

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

**REHABİLİTASYON AMAÇLI BİR ROBOT KOLUNUN
KUVVET ve KONUMUNUN ZEKİ KONTROLÜ**

**Erhan AKDOĞAN, MSc.
(Elektronik ve Haberleşme Mühendisi)**

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK -BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI
BİLGİSAYAR-KONTROL EĞİTİMİ PROGRAMI**

**DANIŞMAN
Doç.Dr. M. Arif ADLI**

İSTANBUL 2007

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

**REHABİLİTASYON AMAÇLI BİR ROBOT KOLUNUN
KUVVET ve KONUMUNUN ZEKİ KONTROLÜ**

**Erhan AKDOĞAN , MSc.
(Elektronik ve Haberleşme Mühendisi)
(141200420010273)**

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK-BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI
BİLGİSAYAR-KONTROL EĞİTİMİ PROGRAMI**

**DANIŞMAN
Doç.Dr. M. Arif ADLI**

İSTANBUL 2007

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesi için beni teşvik eden ve yönlendiren değerli hocalarım Doç.Dr. M. Arif ADLI ve Prof. Dr. Ertuğrul TAÇGIN' a, bu tezi Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında destekleyen TUBİTAK' a, rehabilitasyon hakkında gerekli bilgileri edindiğim Prof.Dr. Serap İnal'a, Yrd.Doç.Dr. Yaşar TATAR'a, tez sürecine önemli katkıları olan değerli öğrencilerimiz Sevan ERKAN ve Cemalettin ORHAN'a, SSK Göztepe Araştırma ve Eğitim Hastanesi Fizyoterapisti Elif Cansever' e, mekanizmanın üretiminde önemli katkıları olan Oral Çokatar ve MİLHAN Makine San ve Tic. Ltd. Şirketine, çok değerli ve muhterem anneciğim ve babama, en önemlisi uzun çalışma gecelerinde sabrını ve desteğini esirgemeyen çok kıymetli ve muhterem evdeşime teşekkürü bir borç bilirim.

HAZİRAN, 2007

ERHAN AKDOĞAN

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
YENİLİK BEYANI	viii
SEMBOL LİSTESİ	x
KISALTMALAR	xiii
ŞEKİL LİSTESİ	xv
TABLO LİSTESİ	xxi
BÖLÜM I. GİRİŞ VE AMAÇ	1
I.1 REHABİLİTASYON AMAÇLI ELEKTROMEKANİK SİSTEMLER	2
I.1.1 CPM.....	2
I.1.2 Cybex.....	3
I.1.3 Rehabilitasyon Amaçlı Robotlar.....	4
I.2 REHABİLİTASYON AMAÇLI ROBOTLARDA KULLANILAN	4
KONTROL YÖNTEMLERİ.....	4
I.3 PROBLEMİN TANIMI.....	5
I.4 AMAÇ.....	6
I.5 UYGULAMAYA KATKI.....	6

I.6 REHABİLİTASYON ROBOT SİSTEMİ (FİZYOTERABOT).....	7
I.7 TEZ BÖLÜMLERİNİN İÇERİKLERİ.....	8
BÖLÜM II. GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR.....	9
II.1 REHABİLİTASYONA İLİŞKİN TERİMLER, TANIMLAR.....	9
II.1.1 Temel Tanımlar.....	9
II.1.2 Anatomik Pozisyon, Eksenler ve Düzlemler.....	10
II.1.3 Rehabilitasyona İlişkin Hareket Tanımları ve Alt Uzuv Hareketleri.....	12
II.1.3.1 Hareket Tanımları.....	12
II.1.3.2 Alt Uzuvlar için NEH Sınırları.....	13
II.1.3.3 Alt Uzuvlara Ait Hareketler.....	13
II.2 EGZERSİZ TÜRLERİ	15
II.2.1 Pasif Egzersizler.....	17
II.2.2 Aktif Egzersizler.....	17
II.2.2.1 Aktif Yardımlı Egzersizler.....	18
II.2.2.2 Aktif Dirençli Egzersizler.....	18
II.2.2.3 Aktif Aşamalı Ağırlıklı.....	25
II.2.2.4 El ile Yapılan (Manual) Dirençli Egzersiz.....	26
II.3 ALT EKSTREMİTE ANATOMİSİ ve BİYOMEKANİĞİ.....	26
II.3.1 Kalça - Uyluk Anatomisi ve Biomekaniği.....	26
II.3.2 Diz Eklemi Anatomisi ve Biomekaniği.....	28
II.4 REHABİLİTASYON TAKIMI.....	29
II.5 ROBOTLARDA EMPEDANS KUVVET KONTROL.....	31
II.6 REHABİLİTASYON AMAÇLI ROBOT ÇALIŞMALARI.....	37
II.6.1 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robot Mekanizmaları.....	38
II.6.2 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robot Çalışmalarında Kullanılan Kontrol Teknikleri.....	40
II.6.2.1 Birleşik Kontrol Uygulamaları.....	41
II.6.2.2 Empedans Kontrol.....	42
II.6.3 Rehabilitasyon Amaçlı Ölçüm ve Değerlendirme Robotları.....	43
II.6.4 Fiziksel Olarak Yetersiz İnsanların Hareketlerine Yardımcı Olacak Dış İskelet (Exoskeletal) Robot Çalışmaları.....	44
II.6.5 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robotlar.....	45
BÖLÜM III. TEZ ÇALIŞMALARI.....	53
III.1 FİZYOTERABOT' un YAPISI ve İŞLEYİŞİ.....	53
III.1.1 Fizyoterapist.....	55
III.1.2 Zeki Kontrolör.....	55
III.1.3 Robot Kolu.....	59
III.2 FİZYOTERABOT DONANIMI.....	62
III.3 FİZYOTERABOT'un KONTROLÜ.....	63
III.3.1 Empedans Kontrol.....	63
III.3.2 PD Konum Kontrol.....	65
III.3.3 PID Konum Kontrol.....	65
III.4 EGZERSİZ TÜRLERİ VE KONTROL ALGORİTMALARI.....	66
III.4.1 Pasif Egzersiz.....	69
III.4.2 Aktif Yardımlı Egzersiz.....	70

