz. İzometrik egzersizlerin avantajları şunlardır;

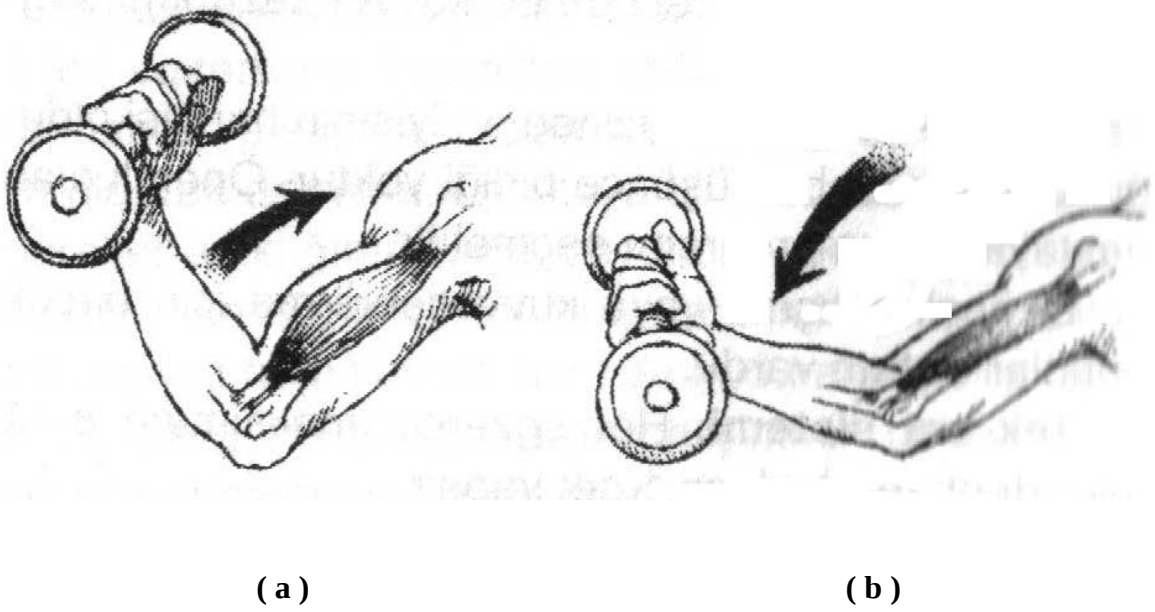
- Kasılma sırasında hiç eklem hareketi olmadığı için rehabilitasyon programında erken dönemde kullanılabilir.
- Eklemin zorlanma riskini azaltır.
- Statik kas kuvvetinin düzelmesine yardım eder. Ancak kasın aerobik potansiyelinin devam ettirilmesine çok az etkisi vardır.
- Şişlikler azalabilir.

- Herhangi bir ek araç gereç gerektirmez ve her yerde kolaylıkla yapılabilir.
- Uzun zaman gerektirmez.
- İzometrik egzersizlerin dezavantajları şunlardır;
- İzometrik hareketler kas yoğunluğuna yol açabilir.
- Kan basıncı, kalp atışını ve kardiyak çıkışı artırabilir.

2.2.5.2 İzotonik (Dinamik yada Kinetik) Egzersizler

Hareket sınırı boyunca dirençli hareket yapmaktadır. İzometrik hareketlere göre kuvveti daha çok artırır. İzotonik egzersiz yerçekimine karşı yapılır. İzotonik kasılma 3 grupta incelenir:

- Konsentrik (eş merkezli) kasılma: Kasın kasılmasıyla sonuçlanır. Pozitif iş olarak da bilinir. (Şekil 2.19.a)
- Eksentrik (Dış merkezli) kasılma: Kasın uzamasıyla sonuçlanır. Negatif iş olarak bilinir. (Şekil 2.19.b)
- Ekosentrik: Çift eklem kateden kaslar, her iki eklemin hareketlerini sağlarken, hem konsentrik hem de eksentrik kasılmaktadır. Bu durumda ortaya çıkan kasılma şekline ekosentrik kasılma denir. (İnal,2004).



Şekil 2.19 Biseps Kası İzotonik Kasılma (Sarı, 2002) [16]
(a) Konsentrik kasılma , **(b)** Eksentrik kasılma

İzotonik egzersizler eklem hareket açıklığı boyuca sabit bir dirence karşı yapılan dinamik kas kontraksiyonları ile gerçekleştirilir. İzotonik egzersizlerde yük vermek için iki yöntem kullanılır. En yaygın olarak kullanılan yöntem direncin değişmediği serbest ağırlıklardır. Diğer yöntem de direncin değiştirebildiği izotonik egzersiz cihazlarıdır. (Şekil 2.20).



Şekil 2.20 İzotonik Egzersiz Yapılabilen Özel Bir Cihaz [17]

İzotonik kuvvetlendirme egzersizlerinin avantajları şunlardır:

- Hastaların çoğunluğunda kolaylıkla yapılabilir ve ekipman olarak ucuzdur.
- Ağırlıkların giderek artırılması hastaya bir motivasyon sağlar.
- Hareket açıklığının tümü boyunca yüklenme oluşturur.
- Hem konsentrik hem de eksentrik kasılma yapılabilir.
- Hem kuvvet hem de dayanıklılık geliştirebilir.

Bu programlar egzersizin gelişiminin objektif olarak izlenilmesine ve bireysel programların geliştirilmesine izin verirler.

İzotonik kuvvetlendirme egzersizlerinin bazı dezavantajları da vardır;

- İzotonik egzersizler kısa hareketinin en zayıf noktasında yüklenir. Bu nedenle en zayıf noktasında kaldıracabildiği ağırlığı kaldıracabilir. Diğer hareket açıklığı noktalarında maksimum yüklenme olmaz. Uygun teknik veya şekilde yapılmazsa kas-iskelet sistemi veya eklem üzerine travmatik etkiler meydana gelebilir.
- İzotoniklerin çabukluğu, aktivite sırasındaki fonksiyonel hızlarda geliştirme etkisi çok azdır. Tüm izotonik egzersizlerinin performansında hareketin hızı konusunda problem vardır.
- İzotonik egzersiz programında aerobik gelişme üzerine etkisi çok sınırlıdır. Özellikle de eksentrik programlarda kas yorgunluğu oluşur.
- Ağırlık cihazları geniş bir yer gerektirir ve egzersiz sadece bir kas için yapılır.

2.2.5.3 El ile yapılan (manual) Egzersiz

Fizyoterapist tarafından tamamen uzmanlığına bağlı olarak yapılır. Kasın durumu göz ve el ile gözlenir. Tedavi sürecinde hastanın psikolojik ve kasın fiziksel durumuna göre fizyoterapist egzersiz sürecinde değişikliğe gider.

2.2.5.4 Aktif Aşamalı Ağırlıklı

Kas kuvveti artan ve dayanıklı tipteki hastalara ağırlıklar yolu ile direnç uygulanır. Bu egzersiz tipinde direnç artırılarak maksimum 10 tekrar (10 RM=repetiton maximum)

yapılır. Her egzersiz seansında 10 tekrar hareketi 7 kez tekrarlanır. Daha sonraki haftalarda 10 tekrar hareketi daha eklenir.

2.2.6 İzokinetik Egzersizler

İzokinetik egzersiz, sabit hızlı dirençli egzersizdir. Hızın sabit kalması, kas eforu (torku) na göre ayarlanan direnç yolu ile olur. Kas eforu arttığı kadar sabit direnç de artar. Bu tekniğin temel teorik avantajı, tam hareket açıklığında (ROM) maksimum kas gerilmesinin sağlanmasıdır. Diğer egzersiz modlarında bu mümkün değildir. En meşhur izokinetik egzersiz cihazı Şekil 2.21’de verilen Cybex’ tir.



Şekil 2.21 Cybex Cihazı [18]

İzokinetik cihaz 3 temel birimden oluşur. Dinamometre, hız seçici ve veri kayıt cihazı. Hız seçici; servomotor hızını seçer. Hasta önceki hızdan daha yüksek bir hız verdiğinde, hız seçici motorun daha hızlı hareketine engel olacaktır. Hasta tarafından oluşturulan kuvvet dirence bağlı olarak ayarlanan bir formda hastaya geri döndürülür.

İzokinetik eşit hız anlamındadır. Tüm hareket açıklığı boyunca hasta hareket hızını değiştirmez ve maksimum dirence karşı koyarak egzersiz yapar. İzokinetik sistemler elektronik ve hidrolik kısımlardan ibaret oldukça pahalı cihazlardır.

Egzersiz cihazlarını kullansalar da izotonik ve izokinetik egzersizler arasında farklılıklar vardır. İzotonik egzersizlerde direnç sabittir. Bu nedenle maksimal kas gerilimi

ve iş başarılmaz. İzokinetik egzersizlerde direnç değişir. Hareket açıklığı içinde en zayıf ve en güçlü olduğu noktalarda direnç bir uyum, bir değişim vardır. Manuel dirençle aynı prensip kullanılabilir. Ancak izokinetik cihazla yapılan daha objektiftir.

İzokinetik egzersizlerin avantajları ve dezavantajları şunlardır.

Avantajlar:

- Kasın hareket açıklığının en güçlü ve en zayıf olduğu noktalarda direnç olan uyumunun yanında kasın mekanik ve fizyolojik özelliklerine de uyum sağlayan bir yöntemdir.
- Çok güvenli egzersizlerdir. İzokinetik egzersiz cihazlarının geçerliliği ve güvenilirliği yapılan çalışmalar ile kanıtlanmıştır.
- Hastanın performansının kaydedilebilmesi ve saklanabilmesini sağlar.
- İzokinetik sistemler sayesinde iki ekstremité birbiriyle kıyaslanabilir, agonist/antagonist oranları belirlenir, iş ve yorgunluk parametreleri ölçülür, hareketin kinematik analizi yapılabilir.

Dezavantajlar:

- İzokinetik cihaz çok pahalıdır.
- Hastaların çoğu bu egzersizi kolaylıkla yapamazlar.
- Egzersiz sırasında hastanın devamlı izlenmesi gerekir.
- Elde edilen verilerin değerlendirilmesi önemli bir tecrübe ve bilgi birikimini gerektirir.
- Kalça ve gövde gibi geniş kas gruplarının test edilmesi ve gerekli egzersiz hareketlerinin yapılmasında cihazın duyarlılığı ve performansı hakkında bazı endişeler vardır.

2.2.7 Fizyoterapi Robot'u Diğer Rehabilitasyon Amaçlı Robotlardan Ayıran Özellikler

Bölüm 2.2' de verilen bilgilerden de anlaşılacağı üzere geliştirilen sistemlerin çoğu özellikle üst eklem rehabilitasyonuna yöneliktir. Alt eklem rehabilitasyonuna yönelik çalışmalar ise son derece azdır. Geliştirilen sistemlerin büyük bir çoğunluğunda empedans kontrol tekniğinin kullanıldığı dikkat çekmektedir. Ancak zeki tekniklerin kullanıldığı çalışmalar azdır. Gerçekleştirilen sistemlerde yalnızca pasif ve aktif yardımcı egzersizlerin uygulanmakta olduğu gözlenmekte fakat dirençli egzersizlerin yaptırıldığı uygulamalara rastlanmamaktadır. Bu projede de diğer çalışmalarda olduğu gibi rehabilitasyon amaçlı çalışmalarda en uygun kontrol yöntemi olarak bilinen empedans kontrol tekniği kullanılmıştır.

Geçmişte yapılan çalışmalardan farklı olarak geliştirilen sistem (Fizyoterapi robot) ile alt uzuvlar için pasif ve aktif yardımcı egzersizlerin yanı sıra izotonik, izokinetik ve izometrik gibi dirençli egzersizleri de yaptırabilmektedir. Ayrıca fizyoterapistlerin hareketlerinin modellenmesini sağlayacak bilgi ve kural tabanlı zeki bir kontrolör tasarlanmıştır. Sistemde bulunan kuvvet ve konum algılayıcılar ile hastanın ürettiği bilinçli ve tepkisel kuvvetler ile EHA (Eklem Hareket Açıklığı) gibi veriler elde edilerek, sayısal ve grafiksel sonuçların ortaya konulabilmesi sağlanmıştır. Ayrıca, sistem için kullanışlı bir kullanıcı ara yüzü de geliştirilmiştir.

2.2.8 Fizyoterapi Robot'un Tasarımı

Robot manipülatör alt uzuvların rehabilitasyonu amaçlı olarak tasarlanmıştır. Tasarıma başlanmadan önce gereklilik analizi yapılmış robot manipülatörün aşağıda belirtilen özelliklere sahip olması gerektiği tespit edilmiştir.

2.2.8.1 Tasarım gereksinimleri

- Manipülatör kütlesi 120 kg.' a kadar olan hastaların alt uzuvlarının rehabilitasyonunu yapabilecek kapasitede olmalıdır.
- Manipülatörün uzuv boyutları hastaya göre ayarlanabilmelidir.
- Alt uzuvların rehabilitasyonu için gerekli olan;
 - Diz için fleksiyon-ekstansiyon

- Kalça için fleksiyon-ekstansiyon ve
- abduksiyon-adduksiyon

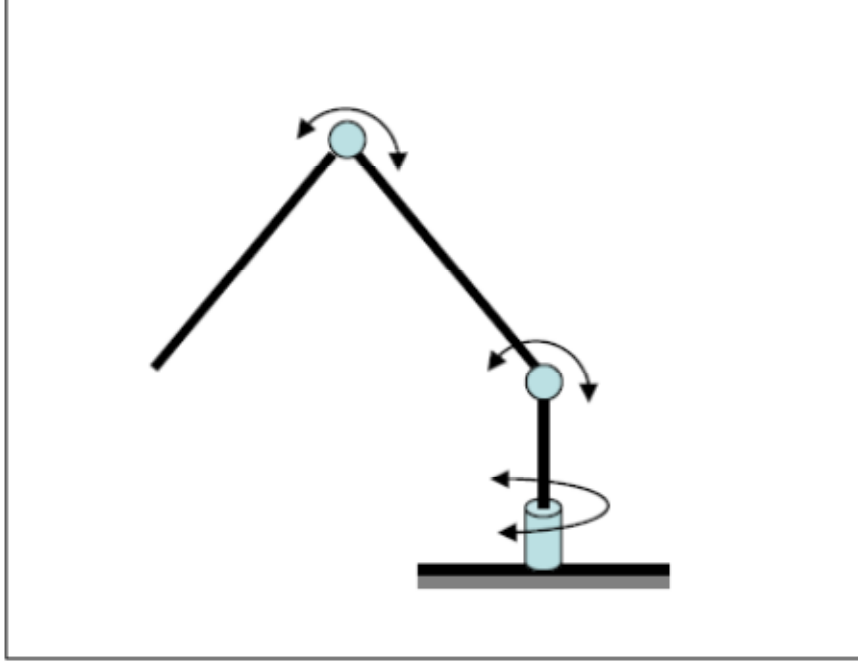
hareketlerini gerekli olan açısıl aralıklarda yaptırabilmelidir. Projenin başlangıç aşamalarında kalçanın rotasyon hareketinin de yaptırılması öngörülmüş, ancak fizyoterapistlerden alınan görüşler doğrultusunda bu hareketin bu egzersizin hareket açıklığı oldukça küçük olması nedeniyle cihaz tarafından yapılmasının riskli olacağı kanaatine varılmıştır. Ayrıca böyle bir hareketi yeterince hassas yapabilmek için karmaşık bir mekanizma yapısına ihtiyaç duyulacağından rotasyon hareketi gereksinimler arasına katılmamıştır.

- Hasta bacağından iki ayrı noktadan (ayak bileği arkası ve baldır altı) bilinçli ve tepkisel kuvvetleri ölçebilmelidir
- Hareket sırasındaki konum, hız ve ivme bilgilerini verebilmelidir.
- Manipülatörün hareketli ağırlığını azaltmak için diz linkini hareket ettirecek motor yer çekimi oluşturmayacak şekilde yerleştirilmelidir.
- Güvenlik yazılım ve donanım kontrollü olarak sağlanmalıdır.
- Kuvvet ve konum kontrolü yapabilecek donanıma sahip olmalıdır. Bu gereksinimleri karşılayacak tasarım süreci şu şekilde gelişmiştir.

2.2.8.2 Tasarım süreci

- Alt uzuvların fiziksel özellikleri ve egzersiz hareketlerinin karakteristikleri incelenerek başlanmıştır. Bu bilgilere dayanarak mekanizmanın fiziksel özellikleri (ağırlık ve boyut) ve egzersiz hareketlerinin karakteristikleri incelenmiş, manipülatörün fiziksel boyutları ve gerçekleştirmesi gereken hareket sınırları tespit edilmiştir.
- Alt uzuvların rehabilitasyonu için gerekli olan;
 - Diz için fleksiyon-ekstansiyon
 - Kalça için fleksiyon-ekstansiyon ve
 - abduksiyon-adduksiyon

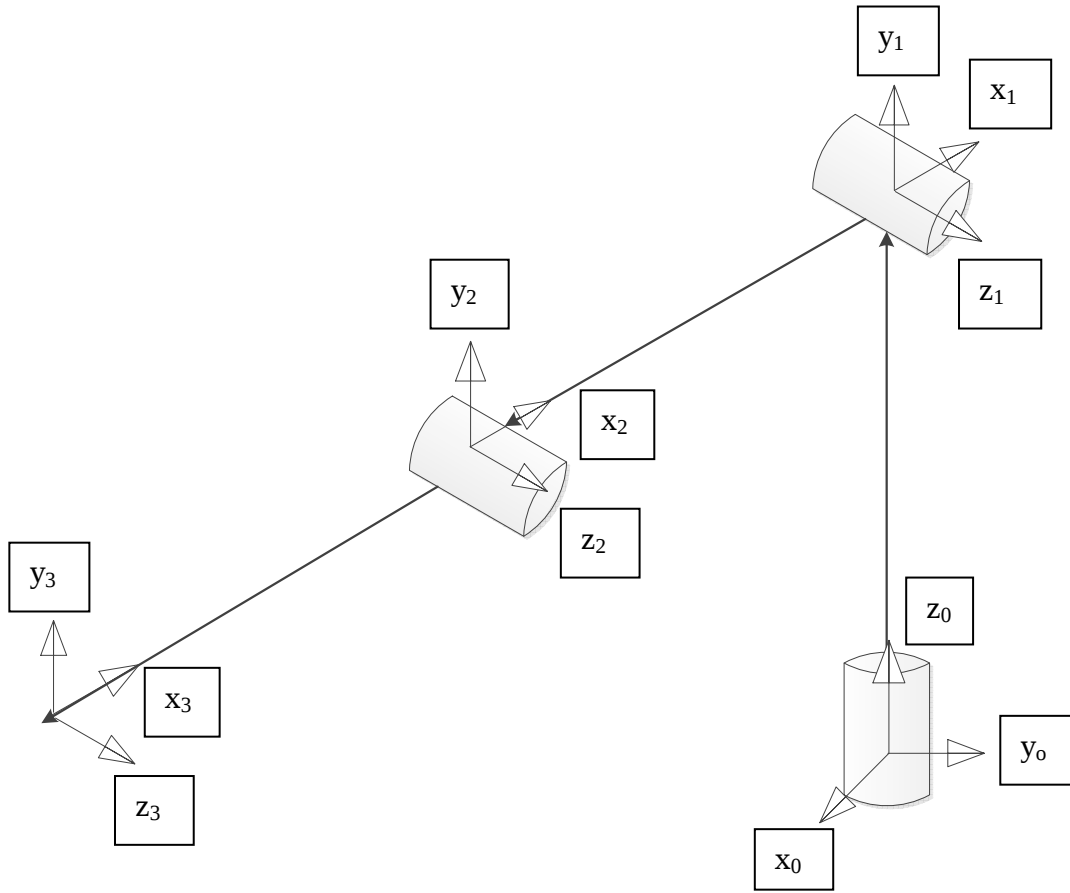
hareketlerini yaptırabilmesi için manipölatorün en az üç serbestlik derecesine sahip olması gerekmektedir. Bunun için Şekil 2.22 ‘da verilen antropomorfik robot kol yapısının en uygun yapı olduğuna karar verilmiştir.



Şekil 2.22 Antropomorfik Robot Kolu [19]

3. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN KİNEMATİK ANALİZİ

Bu bölümde fizyoterapi robotun kinematiği hesaplanacaktır. Robot' un her bir eklem için Denavit Hartenberg metoduna göre link tabloları hesaplanıp daha sonrada jakobiyen matrisini elde edeceğiz.



Şekil 3.1 Manipülâtör diyagramı

3.1 Denavit Hertenberg Link Tablosu

$$\theta \rightarrow z_{i-1} \text{ etrafında} \quad x_{i-1} \rightarrow x_i \quad d \rightarrow z_{i-1} \text{ boyunca} \quad o_{i-1} \rightarrow x_i x^{z_{i-1}}$$

$$\alpha \rightarrow x_i \text{ etrafında} \quad z_{i-1} \rightarrow z_i \quad a \rightarrow x_i \text{ boyunca} \quad o_i \rightarrow x_i x^{z_{i-1}}$$

Her bir motor diğerlerinden bağımsız olarak çalışmaktadır.

Denavit Hertenberg gösterimi 4 geometrik büyüklüğe bağlıdır. Bunlar herhangi bir dönel yada prizmatik eklemi tam olarak belirler.

θ_i : x_{i-1} ekseninden x_i eksenine geçişte z_{i-1} eksenini etrafındaki dönme açısı

d_i : (i-1). Koordinat sisteminin orjiniinden x_i ile z_{i-1} ekseninin kesim noktası arasında z_{i-1} eksenini üzerindeki uzaklık.

a_i : i. koordinat sisteminin orjini ile x_i ile z_{i-1} kesişim noktası arasındaki mesafe.(link i'nin uzunluğu)

α_i : x_i eksenini etrafında dönmelerinden kaynaklanan z_{i-1} eksenini ile z_i eksenini arasındaki açı.

Eklem 1 için θ_1 değeri $\theta_1 + \pi$ olur ve $\theta_2 = \theta_3 = 0$ olur.

Eklem 2 için θ_2 değeri θ_2 olur ve $\theta_1 = \theta_3 = 0$ olur

Eklem 3 için θ_3 değeri θ_3 olur ve $\theta_1 = \theta_2 = 0$ olur

Tablo 3.1 Denavit Hertenberg Link Tablosu

Link	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	0	$-\frac{\pi}{2}$	l_1	$\theta_1 + \pi$
2	l_2	0	0	θ_2
3	l_3	0	0	θ_3

3.2 Jakobiye n Matrisi

Jakobiye nin genel tanımı,

$$J_v = \begin{bmatrix} J_{v_1} & . & . & . & J_{v_2} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

i eklemi için

$$J_{v_i} = \begin{cases} z_{i-1} \times (o_n - o_{i-1}) & \text{döner mafsalsal için} \\ z_{i-1} & \text{prizmatik mafsalsal için} \end{cases} \quad (3.2)$$

$$J_{a_i} = \begin{cases} z_{i-1} & \text{döner mafsalsal için} \\ 0 & \text{prizmatik mafsalsal için} \end{cases} \quad (3.3)$$

(3.2) denklemi ile (3.3) denklemi birleştirilirse n link li bir manipölatörün jakobiye ni aşığıdaki gibi olur.

$$J = \begin{bmatrix} J_1 & J_2 & . & . & . & J_n \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

$$J_i = \begin{bmatrix} z_{i-1} \times (o_n - o_{i-1}) \\ z_{i-1} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Döner mafsalsal için;

$$J_i = \begin{bmatrix} z_{i-1} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Prizmatik mafsalsal için;

Yukarıdaki kinematik hesaplar herhangi bir manipölatör için yapılmıştır. İstenilen sayıda kullanılabilir. Jakobiye n birim vektörü z_i ve orijinleri $o_1, \dots, o_n$. z_i anlık değeri ni T_i^o nin üçüncü sütünu n da ki ilk üç eleman ile T_i^o nin dördüncü sütunundaki ilk 3 eleman verir. Böylece yukarıdaki jakobiye n de sadece T matrisinin üçüncü ve dördüncü kolonunu değerlendirmek gereklidir. Bu hesaplamalar da sadece dönen kısmın hızını değil manipölatör üzerinde ki herhangi bir noktanın hızını da hesaplamış oluyoruz. Bölüm 4 de

hesaplayacağımız dinamik analiz için her linkin kütle merkezinin jakobiye ni hesaplamamız gerekmektedir.

Bu projede hazırlanan fizyoterapi robotun jakobiye matrisi matlab programı kullanılarak hesaplanmıştır ve matlab kodları ek de verilmiştir.

Eklem 1 için jakobiye matrisi aşağıdaki gibidir.

$$J_1 = \begin{bmatrix} \sin(\theta_1)(l_2 + l_3) & 0 & 0 \\ -\cos(\theta_1)(l_2 + l_3) & 0 & 0 \\ 0 & -l_2 - l_3 & -l_3 \\ 0 & \sin(\theta_1) & \sin(\theta_1) \\ 0 & -\cos(\theta_1) & -\cos(\theta_1) \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Eklem 2 için jakobiye matrisi

$$J_2 = \begin{bmatrix} 0 & \sin(\theta_2)(l_2 + l_3) & l_3 \sin(\theta_2) \\ -\cos(\theta_2)(l_2 + l_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Eklem 3 için jakobiye matrisi

$$J_3 = \begin{bmatrix} 0 & l_3 \sin(\theta_3) & l_3 \sin(\theta_3) \\ -l_2 - l_3 \cos(\theta_3) & 0 & 0 \\ 0 & -l_2 - l_3 \cos(\theta_3) & -l_3 \cos(\theta_3) \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

3.3 Fizyoterapi Robotun Atalet matrisi

Atalet matrisinin b rijit cismi için denklemleri ileri bölümlerde anlatılacaktır. Fizyoterapi robotun atalet matrisi matlab programı yardımıyla bulunmuştur ve programın içeriği ve kodları Ek de gösterilmiştir.

Eklem 1 için atalet matrisi

$$I_{c_1} = \begin{bmatrix} lc_1^2 m_1 & 0 & 0 \\ 0 & lc_1^2 m_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Eklem 2 için atalet matrisi

$$I_{c_2} = \begin{bmatrix} lc_2^2 m_2 \sin(\theta_2)^2 & -lc_2^2 m_2 \cos(\theta_2) \sin(\theta_2) & 0 \\ -lc_2^2 m_2 \cos(\theta_2) \sin(\theta_2) & lc_2^2 m_2 \cos(\theta_2)^2 & 0 \\ 0 & 0 & m_2 lc_2^2 \cos(\theta_2)^2 + lc_2^2 \sin(\theta_2)^2 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Eklem 3 için atalet matrisi

$$I_{c_3} = \begin{bmatrix} lc_3^2 m_3 \sin(\theta_3)^2 & -lc_3^2 m_3 \cos(\theta_3) \sin(\theta_3) & 0 \\ -lc_3^2 m_3 \cos(\theta_3) \sin(\theta_3) & lc_3^2 m_3 \cos(\theta_3)^2 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 (lc_3^2 \cos(\theta_3)^2 + lc_3^2 \sin(\theta_3)^2) \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

4. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN DİNAMİK ANALİZİ

Bu bölümde fizyoterapi robotun dinamik analizi aşağıdaki Lagrange Metodu denklemleriyle çıkartılışı gösterilmiştir.

Ters Simetrik Matris;

Bu matrislerin bazı özellikleri şu şekilde tanıtılmaktadır.

$$S+S_r=0 \quad (4.1)$$

Burada S matrisi 3 x 3 lük ters simetrik matristir.

$$S(a) = \begin{bmatrix} 0 & -a_z & a_y \\ a_z & 0 & -a_x \\ -a_y & a_x & 0 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Ters simetrik matrisindeki a lineer operatör olup vektör formundadır. $a = \begin{bmatrix} a_x & a_y & a_z \end{bmatrix}^T$

$$S(\alpha a + \beta b) = \alpha S(a) + \beta S(b) \quad (4.3)$$

α ve β reel sabitlerdir. a ve b ise vektörlerdir. İki terim vektörel çarpımla hesaplanabilir.

$$a \times b = S(a)b \quad (4.4)$$

Ters simetrik matrisin türevi alınıp integre edilirse;

$$\dot{S}(a) = S(\dot{a}) \quad (4.5)$$

$$\int S(a)dt = S\left(\int a dt\right) \quad (4.6)$$

Ters simetrik matris bir rotasyon matris ile tanıtılması aşağıdaki denklemden gibidir.

$$S(Ra) = RS(a)R^T \quad (4.7)$$

R rotasyon matrisi ve a rotasyon matrisinin eksen matrisi. R ortogonal matrisinin $RR^T = I$. Burada I birim matristir. Rotasyon matrisi;

$$\dot{R} = S(\omega)R^T \quad (4.8)$$

$\omega = a\dot{\theta}$ açısal hız vektörü ve $\dot{\theta}$ açısal hız rotasyon matrisi

4.1 Kinetik Enerji

A ile gösterilen sabit bir referansı b ile gösterilen rijit bir cisim etrafında döndüğünü varsayalım. B b rijit cismin koordinatıdır. Rijit cismin üzerindeki p noktasının konumu A ya göre hesaplanmıştır.

$$p_A = R_A^B p_B + d_A^B \quad (4.9)$$

Burada p_B p noktasının konumuna göre B ve R_B^A 3 x 3 lük rotasyon matrisinin B koordinatının oryantasyonu. p_A noktasının hızı zamana göre türevi alınarak aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\dot{p}_A = \dot{R}_A^B p_B + \dot{d}_A^B \quad (4.10)$$

T kinetik enerjisi aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$T = \frac{1}{2} \int \dot{p}_A^T \dot{p}_A dm \quad (4.11)$$

(4.10) nolu denklemi (4.11)in içine yazarsak (4.12) elde edilir.

$$T = \frac{1}{2} \int_b (\dot{R}_A^B p_B + \dot{d}_A^B)^T (\dot{R}_A^B p_B + \dot{d}_A^B) dm \quad (4.12)$$

(4.12) nolu denklemi genişletirsek

$$T = \frac{1}{2} \int_b (\dot{R}_A^B p_B)^T \dot{R}_A^B x_B dm + \frac{1}{2} \int_b \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B p_B dm + \frac{1}{2} \int_b (\dot{R}_A^B p_B)^T \dot{d}_A^B dm + \frac{1}{2} \int_b \dot{d}_A^{B^T} \dot{d}_A^B dm \quad (4.13)$$

(4.13) deki denklemde ikinci ve üçüncü terim skaler ve tranpoz olduğundan birbirlerine eşittir.

$$\frac{1}{2} \int_b \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B p_B dm = \frac{1}{2} \int_b (\dot{R}_A^B p_B)^T \dot{d}_A^B dm \quad (4.14)$$

$\dot{d}_A^B$ ve $\dot{R}_A^B$ m ye bağılı olmadıklarından denklem (4.15) elde edilir.

$$\int_b \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B p_B dm = \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B \int_b p_B dm \quad (4.15)$$

Kütle merkezi denklemi aşağıdaki gibi hesaplanabilir.

$$r_B = \frac{1}{m} \int_b p_B dm \quad (4.16)$$

Burada r_B ile tanımlanan vektör kütle merkezini temsil eder. (4.16) nolu denklemi (4.15) in içine yazarsak

$$\int_b \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B p_B dm = m \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B r_B \quad (4.17)$$

$\dot{R}_A^B = S(\omega_A^B) R_A^B r_B$ (4.8) denklemi kullanılırsa

$$m \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B r_B = m \dot{d}_A^{B^T} S(\omega_A^B) R_A^B r_B \quad (4.18)$$

$S(\omega_A^B) R_A^B r_B = -\omega_A^B S(R_A^B r_B)$ eşitliği ve (4.7) denkleminde $S(R_A^B r_B) = R_A^B S(r_B) R_A^{B^T}$ kullanıldığında

$$m \dot{d}_A^{B^T} \dot{R}_A^B r_B = -m \dot{d}_A^{B^T} R_A^B S(r_B) R_A^{B^T} \omega_A^B \quad (4.19)$$

Denklem (4.13) deki gibi sadeleştirilirse

$$\frac{1}{2} \int_b \dot{d}_A^{B^T} \dot{d}_A^B dm = \frac{1}{2} m \dot{d}_A^{B^T} \dot{d}_A^B \quad (4.20)$$

Denklem (4.13) ün ilk terimi $\dot{R}_A^B = S(\omega_A^B) R_A^B$ yazıldığında denklem (4.21) elde edilir.

$$\frac{1}{2} \int_B (\dot{R}_A^B p_B)^T (\dot{R}_A^B p_B) dm = \frac{1}{2} \int_B (S(\omega_A^B) R_A^B p_B)^T (S(\omega_A^B) R_A^B p_B) dm \quad (4.21)$$

$S(\omega_A^B)R_A^B p_B = -\omega_A^B S(R_A^B p_B)$ eşitliği kullanıldığında aşağıdaki denklem elde edilir.

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} \int_B (\dot{R}_A^B p_B)^T (\dot{R}_A^B p_B) dm &= \frac{1}{2} \int_b (S(R_A^B p_B) \omega_A^B)^T S(R_A^B p_B) \omega_A^B dm \\ &= \frac{1}{2} \int_b \omega_A^{B^T} S(R_A^B x_B)^T S(R_A^B x_B) \omega_A^B dm \end{aligned} \quad (4.22)$$

ω_A^B m ye bağlı değil o halde;

$$\frac{1}{2} \int_B (\dot{R}_A^B p_B)^T (\dot{R}_A^B p_B) dm = \frac{1}{2} \omega_A^{B^T} \left(\int_b S(R_A^B p_B)^T S(R_A^B p_B) dm \right) \omega_A^B \quad (4.23)$$

$S(R_A^B p_B) = R_A^B S(p_B) R_A^{B^T}$ eşitliğinden denklem (4.24) elde edilir.

$$\frac{1}{2} \int_B (\dot{R}_A^B p_B)^T (\dot{R}_A^B p_B) dm = \frac{1}{2} \omega_A^{B^T} \left(\int_b R_A^B S(p_B)^T R_A^{B^T} R_A^B S(p_B) R_A^{B^T} dm \right) \omega_A^B \quad (4.24)$$

R_A^B ortogonal matris, ve bunun sonucunda $R_A^{B^T} R_A^B = I$ olur.

$$\frac{1}{2} \int_B (\dot{R}_A^B p_B)^T (\dot{R}_A^B p_B) dm = \frac{1}{2} \omega_A^{B^T} \left(\int_b R_A^B S(p_B)^T S(p_B) R_A^{B^T} dm \right) \omega_A^B \quad (4.25)$$

R_A^B m ye bağlı değil o halde,

$$\frac{1}{2} \int_B (\dot{R}_A^B p_B)^T (\dot{R}_A^B p_B) dm = \frac{1}{2} \omega_A^{B^T} R_A^B \left(\int_b S(p_B)^T S(p_B) dm \right) R_A^{B^T} \omega_A^B \quad (4.26)$$

$$I_B = \int_B S(p_B)^T S(p_B) dm \quad (4.27)$$

I_B denklem (4.26) da yerine yazılırsa,

$$\frac{1}{2} \int_B (\dot{R}_A^B p_B)^T (\dot{R}_A^B p_B) dm = \frac{1}{2} \omega_A^{B^T} R_A^B I_B R_A^{B^T} \omega_A^B \quad (4.28)$$

Sonuç olarak ;

$$T = \frac{1}{2} m \dot{d}_A^{B^T} \dot{d}_A^B + \frac{1}{2} \omega_A^{B^T} R_A^B I_B R_A^{B^T} \omega_A^B - m \dot{d}_A^{B^T} R_A^B S(r_B) R_A^{B^T} \omega_A^B \quad (4.29)$$

4.1.2 Atalet Matrisi

Bu doğrusal ve açısal hız vektörleri bunlar sırasıyla v ve ω tır. Kinetik enerji için atalet matrisini ifade edebilmek için ters bakışımli matrisi bulmamız gerekir.

$$S(\omega) = \dot{R} R^T \quad (4.30)$$

R rijit cisminde oluşan atalet matrisini hesaplayabilmek için $\omega^T I \omega$ ı hesaplamak gerekir. Atalet eylemsizlik referansına göre tensör yapılandırılmasına göre değişir. Dönüşüm matrisleri uygulanırsa

$$I = R I R^T \quad (4.31)$$

Bu ifadeyi (x, y, z) koordinatlarına göre matris formuna dönüştürürsek

$$I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (4.32)$$

$$I_{xx} = \iiint (y^2 + z^2) \rho(x, y, z) dx dy dz \quad (4.33)$$

$$I_{yy} = \iiint (x^2 + z^2) \rho(x, y, z) dx dy dz \quad (4.34)$$

$$I_{zz} = \iiint (x^2 + y^2) \rho(x, y, z) dx dy dz \quad (4.35)$$

$$I_{xy} = I_{yx} = -\iiint xy \rho(x, y, z) dx dy dz \quad (4.36)$$

$$I_{xz} = I_{zx} = -\iiint xz \rho(x, y, z) dx dy dz \quad (4.37)$$

$$I_{yz} = I_{zy} = -\iiint yz \rho(x, y, z) dx dy dz \quad (4.38)$$

Atalet matrisinin köşegeni I_{xx} , I_{yy} ve I_{zz} tir. Cismin kütle merkezi simetrik ise $I_{xy} = I_{xz} = I_{yx} = I_{yz} = I_{zx} = I_{zy} = 0$ olur.