III.4.3 İzotonik Egzersiz.....	74
III.4.4 İzometrik Egzersiz.....	75
III.4.5 İzokinetik Egzersiz.....	77
III.4.6 Roboterapi.....	78
III.4.6.1 Direk Terapi.....	80
III.4.6.2 Zeki Terapi.....	81
III.4.7 Kas Testi.....	84
III.5 FİZYOTERABOT YAZILIM YAPISI VE SİSTEM ÇALIŞMA	
MODLARI.....	87
III.5.1 Kas Testi	88
III.5.2 Pasif Egzersiz.....	89
III.5.3 Aktif Yardımlı Egzersiz.....	90
III.5.4 İzotonik Egzersiz.....	91
III.5.5 İzometrik Egzersiz.....	92
III.5.6 İzokinetik Egzersiz.....	93
III.5.7 Roboterapi Egzersiz.....	94
III.5.8 Operatör Modu.....	96
III.5.9 Grafik Sonuç Ekranı.....	97
BÖLÜM IV. FİZYOTERABOT ile İNSANLI DENEYLER VE	
SONUÇLARI.....	99
IV. 1 PASİF EGZERSİZ.....	99
IV. 2 AKTİF YARDIMLI EGZERSİZ.....	102
IV. 3 DİRENÇLİ EGZERSİZLER.....	103
IV.3.1 Empedans Kontrol Etkisi.....	103
IV.3.1.1 M_d , Atalet Katsayısı Parametresinin Etkisi.....	104
IV.3.1.2 K_d , Esneklik Katsayısı Parametresinin Etkisi.....	111
IV.3.1.3 D_d , Sönüm Katsayısı Parametresinin Etkisi.....	116
IV.3.2 İzotonik Egzersiz.....	118
IV.3.2.1 “Hafif Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri.....	118
IV.3.2.2 “Orta Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri.....	120
IV.3.2.3 “Yüksek Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri.....	122
IV.3.2.4 “En Yüksek Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri.....	124
IV.3.2.5 İzotonik Egzersize İlişkin Deneylerin	
Değerlendirilmesi.....	125
IV.3.3 İzometrik Egzersiz.....	126
IV.3.4 İzokinetik Egzersiz.....	128
IV.3.5 Roboterapi.....	130
IV.3.5.1 Öğrenme ve Direk Terapi.....	130
IV.3.5.2 Zeki Terapi.....	132
BÖLÜM V. FİZYOTERABOT’un EĞİTİM AMAÇLI	
KULLANILMASI.....	135
BÖLÜM VI. SONUÇLAR, TARTIŞMA VE ÖNERİLER.....	138
VI.1 SONUÇLAR	138

VI.2 TARTIŞMA.....	141
VI.3 ÖNERİLER.....	142
KAYNAKLAR.....	143
EKLER.....	158
EK A. SİSTEM DONANIMI ELEMANLARI.....	159
EK B. LİNK 2 İÇİN ATALET MOMENTLERİ VE YERÇEKİMİ KUVVETİ KOMPANZASYONU.....	172
EK C. VERİ TABANINDA BULUNAN SAĞLIKLI İNSANLARA İLİŞKİN KUVVET VE KONUM VERİLERİ.....	178
EK D. ROBOTERAPİ KURAL TABANI KURALLARI.....	183
EK E.İNSAN VÜCUDU KASLARI.....	186
ÖZGEÇMİŞ	

ÖZET

REHABİLİTASYON AMAÇLI BİR ROBOT KOLUNUN KUVVET ve KONUMUNUN ZEKİ KONTROLÜ

Bu tezde, fizyoterapistlere rehabilitasyon sürecinde yardımcı olmak üzere, diz rehabilitasyonuna yönelik bir robot kolunun zeki kontrolü amaçlanmıştır.

Geliştirilen sistemin, pasif ve aktif egzersizleri yapabilmesi, fizyoterapist hareketlerini modelleyerek gerçekleştirebilmesi, kullanışlı bir kullanıcı ara yüzüne sahip olması ve egzersiz sonuçlarının rehabilitasyon sürecini değerlendirmek üzere görüntülenebilmesi amaçlanmıştır.

Bu kapsamda üç serbestlik dereceli, diz için “fleksiyon – ekstansiyon” kalça için “fleksiyon – ekstansiyon” ve “abduksiyon – adduksiyon” hareketlerine uygun, uzuv boyutuna göre ayarlanabilen, diz eklemi pantograf yapıda ve tüm motorları tabanda bulunan bir mekanizma tasarlanıp üretilmiştir.

Sistemin kontrolü için karar verebilen ve öğrenebilen, bilgi ve kural tabanlı çalışan konvansiyonel kontrol teknikleri ile desteklenmiş bir zeki kontrolör yapısı geliştirilmiştir. Konvansiyonel kontrol tekniği olarak rehabilitasyon amaçlı robotlarda en kullanışlı kontrol tekniği olduğu kabul edilen mekanik empedansın ayarlanması esasına dayalı empedans kontrol ile PD ve PID konum kontrol teknikleri kullanılmıştır.

Sistemdeki geri besleme bilgileri kuvvet ve konum algılayıcılar ile, analog dijital veri dönüşümleri ise veri toplama kartları ile sağlanmıştır. Sistem yazılımı olarak MATLAB Simulink Real Time Windows Target araç kutusu kullanılmıştır

ABSTRACT

INTELLIGENT FORCE AND POSITION CONTROL OF A ROBOT MANIPULATOR FOR REHABILITATION

The usage of an intelligent control of a robot manipulator in knee rehabilitation in order to help the physiotherapists in the process of rehabilitation is aimed in this thesis.

The developed system is aimed to do the passive and active exercises, to model the physiotherapists' movements, to have a serviceable user interface and to monitor the exercise results in order to evaluate the rehabilitation process.

A mechanism which is suitable for the “flexion- extension” of the knee, “flexion –extension” and “abduction-adduction” movements of the hip and which has three degrees of freedom, that can be adjusted according to the size of the hip and knee was designed and produced. In order to reduce the payload, a pantographic structure was used to be situated at the ground.

An intelligent controller structure which can make decisions for the controlling of the system, which is able to learn and which was supported with conventional controlling techniques, was developed. The impedance controlling technique based on regulation of mechanical impedance and thought to be the most useful controlling technique in the rehabilitation robots was used together with PD and PID position control techniques were used.

The data feedback was provided with force and position sensors, the analog – digital data transformations were made with data acquisition cards. MATLAB Simulink Real Time Windows Target Toolbox was used as the system software.

JUNE, 2007

ERHAN AKDOĞAN

YENİLİK BEYANI

REHABİLİTASYON AMAÇLI BİR ROBOT KOLUNUN KUVVET ve KONUMUNUN ZEKİ KONTROLÜ

Artan dünya nüfusu ile birlikte yaşlılık, kazalar ve savaşlar gibi nedenlerle insan uzuvlarındaki sorunlar da artmaktadır. Bu nedenlerden dolayı rehabilitasyon işlemi her geçen gün önem kazanmaktadır. Rehabilitasyon sürecinde insan uzuvlarının işler hale getirilmesi ve kuvvetlendirilmesi için terapatik egzersizler son derece önemlidir. Terapatik egzersizler fizyoterapistler tarafından hastalara yaptırılmaktadır. Bunun yanında ağırlıklar ve çeşitli terapatik cihazlar tedavi sürecine yardımcı olmak üzere kullanılmaktadır.