(4.39)

4.1.3 n Linkli Bir Robotun Kinetik Enerjisi

n link li bir manipülatörde herhangi bir link herhangi bir noktanın doğrusal ve açısal hızlarını ifade edebilir. Jakobiyen matrisi ve eklem değişkenlerinin türevi cinsinden genelleştirilmiş koordinatlar aşağıdaki gibidir. Jakopiye matrisler j_{v_i} ve j_{ω_i} dir.

$$v_i = j_{v_i}(q)\dot{q} \quad \omega = j_{\omega_i}(q)\dot{q} \quad (4.40)$$

i linkinin kütle merkezi m_i ve linki nin atalet matrisi i kütle merkezinin paralel koordinat etrafında I_i ye eşittir. (4.41) numaralı denklemde yerine yazarak manipülatörün kinetik enerjisini hesaplayabiliriz. Ve hesaplanan denklem (4.42) tir.

$$T = \frac{1}{2} m v^T v + \frac{1}{2} \omega^T I \omega \quad (4.41)$$

$$T = \frac{1}{2} \dot{q}^T \sum_{i=1}^n [m_i J_{v_i}(q)^T J_{v_i}(q) + J_{\omega_i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{\omega_i}(q)] \dot{q} \quad (4.42)$$

Diğer bir ifadeyle manipülatörün kinetik enerjisi aşağıdaki gibidir.

$$T = \frac{1}{2} \dot{q}^T D(q) \dot{q} \quad (4.43)$$

$D(q)$ genel konfigürasyonda bir simetrik pozitif tanımlı matrise bağlıdır. Bu matrise D atalet matrisi denir.

4.2 n Linkli Bir Robotun Potansiyel Enerjisi

Potansiyel enerji sabit dinamik durumunda sadece yer çekimine bağlıdır. i link li bir robotun potansiyel enerjisi tüm cismin kütlesi kütle merkezinde yoğunlaşmış gibi varsayılır.

$$V_i = g^T r_{ci} m_i \quad (4.44)$$

G vektörü yer çekim ivme vektörü r_{ci} kütle merkezinin vektörüdür. n link li bir robotun toplam potansiyel enerjisi aşağıdaki şekildedir.

$$V = \sum_{i=1}^n V_i = \sum_{i=1}^n g^T r_{ci} m_i \quad (4.45)$$

Robotun esnek olan linklerinde potansiyel enerji depolanır. Potansiyel enerji sadece genelleştirilmiş koordinatların bir fonksiyonudur.

4.3 Hareket Denklemleri

Euler–Lagrange denklemini kullanarak kinetik enerji denklemini quadratik fonksiyon olarak kullanacağız.

$$T = \frac{1}{2} \sum_{i,j} d_{i,j}(q) \dot{q}_i \dot{q}_j = \frac{1}{2} \dot{q}^T D(q) \dot{q} \quad (4.46)$$

n x n lik bir atalet matrisi $D(q)$ $q \in R^n$ de simetrik pozitif tanımlı ve ikinci olarak potansiyel enerji $V=V(q)$ $\dot{q}$ dan bağımsızdır. Bu tür bir sistem için Euler – Lagrange denklemleri aşağıdaki gibi elde edilebilir.

$$L = T - V = \frac{1}{2} \sum_{i,j} d_{i,j}(q) \dot{q}_i \dot{q}_j - V(q) \quad (4.47)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_k} = \sum_j d_{kj} \dot{q}_j \quad (4.48)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_k} &= \sum_i d_{kj} \ddot{q}_j + \sum_j \frac{d}{dt} d_{kj} \dot{q}_j \\ &= \sum_j d_{kj} \ddot{q}_j + \sum_{i,j} \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} \dot{q}_i \dot{q}_j \end{aligned} \quad (4.49)$$

$$\frac{\partial L}{\partial q_k} = \frac{1}{2} \sum_{i,j} \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \dot{q}_i \dot{q}_j - \frac{\partial V}{\partial q_k} \quad (4.50)$$

Böylece Euler- Lagrange denklemleri yazılabilir.

$$\sum_j d_{kj} \ddot{q}_j + \sum_{i,j} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\} \dot{q}_i \dot{q}_j - \frac{\partial V}{\partial q_k} = \tau_k \quad (4.51)$$

Toplama sırasını değiştirip simetriden de yararlanırsak

$$\sum_{i,j} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} \right\} \dot{q}_i \dot{q}_j = \frac{1}{2} \sum_{i,j} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} \right\} \dot{q}_i \dot{q}_j \quad (4.52)$$

$$\sum_{i,j} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} - \frac{1}{2} \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\} \dot{q}_i \dot{q}_j = \sum_{i,j} \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} - \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\} \dot{q}_i \dot{q}_j \quad (4.53)$$

C sembolü aşağıdaki gibi elde edilir.

$$c_{ijk} = \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} - \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\} \quad (4.54)$$

Bu terim (4.54) sabit bir k için $c_{ijk} = c_{jik}$ olur ve hesaplamalarda kolaylık sağlar. Son olarak,

$$\phi_k = \frac{\partial V}{\partial q_k} \quad (4.55)$$

Euler – Lagrange denklemlerini buna uygun yazabiliriz.

$$\sum_i d_{kj}(q) \ddot{q}_j + \sum_{i,j} c_{ijk}(q) \dot{q}_i \dot{q}_j + \phi_k(q) = \tau_k \quad k=1, \dots, n \quad (4.56)$$

Yukarıdaki denklemde üç tip terim vardır. İlk olarak genelleştirilmiş koordinatların ikinci türevleri ikinci olarak kuadratik fonksiyonlar olan birinci türevlerdir katsayıları q ya ve q nun türevine bağlıdır. Bunlar ayrıca iki tip olarak adlandırılırlar. Bunlar $\dot{q}_i^2$ içeren terimler bunlara merkezkaç terimleridir. $\dot{q}_i \dot{q}_j$ lı terimlerde koriolis terimleridir. Üçüncü olarak sadece q ya bağlıdır. Potansiyel enerji daha farklı ve sadece şekilde yazılabilir. (4.56) da ki denklemi matris formunda yazarsak

Euler – Lagrange denklemlerinin matris formu

$$\boxed{D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau} \quad (4.57)$$

k , j C(q, $\dot{q}$) matrisinin elemanı olarak tanımlanır.

$$\begin{aligned} c_{kj} &= \sum_{i=1}^n c_{ijk}(q)\dot{q}_i \\ &= \sum_{i=1}^n \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_j} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} - \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\} \dot{q}_i \end{aligned} \quad (4.58)$$

Özel durum olarak atalet matrisi diagonal matris ve q dan bağımsız ise denklem (4.54) den d_{ij} sabit olduğundan c sembolü sıfırdır. Ayrıca k = j iken d_{kj} sıfırdan farklıdır.

$$d_{kk}\ddot{q} - \phi_k(q) = \tau_k \quad k=1, \dots, n \quad (4.59)$$

Bu projede hazırlanan fizyoterapi robotun dinamik denklemleri matlab programı kullanılarak hesaplanmıştır ve matlab kodları ek de verilmiştir.

$$\begin{aligned} \tau_1 &= \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 (m_3(l_2 + lc_3)^2 + lc_1^2 m_1 + 2lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3) \\ &+ \frac{\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 (m_3(l_2 + lc_3)^2 + lc_1^2 m_1 + 2lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3) - v_1}{m_3 l_2^2 + 2m_3 l_2 lc_3 + m_1 lc_1^2 + 2m_2 lc_2^2 + 2m_3 lc_3^2} \end{aligned} \quad (4.60)$$

$$\begin{aligned} \tau_2 &= -(2\dot{\theta}_3^2 (lc_3 m_3 (l_2 + 2lc_3)) - 2v_2 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 (lc_3 m_3 (l_2 + 2lc_3)) \\ &+ 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 (m_3(l_2 + lc_3)^2 + 2lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3) \\ &+ 2\dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 (m_3(l_2 + lc_3)^2 + 2lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3) \\ &+ 4\ddot{\theta}_3 lc_3^2 m_3 + 2\ddot{\theta}_3 l_2 lc_3 m_3 - 2gl_2 m_3 \cos(\theta_2) - 2glc_2 m_2 \cos(\theta_2) \\ &- 2glc_3 m_3 \cos(\theta_2) + \dot{\theta}_1^2 l_2^2 m_3 \sin(2\theta_2) + \dot{\theta}_1^2 lc_2^2 m_2 \sin(2\theta_2) \\ &+ 2\dot{\theta}_1^2 lc_2^2 m_2 \sin(4\theta_2) + 2\dot{\theta}_1^2 lc_3^2 m_3 \sin(2\theta_2) \\ &+ 2\dot{\theta}_1^2 l_2 lc_3 m_3 \sin(2\theta_2)) / (2m_3 l_2^2 + 4m_3 l_2 lc_3 + 4m_2 lc_2^2 + 4m_3 lc_3^2) \end{aligned} \quad (4.61)$$

$$\begin{aligned} \tau_3 &= v_3 - \dot{\theta}_2^2 (lc_3 m_3 (2lc_3 + l_2 \cos(\theta_3)) + l_2 \cos(\theta_3)) \\ &+ \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 (2lc_3^2 m_3) + \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 (2lc_3^2 m_3) \\ &+ \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 (lc_3 m_3 (2lc_3 + l_2 \cos(\theta_3)) + 2\ddot{\theta}_2 lc_3^2 m_3 - glc_3 m_3 \cos(\theta_3) \\ &+ \dot{\theta}_1^2 lc_3^2 m_3 \sin(4\theta_3) + \dot{\theta}_1^2 lc_3^2 m_3 \cos(\theta_3) \sin(\theta_3) + \dot{\theta}_1^2 l_2 lc_3 m_3 \sin(\theta_3) \\ &+ \dot{\theta}_2^2 l_2 lc_3 m_3 \sin(\theta_3) + \frac{\ddot{\theta}_2 l_2 lc_3 m_3 \cos(\theta_3)}{2lc_3^2 m_3} \end{aligned} \quad (4.62)$$

5. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN PID İLE DENETİMİ

Bu bölümde PID kontrolle ilgili genel bilgiler anlatılıp daha sonrada fizyoterapi robotun pid kontrolü yapılacaktır.

5.1 Kontrol Organı Tipleri

5.1.1 Orantısal Kontrol (Proportional)

Buna kısaca "P Kontrol" diyoruz. Hatayı bir katsayı ile çarparak sistemin daha çabuk sürekli rejim cevabına ulaşmasını sağlarız. Fakat büyük katsayılarda sistemi kararsızlığa götürebiliriz.

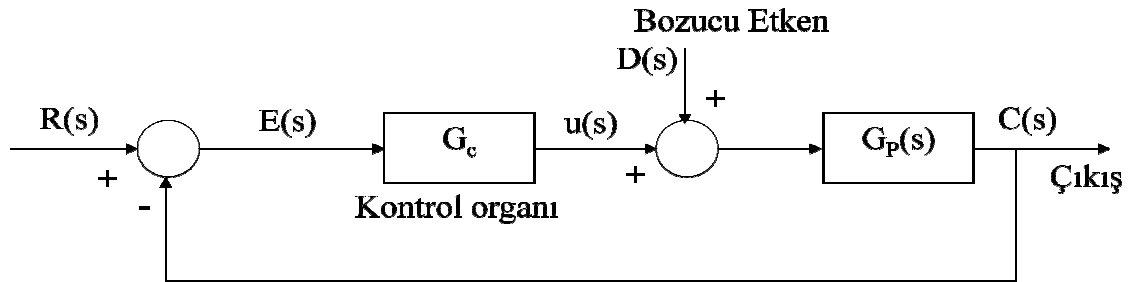
5.1.2 Integral Kontrol I Kontrol

Hatanın integralini aldığı için, sürekli rejim cevabını sıfıra götürür, fakat sistemi kararsız yapar. 90° faz gecikmesi verir. Bu da sistemin yavaş davranmasını sağlar.

Türevsel Kontrol D Kontrol

90° Faz avansı verir. "Önceden seziş" adını da alır. Cevabı önceden tahmin ettiğinden, sistem hızlı davranır. Fakat sürekli rejim cevabındaki hataları elimine edemez.

Daha iyi özellikte kontrol organı geliştirmek için yukarıdaki kontrol organların kombinasyonları kullanılır. P, PI, PD, PID



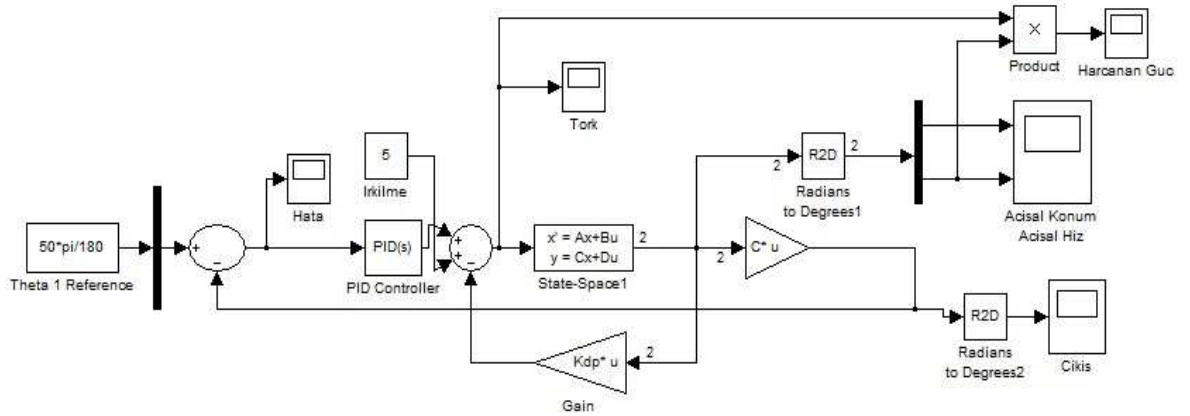
Şekil 5.1 Kapalı çevrim blok diyagramı

Fizyoterapi robotun PID denetimi eklem1, eklem2 ve eklem3 için aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

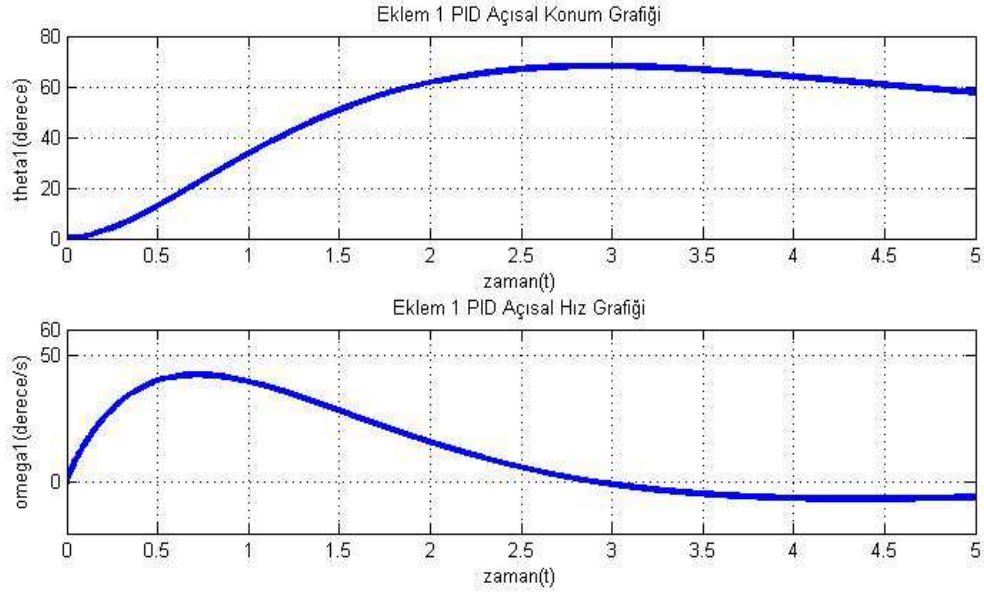


Eklem 1

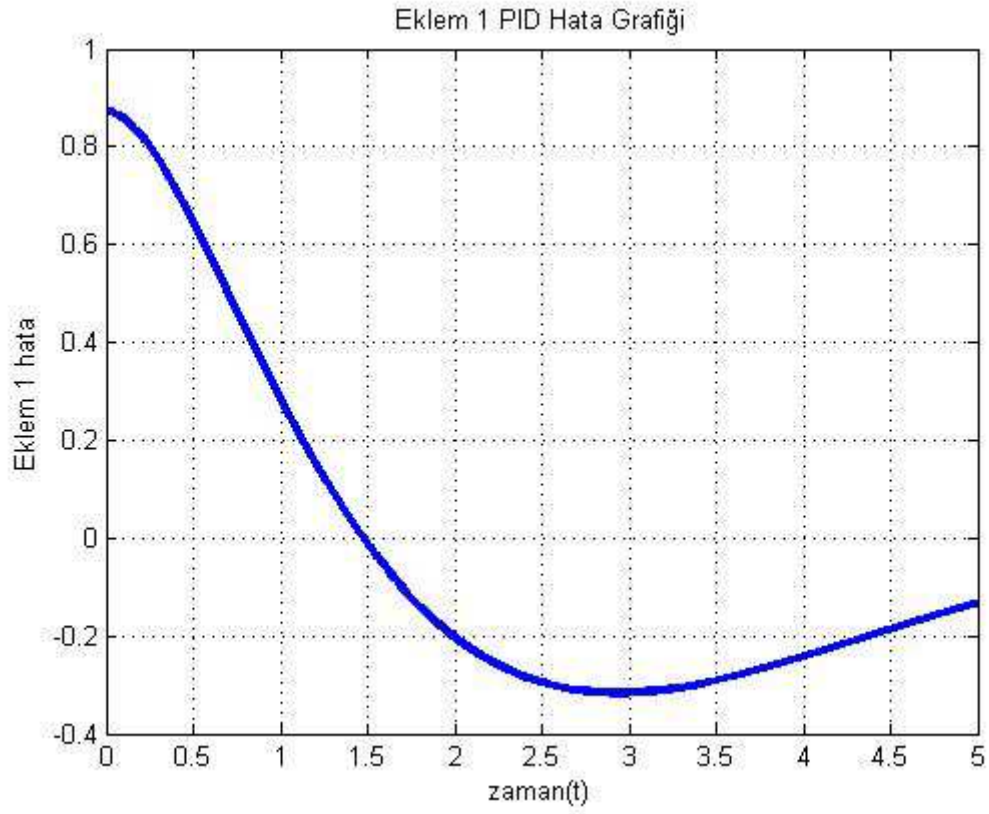
Şekil 5.2 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli



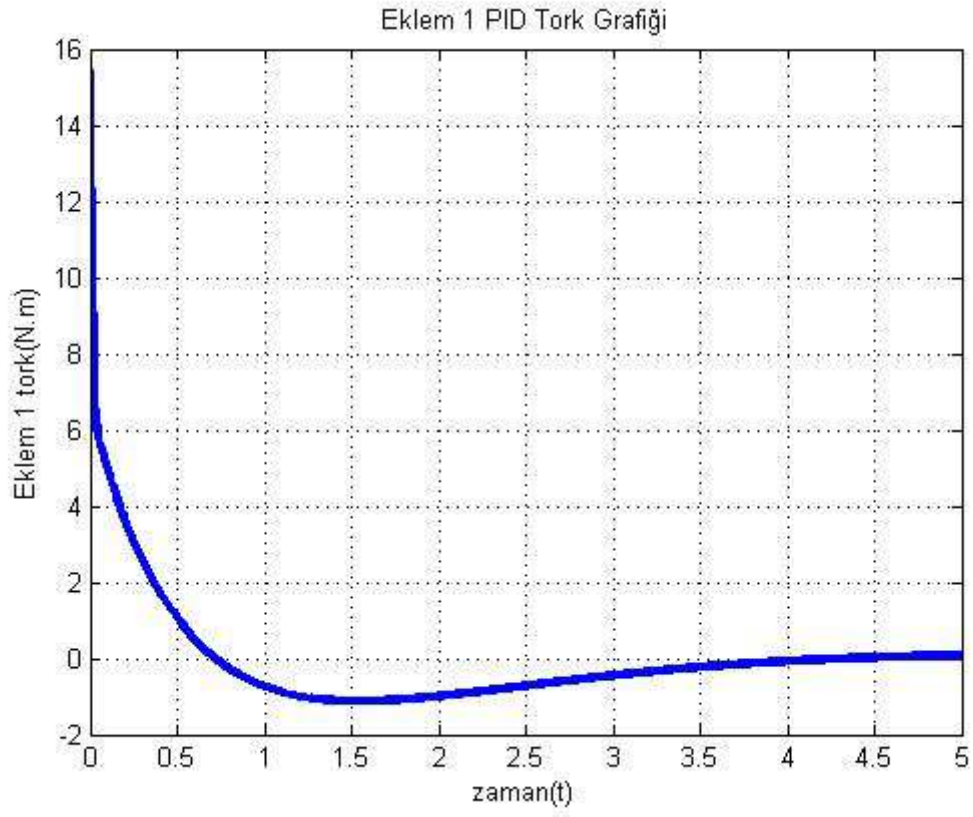
Şekil 5.3 Eklem 1 için PID blok diyagramı



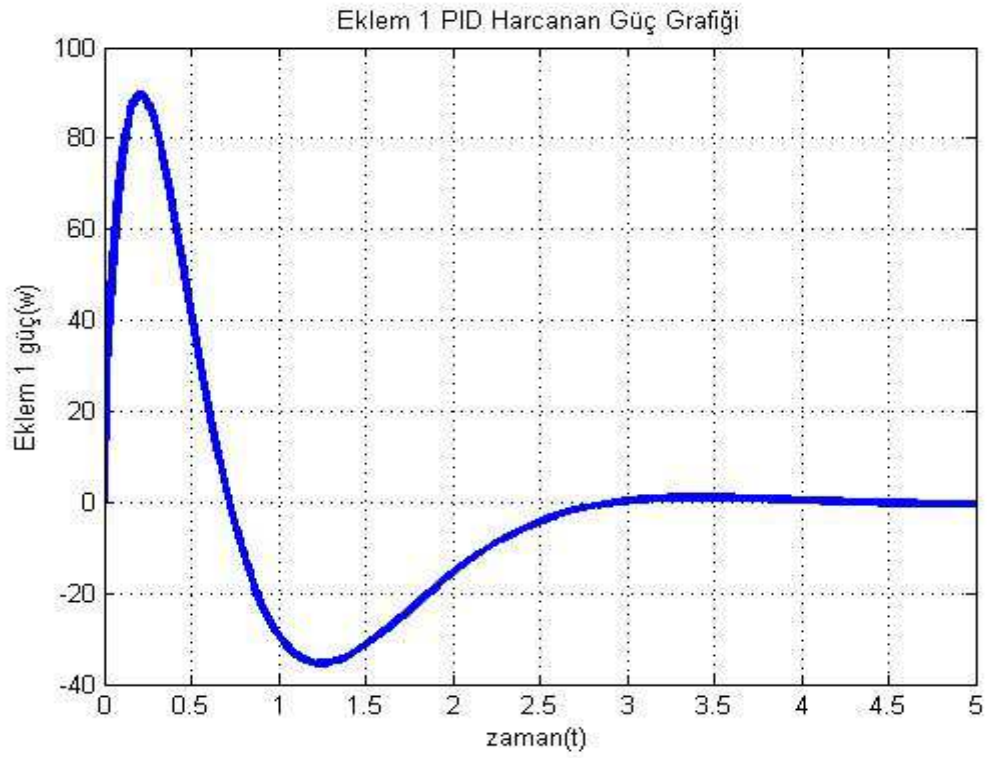
Şekil 5.4 Eklem1 PID Açısıl Konum – Açısıl Hız



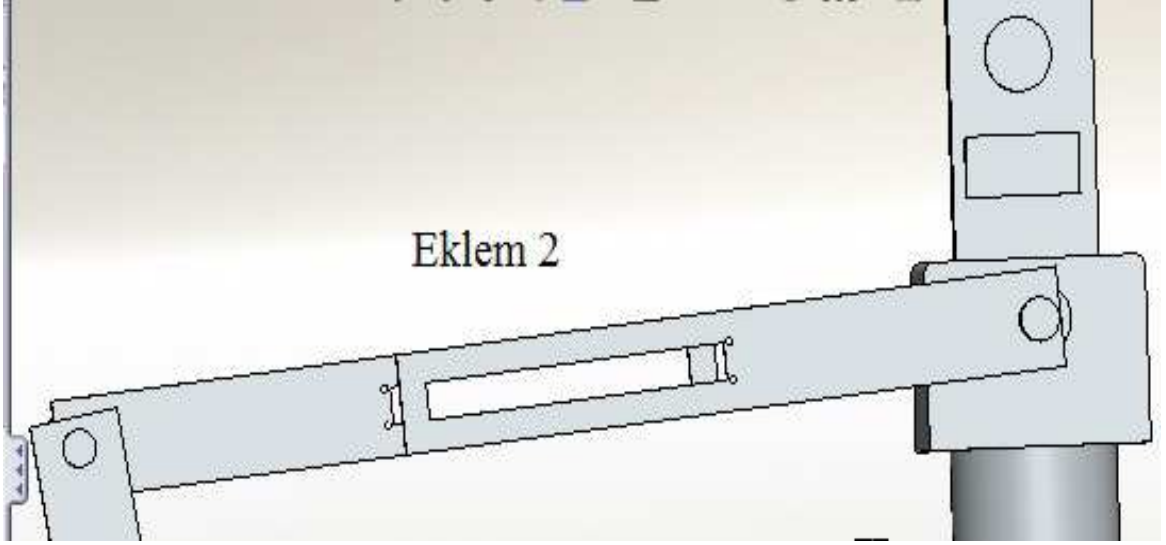
Şekil 5.5 Eklem1 PID Hata



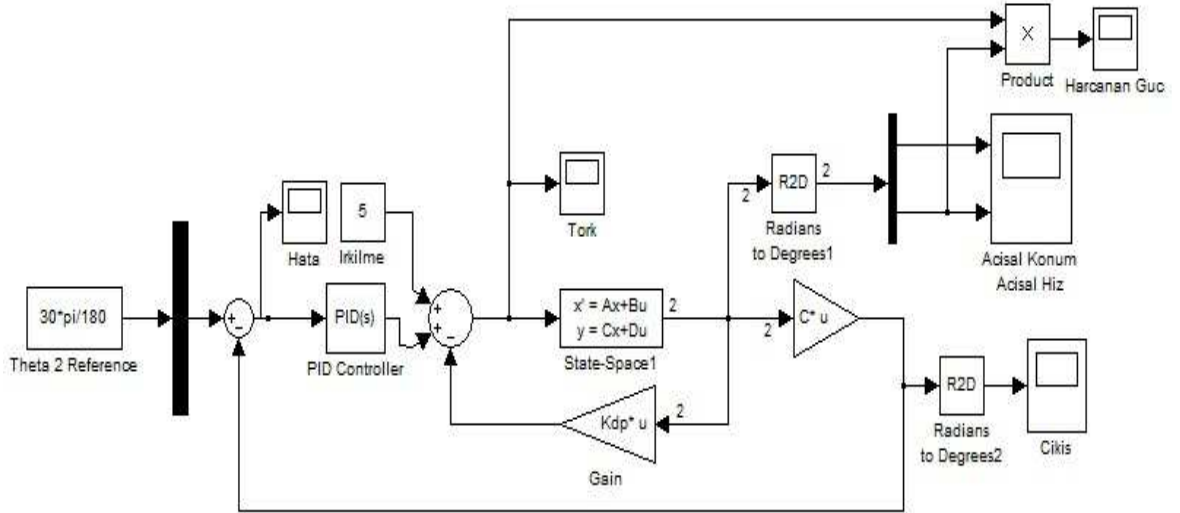
Şekil 5.6 Eklem 1 PID Tork (Nm)



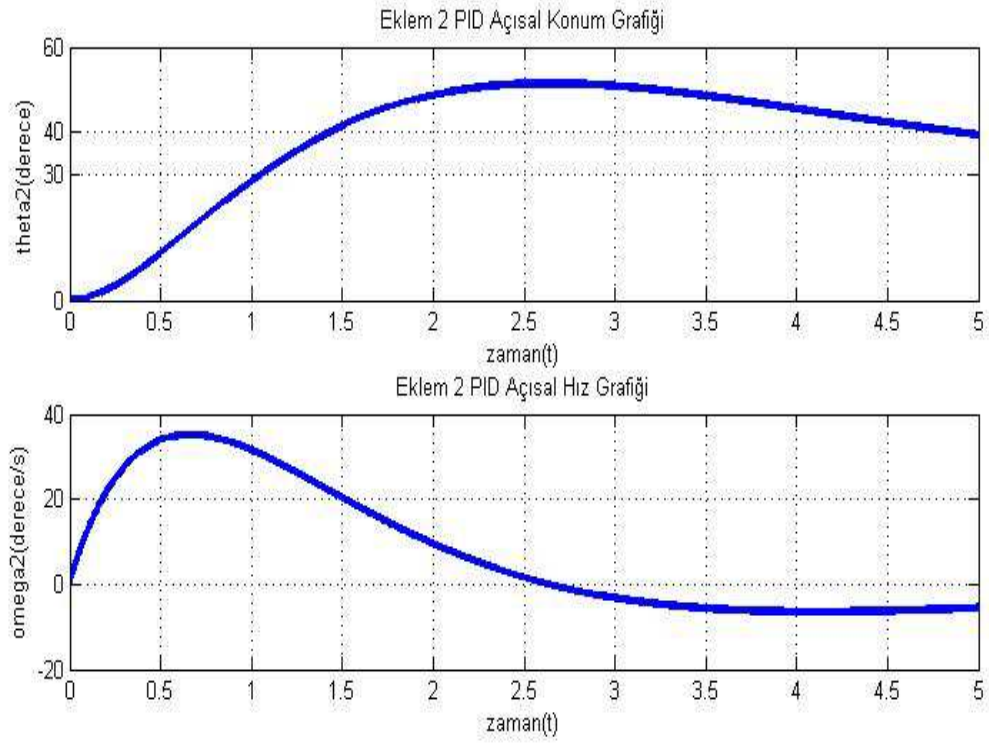
Şekil 5.7 Eklem 1 PID Harcanan Güç (watt)



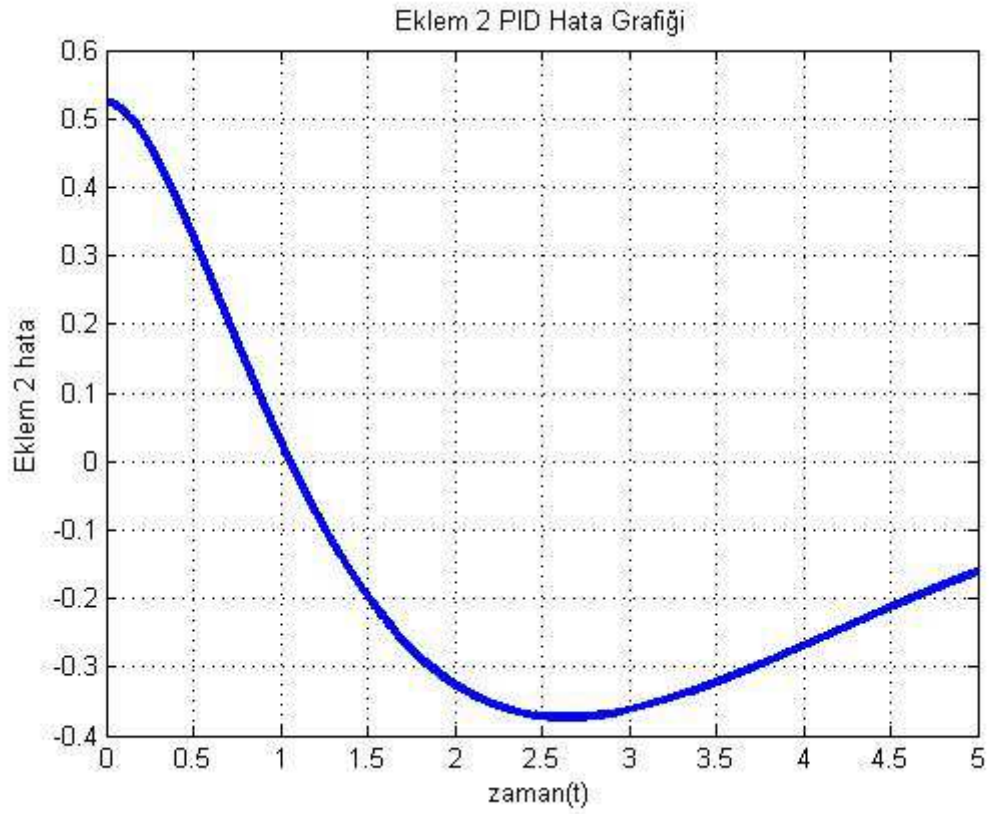
Şekil 5.8 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli



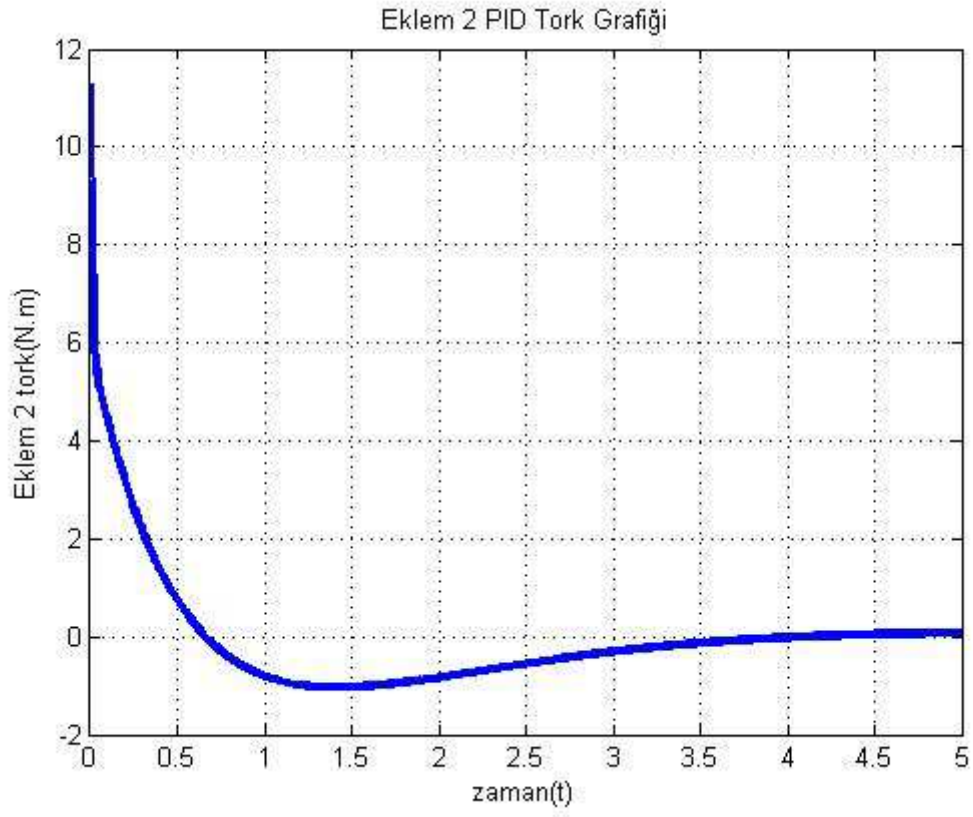
Şekil 5.9 Eklem 2 için PID blok diyagramı