Ancak rehabilitasyon sürecinde çeşitli sorunlar mevcuttur. Ulaşım, maliyet ve zaman bu sorunların en önemlileridir. Ayrıca fizyoterapistlerin günlük hasta kabul sayıları sınırlıdır. Kullanılan terapatik cihazlar ise hareket kabiliyetleri açısından düşük serbestlik dereceli ve geri bildirim özellikleri bulunmamaktadır.

Son yıllarda robotların rehabilitasyon sürecinde kullanılması için yapılan çeşitli çalışmalar hız kazanmıştır. Ancak bu çalışmaların birçoğu henüz araştırma aşamasındadır. Ayrıca geliştirilen robotların birçoğu üst uzuvların rehabilitasyonuna yöneliktir ve sınırlı sayıda egzersiz türünü gerçekleştirebilmektedir. Bu robotlarda genelde klasik kontrol teknikleri kullanılmaktadır.

Bu çalışmada diz eklemine rehabilitasyonu sürecinde fizyoterapistin yardımcı, geri bildirim özelliği bulunan yani rehabilitasyon sürecinde hasta tepkilerine karşı fizyoterapist gibi değişikliğe gidebilen, pasif ve aktif egzersizleri yaptırabilen bir robot sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem için temel olarak tüm diz egzersizlerini gerçekleştirebilen zeki bir kontrolör tasarlanmıştır. Ancak

sistem diz egzersizlerinin yanı sıra tüm “alt uzuv” rehabilitasyonunu gerçekleştirebilecek üç serbestlik dereceli mekanik bir yapıya sahiptir.

Sistemde kullanılan robot kolu, pasif ve aktif egzersiz hareketlerinin tümünü yapabilme, uzuv boyutuna göre ayarlanabilme sağ ve sol bacak için kullanılabilme özellikleri açısından özgün bir tasarımıdır.

Sistemin kontrolü için geliştirilen kontrolör yapısı bilgi ve kural tabanlı, öğrenebilen zeki bir yapıya sahip özgün bir yazılımdır.

Bu çalışma esnasında gerek mekanik yapısı, gerekse zeki davranış gösteren özgün yazılım özellikleriyle, deneyimli bir fizyoterapistin becerisine sahip olması hedeflenen bir sistem geliştirilmiştir.

Ayrıca yapılan literatür taramasına göre Türkiye’de ve dünyada yukarıda belirtilen özelliklere sahip başka bir çalışmaya rastlanamamıştır.

HAZİRAN, 2007

Doç. Dr. M. Arif ADLI

Erhan AKDOĞAN

SEMBOL LİSTESİ

q	: Eklem açısı yer değiştirmesi (derece)
D	: Sönüm Katsayı Matrisi (Nm/derece)
d_a	: Sönüm katsayısı
d_d	: Arzu edilen sönüm katsayısı
D_d	: Arzu edilen Sönüm katsayı matrisi(Ns/derece)
Ex	: Ekstansiyon sınırı (derece)
F	: Robot kolunun uygulayacağı kuvvet (N)
f_n	: Frekans (Hz)
f_u	: Uygulanan kuvvet (N)
F_{harici}	: Robot uç noktası üzerindeki harici kuvvet (N)
Fl	: Fleksiyon Sınırı (derece)
F_{tepki}	: Uzun tepki kuvveti (N)
$g(q)$: n boyutlu yerçekim ivmesi vektörü (m/s^2)
$h(q, \dot{q})$: Coriolis+Merkezkaç Kuvvet
i_{sm}	: Motor akımı (A)
I_{ayak}	: Ayak atalet momenti (kgm^2)
$I_{baldır}$: Diz ile ayak arası (baldır) atalet momenti (kgm^2)
$I_{dizaltı}$: Dizaltı atalet momenti (kgm^2)

I_G	: Kütle merkezi atalet momenti (kgm^2)
\tilde{I}_i	: Linkin atalet momenti (z eksenine paralel ve kütle merkezinden geçer) (kgm^2)
i_{sm}	: Servo motor akımı (A)
J	: Jakobiyen vektörü
m_{insan}	: İnsan kütlesi (kg)
K	: Esneklik Katsayı Matrisi (N/derece)
k_a	: Esneklik katsayısı (Nms/m)
k_d	: Arzu edilen esneklik katsayısı (Nms/m)
K_d	: Arzu edilen esneklik katsayı matrisi (N/derece)
K_{der}	: Türev katsayısı
K_{int}	: İntegral katsayısı
K_m	: Servo motor tork sabiti (Nm/A _{rms})
K_o	: Kinetik Enerji
K_t	: Tork sabiti (Nm/A _{rms})
K_p	: Oran katsayısı
ζ	: Sönüm oranı
l_{ayak}	: Ayak uzunluğu (m)
$l_{dizaltı}$: Dizaltı uzunluğu (m)
L_{gi}	: i. eklem ile eklem linkinin kütle merkezi arası uzunluk (m)
l_i	: i. parçanın uzunluğu (m)
L_i	: Link uzunluğu (m)
M	: Atalet katsayı matrisi (kg)
M_d	: Arzu edilen atalet matrisi (kg)
m_a	: Kütle (kg)
m_i	: i. linkin kütlesi (kg)
m_d	: İstenen atalet katsayısı (kg)
n	: Serbestlik derecesi
r_i	: i. parçanın kütle merkezi (m)
P_o	: Potansiyel Enerji
r_a	: Ayak kütle merkezinin dönme merkezine uzaklığı (m)
θ_e	: Eklem konum hatası (derece)
θ_i	: Eklem açısı (derece)