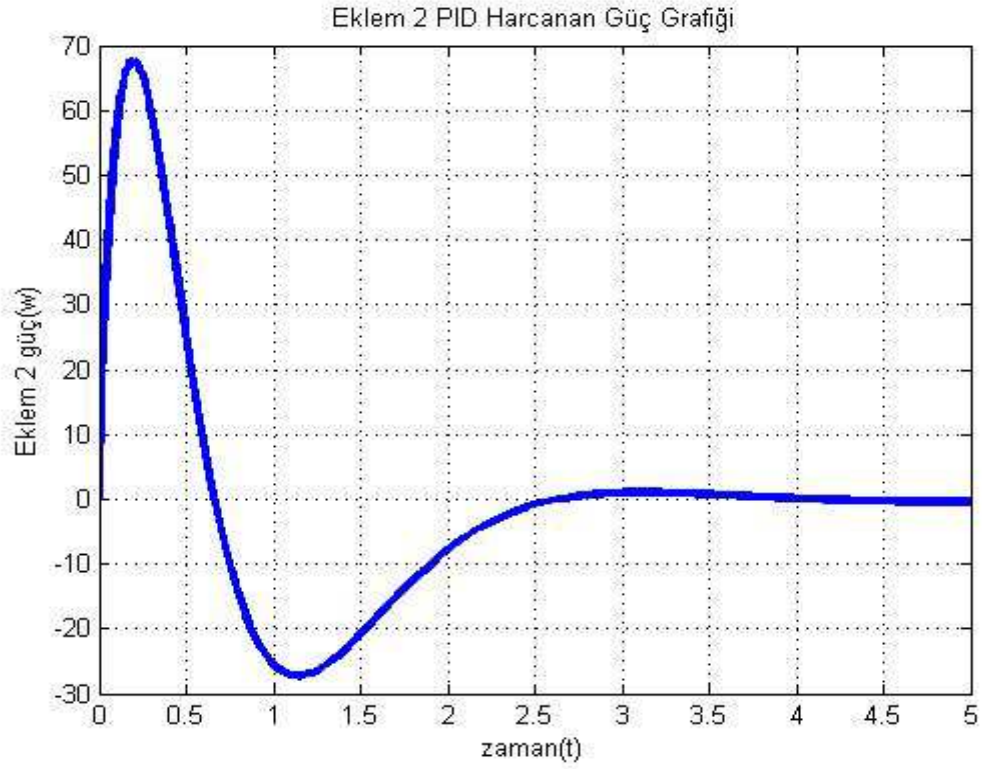
Şekil 5.10 Eklem 2 PID Açısıl Konum – Açısıl Hız



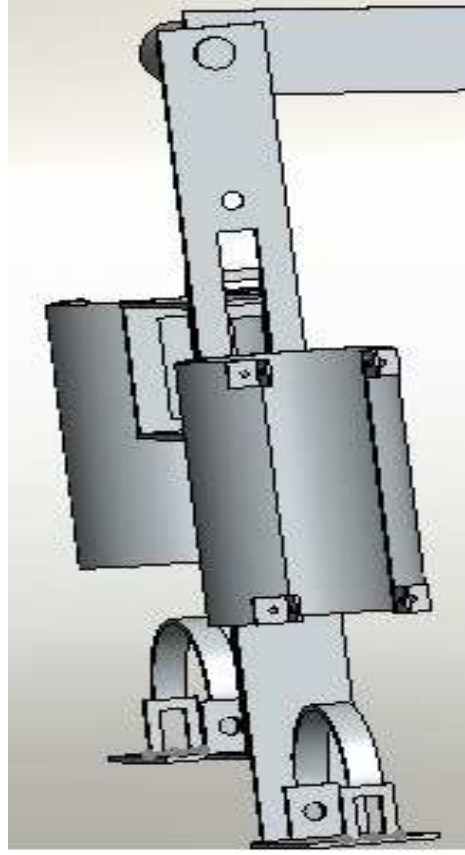
Şekil 5.11 Eklem 2 PID Hata



Şekil 5.12 Eklem 2 PID Tork (Nm)

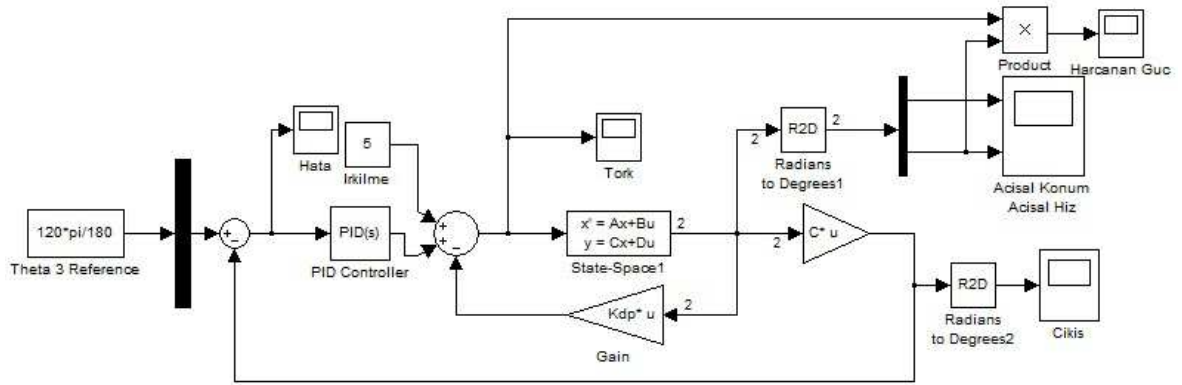


Şekil 5.13 Eklem 2 PID Harcanan Güç (watt)

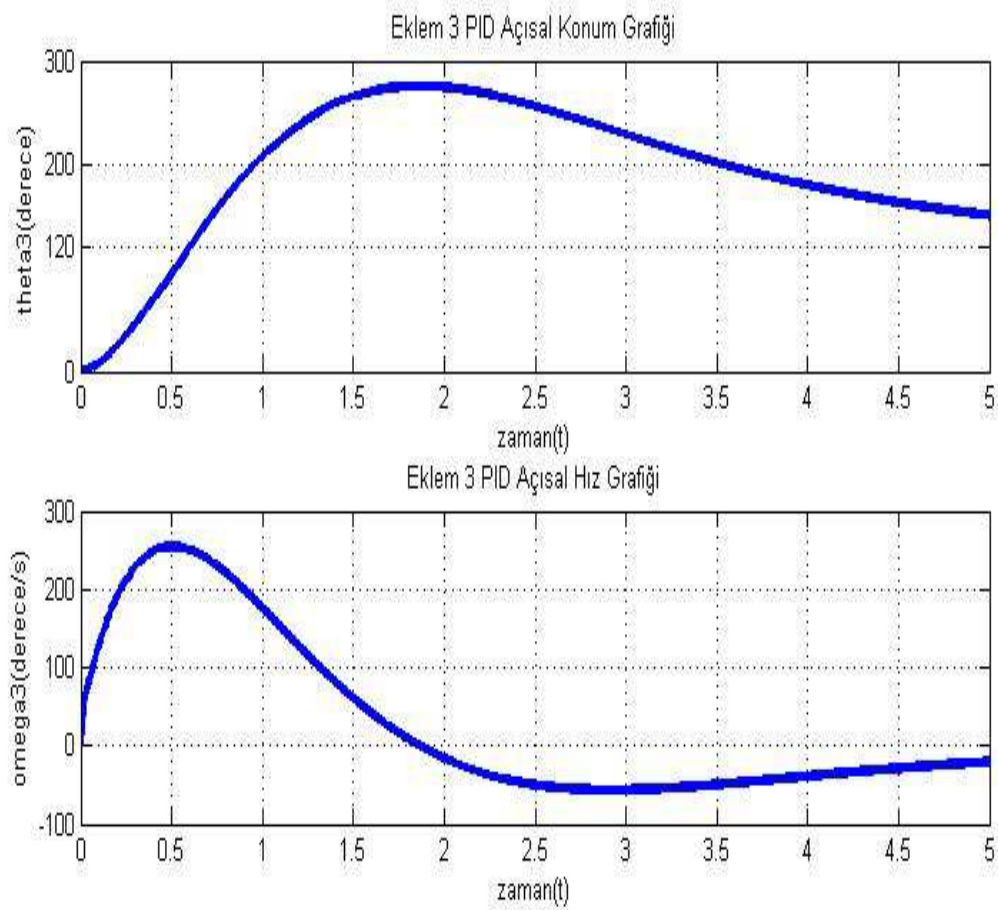


Eklem 3

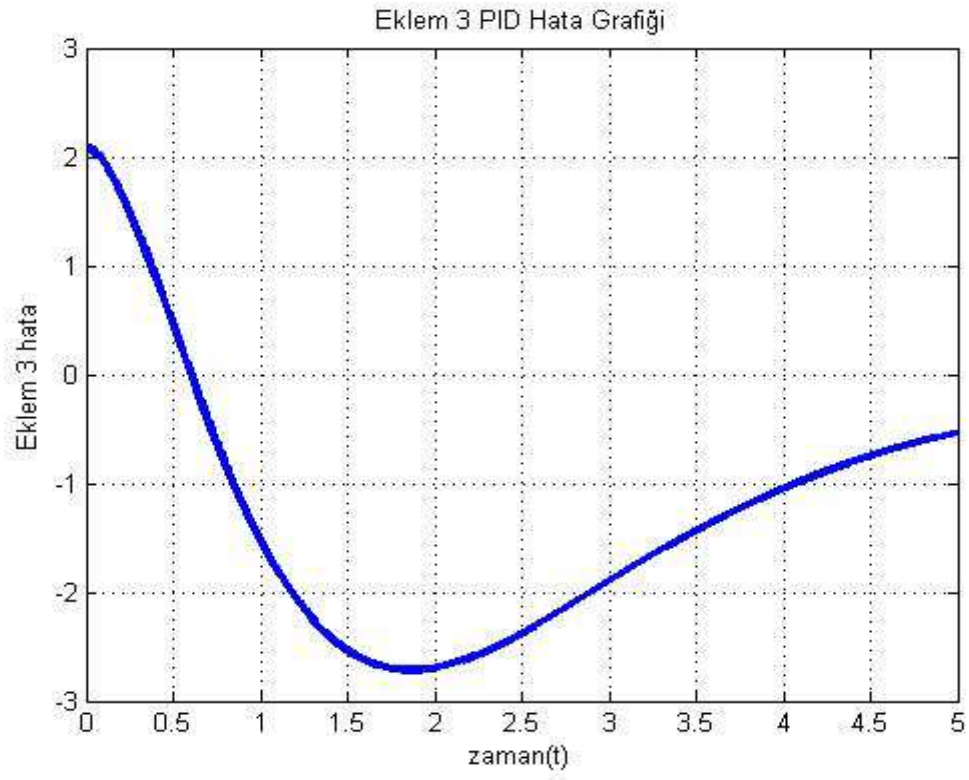
Şekil 5.14 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli



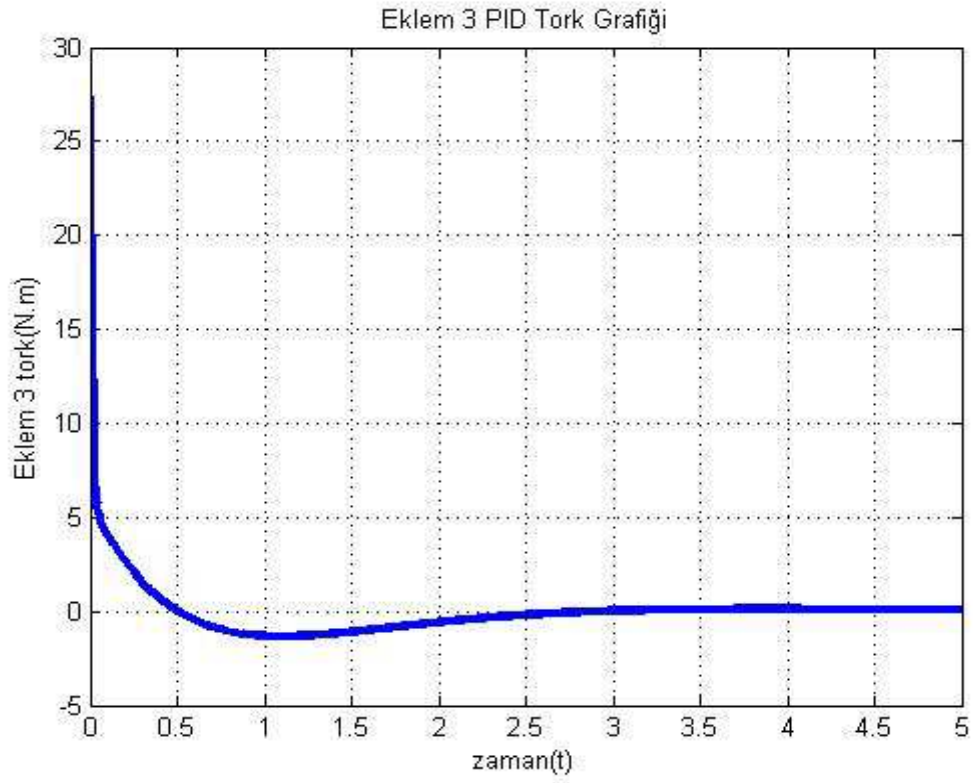
Şekil 5.15 Eklem 3 için PID blok diyagramı



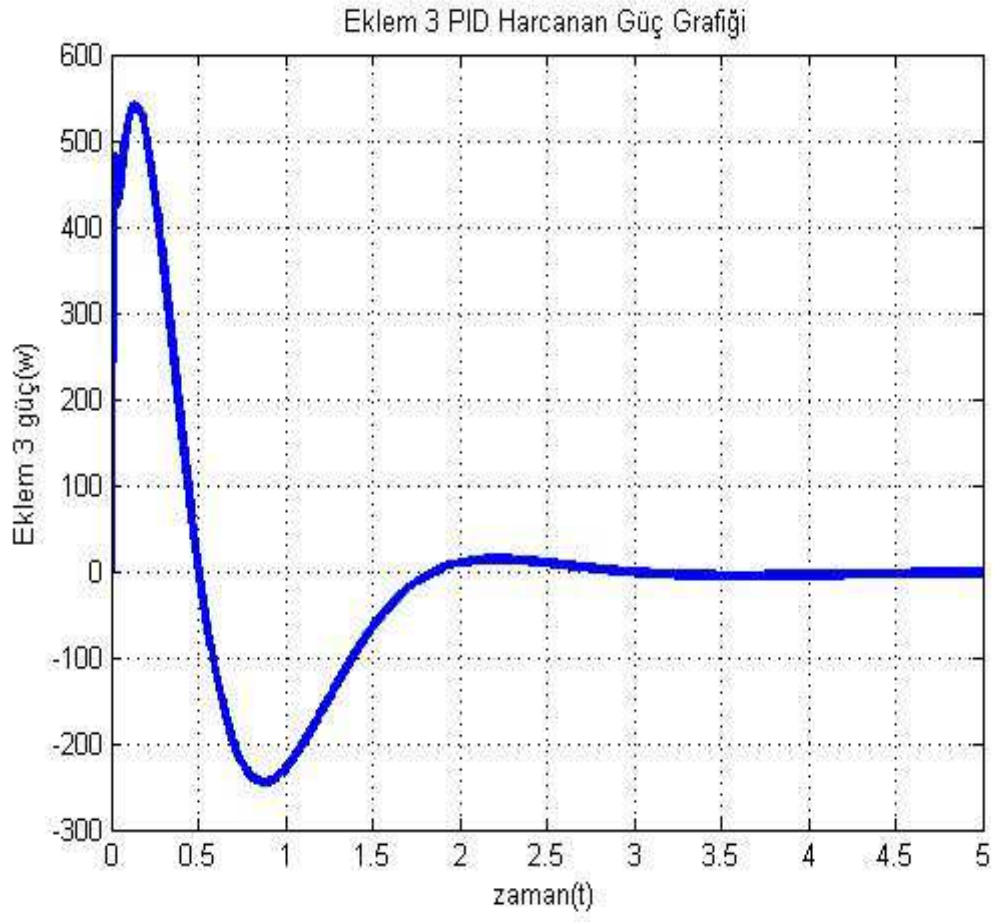
Şekil 5.16 Eklem 3 PID Açısal Konum – Açısal Hız



Şekil 5.17 Eklem 3 PID Hata



Şekil 5.18 Eklem 3 PID Tork (Nm)



Şekil 5.19 Eklem 3 PID Harcanan Güç (watt)

6. FİZYOTERAPİ ROBOT'UN BULANIK MANTIK (FUZZY LOGIC) İLE DENETİMİ

6.1 Bulanık Mantık (Fuzzy Logic) ve Karar Verme

Karar vericiler hangi şartlarda ve boyutlarda karar verirlerse versinler, bir belirsizlik ortamı içinde bu işlevlerini yerine getirmek zorundadırlar. Verilen kararların doğruluğu ise, söz konusu belirsizliğin riske dönüştürülebildiği ölçüde sağlanacaktır. Ancak karar vericiler karar sürecinde klasik bilimsel yaklaşım ve bu yaklaşımın içerdiği yöntemleri kullanıyorlarsa, sonuçta verilen kararlar, iyi – kötü, güzel – çirkin, doğru – yanlış, evet – hayır, siyah – beyaz ya da 0 – 1 gibi yönlü kararlar olacaktır. Oysa gerçek yaşam mutlak ayırım üzerine kurulu değildir. Diğer bir deyişle karar ortamlarında mutlak siyah ve mutlak beyazın yanında binlerce gri tonunun varlığı unutulmamalıdır.

Bu noktada genel anlamda karar süreçlerinde belirsizliğin nasıl öngörüleceği ve nasıl karar süreçlerinin bir parçası haline getirilebileceği yolunda çalışmalar başlamış ve bu çalışmaların sonunda alternatif bilimsel yaklaşım düşüncesi ortaya atılmıştır. Bu süreçteki son nokta ise Loutfi Zadeh' in Bulanık Mantık Teorisi olmuştur. Klasik mantık ile bulanık mantık arasındaki temel farklılıklar Tablo 6.1' de gösterilmiştir.

Tablo 6.1 Klasik Mantık-Bulanık Mantık Arasındaki Temel Farklılıklar

Klasik Mantık	Bulanık Mantık
A <u>veya</u> A Değil	A <u>ve</u> A Değil
Kesin	Kısmi
Hepsi veya Hiçbiri	Belirli Derecelerde
0 veya 1	0 ve 1 Arasında Süreklilik
İkili Birimler	Bulanık Birimler

Zadeh' e göre bulanık mantık çoklu değerliliklidir. Klasik mantığın 0 – 1 önermelerine karşılık bulanık mantık, üç veya daha fazla sayıda önerme oluşturur.

Bulanık mantığın başlıca özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- “doğru” , ”çok doğru” , ”az çok doğru” vb. gibi sözel olarak ifade edilen (linguistik-dilsel-değişkenli)doğruluk derecelerine sahip olması,
- Geçerliliği kesin değil fakat yaklaşık olan çıkarım kurallarına sahip olması,
- Her kavramın bir derecesi olması,
- Her mantıksal sistemin bulanıklaştırılabilmesi,
- Bulanık mantıkta bilginin, bulanık kısıtlara ait değişkenlerin esnekliği veya denkliğiyle yorumlanması.

6.2 Bulanık Kümeler ve Üyelik Fonksiyonları

Bulanık mantık, Sayıların Komşuluğu felsefesine dayanır. Karar sürecinde bir durum bir sayıyla ifade ediliyorsa, söz konusu durumun kabul edilirliliği o sayının gerçekleşmesinde sağlanacaktır. Ancak söz konusu sayıya yakın sayılar karar sürecinin bir parçası olarak algılanmayacaktır. Oysa belirli bir güven katsayısında bu sayıların farklı popülasyonların üyeleri olduğunu öne sürmek de istatistiksel açıdan yanlış olacaktır. Örneğin bir tezgahta işlenen bir parçanın sıcaklığının 39 C^0 ye ulaşması, tezgahın bakım sürecini başlatan bir durumsa belki de sıcaklığın 36 C^0 ye ulaşması da aynı bakım sürecinin başlaması için bir ön şart olarak kabul edilebilir. Bu durumda aynı temel amaca hizmet eden sayıların komşuluğundan söz etmek mümkündür.

Eğer $A \in R \in (-\infty, +\infty)$ ’ da, söz konusu kümenin bir elemanı ise $\mu_A(x)$ üyelik fonksiyonu $R \rightarrow [0,1]$ aralığında oluşur. Diğer bir deyişle A kümesi $A = [a_1, a_3]$ aralığında ise genel olarak $\mu_A(x)$ üyelik fonksiyonu (6.1) formülüyle gösterilebilir.

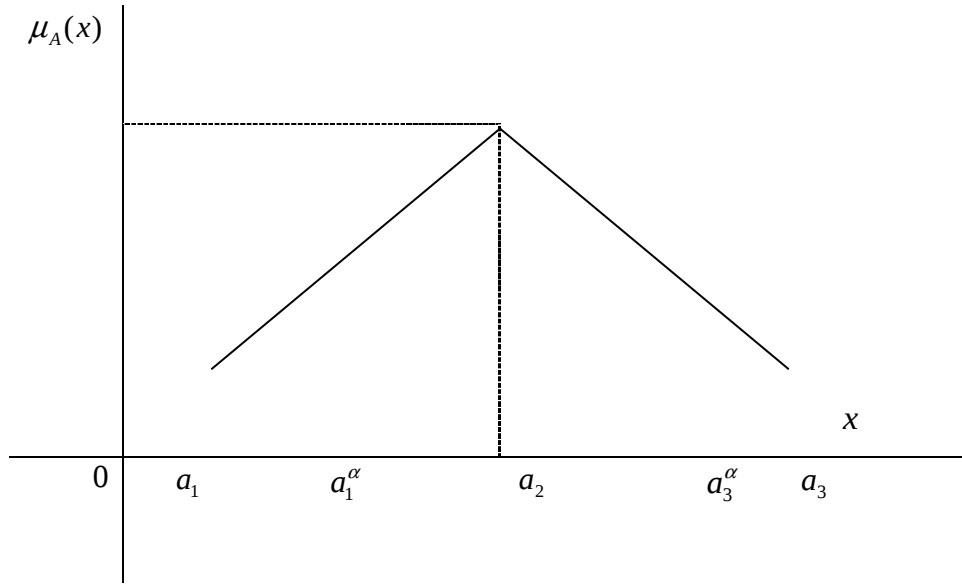
$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0, & x < a_1 \\ 1, & a_1 \leq x \leq a_3 \\ 0 & x > a_3 \end{cases} \quad (6.1)$$

Üyelik fonksiyonları genellikle, üçgen sel üyelik fonksiyonları ve yamuk üyelik fonksiyonları olmak üzere iki başlık altında incelenmektedir.

$\mu_A(x)$ üçgen sel üyelik fonksiyonu, (6.2) formülünde tanımlanmıştır.

$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0, & x < a_1 \\ \frac{x - a_1}{a_2 - a_1}, & a_1 \leq x \leq a_2 \\ \frac{a_3 - x}{a_3 - a_2}, & a_2 \leq x \leq a_3 \\ 0, & x > a_3 \end{cases} \quad (6.2)$$

(6.2) formülüne göre küme, $A = (a_1, a_2, a_3)$ olmalıdır. Burada a_2 normal değerli üyelik olarak tanımlanabilir. Bulanık Mantık bu noktada bir α katsayısına bağlı olarak a_2 ' ye yakın değerlerin, bu değere yüklenen anlam ile temsil edileceğini varsaymaktadır. Diğer bir deyişle a_2 ' deki belirsizlik, varsayılacak ya da dağılıma göre bulunabilecek bir α katsayısı ile tolere edilebilir. Söz konusu komşuluk Şekil 6.1' de gösterilmiştir.



Şekil 6.1 Sayıların Komşuluğu

α değeri bulanık mantık terminolojisinde kesim katsayısı olarak adlandırılır. a_1^α ve a_3^α sayıları ise a_2 normal değerinin komşuluğunu oluşturan aralığın alt ve üst sınır değerleridir. Diğer bir deyişle a_1^α ve a_3^α aralığındaki tüm sayılar a_2 normal değeri ile aynı anlama sahiptir. a_1^α ve a_3^α değerleri (6.3) ve (6.4) formülleri yardımıyla bulunabilir.

$$\frac{a_1^\alpha - a_1}{a_2 - a_1} = \alpha \quad (6.3)$$

$$\frac{a_3 - a_3^\alpha}{a_3 - a_2} = \alpha \quad (6.4)$$

(6.3) ve (6.4) formüllerinden $\forall \alpha \in [0,1]$ için $A_\alpha = [a_1^\alpha, a_3^\alpha]$ aralığı oluşturulabilir. a_1^α ve a_3^α değerleri (6.5) ve (6.6) formüllerinde gösterilmiştir.

$$a_1^\alpha = \alpha(a_2 - a_1) + a_1 \quad (6.5)$$

$$a_3^\alpha = a_3 - (a_3 - a_2)\alpha \quad (6.6)$$

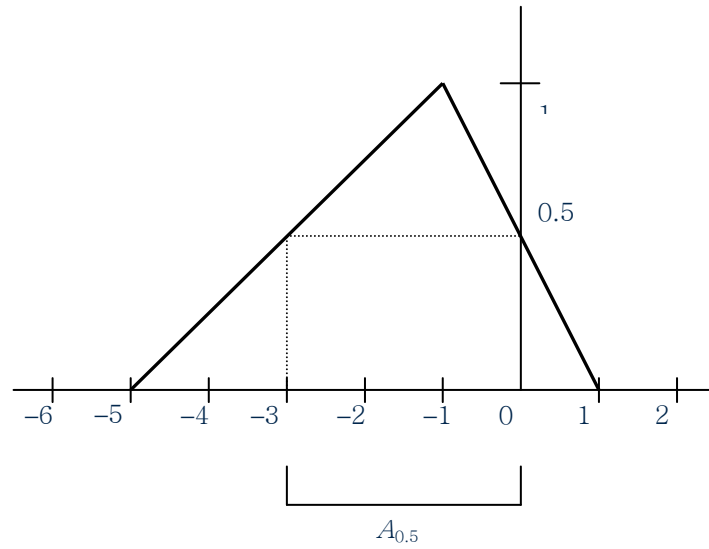
Örneğin üçgen sel bulanık mantık sayılarına ilişkin küme $A = (-5, -1, 1)$ ise bu durumda (6.2) formülünden üyelik fonksiyonu,

$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0, & x < -5 \\ \frac{x+5}{4}, & -5 \leq x \leq -1 \\ \frac{1-x}{2}, & -1 \leq x \leq 1 \\ 0, & x > 1 \end{cases}$$

olarak bulunur. Eğer karar verici α kesim katsayısını 0,5 olarak saptamışsa -1 normal değerinin komşuları (6.5) ve (6.6) formüllerinden

$a_1^{0,5} = -3$ ve $a_3^{0,5} = 0$ olarak bulunacaktır. Diğer bir deyişle -1 normal değeri ile aynı anlam düzeyinde bulunan sayılar kümesi $[-3, 0]$ aralığıdır. Söz konusu ilişki Şekil 6.2' de gösterilmiştir.

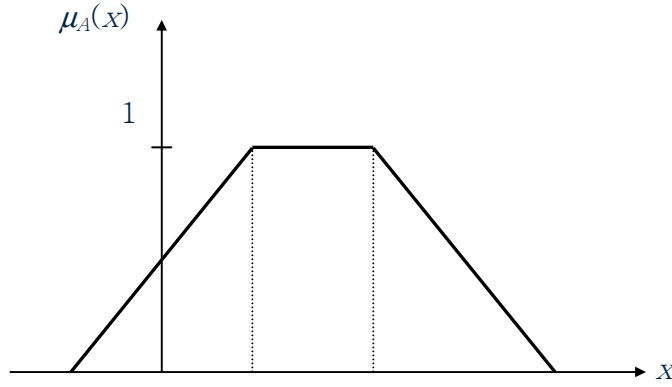
Eğer bulanık mantık sayılarına ilişkin kümede normal kabul edilen iki değer varsa diğer bir deyişle küme, $A = (a_1, a_2, a_3, a_4)$ şeklinde 4 belirleyici değerden oluşuyorsa bu durumda üyelik fonksiyonu yamuk üyelik fonksiyonu tipinde oluşacaktır. Yamuk üyelik fonksiyonu (6.7) formülünde gösterilmiştir.



Şekil 6.2 $A = (-5, -1, 1)$ Kümesinin Komşuluğu

$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0, & x < a_1 \\ \frac{x - a_1}{a_2 - a_1}, & a_1 \leq x \leq a_2 \\ 1, & a_2 \leq x \leq a_3 \\ \frac{a_4 - x}{a_4 - a_3}, & a_3 \leq x \leq a_4 \\ 0, & x > a_4 \end{cases} \quad (6.7)$$

Söz konusu komşuluk Şekil 6.3’ deki gibi oluşacaktır.



Şekil 6.3 Yamuk Sayı Komşuluğu

6.3 Bulanık Mantığın Avantaj, Eleştirisi ve Dezavantajları

Bulanık mantıktan yola çıkılarak kullanılan bulanık denetleyicilerle ilgili başlıca üstünlükler, zayıf noktalar ve eleştiriler aşağıda açıklanmıştır.

6.3.1 Avantajlar

- Günlük hayatta olduğu gibi belirsiz, zamanla değişen, karmaşık, iyi tanımlanmamış sistemlerin denetimine basit çözümler getirir.
- Sistem basit bir matematiksel modelle tanımlanabilen bir sistemse o zaman geleneksel bir denetim yeterli olacaktır. Ama karmaşık bir sisteme geleneksel bir mantık uygulamak hem çok zor hem de yüksek maliyetlidir. Buna karşılık bulanık mantık denetimi geleneksel mantığa göre sistemi daha iyi analiz edebileceği gibi aynı zamanda da ekonomiktir.
- Bulanık mantıkta işaretlerin bir ön işleme tabi tutulmaları ve oldukça geniş bir alana yayılan değerlerin az sayıda üyelik fonksiyonlarına indirgenmeleri nedeni ile bulanık denetim genellikle daha küçük bir yazılımla daha hızlı bir şekilde sonuçlanır.
- Söz edilen az sayıda değerler üzerinde uygulanacak kural sayısı da az olduğundan sonuca ulaşmak daha da çabuklaşacaktır.

- Bu durum geleneksel bilgisayar ortamında böyledir. Özel geliştirilmiş bir donanımla sonuca daha da hızlı ulaşmak olasıdır. Örneğin Sanyo-Fisher firması mühendisleri, video kayıt cihazında kullanmayı düşündükleri mikro bilgisayarın yetersiz kalmasından dolayı, bulanık denetim kullanmaya karar vermişlerdir. Bulanık denetim yazılım boyutlarının daha küçük olmasını sağladığından, dış bellek kullanımına gerek kalmamıştır.
- Bulanık mantık denetiminin sağladığı bir diğer avantaj ise doğrudan kullanıcı girişlerine ve kullanıcının deneyimlerinden yararlanabilmesine olanak sağlamasıdır.
- Bilindiği gibi otomatik vites değişimi motorun belli hızlara ulaşması sonucunda otomatik olarak gerçekleşir. Buna karşılık manuel vitesli bir arabada ise sürücü, yol, yük ve kendi araba kullanış tarzına göre belli durumlarda vites değiştirir. Subaru tarafından üretilen justy tipi otomobilde kullanılan aktarım organının değiştirilmesi, bir kayışın konumunun bulanık mantık kullanılarak değiştirilmesi ile sağlanır. Böylece arabanın ivmesi ve performansı sürekli olarak ayarlanır hale gelir. Subaru, bu otomobilde kullandığı bulanık mantık üyelik fonksiyonlarını, otomobili test şoförlerine kullandırarak ve onlardan ivme ve performans açısından en iyi aktarım oranını öğrenerek ayarlamıştır. Bu konuda Honda ve Nissan da benzer çalışmalar yapmışlardır.

6.3.2 Eleştiriler

Bulanık denetleyicilere yönelik çeşitli eleştiriler de getirilmiştir. Bunlardan birkaçı aşağıda sıralanmıştır:

- Bulanık mantık denetleyicilerinin süreç hakkında daha fazla bilgiye ve algılayıcıya ihtiyaç duyması, dolayısıyla hem pahalı hem de daha az güvenilir olması, Bu her zaman doğru değildir. Örnek vermek gerekirse Mitsubishi tarafından üretilen klimada, geleneksel denetleyiciye göre daha az algılayıcı kullanılmıştır.
- Bulanık mantık denetleyicilerinin geleneksel denetleyicilere kıyasla gösterdiği yüksek performans doğrusal olmayan denetleyici aracılığı ile de sağlanabilir:

Bu doğru olabilir ama büyük bir ihtimalle doğrusal olmayan denetleyici, bulanık denetleyicide olduğu gibi daha küçük kapasiteli bir işlemci ile gerçekleştiremeyecektir.

6.3.3 Dezavantajlar

- Bulanık denetimde kullanılan kurallar deneyime çok bağlıdır.
- Üyelik fonksiyonlarının seçiminde belirli bir yöntem yoktur. En uygun fonksiyon deneme ile bulunur. Bu da oldukça uzun bir zaman alabilir.
- Denetlenen sistemin bir kararlılık analizi yapılamaz ve sistemin nasıl cevap vereceği önceden kestirilemez. Yapılacak tek şey benzetim çalışmasıdır.

6.4 Bulanık Mantığın Uygulama Alanları

Günümüzde hemen hemen her alanda uygulama imkanı bulan bulanık mantık, özellikle sanayi alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. Japonlar bulanık mantığı özellikle bulaşık makineleri, çamaşır makineleri, elektrik süpürgeleri, video kameralara uygulamışlardır.

Bulanık mantık uygulamaları ilk olarak çimento sektöründe kullanılmaya başlanmıştır. Bu sektörde kireç taşı ve kil 1000-1400 derece sıcaklıkta reaksiyona girmektedir. Fırın içindeki sıcaklık ve oksijen oranı çimentonun kalitesini doğrudan etkilemektedir. Sadece bu konuda uzman operatörler istenilen limitler dahilinde ürün elde edebilmektedirler. Ama vardiyalı bir sistemle çalışan bu fabrikada çok sayıda operatör vardır ve her operatörün uzmanlıklarının farklı olması nedeniyle farklı niteliklerde ve verimlilikte ürün elde edilmektedir. İstenilen kalitede ürün sadece bu işte yıllardır çalışan uzmanlar tarafından sağlanabilmektedir. Zira çimento üretimi bulanık bir yapıya sahiptir ve süreç kontrolünü bulanık kurallar sağlamaktadır. Örneğin ısıyı 10 derece yükselt veya 5 derece azalt gibi kesin kurallar değil biraz azalt, biraz yükselt gibi bulanık terimlerle ifade edilen kurallarla kontrol edilmektedir. Bir Danimarka firması bu sürecin kontrolü için uzman operatörlerin kullandığı 50-60 pratik kuraldan hareketle bir mikro kontrolör oluşturmuşlar ve sonuç olarak sabit ürün kalitesi ve yakıtta büyük tasarruf elde etmişlerdir.

Daha sonraları bulanık mantık, insansız uçakların kontrolünde, tren frenleme sistemlerinde, ABS (otomatik fren sistemi) ve ASC (otomatik vites kontrolü) kontrolünde kullanılmıştır. Tablo 6.2’ de pratikteki bulanık mantık uygulamalarından bazı örnekler verilmiştir.

Tablo 6.2 Bulanık denetim uygulamaları

ÜRÜN	FİRMA	BULANIK MANTIĞIN İŞLEVİ
Asansör Denetimi	Fujitec –Toshiba Mitsubishi Hitachi	Yolcu trafiğini değerlendirir. Böylece bekleme zamanı azalır.
SLR Fotoğraf Makinesi	Sanyo –Fisher Canon Minolta	Ekranda birkaç obje olması durumunda en iyi foku su ve aydınlatmayı belirler
Video Kayıt Cihazı	Panasonic	Cihazın elle tutulması nedeniyle çekim sırasında oluşan sarsıntıları ortadan kaldırır.
Çamaşır Makinesi	Matsushita	Çamaşırın kirliliğini, ağırlığını, kumaş cinsini sezer, ona göre yıkama programını seçer.
Elektrik Süpürgesi	Matsushita	Yerin durumun ve kirliliğini sezer ve motor gücünü uygun ayarlar.
Su Isıtıcısı	Matsushita	Isıtmayı kullanılan suyun miktar ve sıcaklığına göre ayarlar.
Klima	Mitsubishi	Ortam koşullarını değerlendirerek en iyi çalışma durumunu algılar, odaya birisi girerse soğutmayı artırır.

ABS Fren Sistemi	Nissan	Tekerleklerin kilitlenmeden frenlenmesini sağlar.
Çelik Endüstrisi	Nippon Steel	Geleneksel denetleyicilerin yerini alır.
Sendai Metro Sistemi	Hitachi	Hızlanma ve yavaşlamayı ayarlayarak rahat bir yolculuk sağlanmasının yanı sıra durma konumunu iyi ayarlar, güçten tasarruf sağlar.
Çimento Sanayi	Mitsubishi Chem	Değirmende ısı ve oksijen oranı denetimi yapar.
Televizyon	Sony	Ekran kontrastını, parlaklığını ve rengini ayarlar
El Bilgisayarı	Sony	El yazısı ile veri ve komut girişine olanak tanır.

Örnek:

Başarının notunun 65 olduğu bir kariyer belirle sınavı yılda iki kez yapılmaktadır. Adaylar bir üst kariyer grubuna geçmek için bu sınavı başarmak durumundadır. Sınavda 100 soru sorulmakta ve her soru 1,25 puan ile değerlendirilmektedir. Adaylar bu sınava sınırsız sayıda girme hakkına sahiptirler. Ancak sınav komisyonu geçmiş sınav sonuçlarını değerlendirdiğinde 65 puanın altında ancak bu puana yakın skorların birikimi arttırdığını saptamıştır. Sınav komisyonu hem bu birikimi azaltacak hem de sınav adaletini sağlayacak yeni ve daha esnek bir sınav sistemi tasarlamak istemektedirler.

Sınav komisyonu karar verme teknikleri üzerine yaptıkları ön araştırmada bulanık mantığın mevcut sorun için bir çözüm oluşturabileceğine karar vermişlerdir. Çünkü sınav komisyonu için 65 puan ile 65 puana oldukça yakın ancak 65 puanın altındaki değerler istatistiksel açıdan bir anlam farklılığı taşımamaktadır.

Komisyon bu noktada 65 puanını normal değer seçmiş ve (0,65,100) bulanık kümesinde aşağıdaki üçgensel üyelik fonksiyonunu oluşturmuşlardır.

$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0, & x < 0 \\ \frac{x-0}{65-0}, & 0 \leq x \leq 65 \\ \frac{100-x}{100-65}, & 65 \leq x \leq 100 \\ 0, & x > 100 \end{cases}$$

Bu fonksiyonda $a_1 = 0$, $a_2 = 65$ ve $a_3 = 100$ kabulleri yapılmış ve 65 normal değerinin komşuluğu için aşağıdaki formüller elde edilmiştir.

$$a_1^\alpha = 65.\alpha$$

$$a_3^\alpha = 100 - 35.\alpha$$

Sınav komisyonu değişik α kesim katsayıları için 65 normal değerinin komşuluklarını bu formüller yardımıyla hesapladıklarında aşağıdaki tabloyu elde etmişlerdir.

Tablo 6.3 Sınav komisyonu formülleri

α	65 Normal Değerinin Komşuluğu	Düzeltilmiş Aralık
0,99	64.350 – 65.350	63.750 – 66.250
0,97	63.050 – 66.050	62.500 – 66.250
0,95	61.750 – 66.750	61.250 – 67.500
0,94	61.100 – 67.100	61.250 – 67.500
0,93	60.450 – 67.450	60.000 – 67.500
0,90	58.500 – 68.500	58.750 – 68.750
0,88	57.200 – 69.200	57.500 – 70.000
0,85	55.250 – 70.250	56.250 – 70.000
0,80	52.000 – 72.000	52.500 – 72.500

Hesaplamalarda değişik α kesim katsayıları için elde edilen komşuluklar tablonun 2. sütununda, puan artışlarının 1,25 olması durumuna göre düzeltilmiş komşuluklar ise tablonun 3. sütununda gösterilmiştir.

Sınav komisyonu bu tablodan yararlanarak gerçekleştirilen sınavlarda 65 puan çevresindeki yığılmanın genişliğine göre uygun α kesim katsayısını seçebileceğini ve bu şekilde de hem yığılmaları engelleyebileceği hem de sınav adaletini sağlayabileceği kanısına varmıştır.

Burada Bulanık Mantık Denetim’ de Mamdani metodu kullanılmıştır. Her bir eklem için, Bulanık Mantık Denetim iki giriş ve bir çıkıştan oluşan bir sistemdir. Bu bölümde bütün eklemeler için aynı kural tablosu kullanılmıştır. Kullanılan kural tablosu aşağıda verilmiştir.

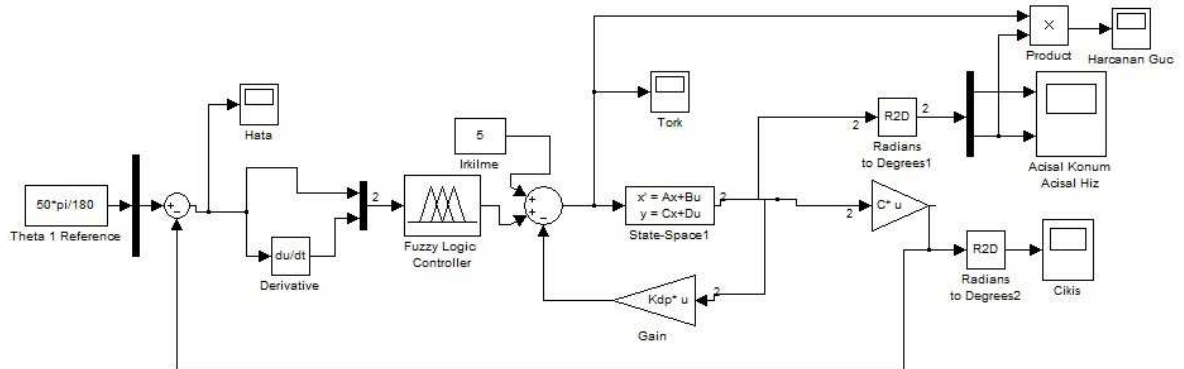
Tablo 6.4 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için Bulanık denetim kural tablosu

		$\dot{e}$				
e	τ	NB	NS	ZE	PS	PB
	NB	NB	NB	NB	NS	ZE
	NS	NB	NB	NS	ZE	PS
	ZE	NB	NS	ZE	PS	PB
	PS	NS	ZE	PS	PB	PB
	PB	ZE	PS	PB	PB	PB

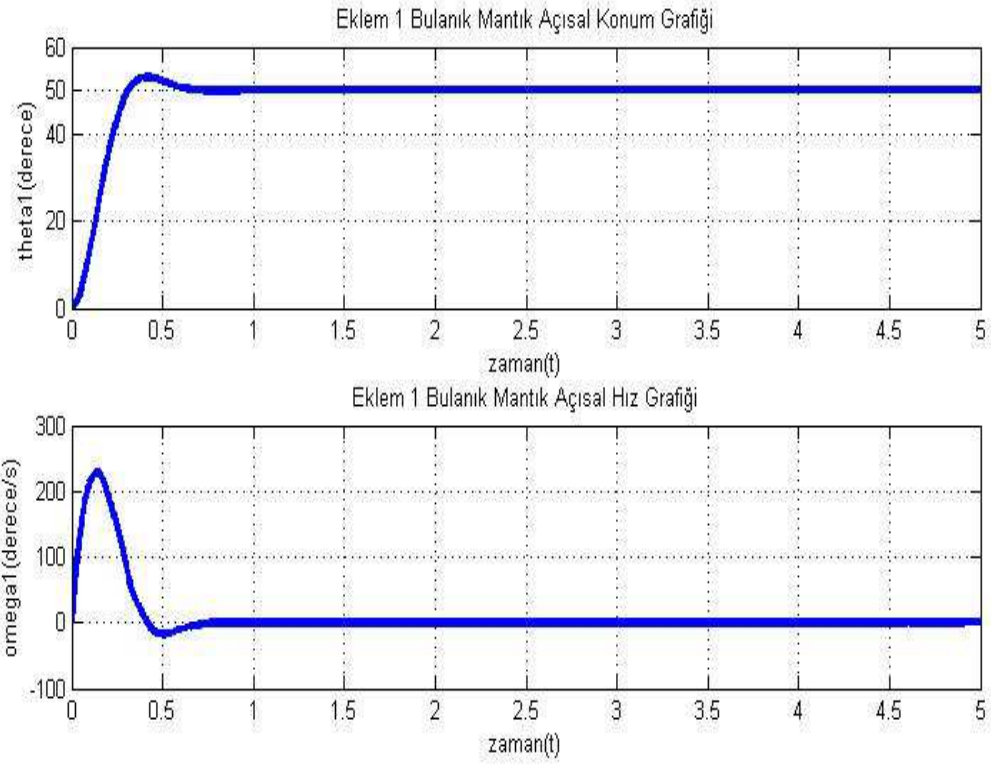


Eklem 1

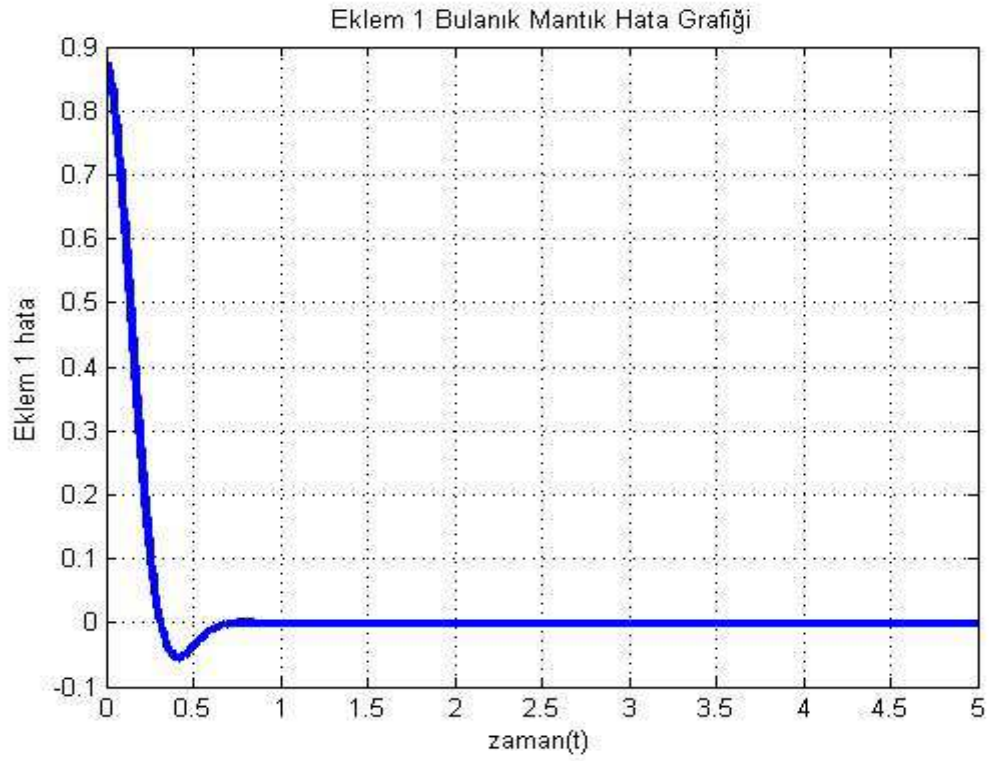
Şekil 6.4 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli



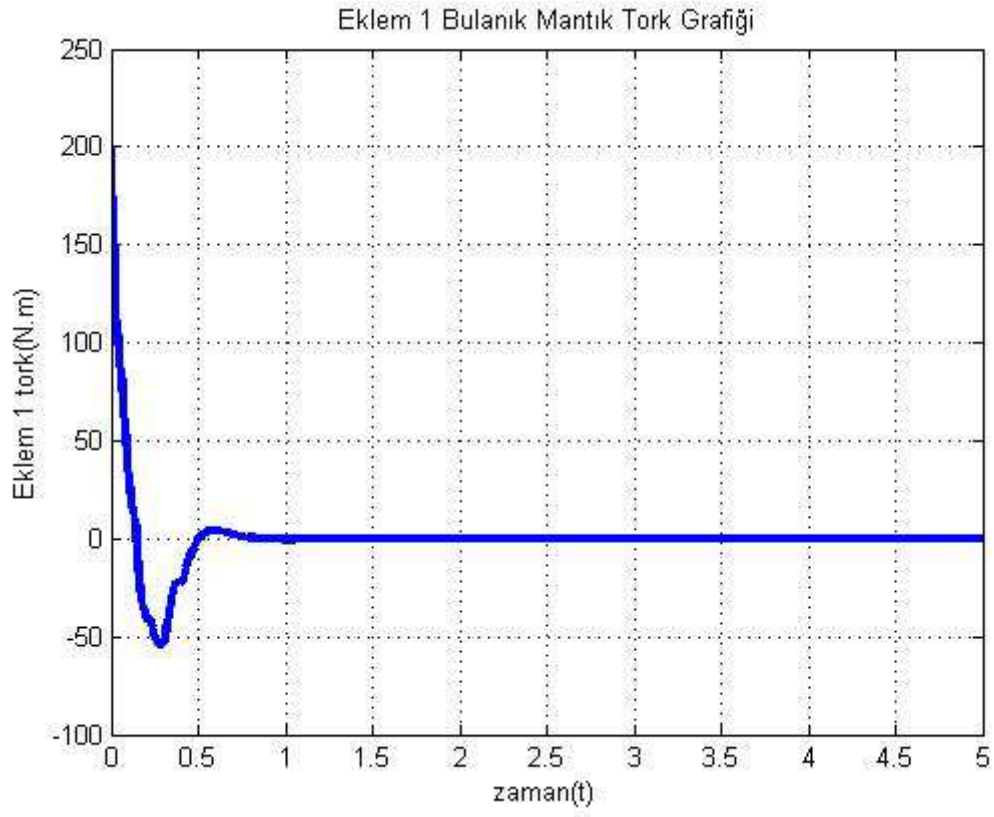
Şekil 6.5 Eklem 1 için Bulanık Mantık Blok diyagramı



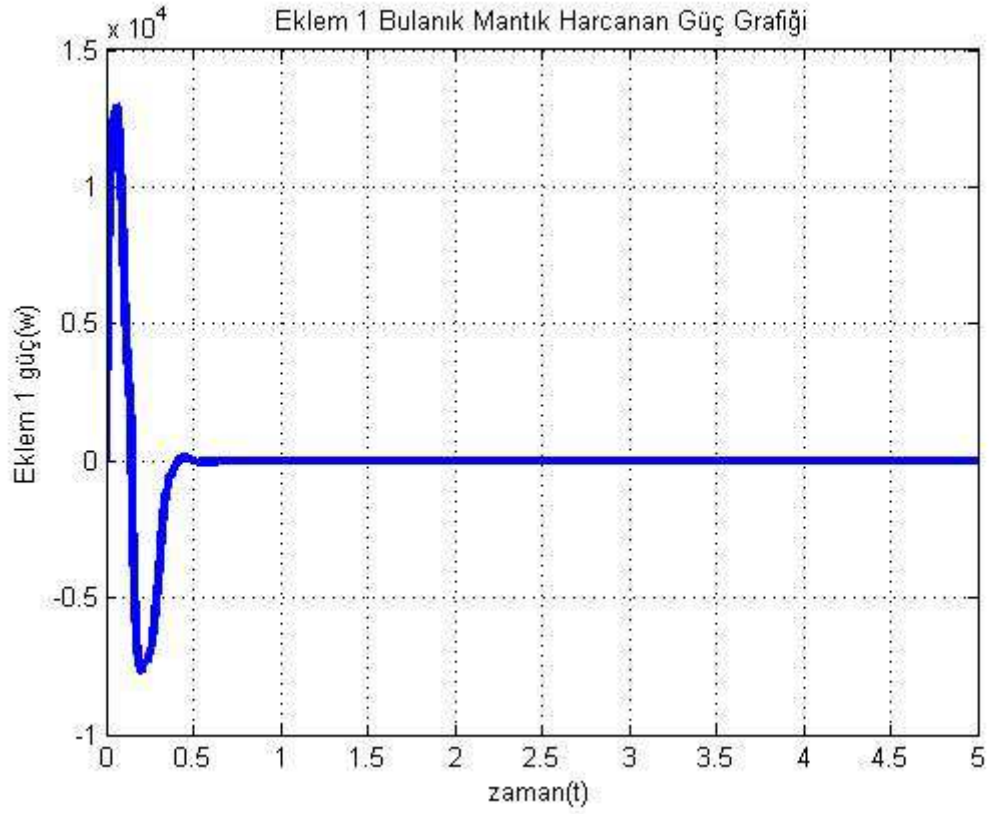
Şekil 6.6 Eklem 1 Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız



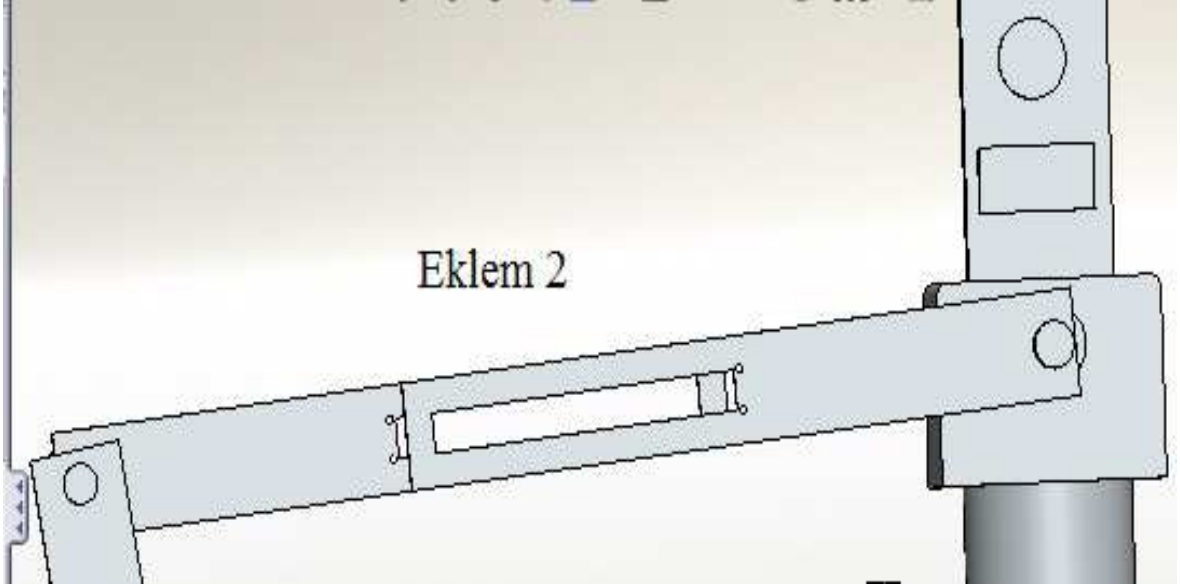
Şekil 6.7 Eklem 1 Bulanık Mantık Hata



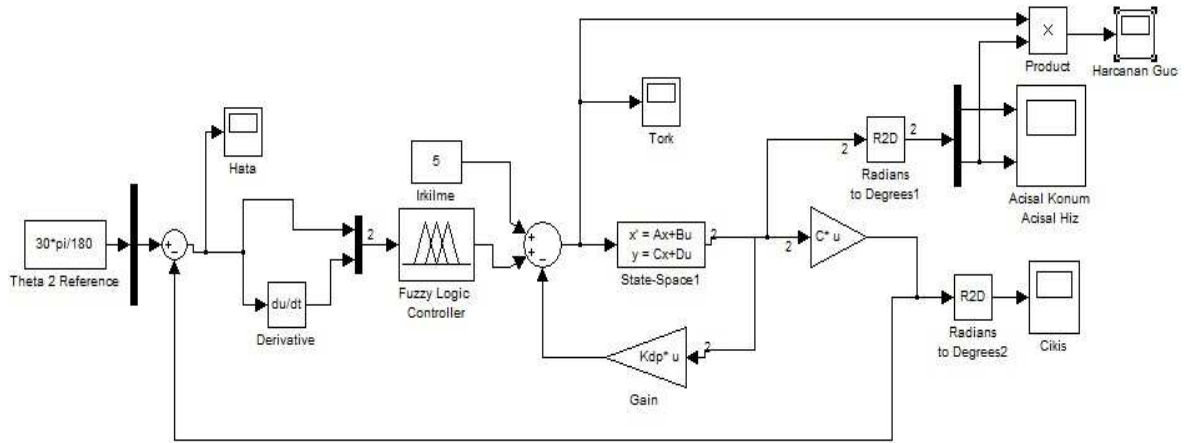
Şekil 6.8 Eklem 1 Bulanık Mantık Tork (Nm)



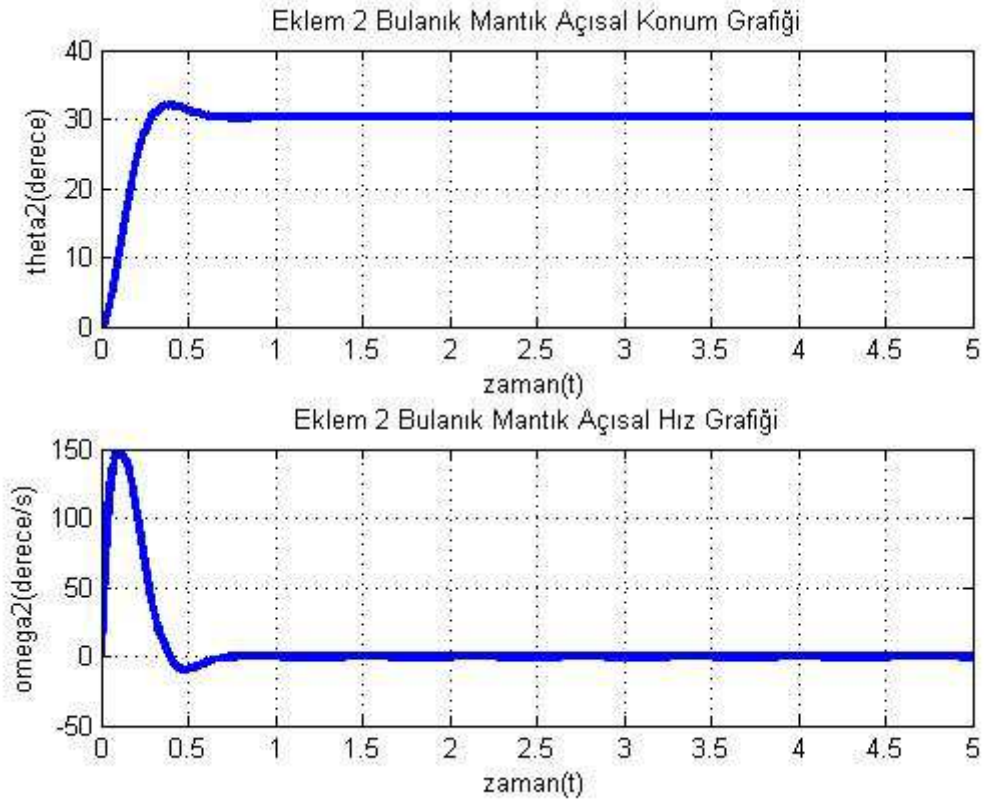
Şekil 6.9 Eklem 1 Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)



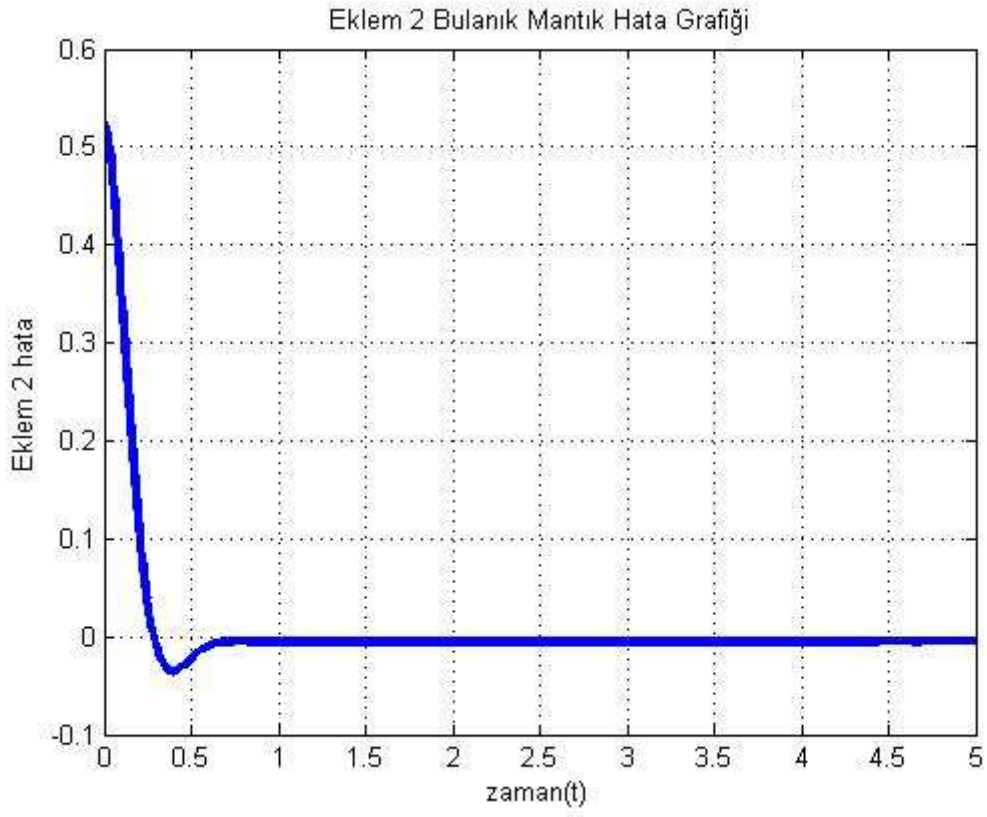
Şekil 6.10 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli



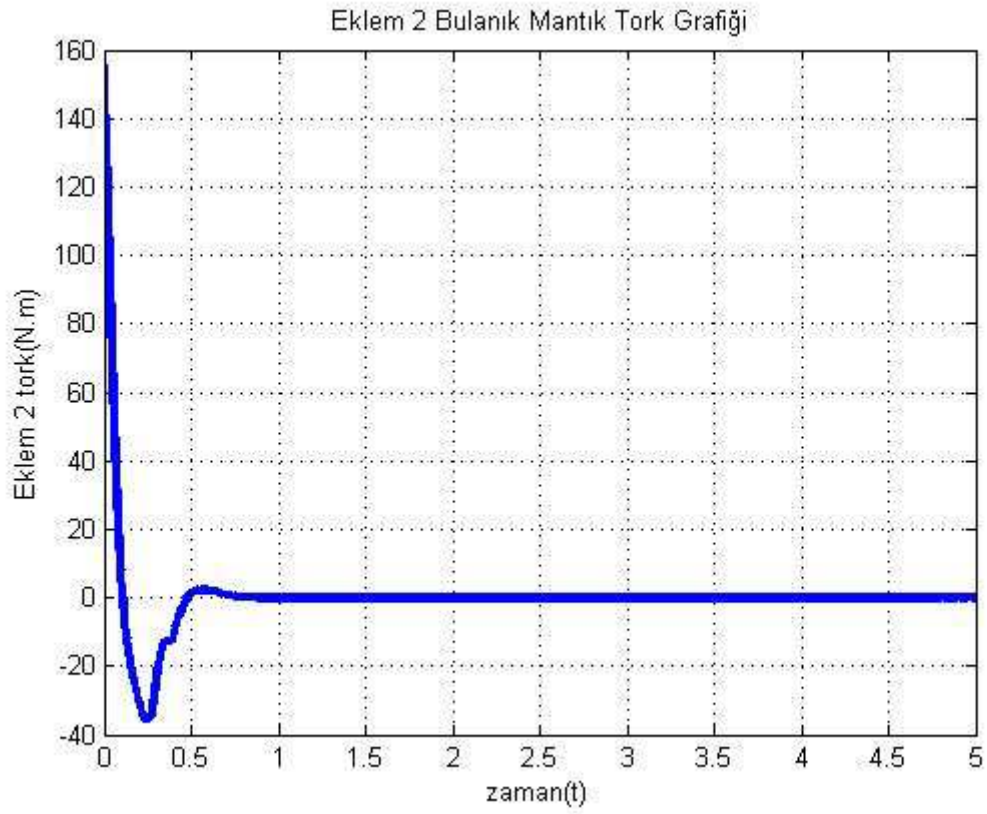
Şekil 6.11 Eklem 2 için Bulanık Mantık Blok diyagramı



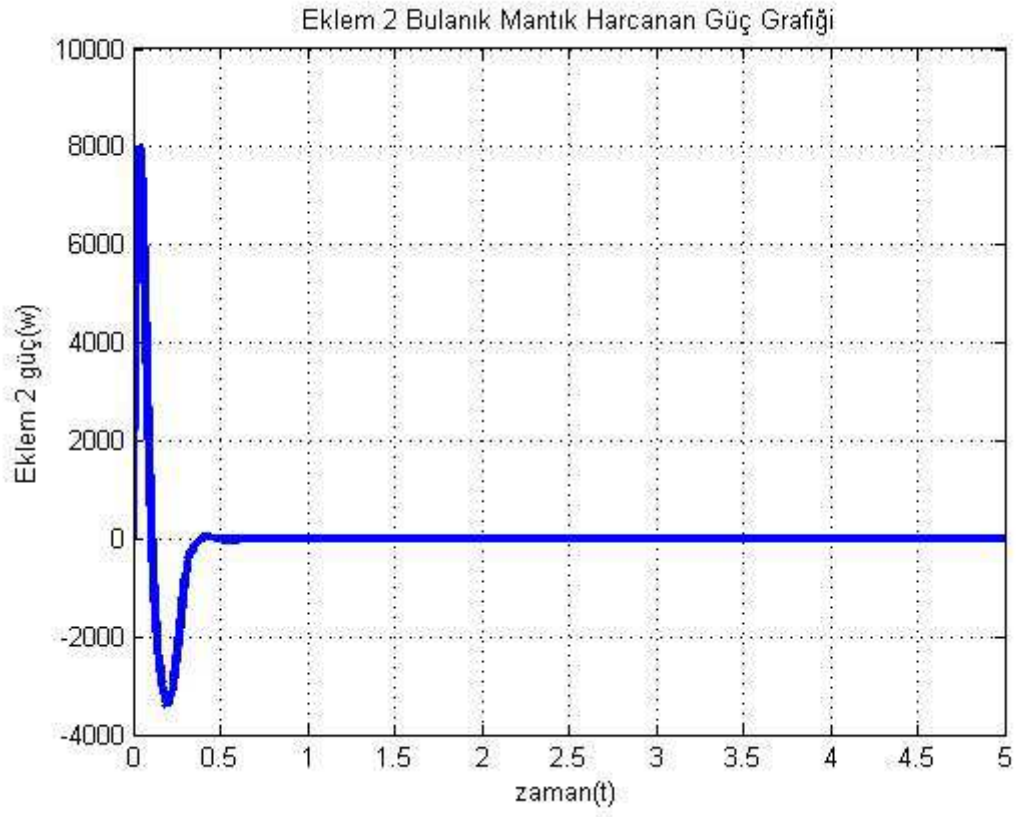
Şekil 6.12 Eklem 2 Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız



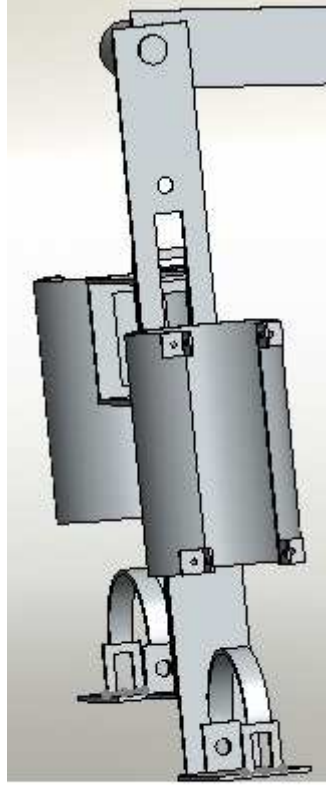
Şekil 6.13 Eklem 2 Bulanık Mantık Hata



Şekil 6.14 Eklem 2 Bulanık Mantık Tork (Nm)

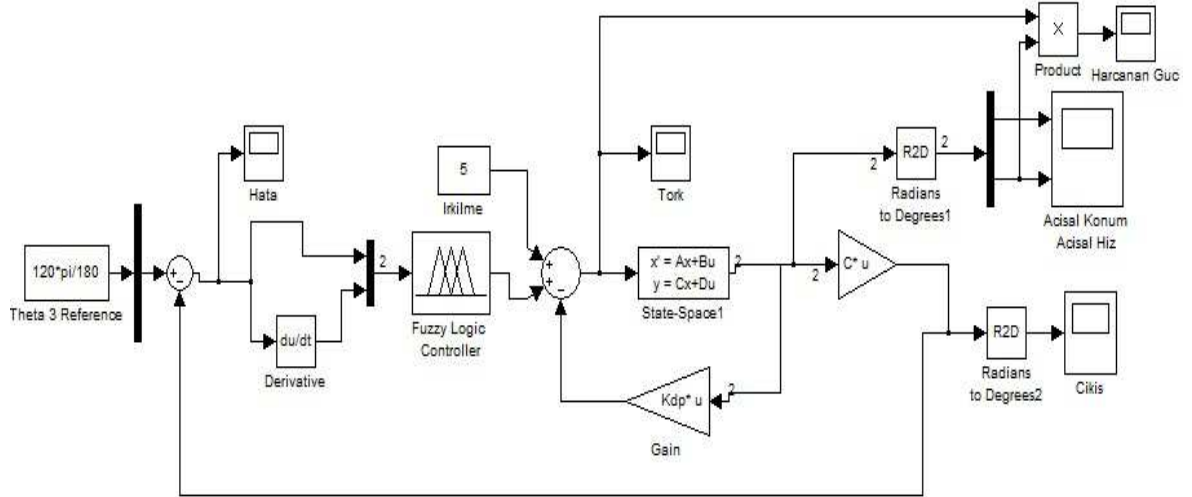


Şekil 6.15 Eklem 2 Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)

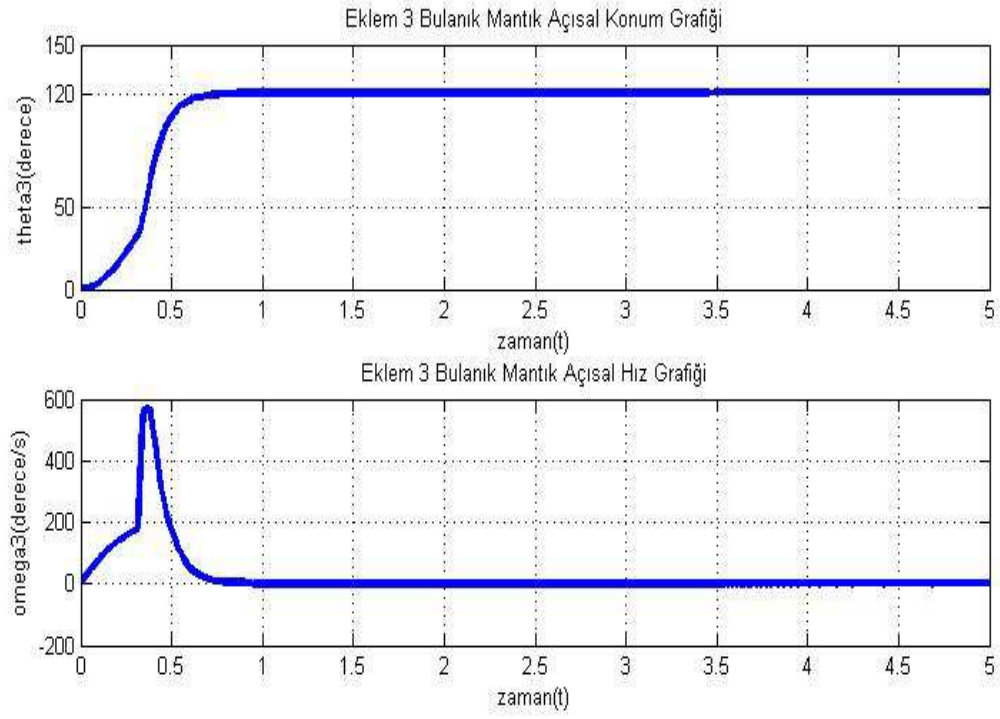


Eklem 3

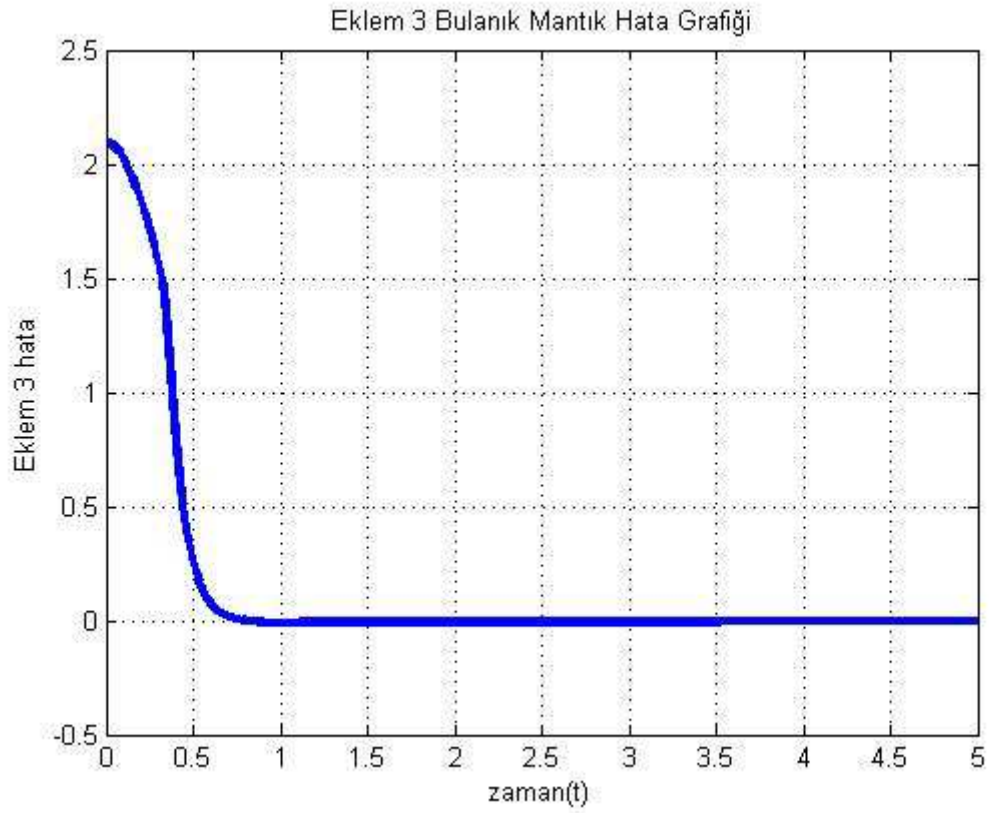
Şekil 6.16 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli



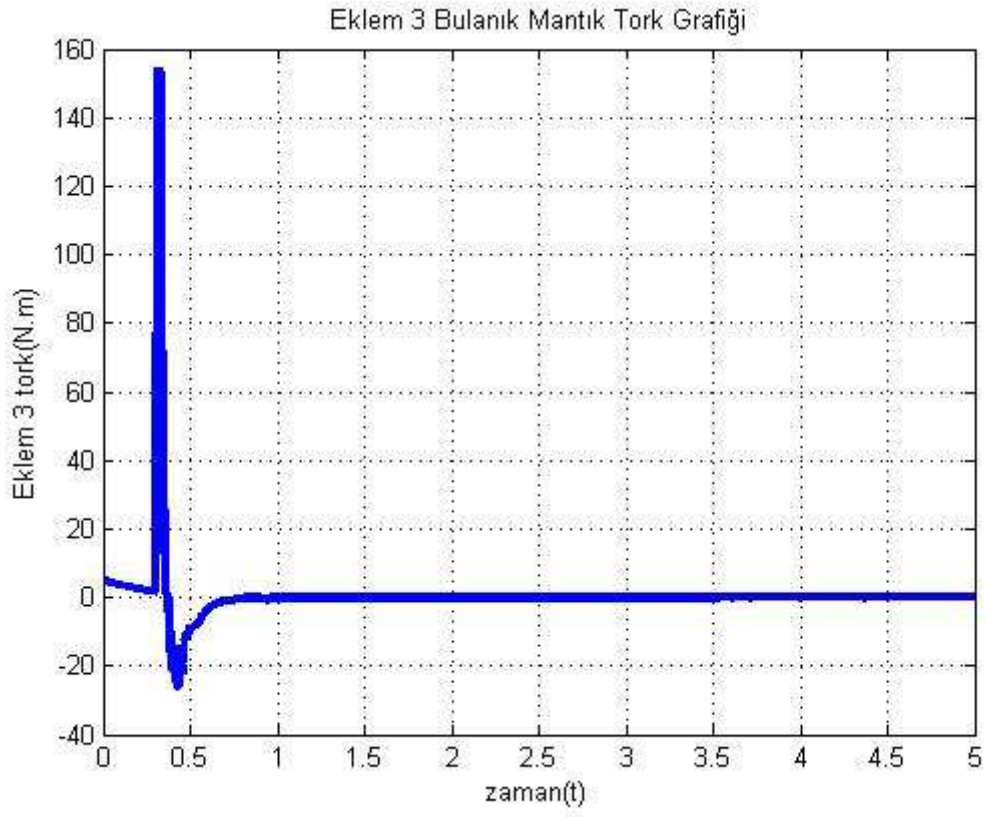
Şekil 6.17 Eklem 3 için Bulanık Mantık Blok diyagramı



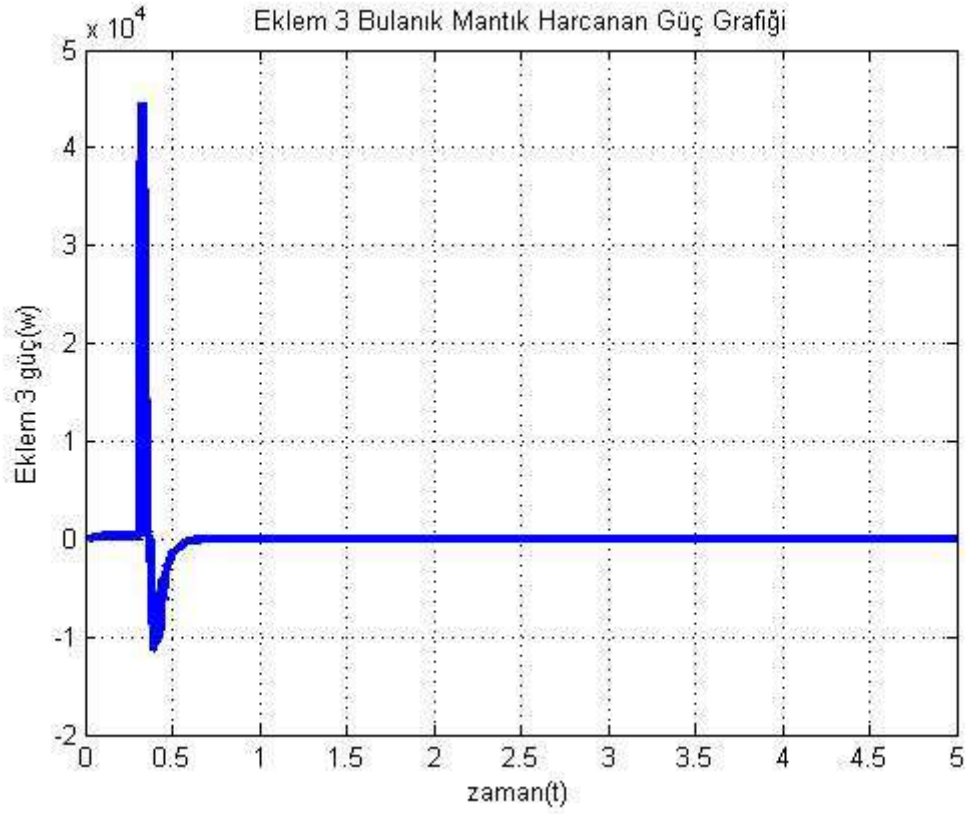
Şekil 6.18 Eklem 3 Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız



Şekil 6.19 Eklem 3 Bulanık Mantık Hata



Şekil 6.20 Eklem 3 Bulanık Mantık Tork (Nm)



Şekil 6.21 Eklem 3 Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)

7. FİZİYOTERAPİ ROBOT'UN ADAPTİVE PID TİP BULANIK MANTIK İLE DENETİMİ

Literatürde değişik tipte bulanık PID (PI ve PD içeren) kontrolörler önerilmektedir. Tasarımlarına göre, bulanık mantığın PID kontrolörlerine uygulanması temel olarak iki sınıfa ayrılabilir.

PID kontrolörün kazançları bilgi tabanı ve çıkarım mekanizmasına göre güncel şekilde ayarlanır ve kontrol sinyali PID kontrolörü tarafından üretilir.

Kontrol kurallarından tipik bir bulanık mantık kontrolörü oluşturulur ve kontrol sinyali Mac Vicar-Whelan ya da köşegen kural tabanı oluşturma yaklaşımlarında Mizumoto (1992), Qin ve Borders (1994), Palm ve Driankov (1996), Xu ve diğ. (1998) olduğu gibi bilgi tabanı ve çıkarım mekanizmalarından elde edilir.

İkinci sınıfta bulunan kontrolörler bulanık PID tipi kontrolörler olarak bilinir, çünkü giriş-çıkış ilişkisi bakımından yapıları PID kontrolörü yapılarına benzemektedir. Bu tip kontrolörlerin PID kontrolörlerine göre en önemli kazancı iki adet girişe sahip olması ve kural tabanının iki boyutlu olmasıdır. Ancak bulanık PD tipi kontrolör ile PD kontrolörü arasındaki denklik bazı özel koşullar altında oluşturulmaktadır (Galichet ve Foulloy, 1995)(Qiao ve Mizumoto, 1996).

Bulanık PI tipi kontrol, bulanık PD tipi kontrole nazaran daha kullanışlı olarak bilinir çünkü bulanık PD tipi kontrol için sürekli hal hatasını ortadan kaldırmak oldukça zordur. Ancak integrasyon nedeniyle, bulanık PI tipi kontrolörün yüksek mertebe li prosesler için geçici hal cevabında düşük başarımlı gösterdiği bilinmektedir. Dolayısıyla teorik olarak bulanık PID tipi kontrol başarımlı daha fazla artıracaktır. Bulanık PID tipi kontrolör için gerçekte 3-D kural tabanı gerekmektedir ancak uzman operatörün algılama kapasitesi açısından bu oldukça güçtür. Bu sebepten ötürü oran, integral ve türev kontrol elemanlarını bir araya getirerek PI ve PD etkilerini birleştirmek yoluyla bulanık PID tipi kontrolör elde etmek mümkündür (Kvovk ve diğ. 1990)(Li ve Gatland, 1996)(Qiao ve Mizumoto, 1996)(Golob, 2001)(Güzelkaya ve diğ. 2001).

Bulanık PID tipi kontrolörü ya bulanık PI ve PD tipi kontrolörleri iki ayrı kural tabanı ile birleştirerek ya da bir bulanık PD tipi kontrolörünün çıkışına integral ve toplam elemanı koyarak elde etmek mümkündür (Qiao ve Mizumoto, 1996).

Kontrolör için tasarım parametreleri iki ayrı grupta toplanabilir (Hu ve diğ. 1999).
Yapısal parametre ler Ayarlama parametreleri

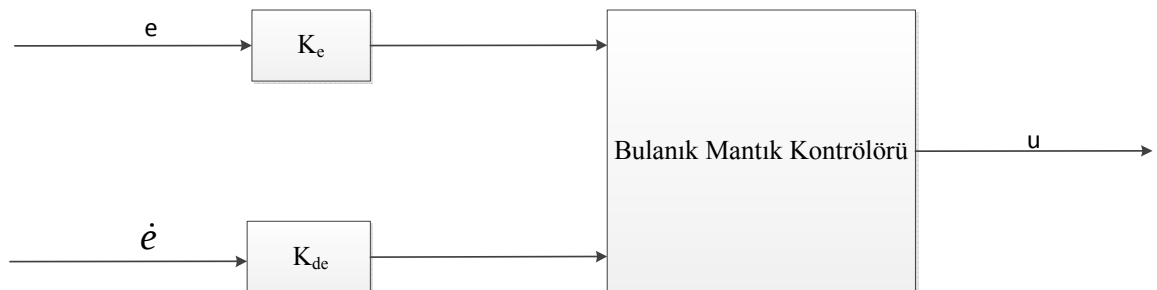
Temel olarak, yapısal parametreler bulanık çıkarım için giriş / çıkış (I/O) değişkenlerini, bulanık dilsel kümeleri, üyelik fonksiyonlarını, bulanık kuralları, çıkarım mekanizmasını ve duralama mekanizmasını içerir. Ayarlama parametreleri ise giriş / çıkış (I/O) ölçekleme faktörlerini (SF) ve üyelik fonksiyon parametrelerini (MF) içerir. Genellikle yapısal parametreler güncel olmayan (off-line) biçimde ayarlanırken, ayarlama parametreleri sistem belirsizliğine ve proses gürültüsüne karşı uyarlama kapasitesinin düzenlenmesi ve dolayısıyla proses başarımını artırmak maksadıyla güncel (on-line) olarak ayarlanır.

Tasarlanacak bulanık kontrolörünün hata (e) ve hatanın değişimi. (e) olmak üzere iki girişinin olması, çıkarım mekanizması olarak çarpım-toplam çıkarım mekanizmasının kullanılması ve hata ile hatanın değişiminin her bir dilsel değeri için üçgen tip üyelik fonksiyonunun kullanılması durumunda kontrolöre ait kontrol işareti

$$u = A + K_p e + K_i \int e dt + K_d \dot{e} \quad (7.1)$$

şeklinde elde edilir (Qiao ve Mizumoto, 1996).

Elde edilen kontrol işaretine bakıldığında tasarlanan bulanık kontrolörün yaklaşık olarak bir PD kontrolörü gibi davrandığı görülmektedir. Bu sebepten ötürü bu tip kontrolörlere bulanık PD tipi kontrolör adı verilir. Bu tip kontrolöre ilişkin blok gösterimi Şekil 7.1' de görülmektedir.



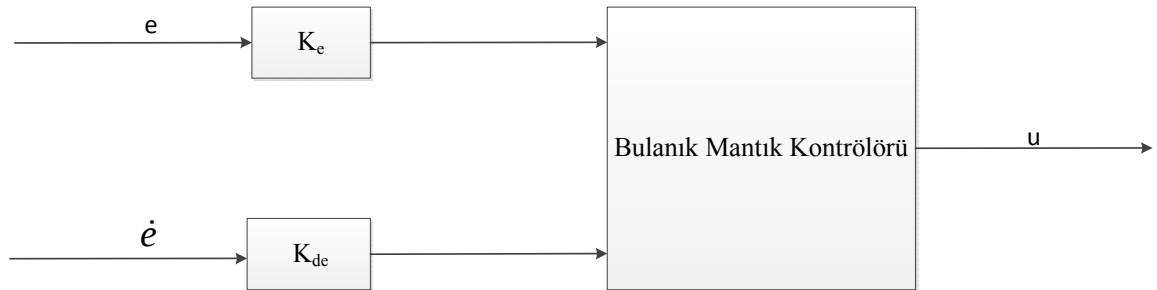
Şekil 7.1 Bulanık PD tipi kontrolöre ait blok gösterimi

Bir PID kontrolörün başarımı, kontrolöre ait p K oransal parametresi, i K integral parametresi ve d K türev parametresi tarafından belirlenir. Oransal kontrol sistem

cevabının hızlı olmasını garanti eder, integral kontrolü sistem yanıtında oluşacak olan sürekli hal hatasını ortadan kaldırır, türev kontrolü ise sistem yanıtının sönümünü artırır, böylece aşımı ve osilasyonu azaltır. Dolayısıyla PID kontrolörü eğer düzgün olarak tasarlanırsa hızlı yükselme zamanlı, düşük aşımlı, sürekli hal hatası olmayan bir sistem yanıtına neden olur. Eğer kontrol edilen sistem tipi sıfır ise bir PI ya da PD kontrolörü sistem yanıtında sürekli hal hatasının oluşmasına sebep olur.

Bulanık PD tipi kontrolörde yaklaşık olarak bir PD kontrolörü gibi davranacağından, eğer sistem tipi sıfır ise o zaman bulanık PD tipi kontrolörde sistem yanıtında sürekli hal hatasının oluşmasına neden olacaktır. Bu nedenden ötürü tıpkı PD kontrolörü gibi, bulanık PD kontrolörü için de kontrol başarımı tatmin edici olmayacaktır. Ancak sistem başarımı bulanık kontrolöre integral kontrolünün eklenmesi ile artırılabilir.

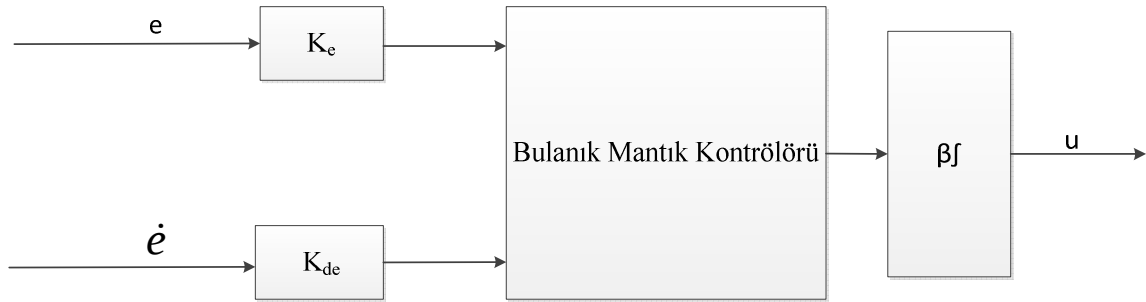
Sistem yanıtında oluşacak sürekli hal hatasını ortadan kaldırmak maksadıyla integral kontrolü bulanık kontrolöre dahil etmenin ilk yolu, bulanık PD tipi kontrolörün girişlerinden olan hatanın değişimi yerine hatanın integralini koymak olacaktır. Ancak bu yöntem bulanık kontrolörün, parametresi zamanla değişen bir PI kontrolörü gibi davranmasına neden olacaktır. Bu tip kontrolöre ait blok gösterim Şekil 7.2' de görülmektedir.



Şekil 7.2 Girişlerin hata ve hatanın integrali olarak alınması durumunda elde edilen bulanık kontrolöre ait blok gösterimi

Elde edilen bu tip kontrolörle sürekli hal hatası ortadan kaldırılmaktadır ancak oransal kontrol parametresinin küçük seçilmesi durumunda sistem yanıtı yavaş yükselme zamanına ve oransal ya da integral kontrol parametrelerinin büyük seçilmesi durumunda ise sistem yanıtı büyük bir aşımaya sahip olacaktır. Ayrıca sistemi kontrol eden operatör için kontrolör girişinde bulunan hatanın integralini takip etmek pek mümkün değildir. Dolayısıyla kontrolör girişlerini hata ve hatanın değişimi olarak ve kontrolör çıkışının integralini alarak kontrol işaretinin elde edilebileceği yeni bir kontrolör tasarlanabilir. Bu tip kontrolöre ait blok gösterimi Şekil 7.3' de görülmektedir.

$$A=u_{ij} -Pe_i -De_i \quad (7.2)$$



Şekil 7.3 Bulanık PI tipi kontrolöre ait blok gösterimi

Tasarlanan bu tip kontrolöre ait kontrol işareti,

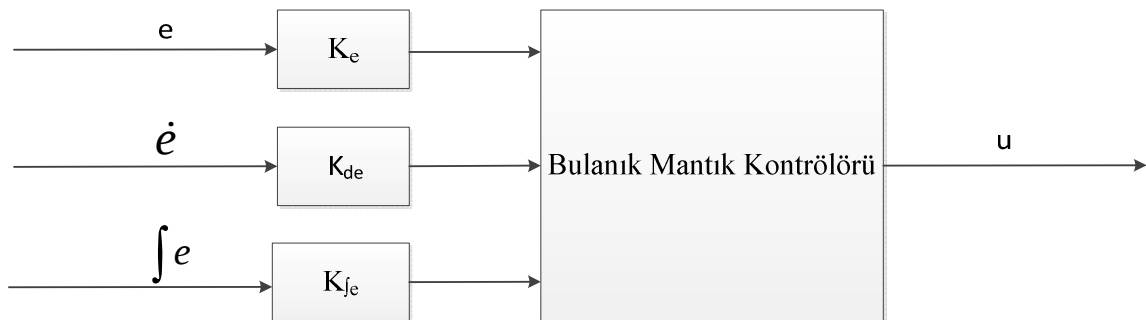
$$u = \beta A t + \beta K_{de} D e + \beta K_e P \int e dt \quad (7.3)$$

şeklinde olacaktır (Qiao ve Mizumoto, 1996).

Elde edilen kontrol işaretine bakıldığında kontrolörün aslında parametresi zamanla değişen PI kontrolörü gibi davrandığı görülmektedir. Bu tip kontrolörlere bulanık PI tipi kontrolörler adı verilir.

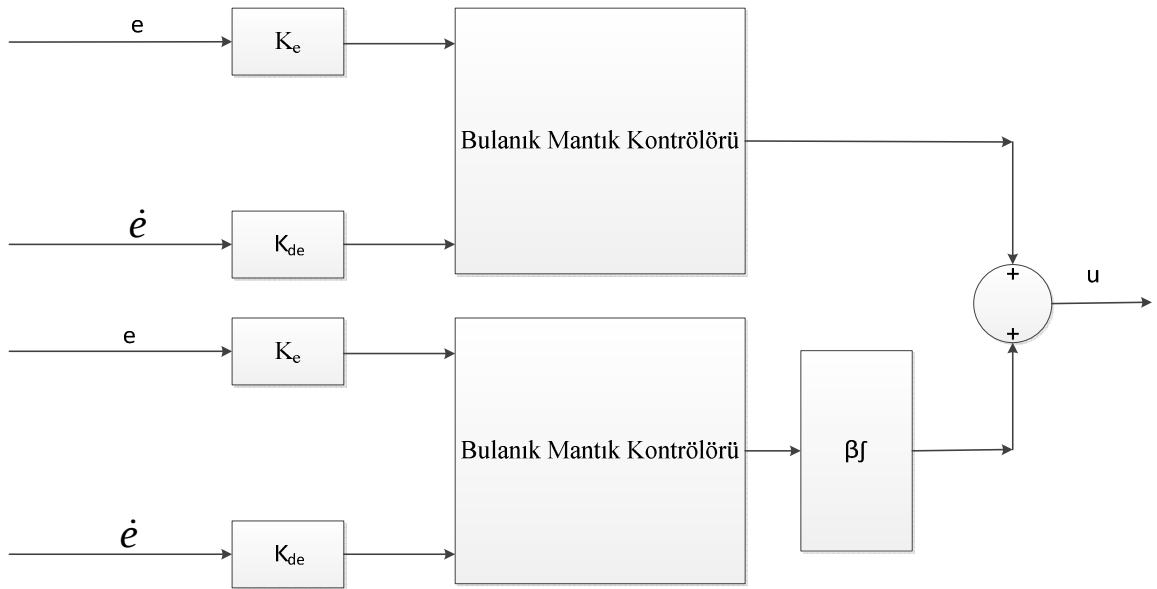
Bulanık PD tipi kontrolör kullanılması sonucunda ortaya çıkan sürekli hal hatası ve bulanık PI tipi kontrolör kullanılması durumunda karşılaşılabilecek büyük aşım ve yavaş yükselme zamanı gibi olumsuzluklar ancak integral ve türev kontrollerinin bir arada kullanılması ile ortadan kaldırılabılır. Böylece sistem başarımı önemli derecede artırılmış olur.

Türev ve integral kontrolün birleştirilmesi, kontrolör girişinde hata, hatanın değişimi ve hatanın integralinin kullanılması ile gerçekleştirilebilir. Bu tip kontrolöre ait blok gösterimi Şekil 7.4' de görülmektedir.



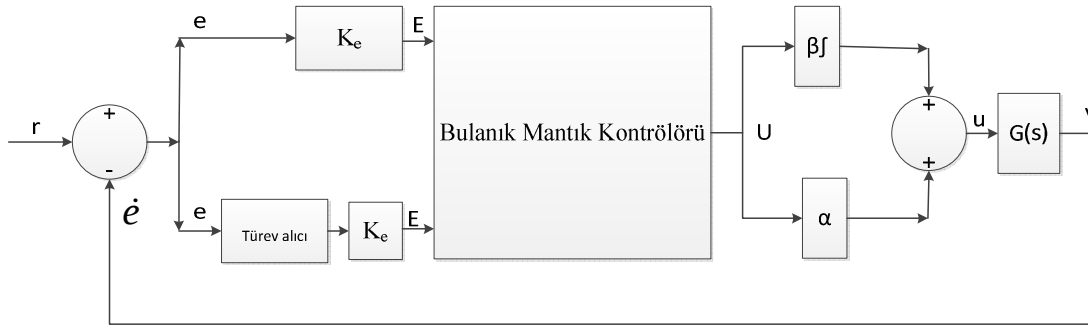
Şekil 7.4 Girişlerin hata, hatanın değişimi ve hatanın integrali olarak alınması durumunda elde edilen bulanık kontrolöre ait blok gösterimi

Ancak bu yöntem uygulamada oldukça zordur, çünkü kontrolör girişinde kullanılan hatanın integralinin sistemi kontrol eden operatör tarafından takip edilip kontrol işleminde düzenlemeler yapılması çok güçtür. Buna ilave olarak kontrolöre ait giriş sayısının ikiden üçe çıkarılması ile beraber bulanık kontrolör yapısında oluşturulacak kural sayısında da önemli derecede artış olacaktır. Örneğin, iki adet giriş için her bir girişe ait beş adet dilsel değişken kullanılması durumunda toplam 25 adet kural yazılması gerekirken, kontrolör giriş sayısının üçe çıkarılması ile beraber kural sayısı da 125 olacaktır. Kontrolör tasarımında karşılaşılabilecek bu iki önemli olumsuzluktan kurtulmak için Şekil 7.5' de verilen kontrolör yapısı oluşturulabilir.



Şekil 7.5 Hata ve hatanın değişimi olmak üzere iki adet girişe ve iki ayrı kural tabanına sahip bulanık kontrolöre ait blok gösterimi

Şekil 7.5' den de görüldüğü üzere iki ayrı kural tabanına sahip bulanık PD ve bulanık PI tipi kontrolörlerin birleştirilmesi ile yeni bir bulanık kontrolör elde edilmektedir. Kontrolörlerin girişlerinde hata ve hatanın değişimi alınarak girişte hatanın integralini takip etme durumu ortadan kaldırıldığı gibi bulanık mantık kontrolörün de oluşturulacak kural sayısı da, yine her bir girişe ait beş dilsel değişken kullanılması durumunda bulanık PD tip kontrolör için 25 ve bulanık PI tip kontrolör için 25 olmak üzere toplamda 50' ye indirilmektedir. Ancak bu yapıdan daha kullanışlı başka bir kontrolör yapısı Şekil 7.6' da görülmektedir.



Şekil 7.6 Bulanık PID tipi kontrolöre ait blok gösterimi

Şekil 7.6' dan da görüldüğü gibi önce bir bulanık PD tipi kontrolör, daha sonra kontrolör çıkışının integrali alınarak ve β katsayısı ile çarpılarak bir bulanık PI tipi kontrolör oluşturulmakta ve bu kontrolör elde edilen bulanık PD tipi kontrolörün α değeri ile çarpımı ile toplanarak yeni bir bulanık kontrolör yapısı oluşturulmaktadır. Elde edilen kontrol işareti

$$u = \alpha A + \beta A t + \alpha K_e p + \beta K_{de} D e + \beta K_e P \int e dt + \alpha K_e D e \quad (7.4)$$

şeklindedir (Qiao ve Mizumoto, 1996).

Kontrol işaretine bakıldığında, tasarlanan kontrolörün parametresi zamanla değişen PID kontrolörü gibi davrandığı görülmektedir. Bu tip kontrolörlere bulanık PID tipi kontrolörler adı verilir. Kontrolör yapısına bakıldığında aslında bulanık PD ve PI tipi kontrolörlerin paralel olarak bağlanmasıyla bulanık PID tipi kontrolör elde edilmektedir.

Bura da K_e ve K_{de} 'ye giriş ölçekleme faktörleri, α ve β 'ya ise çıkış ölçekleme faktörleri adı verilmektedir. Bu tip kontrolörde, kontrolör girişleri hata ve hatanın değişimi alınmakta böylece Şekil 7.4 ve Şekil 7.5' te verilen kontrolör tiplerine nazaran daha az sayıda bulanık kurala sahip olunmaktadır. Örneğin her bir girişe ait beş adet dilsel değişken tanımlanması durumunda toplam 25 adet kural yazılması gerekmektedir. Ancak burada dikkat edilmesi gereken önemli bir nokta, Şekil 7.5' te verilen kontrolör tipiyle karşılaştırıldığında, bu kontrolör daha az sayıda ölçekleme faktörüne sahiptir. Dolayısıyla burada ölçekleme faktörlerinin ayarlanması daha büyük bir önem taşımaktadır. Bundan sonraki bölümlerde elde edilen model için tasarlanan bulanık PID tipi kontrolörlerde Şekil 7.6' da verilen kontrolör yapısı kullanılacaktır.

Burada Bulanık Mantık Denetim' de Mamdani metodu kullanılmıştır. Her bir eklem için, Bulanık Mantık Denetim iki giriş ve bir çıkıştan oluşan bir sistemdir. Bu

bölümde bütün eklemeler için aynı kural tablosu kullanılmıştır. Kullanılan kural tablosu aşağıda verilmiştir.

Tablo 7.1 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için K_p Bulanık PID denetim kural tablosu

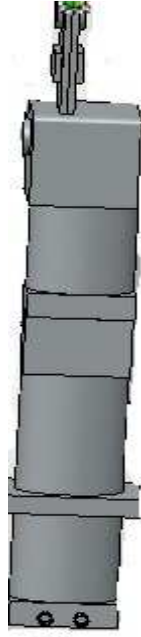
		$\dot{e}$				
K _p		NB	NS	ZE	PS	PB
e	NB	PB	PB	PB	PB	PS
	NS	PB	PB	PB	PB	PS
	ZE	PB	PB	PS	PS	PS
	PS	PS	PS	PS	PS	PS
	PB	PS	PS	ZE	ZE	ZE

Tablo 7.2 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için K_d Bulanık PID denetim kural tablosu

		$\dot{e}$				
K _d		NB	NS	ZE	PS	PB
e	NB	ZE	ZE	PS	PS	PB
	NS	ZE	ZE	ZE	ZE	PS
	ZE	ZE	ZE	ZE	PS	PB
	PS	PS	PS	PS	PB	ZE
	PB	ZE	ZE	ZE	PS	PB

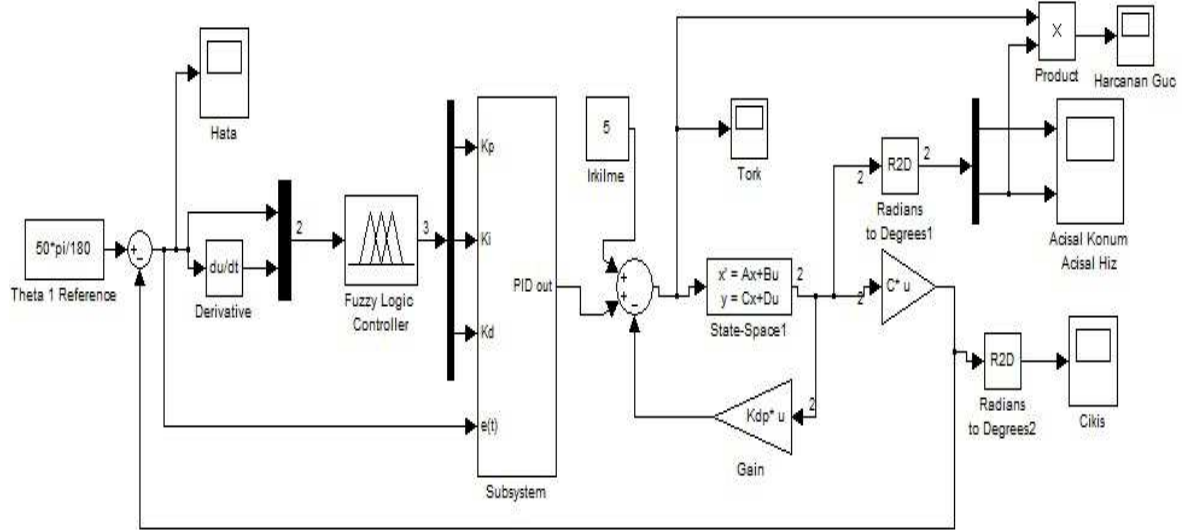
Tablo 7.3 Eklem1, Eklem2 ve Eklem3 için K_i Bulanık PID denetim kural tablosu

		$\dot{e}$				
K_i		NB	NS	ZE	PS	PB
e	NB	PB	PB	PS	PS	PS
	NS	PB	PB	PB	PS	PS
	ZE	PS	PS	ZE	ZE	ZE
	PS	PS	PS	PS	ZE	ZE
	PB	PS	ZE	ZE	ZE	ZE

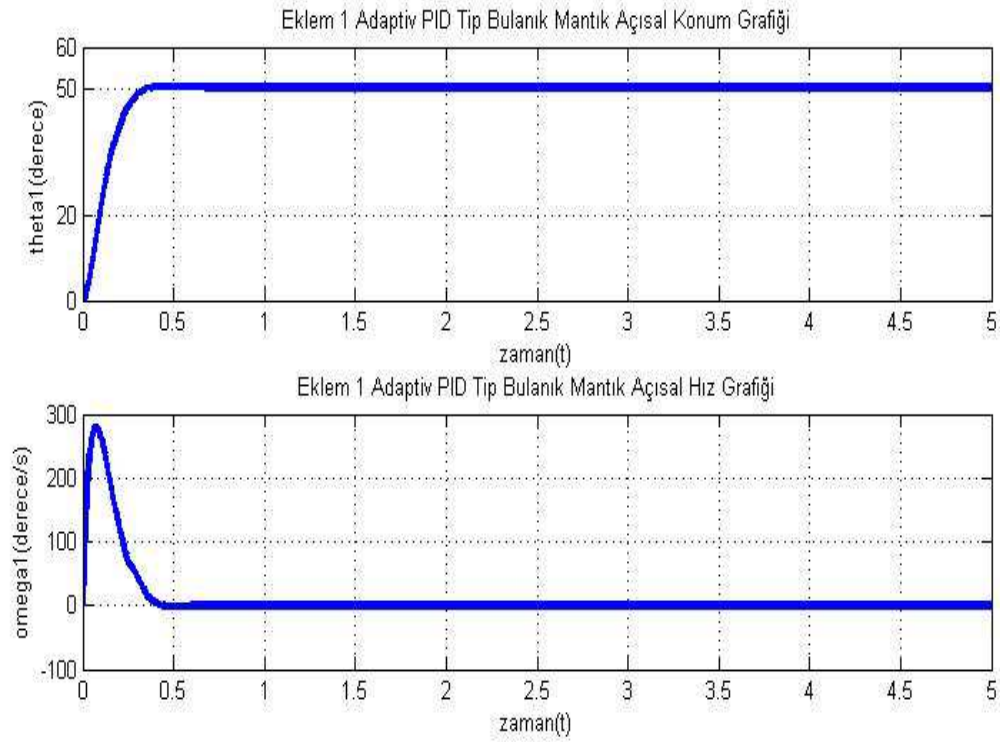


Eklem 1

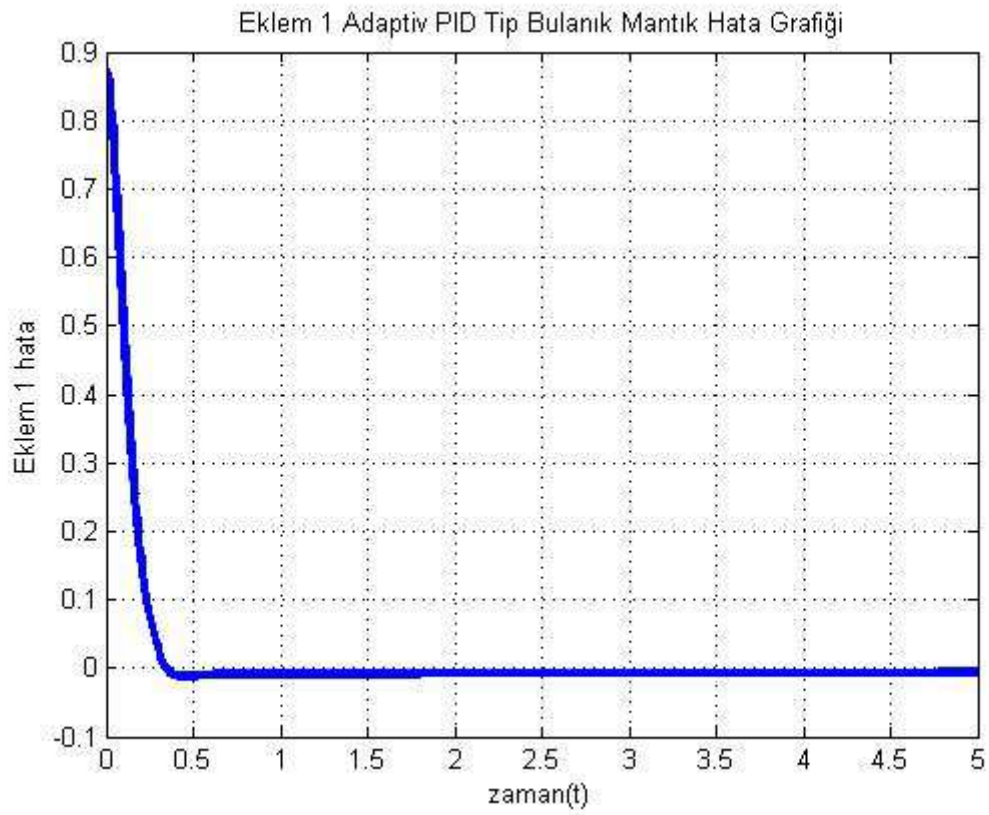
Şekil 7.7 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli



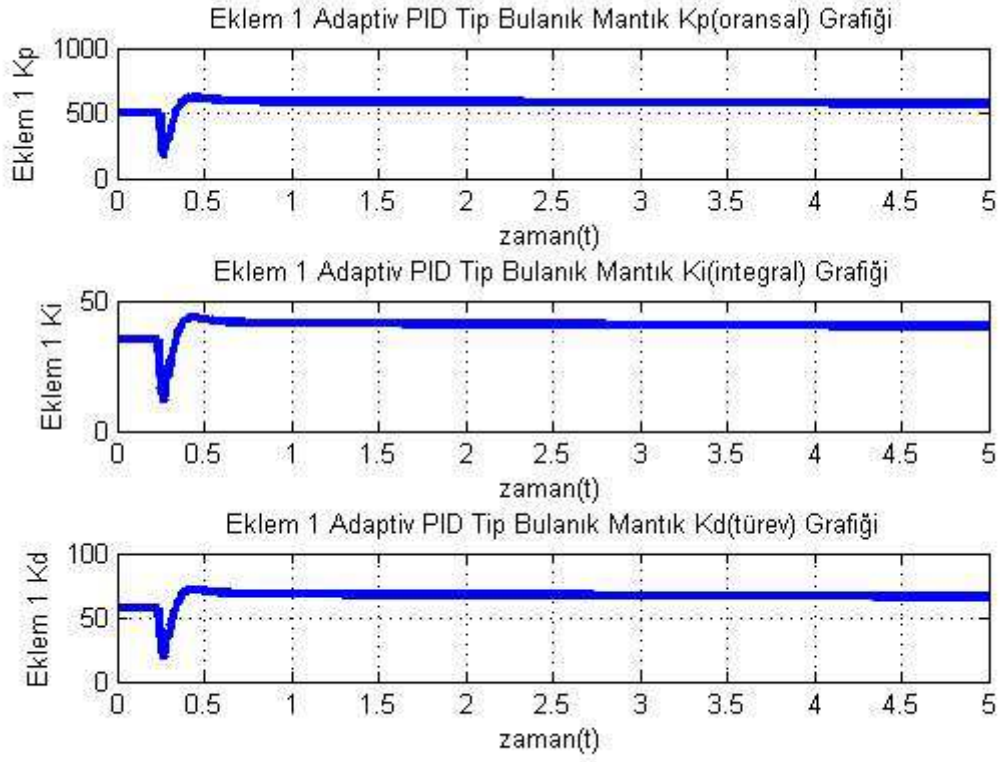
Şekil 7.8 Eklem 1 için Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Blok diyagramı



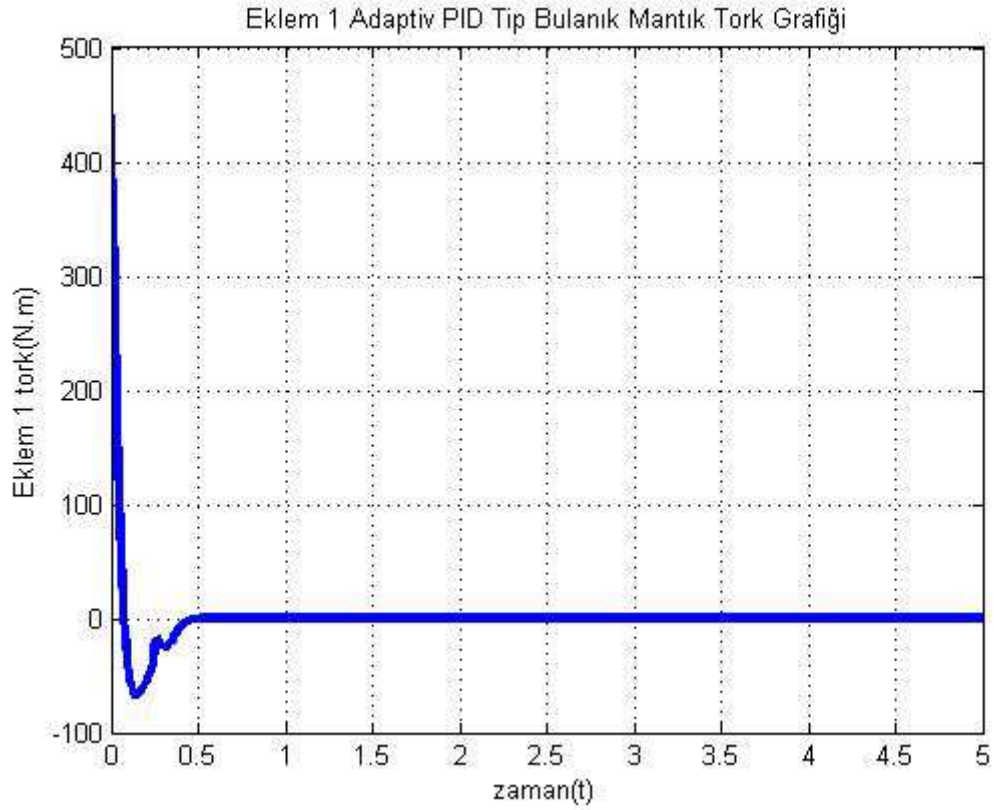
Şekil 7.9 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız



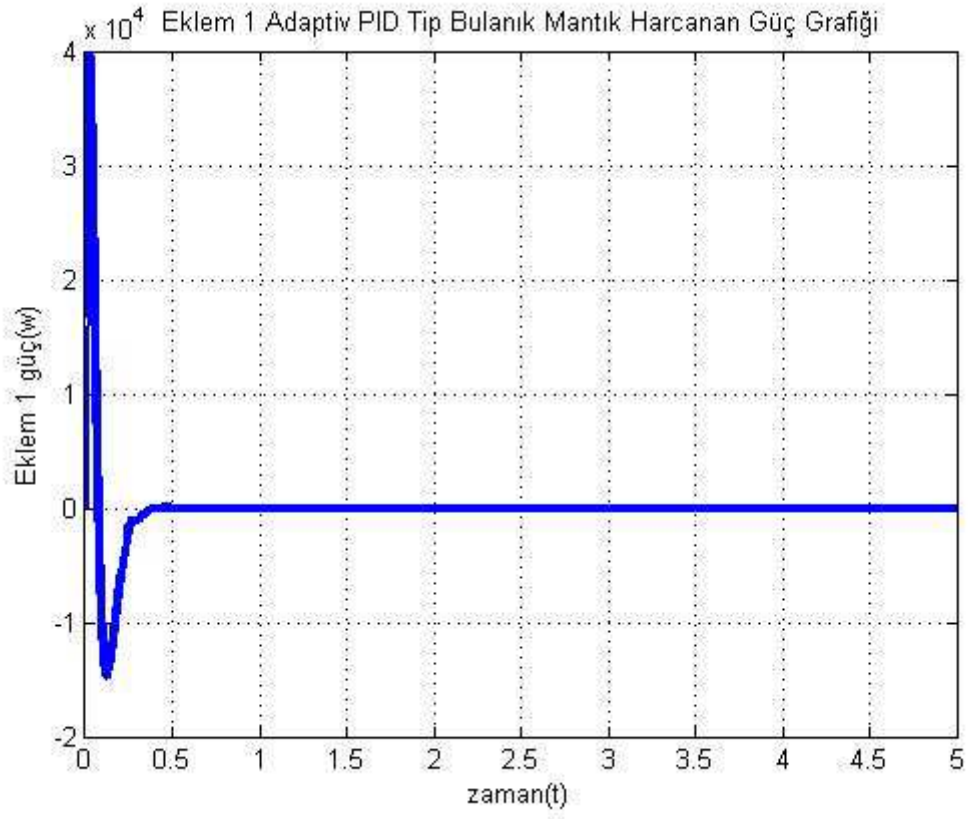
Şekil 7.10 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata



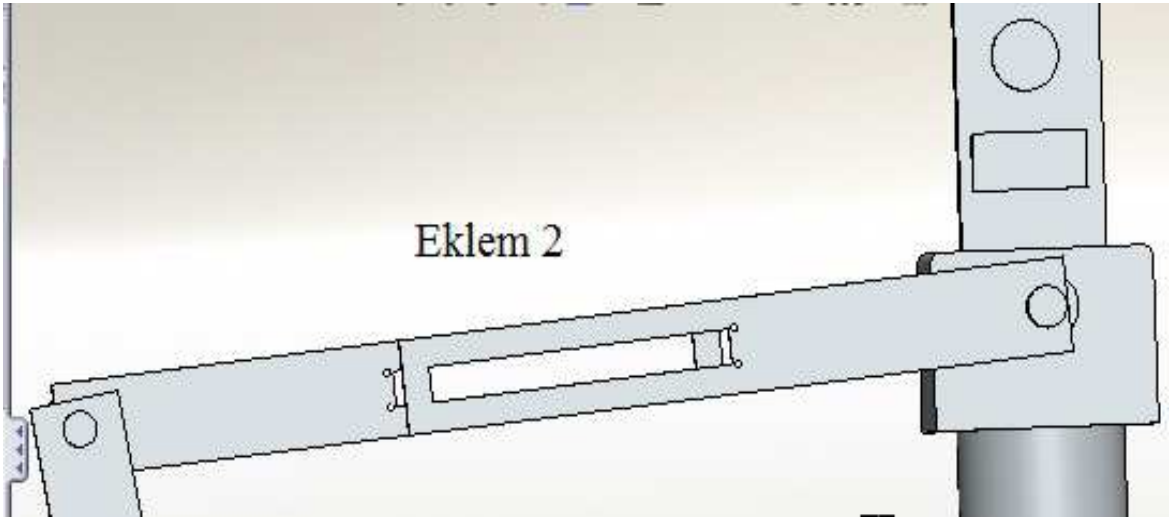
Şekil 7.11 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık PID Katsayıları



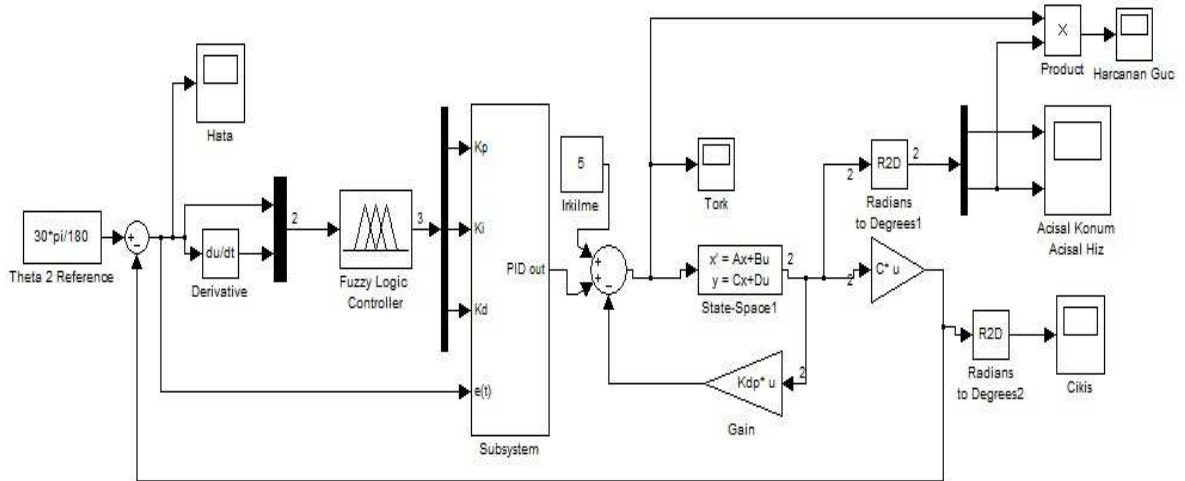
Şekil 7.12 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)



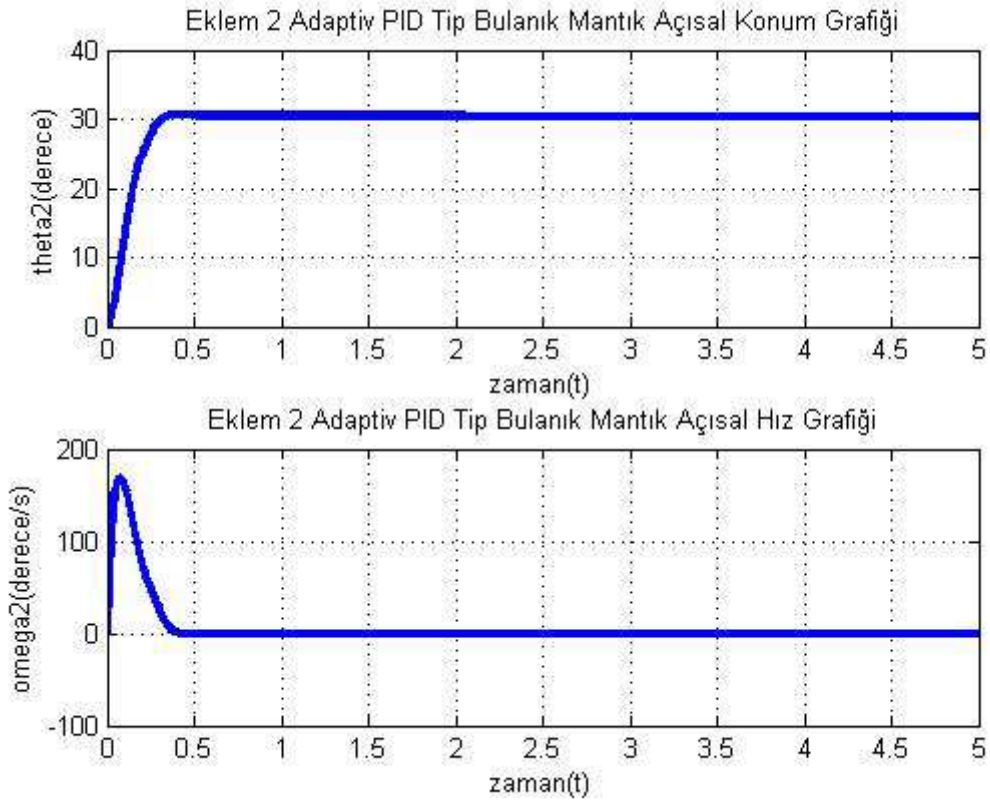
Şekil 7.13 Eklem 1 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)



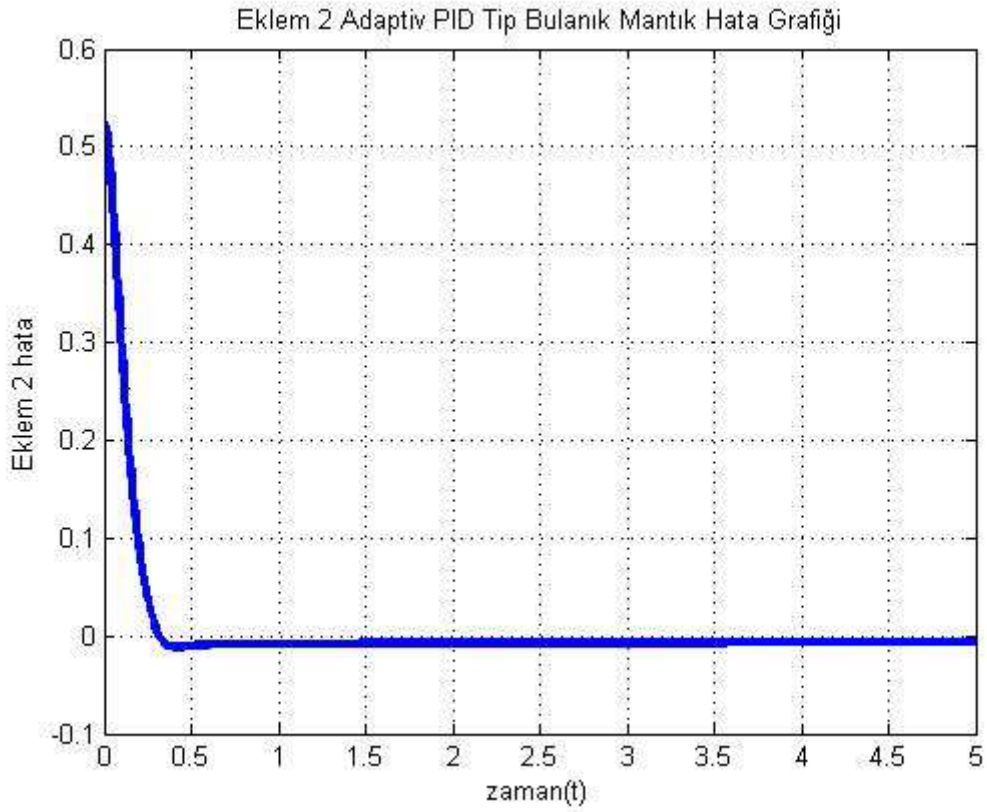
Şekil 7.14 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli



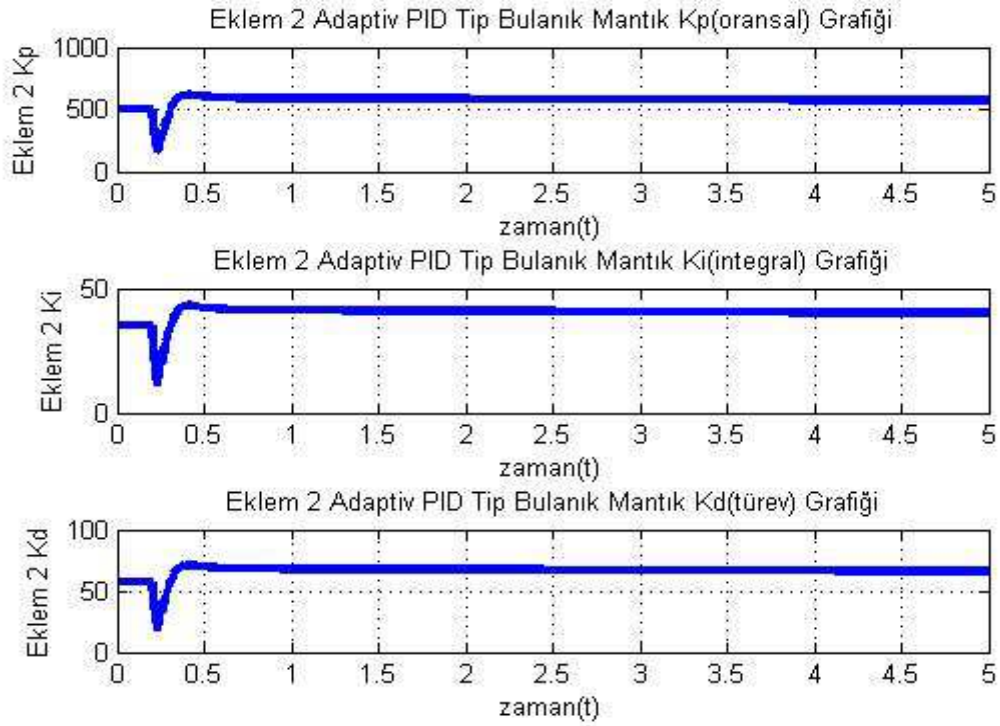
Şekil 7.15 Eklem 2 için Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Blok diyagramı



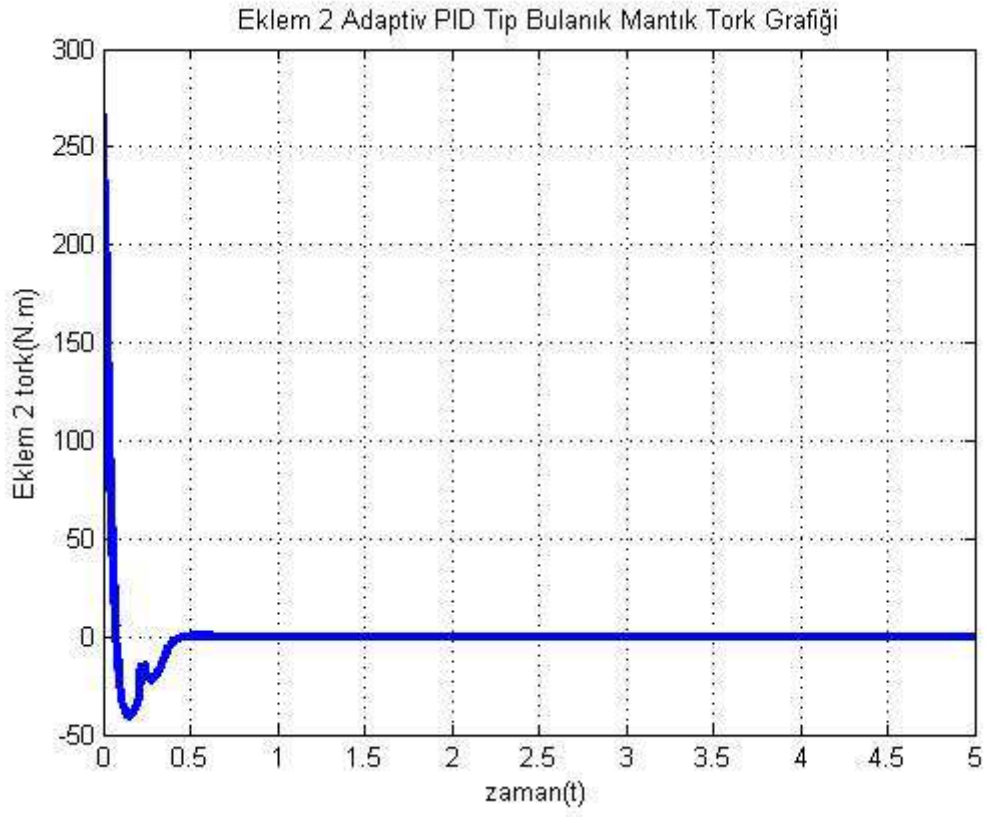
Şekil 7.16 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız



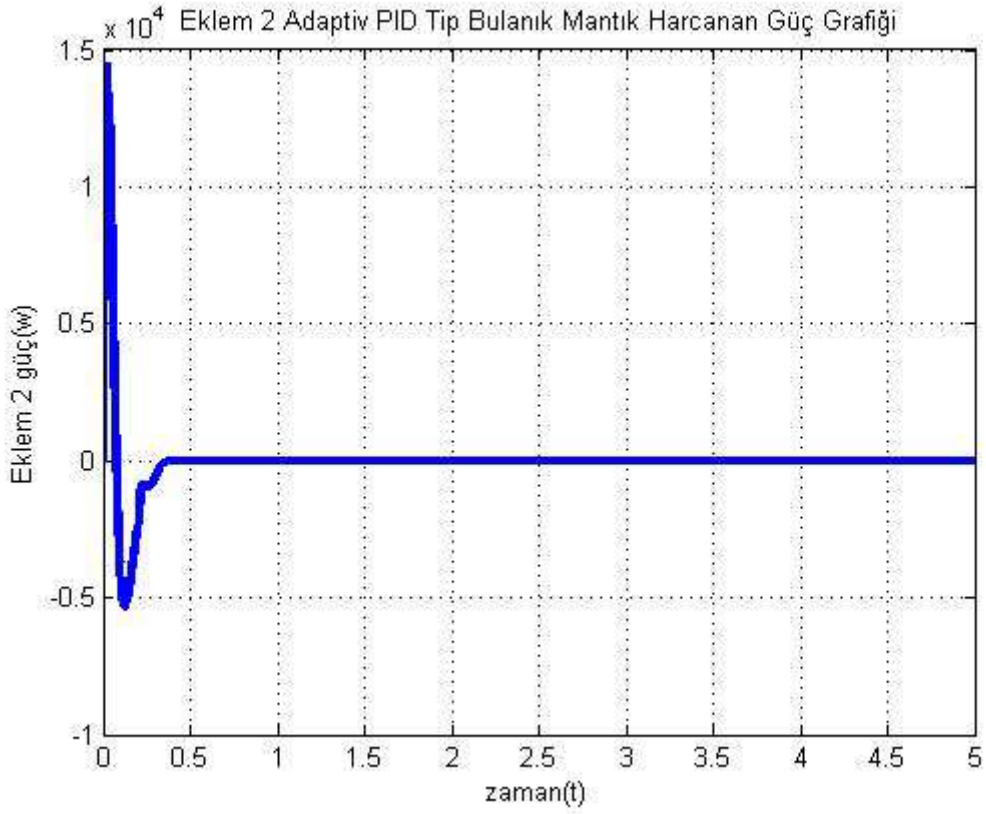
Şekil 7.17 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata



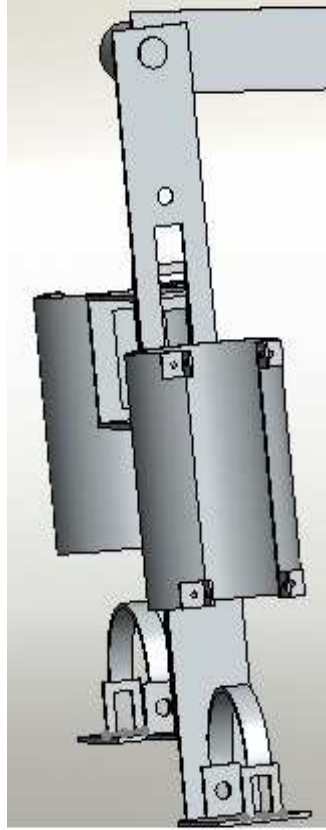
Şekil 7.18 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık PID Katsayıları



Şekil 7.19 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)

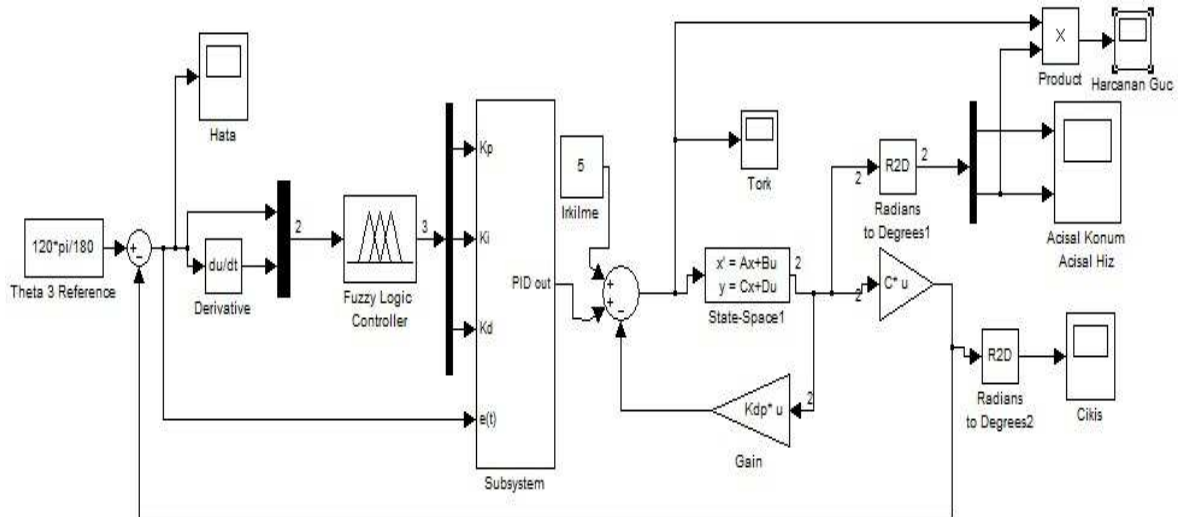


Şekil 7.20 Eklem 2 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)

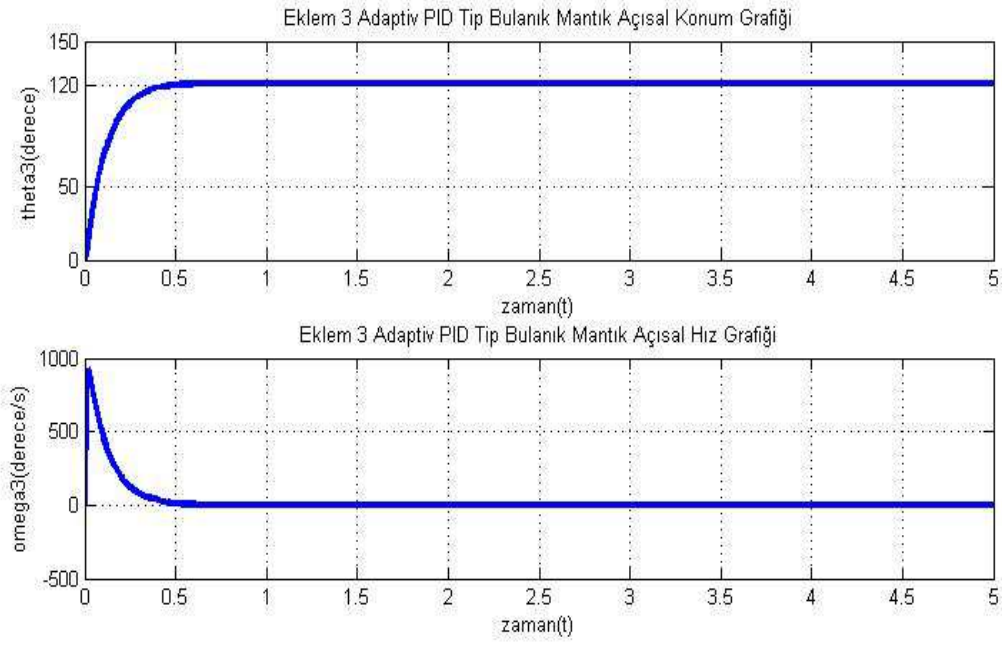


Eklem 3

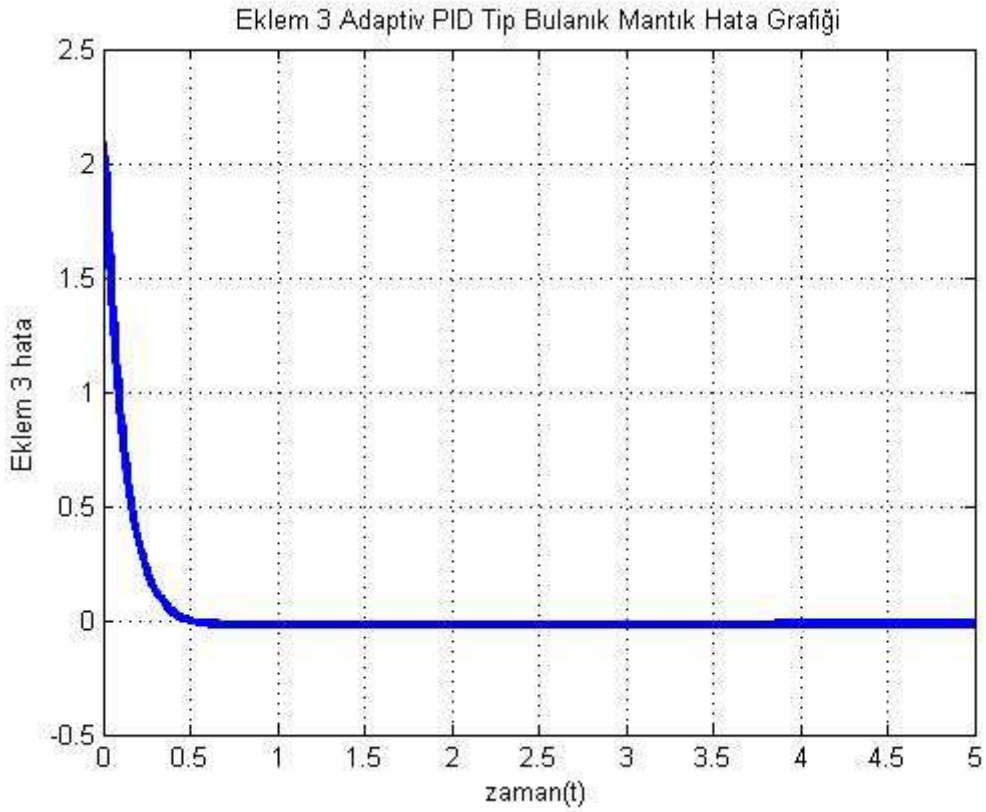
Şekil 7.21 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli



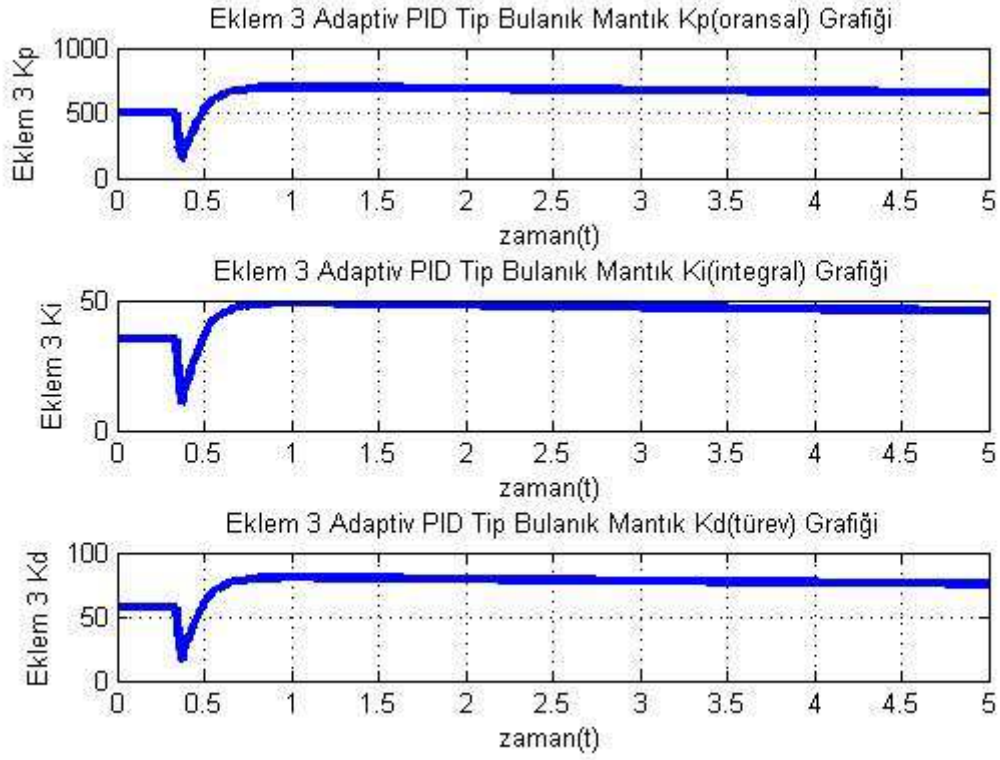
Şekil 7.22 Eklem 3 için Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Blok diyagramı



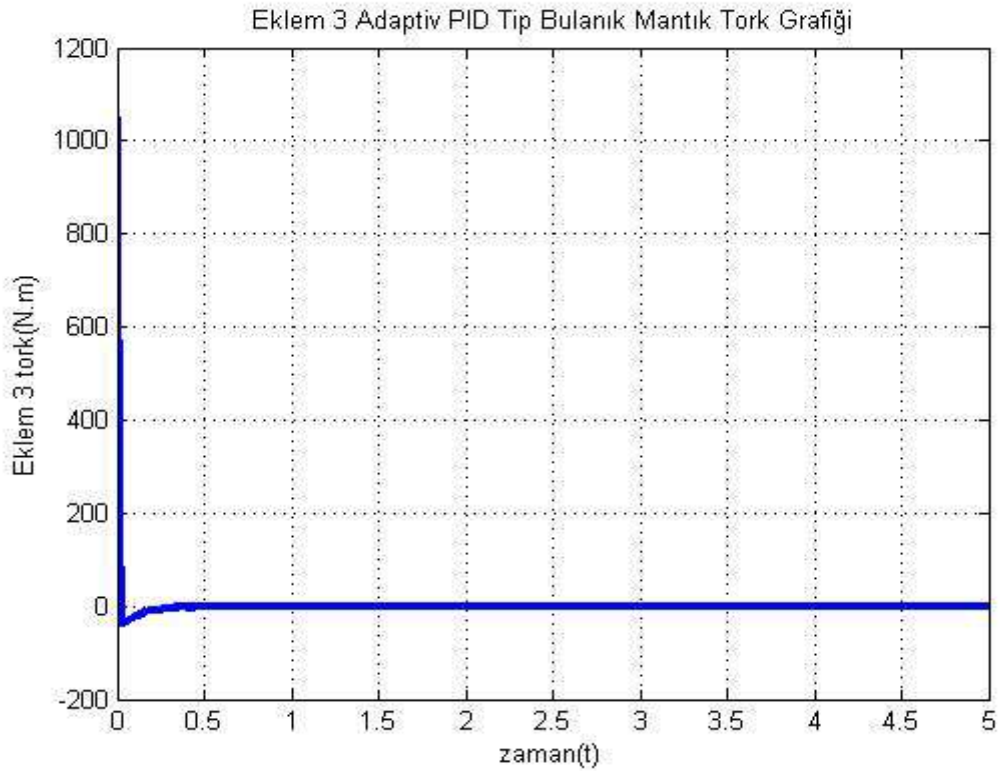
Şekil 7.23 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısıl Konum – Açısıl Hız



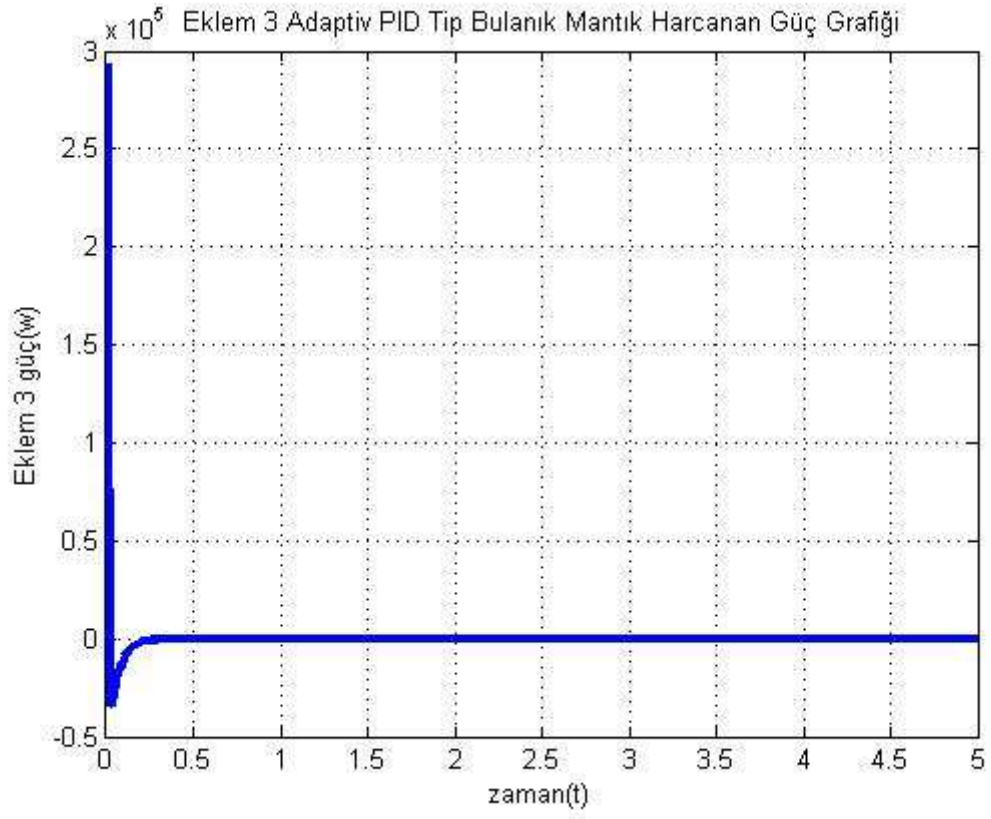
Şekil 7.24 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata



Şekil 7.25 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık PID Katsayıları



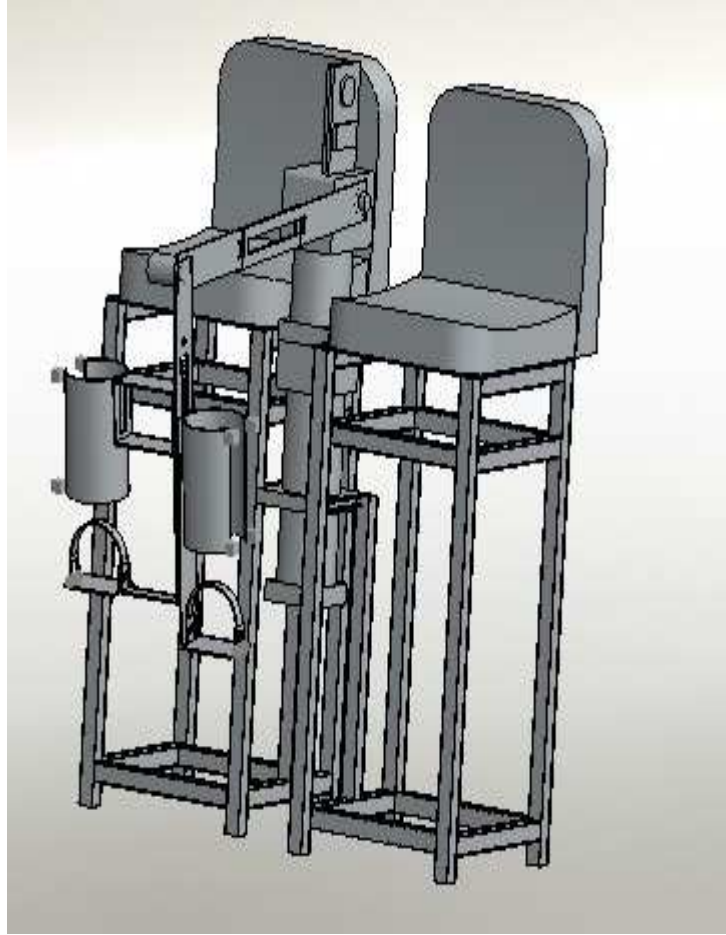
Şekil 7.26 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)



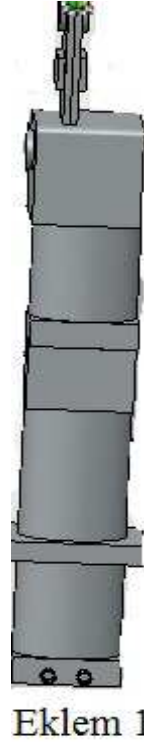
Şekil 7.27 Eklem 3 Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)

8. UYGULANAN DENETİM ALGORİTMANIN KARŞILAŞTIRILMASI

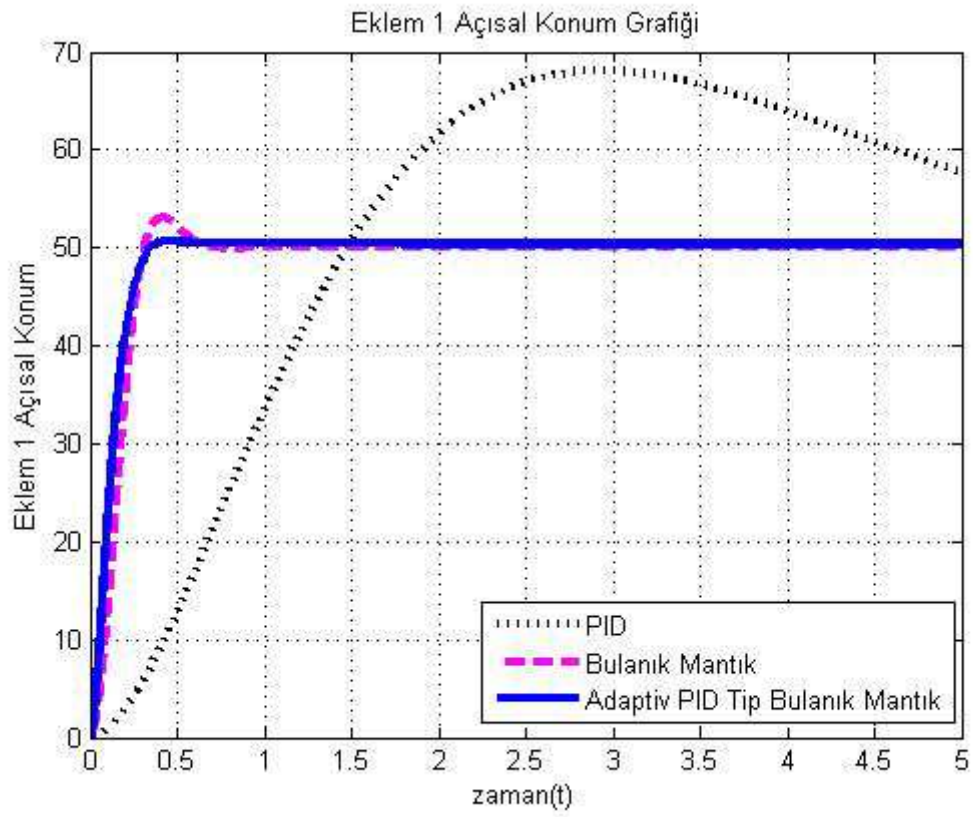
Bu bölümde fizyoterapi robot da uygulanan kontrol yöntemlerinin hangisinin tercih edilmesi gerektiğini seçebilmemiz için karşılaştırma grafikleri yer almaktadır.



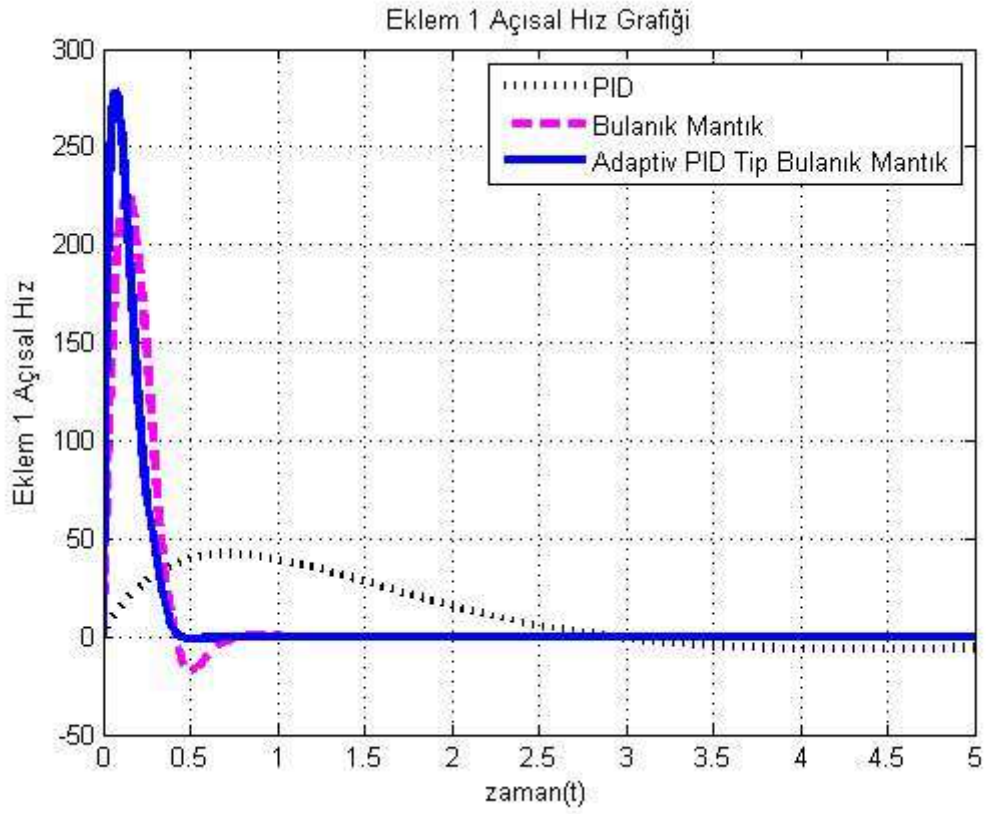
Şekil 8.1 Fizyoterapi robotun Üç boyutlu katı modeli



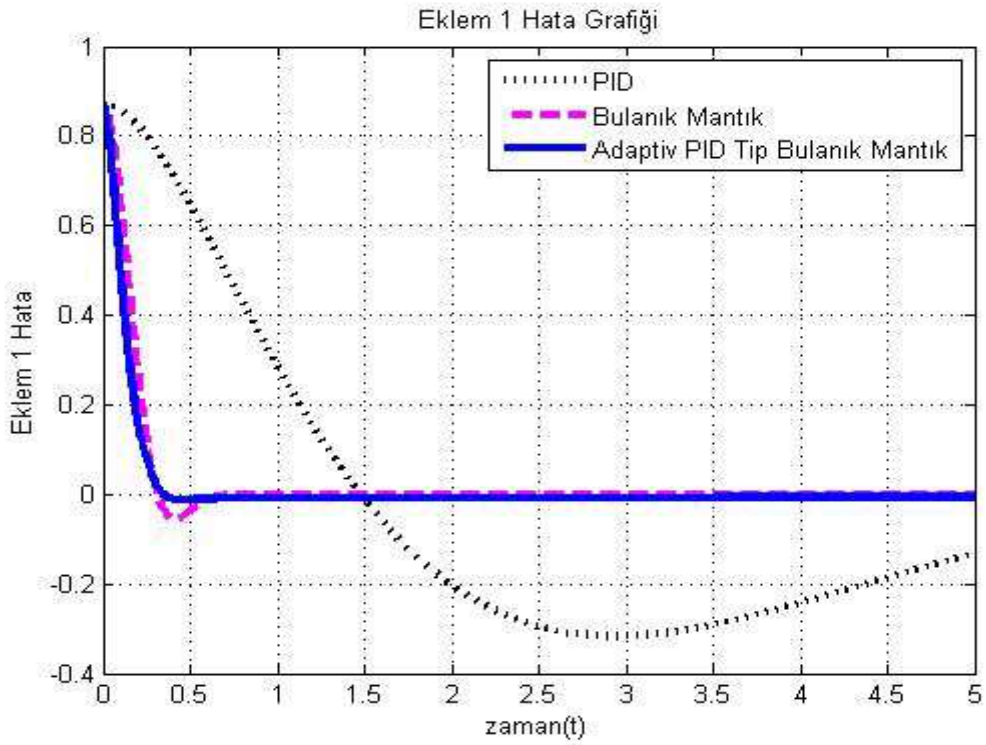
Şekil 8.2 Eklem 1 Üç boyutlu katı modeli



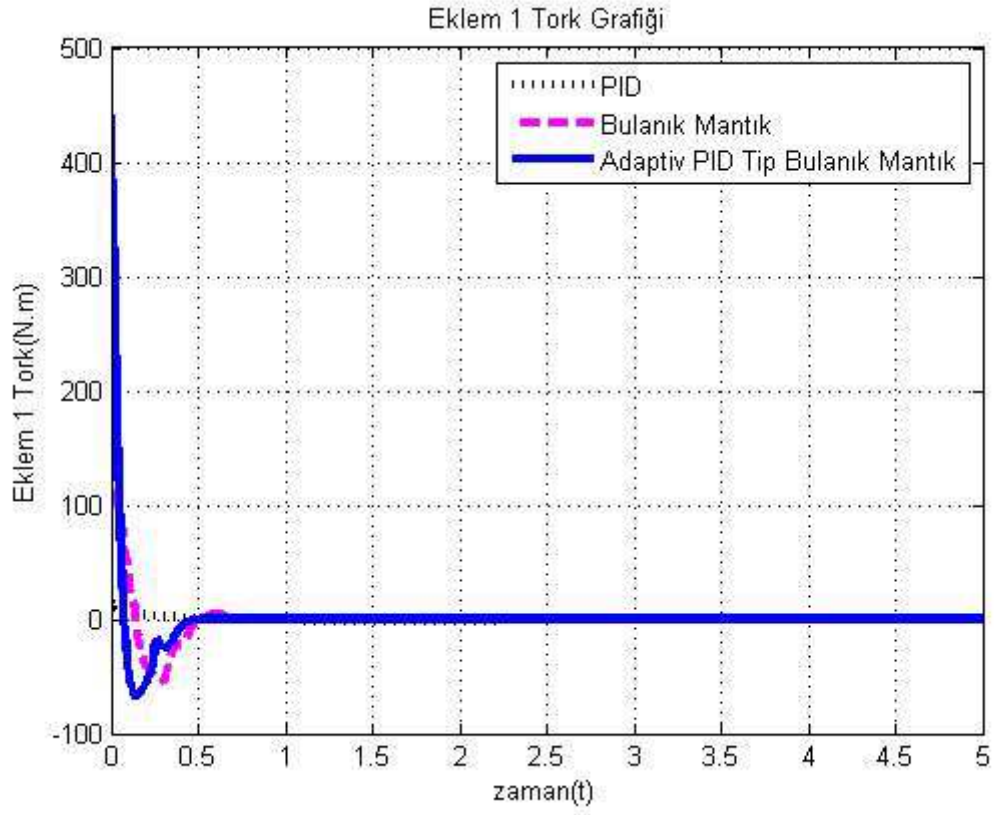
Şekil 8.3 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısal Konum



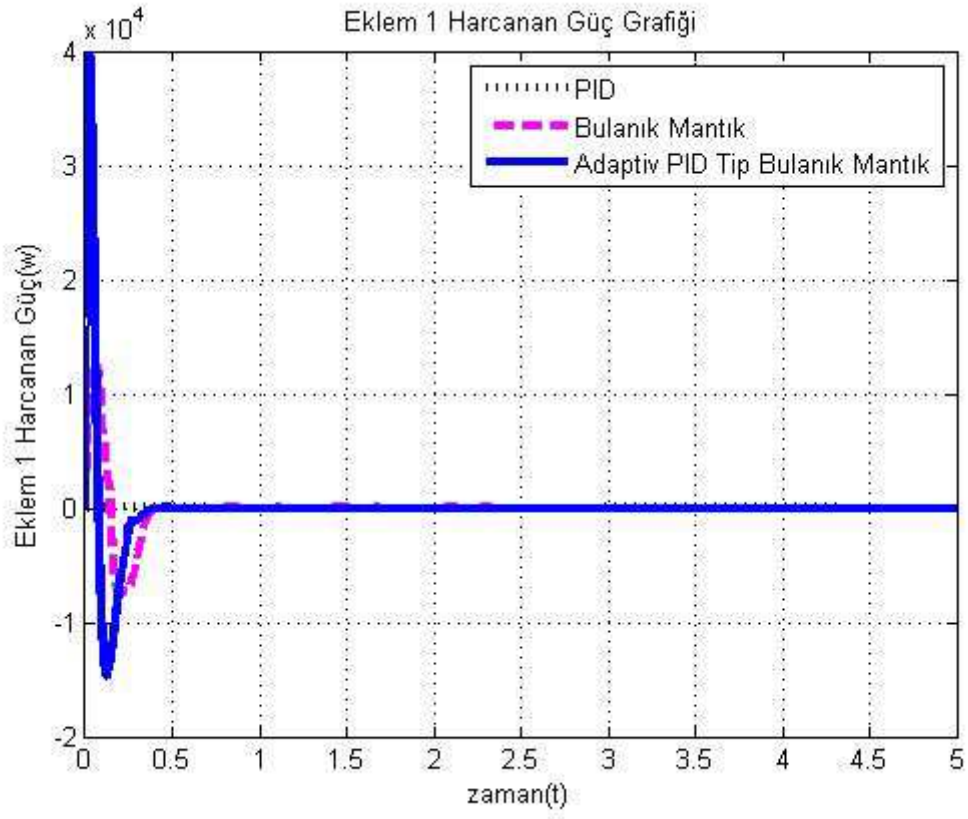
Şekil 8.4 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısal Hız



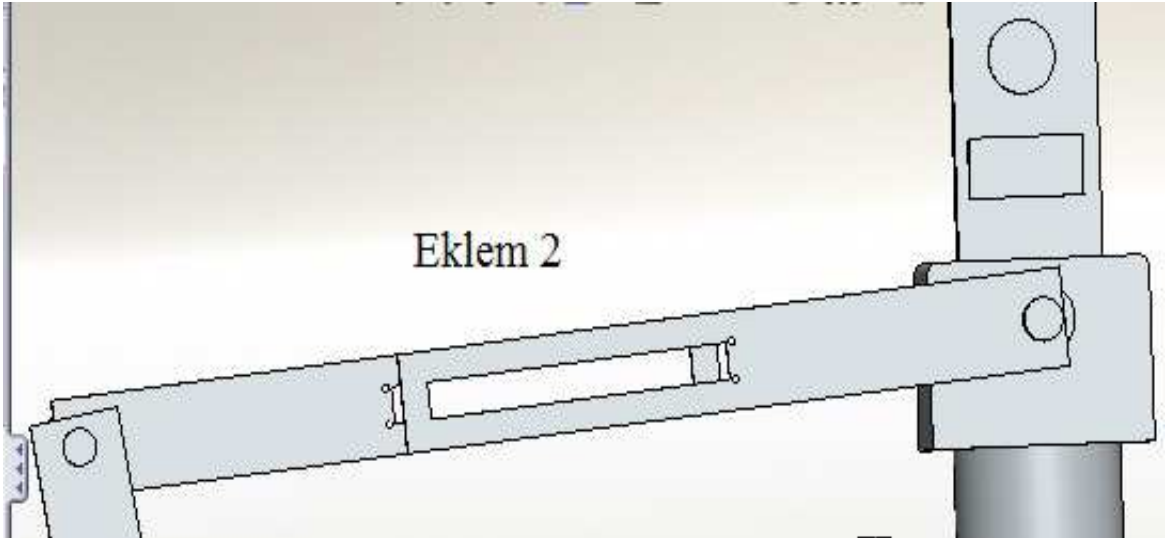
Şekil 8.5 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata



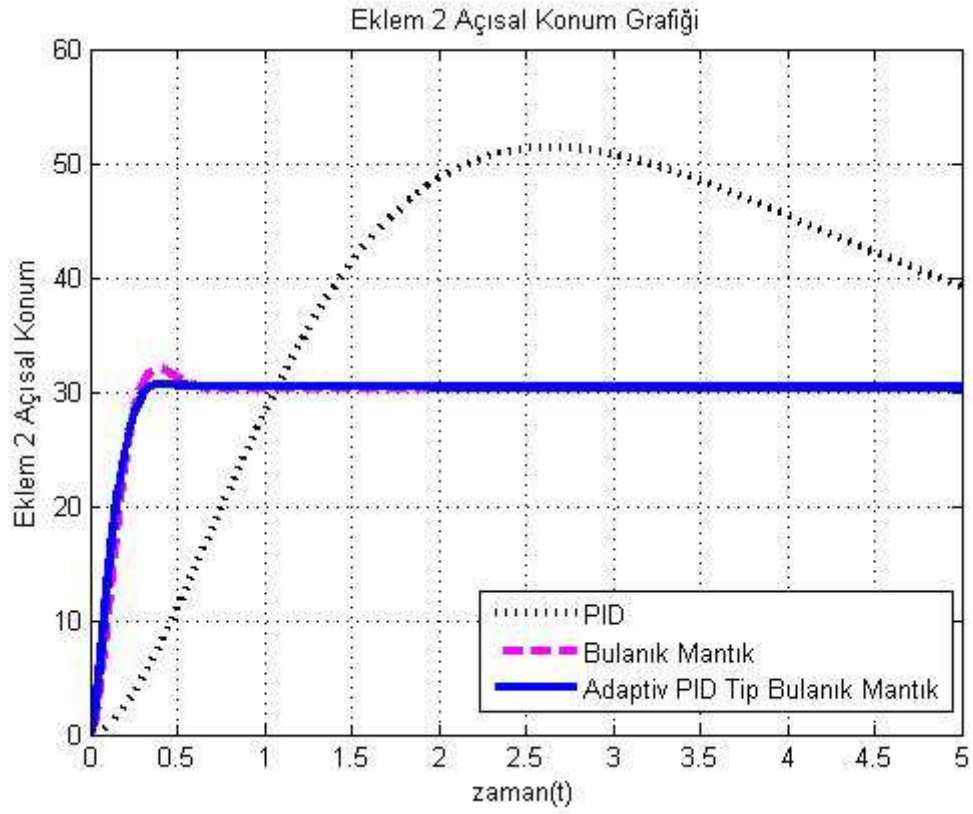
Şekil 8.6 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)



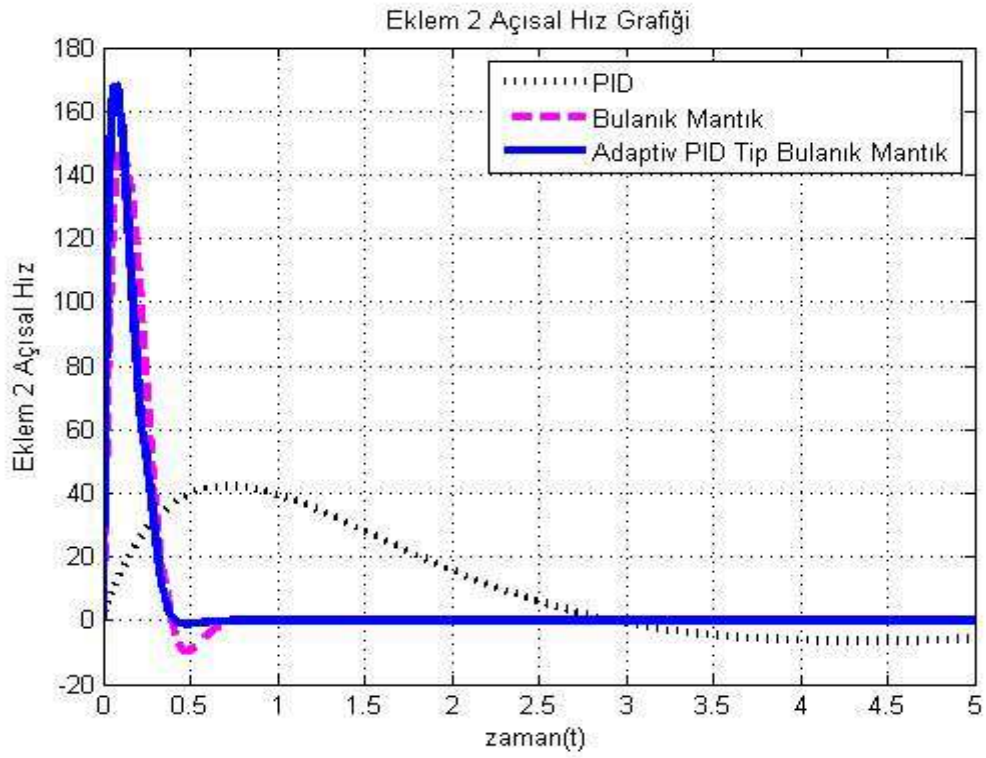
Şekil 8.7 Eklem 1 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)



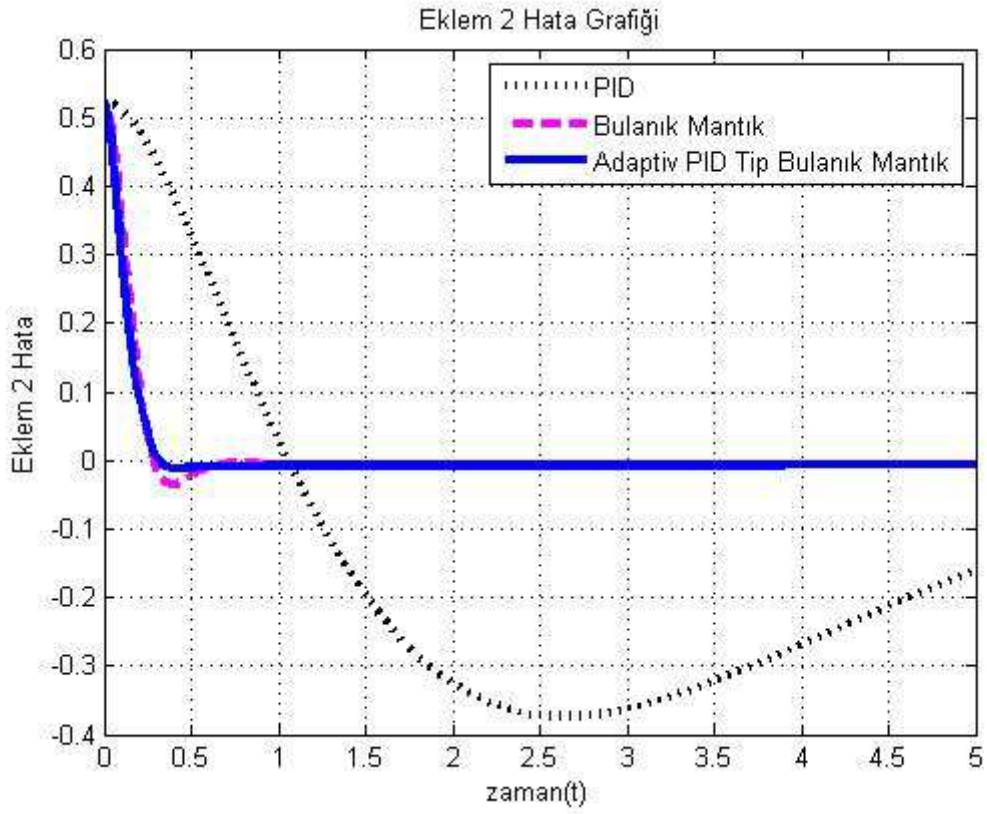
Şekil 8.8 Eklem 2 Üç boyutlu katı modeli



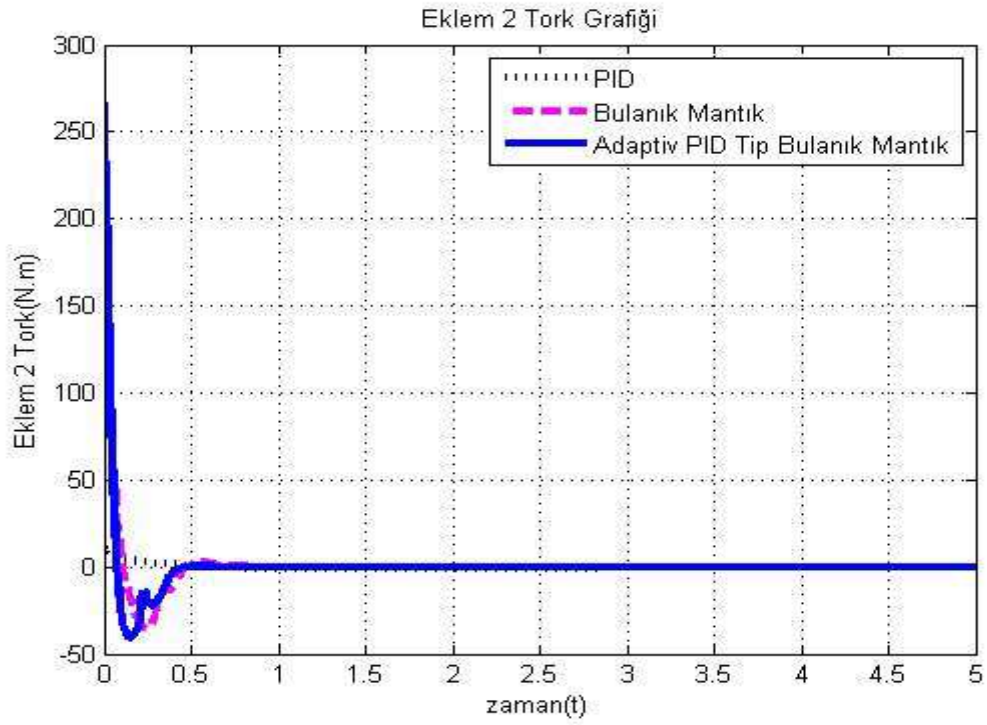
Şekil 8.9 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısal Konum



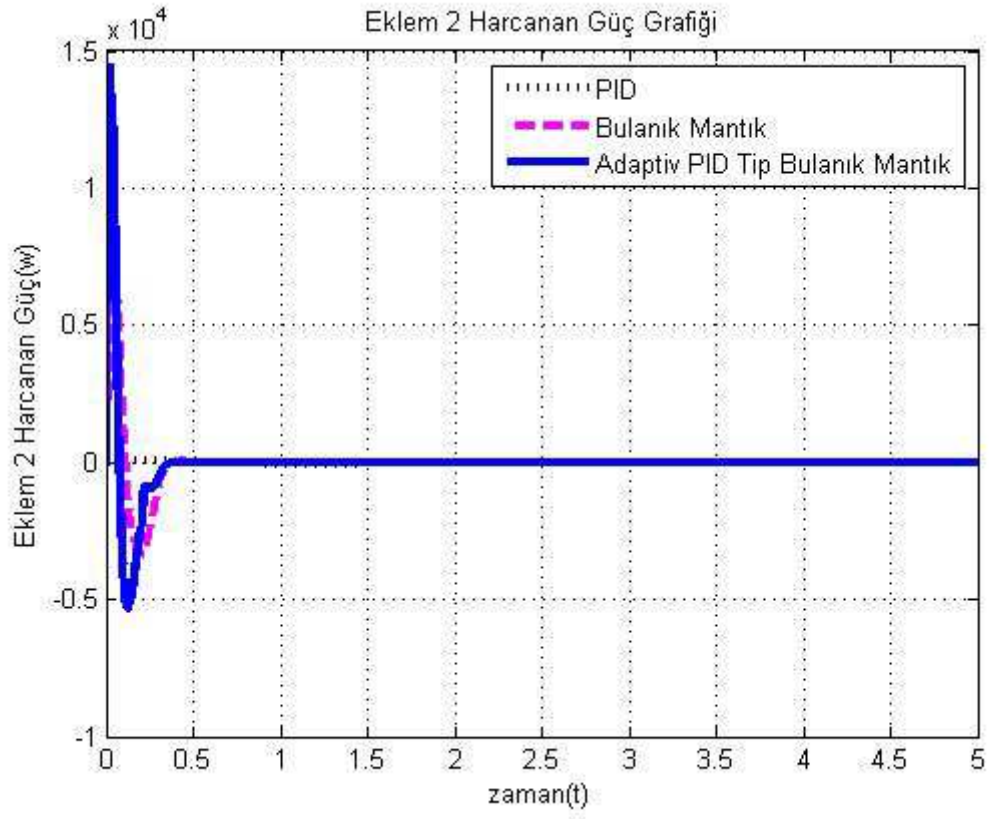
Şekil 8.10 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısal Hız



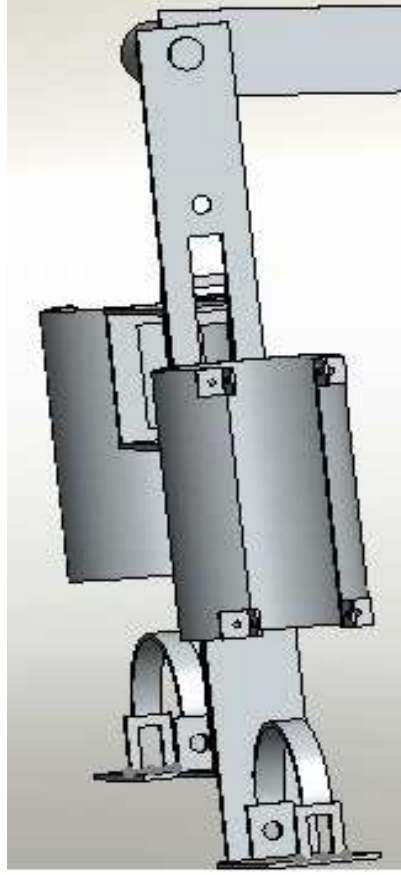
Şekil 8.11 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata



Şekil 8.12 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)

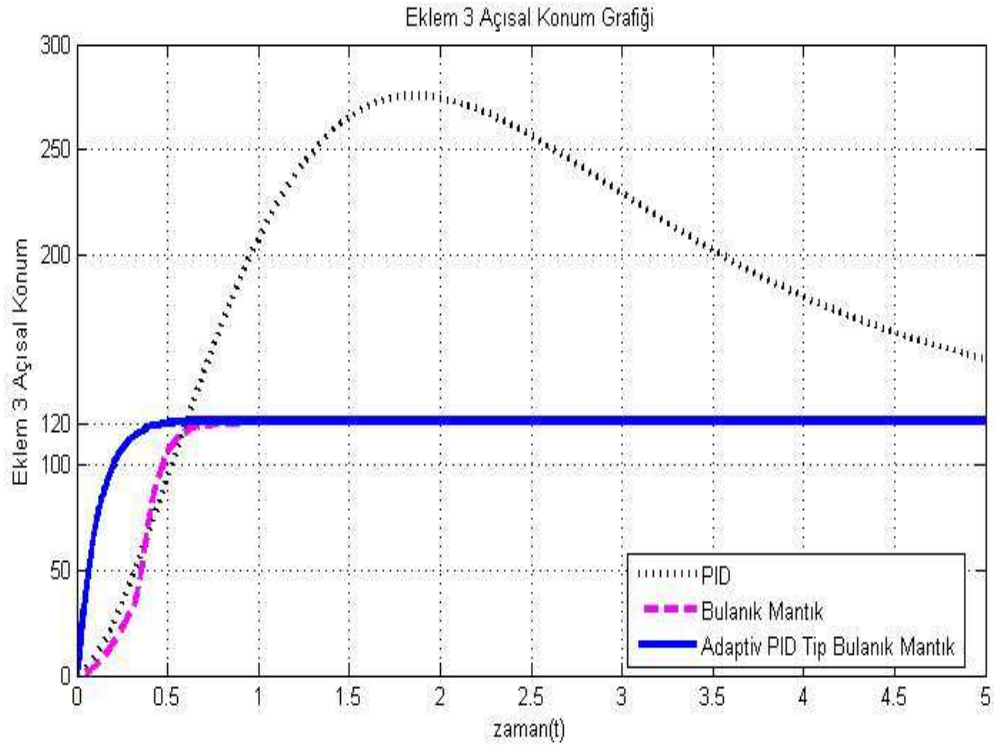


Şekil 8.13 Eklem 2 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)

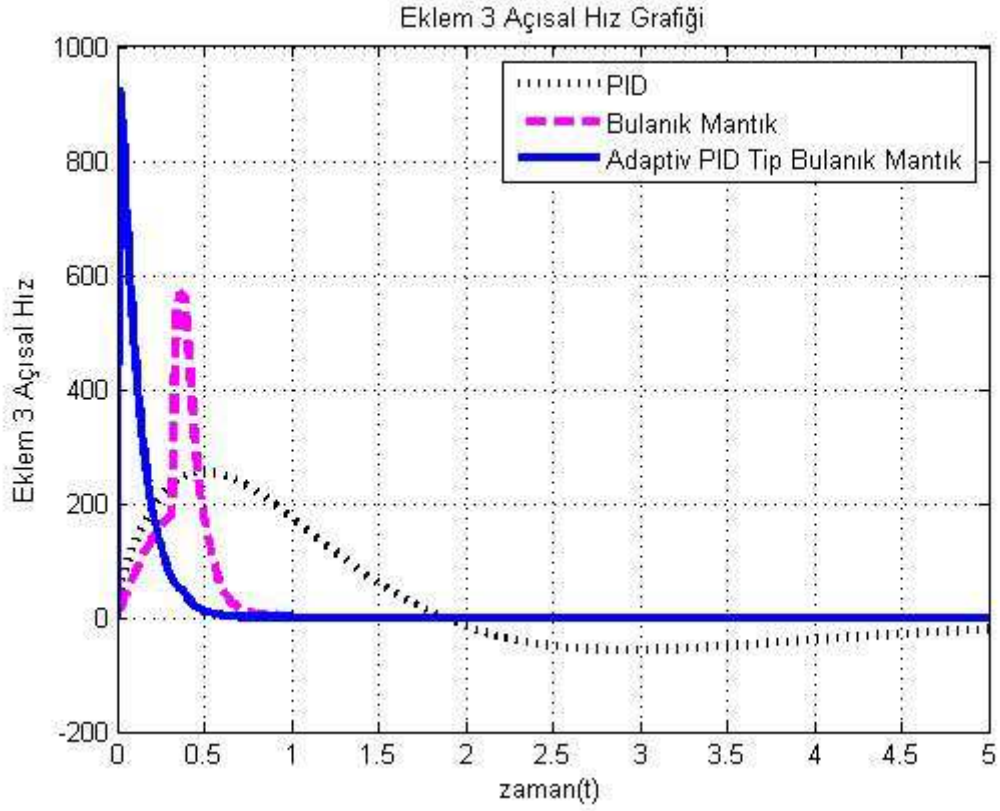


Eklem 3

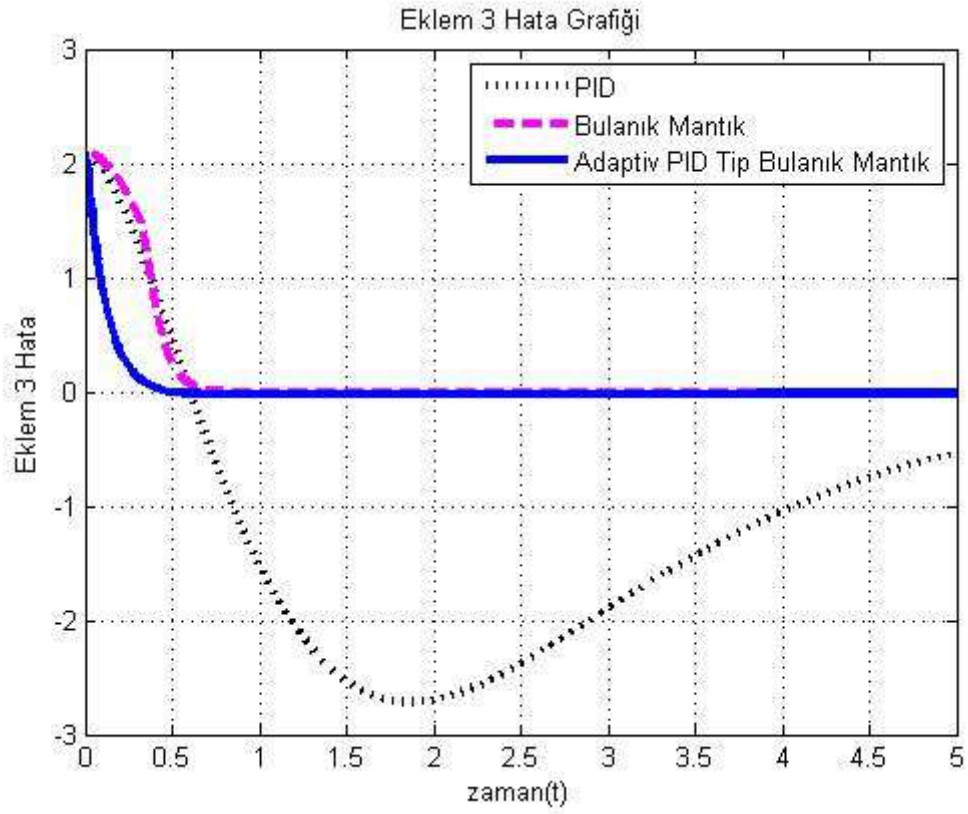
Şekil 8.14 Eklem 3 Üç boyutlu katı modeli



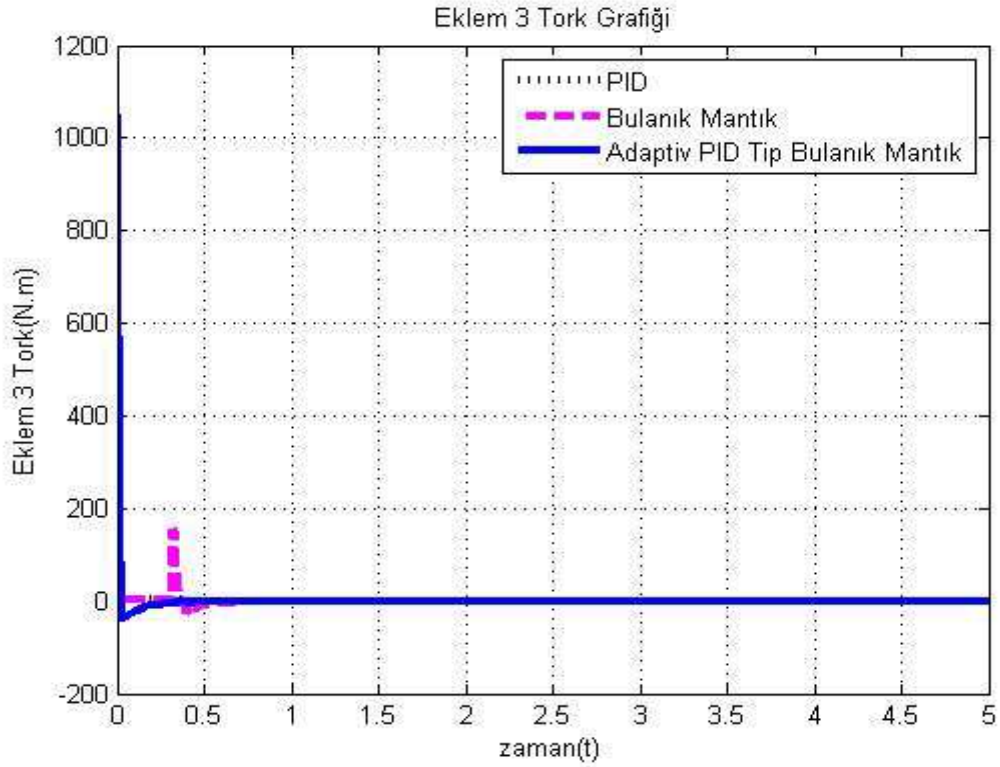
Şekil 8.15 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısal Konum



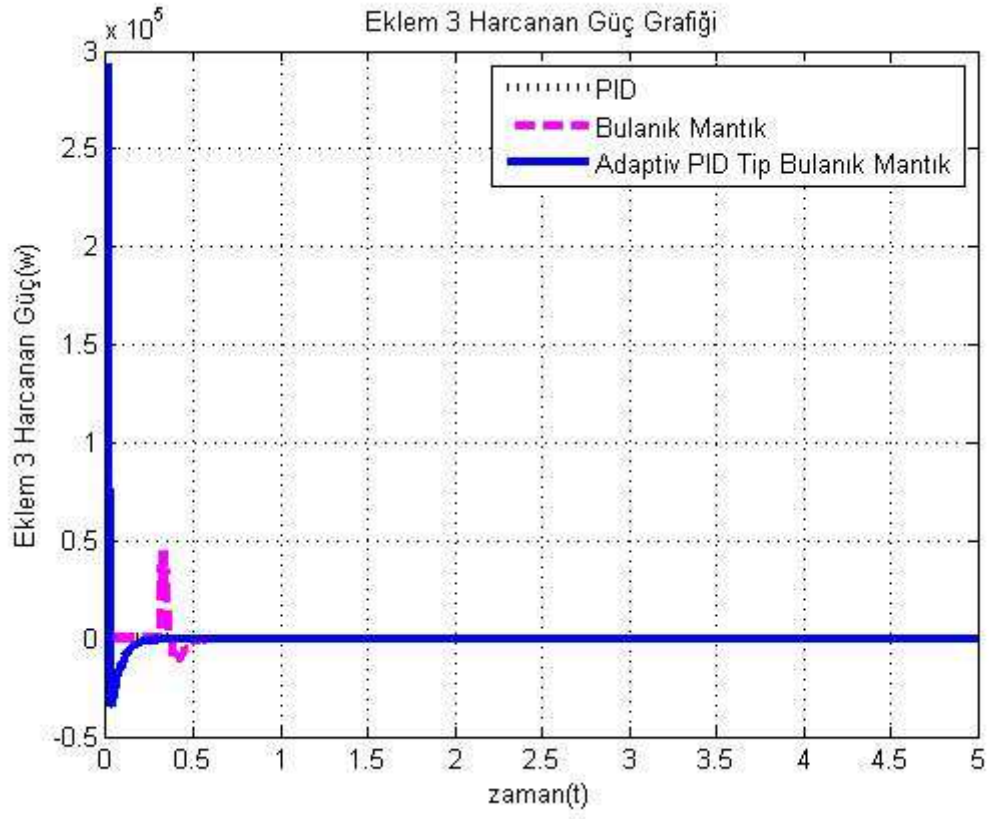
Şekil 8.16 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Açısal Hız



Şekil 8.17 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Hata



Şekil 8.18 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Tork (Nm)



Şekil 8.19 Eklem 3 PID, Bulanık Mantık ve Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Harcanan Güç (watt)

9. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

9.1 Sonuçlar

Bu tezde yapılan çalışmalarda bir fizyoterapi robot tasarlanmış ve tasarım için gerekli olan analiz ve denetim sistemleri uygulanmıştır. Pasif hareket robotu olarak tasarlanan bu sistem literatürde bulunan tüm pasif sistemlere göre hem hareket hemde açılabilirliği çok daha fazla olacak şekilde tasarlanmıştır.

Bu tezdeki çalışmada PID denetimin yanı sıra Bulanık Mantık ve Adaptive PID Tip Bulanık Mantık denetimlerinde uygulanmıştır. Ve görülmüştür ki Adaptive PID Tip Bulanık Mantık Denetimi en iyi denetim sistemidir. Çünkü PID denetim bozucu etkiyi elemine edemeyip sistemi kararsız hale getirmiştir. Bu sebeple Adaptiv PID Tip Bulanık Mantık Denetiminin en kullanışlı denetim olduğu görülmüştür.

9.2 Öneriler

Yapılan literatür taraması ve araştırmalar sonucu alt uzuvların rehabilitasyonuna yönelik robot çalışmalarına rastlanmıştır. Örneğin (Okada, Sakaki ve diğ., 2000) therapeutic Exercises Machine (TEM) adı verilen bu robot çalışmasından Fizyoterapi Robot kontrol, egzersiz türleri ve mekanizma açısından daha fazla özelliğe sahiptir.

Robotun çeşitliliği çalışma aralığını genişleterek farklı modellerinin türetilmesi ve daha fazla link eklenerek daha fazla eklem hareketi kabiliyeti kazandırılması şüphesizki bu çalışmayı daha ileri boyutlara taşıyacaktır.

KAYNAKLAR

- 1-19 Akdoğan E, 2007 Rehabilitasyon Amaçlı Bir Robot Manipülatörünün Tasarımı, Üretimi ve Zeki Kontrolü, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- 20- Aisen, ML. Krebs, H.I., Hogan, N.:" The Effect Of Robot Assisted Therapy And Rehabilitative Training On Motor Recovery Following Stroke", *Archives of Neurology*, Vol: 54, (1997) 443-446.
- 21- Arslan Y.Z., Adli M.A., Akan A.: "Investigation of the relationship between EMG signals and the forces applied to human arms", *Proceedings of the 4th International Conference on Electrical And Electronics Engineering-ELECO'05*, Bursa, Turkey, (2005), 199-203.
- 22- Arslan Y.Z.: "İnsanın İki Kolunun Ortak Hareketi Esnasında Oluşan Eklem Momentlerinin Elektromyografi Sinyalleri Yardımıyla Analizi", *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye, (2005) 46-61.
- 23- Asada, H., Asari, Y.: "Direct Teaching of Tool manipulation Skills Via The Impedance Identification of Human Motions", *IEEE ICRA88*, (1988) 1269-1274.
- 24- Au, A.T.C.; Kirsch, R.F.:" EMG-Based Prediction Of Shoulder And Elbow Kinematics In Able-Bodied And Spinal Cord Injured Individuals", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Volume 8, Issue 4, (2000) 471 – 480.
- 25- Bernhardt, M.; Frey, M.; Colombo, G.; Riener, R.: "Hybrid Force-Position Control Yields Cooperative Behaviour Of The Rehabilitation Robot

- LOKOMAT”, *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR2005* (2005) 536 – 539.
- 26- Bonivento C., Davalli A., Fantuzzi C., Tarenzi S.: “Automatic Tuning Of Myoelectric Prostheses”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, VOL:35, No:3, (1998) 294-304.
- 27- Cohen, M., Flash, T.: “*Learning Impedance Parameters for Robot Control Using an Associative Search Network*”, *IEEE Trans. On Robotics and Automation*, Vol:7, (1991), 382-390.
- 28- Cole T., Tobis J. (Çeviri: Koçyiğit F., Koçyiğit H., Cüreklibatır F.): “Kas ve İskelet Sistemi Fonksiyonlarının Ölçülmesi”, *Çeviri Doküman*, 13-23.
- 29- Culmer ,P., Jackson , A., Levesley, M.C. et. al., “An Admittance Control Scheme for a Robotic Upper-Limb Stroke Rehabilitation System”, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, [Shanghai China], (2005).
- 30- Cunningham, D.E.: “Direct Drive Robot For Rehabilitation And Biomechanical Measurement”, *PhD Thesis*, University of California (1999).
- 31- Dijkers, M., Debeam, P.: “Patient and Staff Acceptance of robotic technology in occupational therapy: A Pilot study”, *Journal of Rehabilitation research and Development*, Vol:28, No:2, (1991), 33-44.
- 32- Dolan, J., Friedman, M., Nagurka, M., “Dynamic and Loaded Impedance Components in The Maintance of Human Arm Posture”, *IEEE Trans. On Systems, Man and Cybernetics*, Vol.23, No:3, (1993) 698-709.
- 33- Dutta, A., Obinata, G.: “Impedance Control of A Robotic Gripper for Cooperation with Humans, *Control Engineering Practice*, [Pergamon], 10 (2002), 379-389.

- 34- Erlandson R.F, Bear P., Kristy K., Dijkers M.,Wu S.:” A robotic system to provide movement therapy”, *Proc. 5th Int. Service Robot Conference*, (1990), 7-15.
- 35- Fanin, C., Gallina, P., Rossi, A., Zanatta, U., Masiero, S.: “NeRebot: a wire-based robot for neurorehabilitation” , *In Proceedings of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR03, Daejeon, Republic of Korea*, (2003).
- 36- Fukuda T., Arakawa T.: “Computational Intelligence in Robotics and Automation, *IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems, INES '97*, (1997) 17-23.
- 37- Fukuda, O.; Tsuji, T.; Kaneko, M.; Otsuka, A.: “A Human Assisting Manipulator Teleoperated By Emg Signals And Arm Motions”, *IEEE TRANS ON ROBOTICS AND AUTOMATION*, VOL19, NO:2, (2003).
- 38- Hesse, S., Schmidt, H., Dipl-Ing; Werner, C.: “Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin”, *Journal of Rehabilitaton Research*, Volume 43 Number 5, (2006) 671 — 678.
- 39- Hiraga, I., Furuhashi, T. et.al.: “An Acquisition of Operator’s Rules For Collision Avoidance Using Fuzzy-Neural Networks”, *IEEE Trans. Fuzzy Syst.*, Vol. 3, (1995) 280-287.
- 40- Hogan, N., “Impedance Control: An approach to manipulation Part I-II-III”, *Journal of Dynamic systems, Measurements and Control*, Vol.107/1, (1985).
- 41- Homma, K., Fukuda, Osamu, Nagata, Y. : “Study of a Wire Driven Leg Rehabilitation System, “, *Proceeding of The 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems EPFL*, [Switzerland], (2002), 1451-1456.

- 42- Howell, R.:“A Prototype Robotic Arm for Use by Severely Orthopedically Handicapped Students. Final Report”, *Education Resources Information Center*, (1989).
- 43- Hsu, F.Y., Fu L.C, "Intelligent Robot Deburring Using Adaptive Fuzzy Hybrid Position/Force Control," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol.16, No.4, (2000), 325-335.
- 44- Ikeura, R., Monden, H., Inooka, H., “Cooperative Motion Control of a Robot and a Human”, *IEEE Int Workshop on Robot and Human Communication*, (1994)112-117.
- 45- Ivaldi-M., Hogan N., Bizzi E., “Neural, Mechanical, and Geometric Factors Subservicing Arm Posture in Humans”, *The Journal of Neuroscience*, [Society for Neuroscience], Vol.5, No: 10, (1985) 2732-2743.
- 46- Telerehabilitation”, *IEEE Multimedia* , Volume 13, Issue 3, (2006),32 – 39.
- 47- Jung S; Hsia, T.C.:”Neural network impedance force control of robot manipulator”,
48-*IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Volume 45, Issue 3, (1998) 451 – 461.
- 48- Jung S; Yim S.B.; Hsia, T.C.: “Experimental studies of neural network impedance force control for robot manipulators“, *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA*, Volume 4, Issue , (2001) 3453 –3458.
- 49- Karlık B., Tokhi O., Alçı M.:” A Fuzzy Clustering Neural Network Architecture for Multifunction Upper Limb Prosthesis”, *IEEE Trans on Biomedical Eng*, VOL 50, No:11, (2003) 1255 - 1261.

- 50- Khalili,D. Zomlefer,M.:”An Intelligent Robotic System for Rehabilitation of Joints and Estimation of Body Segment Parameters”, *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, 35:2, (1987) 138–146
- 51- Khalili, D., Zomlefer, M: “An Intelligent System for Rehabilitation of Joints and Estimation of Body Segment Parameters”, *IEEE Transaction on Bio medical Engineering*, Vol:35, No:2, (1988) 138-146.
- 52- Kiguchi, K., Fukuda, T.: “Fuzzy Neural Controller For Robot Manipulator Force Control”, *Proc.IEEE Int.Conf. Robotics and Automation*, Vol. 2 (1995a) 1686-1691.
- 53- Kiguchi, K., Fukuda, T.: “Robot Manipulator Contact Force Control App. Of Fuzzy Neural Network”, *Proc. IEEE Int.Conf. Robotics and Automation*, Vol. 1 (1995b) 875-880,
- 54- Kiguchi, K., Fukuda, T.: “Fuzzy Neural Friction Compensation Method of Robot Manipulation During Position/Force Control”, *Proc .IEEE Int.Conf. Robotics and Automation*, Vol. 1 (1996) 372-377.
- 55- Kiguchi, K.; Fukuda, T.: “Intelligent position/force controller for industrial robotmanipulators-application of fuzzy neural Networks”, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Volume 44, Issue 6, Dec (1997) 753 – 761
- 56- Kiguchi, K., Fukuda, T.: “Position/Force Control of Robot Manipulators for Geometrically Unknown Objects Using Fuzzy Neural Networks”, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol.47, No.3, (2000) 641-649.
- 57- Kiguchi, K., Kariya, S., Tanaka, T., Hatao, N., Watanabe, K., Fukuda, T.: “An Exoskeletal Robot For Human Elbow Motion Support: Sensor Fusion, Adaptation and Control” , *IEEE Systems, Man, Cybernetic Part B: Cybernetic*, VOL31,NO:3, (2001).

- 58- Kiguchi, K., Kariya, S., Tanaka, T., Hatao, N., Watanabe, K., Fukuda, T.:
“Intelligent Interface of an Exoskeletal robot for human elbow support
considering subject’s arm posture”, . *IEEE International Conference on
IEEE Robotics and Automation ICRA2002*, (2002).
- 59- Kiguchi, K.; Iwami, K.; Yasuda, M.; Watanabe, K.; Fukuda, T.:” An Exoskeletal
Robot For Human Shoulder Joint Motion Assist”, *IEEE Asme Trans.
On Mechatronics*, VOL:8 NO:1, (2003).
- 60- Kollmorgen, *SERVOSTAR Digital Incremental Encoders Document*, Document
Number: P-SS-000-15 Rev 2, (2003a).
- 61- Kollmorgen: “AKM Series Motor Selection Guide”, *Danaher Motion* [10MIGOG-
DM100], (2003b).
- 62- Krebs, H.I., Hogan, N., Aisen, M.L., Volpe, B.T.: Robot Aided Neurorehabilitation,
IEEE Trans. On Rehabilitation Engineering, Vol:6, No:1, (1998) 75-87.
- 63- Krebs, H.I., Palazzolo, J.J., Volpe, B.T., Hogan, N.: “Rehabilitation Robotics:
Performance Based Progressive Robot Assisted Therapy”, *Autonomous
Robots*, [Kluwer Academic Publishers], (2003), 7-20
- 64- Krebs, H. : ”An Overview of Rehabilitation Robotic Technologies”, *American Spinal
Injury Association Symposium*, (2006).
- 65- Lee, S., Agah, A., Bekey, G.:” An Intelligent Rehabilitative Orthotic System For
Cerebrovascular Accident”, *IEEE International Conference on Systems,
Man and Cybernetics Conference Proceedings*, (1990), 815-819.
- 66- Lin H.:”Rehabilitation Robot For Static And Dynamic Joint Resistance Measurement
Of The Upper Limb”, Ph.D. Thesis, University Of California, (1998).

- 67- Lingarkar, R., Liu, L., Bone, G., Elbestawi, M.A., Sinha, N.K.: “Fuzzy Controller for Force Regulation in Robotic Machining”, *Proc. Canadian Conf. Electrical and Computer Eng.*, (1988), 595-597.
- 68- Liu, S., Asada, H.: “Transfer of Human Skills to Robots: Learning From Human Demonstrations for Building An Adaptive Control System”, *Proc. American Control Conference*, (1993), 1414-1417.
- 69- Liu, Y.H., Kitagaki, K., Ogasawara, T., Arimoto S.: “Model-Based Adaptive Hybrid Control for Manipulators Under Multiple Geometric”, *IEEE Trans on Control Sys. Tech.*, Vol 7, Iss 1, (1999) 97-109.
- 70- Loueiro, R., Amirabdollahian, F., Topping, M., Driessen, B., Harwin, W.: “Upper Limb Mediated Stroke Therapy – GENTLE/s Approach”, *Autonomus Robots*, Vol.15, (2003) 35-51.
- 71- Lum, P.S., Lehman, S., Steven, L. , Reinkensmeyer, David J.:” The Bimanual Lifting Rehabilitator: An adaptive machine for therapy of stroke patient”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol 3, No: 2, (1995) 166-173.
- 72- Lum, P.S., Burgar, CG., Shor, PC., Majmundar, M., Van der Loos, M.:” Robot assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for The Rehabilitation of Upper – Limb Motor Function After Stroke”, *Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), (2002) 952-959.
- 73- Lum, P.S., Burgar, G., Van Der Loos, M.:” The Use Of Robotic Device For Post Stroke Movement Therapy”, *Proceedings of The Int. Conf on Rehabilitation Robotics*, (1997), 79-82.

- 74- Ming-Shaung Ju; Lin, C.-C.K.; Dong-Huang Lin; Hwang, I.-S.; Shu-Min Chen :”A Rehabilitation Robot With Force-Position Hybrid Fuzzy Controller: Hybrid Fuzzy Control Of Rehabilitation Robot”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Volume 13, Issue 3, (2005) 349 – 358.
- 75- Nagata, F., Watanabe, K., Sato, K., Izumi, K.:” Position-Based Impedance Control Using Fuzzy Enviroment Models”, . *Proceedings of the 37th SICE Annual Conference. International Session Papers*, (1998) 837-842.
- 76- Noritsigu, T.,Tanaka, T., and Yamanaka, T.: “Application of a Rubber Manipulator as a Rehabilitation Robot”, *IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, (1996) 112-117.
- 77- Noritsigu, T., Tanaka, T., Yamanaka, T.: “Application Of Rubber Artificial Muscle Manipulator As A Rehabilitation Robot”, *IEEE Int. Workshop on Robot and Human Communication*, (1998).
- 78- Okada, S.; Sakaki, T.; et. al.: “ TEM: A Therapeutic Exercise Machine For The Lower Extremities Of Spastic Patient”, *Advanced Robotics*, Vol.14, No:7, (2000) 597-606.
- 79- Okada, S.; Sakaki, T.; et all.: “ TEM: A Therapeutic Exercise Machine For The Lower Extremities Of Spastic Patient”, *Advanced Robotics*, Vol.14, No:7, (2000) 597-606.
- 80- Queiroz, MS., Hu J, Dawson, DM., Burg, T., Domepudi, SR.: “Adaptive Position Force Control Of Robot Manipulators Without Velocity Measurements: Theory And Experiments”, *IEEE Systems,Man and Cybernetics Part B* , VOL:27, Iss:5, (1997) 796-809.

- 81- Pan, T.T., Fan, P.L., et al: "Mechatronics Experiments Course Design: A Myoelectric Controlled Partial Hand Prosthesis Project", *IEEE Trans. On Education*, Vol 47, NO:3, (2004) 348-355.
- 82- Park, H.; Lee, J.: "Adaptive impedance control of a haptic interface", *Mechatronics*, [Science Direct], Vol. 14 Issue 3, (2004) 237-254.
- 83- Placidi G.: "A Smart Virtual Glove for the Hand Telerehabilitation", *Computers in Biology and Medicine*, ELSEVIER, (2006).
- 84- Popescu VG, Burdea GC, Bouzit M, Hentz VR.: "A Virtual-Reality-Based Telerehabilitation System with Force Feedback", *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, Vol 4, No:1, (2000) 45-51.
- 85- Rahman, T. et al.: "Passive Exoskeletons for Assisting Limb Movement", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol 43, Number 5, (2006) 583-590.
- 86- Raibert, M.H, Craig, J.J.: "Hybrid position/force Control of Manipulators", *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 103, 126-133, (1981).
- 87- Rao, R., Agrawal, K., Scholz, J.: "A Robot Test Bed For Assistance And Assessment In Physical Therapy", *ICORR 99 Int Conf on Reh. Robotics Stanford CA*, (1999).
- 88- Reinkensmeyer, DJ, Kahn, LE, Averbuch, M, McKenna-Cole, AN, Schmit, BD, Rymer, WZ.: "Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the ARM Guide", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37 No. 6, (2000) 653-662

- 89- Reinkensmeyer, D.J.; Pang, C.T.; Nessler, J.A.; Painter, C.C.; "Web-Based Telerehabilitation For The Upper Extremity After Stroke", *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Volume 10, Issue 2, (2002), 102 –108.
- 90- Richardson, R, Austin ME, Plummer AR.: "Development of a physiotherapy robot", *Proceedings of the International Biomechatronics Workshop*, [Enschede], (1999) 116-120.
- 91- Richardson, R.;Brown, M.; Plummer, A.R.: "Pneumatic Impedance Control for Physiotherapy", *European Advanced Robotics SystemConference*, (2000).
- 92- Richardson, R., Brown, M., Bhakta, M., Levesley, M.C.: "Design and Control of a Three Degree of Freedom Pneumatic Physiotherapy Robot", *Robotica*, [Cambridge University Pres, U.K.], 21, (2003) 589-604
- 93- Richardson, R.; Levesley, M.C.; Brown, M., Walker, P, "Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement,joint space controllers", *Control Engineering Practise*, [Elsevier Ltd], 13, (2005) 291–303.
- 94- Rosen, J., Brand, M.,Fuchs, M., Arcan, M.:" A Myosignal Based Powered Exoskeleton System", *IEEE Systems,Man and Cybernetics Part A* , Vol:31, No:3, (2001).
- 95- Sakaki, T., Okajima, Y., Tanaka, N.: "Evolutionary Robotics for Range of Motion Exercises", *ACRM2000*, (2000).
- 96- Sakaki, T., Hirata, R., Okada, S., et. al: "TEM: Therapeutic Exercises Machine Rehabilitation Robot for Stroke Patient", *32nd ISR*, (2001).

- 97- Salter, R., Simmonds, B. W.: "The Biological Effect of Continuous Passive Motion on the Healing of Full Thickness Defects in Articular Cartilage: An Experimental Investigation in The Rabbit", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62-A, (1980) 1232-1251.
- 98- Sanchez, R.J.; Liu, J.; Rao, S.; Shah, P.; Smith, R.; Rahman, T.; Cramer, S.C.; Bobrow, J.E.; Reinkensmeyer, D.J.: "Automating Arm Movement Training Following Severe Stroke: Functional Exercises With Quantitative Feedback in A Gravity-Reduced Environment", *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Volume 14, Issue 3, (2006), 378 – 389.
- 99- Sarı, H., Tüzün, Ş., Akgün, K.: "Hareket sistemi hastalıklarında Fiziksel Tıp Yöntemleri", Nobel Tıp Kitabevleri, ,Türkiye (2002) 123-129.
- 100- Shibata T., Fukuda T., Kosuge K., Arai F., Tokita M., Mitsuoka T.: "Skill Based Control by Using Fuzzy Neural Network for Hierarchical Intelligent Control," *Proc. of Int'l Joint Conf. on Neural Networks (IJCNN'92)*, Vol. 2, (1992) 81-86.
- 101- Siciliano, B., Villani, L.: "Adaptive Force/Position Regulator for Robot Manipulators", *Int. Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, Vol:7, N:5, (1993) 389-403.
- 102- Song, J., Low, K.H., Guo, WM.: A simplified hybrid force/position Controller Method for Walking Robots", *ROBOTICA*, Vol 17 (1999) 583-589.
- 103- Su, S.-F.; Horng, T.-J.; Young, K.-Y.: " Evolution-based virtual training in extracting fuzzy knowledge for deburring tasks", *IEEE Proceedings of International Conference on Robotics and Automation ICRA 2000*, Volume 4, (2000) 3855 – 3860.

- 104- Tanaka, Y., Tsuji, T., Kaneko, M.:” A Bio-Mimetic Rehabilitation Aid for Motor-Control Training using Time Base Generator”, *Industrial Electronics Society, IECON 2000. 26th Annual Conference of the IEEE*, [Nagoya,Japan], Vol:1, (2000) 114-119.
- 105- Tanaka, Y., Tsuji, T.: “On-Line Learning of a Robot Arm Impedance Using Neural Networks”, *Proc. Of The 2004 IEEE Int. Conf. on Robotics and Biomimetics*”, [China] 52(2004), 941-946.
- 106- Tanaka, Y., Yamada, N., Nishikawa, K., Masamori, I., Tsuji, T.:”Manipulability Analysis of Human Arm Movements During the Operation of a Variable –Impedance Controlled Robot”, *IEEE IROS 2005*, (2005) 1893 – 1898.
- 107- Tee, K., Burdet, E., Chew, C., Milner., “A Model of A Force and Impedance in Human Arm Movements”, *Biological Cybernetics*, [Springer Verlag], 90 (2004), 368-375.
- 108- Tsuji, T., Morasso, P., Goto, K., Ito, K., “ Human Hand Impedance Characteristics During Maintanied Posture”, *Biological Cybernetics*, [Springer Verlag], 72 (1995), 475-485.
- 109- Tsuji, T., Ito, K., Morasso, G., “Neural Network Learning of Robot Arm Impedance in Operational Space”, *IEEE Trans on Systems, Man and Cybernetics- Part B: CYBERNETICS*, Vol 26, No:26, (1996) 290-298.
- 110- Tsuji, T., Fukuda, O., Shigeyoshi, Kaneko, M. et. al: “Bio-mimetic Impedance Control of an EMG-controlled Prosthetic Hand”, *Proceeding of the 2000 IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Sytems*, (2000) 377-382.
- 111- Tsuji, T., Tanaka, Y., “On-Line Learning of a Robot Arm Impedance Using neural Networks”, *Science Direct- Robotics and Autonomous Systems*”, 52(2005), 257-271.

- 112- Tsumugiwa, T., Yokogawa, R., Hara, K.: “Variable Impedance Control Based on Estimation of Human Arm Stiffness for Human-Robot Cooperative Calligraphic Task “, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (2002) 644-650.
- 113- Tsumugiwa, T., Sakamoto, A., Yokogawa, R., Hara, K., “Switching Control Of Position/Torque Control For Human-Robot Cooperative Task Human-Robot Cooperative Carrying And Peg In Hole”, *Proceeding of 2003 IEEE/RSJ Int. Conf. on Robotics and automation-Taiwan*, (2003), 1933-1939.
- 114- Tsumugiwa, T., Yokogawa, R., Yoshida, K., “Stability Analysis for Impedance Control of Robot for Human-Robot Cooperative Task System”, *Proceeding of 2004 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems-Japan*, (2004), 3883-3888.
- 115- US. Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration Washington DC: “Investigation of inertial properties of the human body”, *Final Report* (1975) 89-92.
- 116- Utsumi, N., Todo, I.: “Learning Control of A Direct –Drive Robot with A Variable Table (Position and Force Control in Constrained Work Space)”, *Trans of The Japan Society of Mechanical Engineers, Part C ”*, V:61, No: 587, (1995), 3068-3075.
- 117- Van der Loos M., Hammel J.: ”Use of a Rehabilitation Robot in a Classroom Setting”, Rehabilitation R&D Center VA Medical Center Palo Alto, CA, *Proceedings of the RESNA Annual Conference*, (Nashville), (1994) 66-67.
- 118- Van Der Loos: “Therapy Rehabilitation Robots and other Mechatronic Devices”, *Lecture Notes 1*, (2005).

- 119- Villani, L., Siciliano, B.:” An Experimental Study of Adaptive Force/Position Control Algorithms For an Industrial Robot”, *IEEE Trans on Control Sys. Tech.*, Vol 8, Iss 5, (2000) 777-786.
- 120- Weidong, C., Hagao, C., Yong, Z.: “Application Of Artificial Neural Network In Robotic Hybrid Position/Force Control”, *High Technology Letters*, Vol.2, No:1, (1996), 26-29.
- 121- Xu, Y., Yang, J.: “Toward Human-Robot Coordination: Skill Modelling and Transferring via Hidden Markov Model”, *Proc.IEEE Int.Conf. Robotics and Automation*, (1995) 1906-1911.
- 122- Yabuta, T., Yamada, T.: ”Possibility of neural networks controller for robot manipulators”, *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol.3, (1990) 1686 – 1691.
- 123- Yang, B., Asada, H.: “Hybrid Linguistic/Numeric Control of Deburring Robots Based On Human Skills”, *Proc.IEEE Int.Conf. Robotics and Automation*, (1992) 1467-1474.
- 124- Yang, B., Asada, H., “Progressive learning and Its Application to Robot Impedance Learning”, *IEEE Trans. On Neural Networks*, Vol:7 No:4, (1996) 941-952. Yoshikawa, T.: “Foundations of Robotics-Analysis and Control”, The MIT Pres. London,England, (1990) 81-88.
- 125- Alli, H., “Robotik Ders Notları” (2010) 33-35
- 126- Soygüder S., “Zıplayarak Yürüyen Çok Bacaklı Robotların Dinamik Modeli ve Yapay Zeka Algoritmaları ile Denetimi” (2009) 1-432

ÖZGEÇMİŞ

Efraim KILIÇERKAN 1982 yılında Elazığ’da doğdu. İlköğrenimini Atatürk ilkokulunda, orta öğrenimini Mezre Ortaokulunda ve lise öğrenimini Mehmet Akif Ersoy Lisesinde tamamladı. 2000 yılında başladığı Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü’nden 2007 yılında mezun oldu. 2008 yılında vatani görevini Erzurum Horosanda yaptı. 2009 yılında KILIÇERKAN Otomotiv Müh. Pet. İnş. Nak. San. Tic. Ltd. Şti.’ ni kurdu ve halen Şirket Müdürü ve sahibi olarak çalışmaktadır.