$\theta_{istenen}$: Arzu edilen eklem konumu (derece)
θ_{guncel}	: Güncel eklem konumu (derece)
τ	: Eklem torku matrisi (Nm)
τ_{yer2}	: Link 2 için yerçekimi kompanzasyon torku (Nm)
ω_c	: doğal frekans (rad/s)
y	: Robot kolunun konum vektörü (m)
y_d	: Çalışma uzayı arzu edilen robot kolu konum vektörü (m)
y_e	: $y - y_d$ (m)
x_c	: $F_{harici} = 0$ için denge konumu (m)
x_d	: İstenen yörünge (m)
x_g	: Kütle merkezi (m)
x_i	: Kütle merkezi ile dönme noktası arasındaki dik uzaklık (m)
V_{cmd}	: Servo motor kontrol gerilimi (V)

KISALTMALAR

ARM Guide	: Assisted Rehabilitation and Measurement Guide
EHA	: Eklem Hareket Açıklığı
EMG	: Electromyogram
EMF	: Elektromotor kuvvet
GUI	: Graphical User Interface
HA	: Hasta Ağırlığı
K/T	: Kuvvet/Tork
MK	: Maksimum Konum
MULOS	: Motorized Upper Limb Orthotic System
NEH	: Normal Eklem Hareketi
PM	: Permanent Magnet
REHAROB	: Robotic Rehabilitation System For Upper Limb Motion Therapy For The Disabled
FİZYOTERABOT	: Fizyoterapist Robot
RTW	: Real Time Windows Target
SM₀	: Servomotor Taban (taban link)

SM₁	: Servomotor 1 (Link 1)
SM₂	: Servomotor 2 (Link 2)
VTK	: Veri Toplama Kartı
YSA	: Yapay Sinir Ağı

ŞEKİL LİSTESİ

		SAYFA NO
Şekil I.1	Alt Ekstremitte için CPM Cihazları.....	3
Şekil I.2	CYBEX Cihazı.....	3
Şekil I.3	Rehabilitasyon Robot Sistemi	7
Şekil II.1	Anatomik Düzlemler.....	11
Şekil II.2	Kalça-Fleksiyon/Ekstansiyon.....	13
Şekil II.3	Kalça-Abduksiyon-Adduksiyon.....	14
Şekil II.4	Kalça-eksternal/internal rotasyon.....	14
Şekil II.5	Diz-Fleksiyon/Ekstansiyon.....	15
Şekil II.6	Terapatik Egzersiz Türleri.....	17
Şekil II.7	Biseps kası izotonik kasılma, (a) Konsentrik kasılma, (b)Eksentrik kasılma.....	19
Şekil II.8	İzotonik Egzersiz Yapılabilen Özel Bir Cihaz.....	20
Şekil II.9	De Lorme Botları İle Yapılan Kuadriseps Egzersizi.....	20
Şekil II.10	Cybex Cihazı.....	23
Şekil II.11	Kalça Eklem Kasları a-önden b-arkadan.....	27
Şekil II.12	Diz Eklemi Kasları.....	29
Şekil II.13	Bir Serbestlik Dereceli Sistemin Aktif Empedans Kontrolü.....	31
Şekil II.14	Sabit Bir Cisim ile Temas Durumu.....	33
Şekil II.15	Aktif Empedans Yöntemi.....	35

Şekil II.16	Empedans Kontrol Blok Diyagramı.....	37
Şekil II.17	Yardımcı (asistif) Robot Uygulamaları.....	37
Şekil II.18	Protez Robot Kolları.....	38
Şekil II.19	CPM Cihazları.....	39
Şekil II.20	EMG Tabanlı Exoskeletal Robot Kolu.....	44
Şekil II.21	Lum ve diğ. nin Kullandığı Sistem.....	46
Şekil II.22	MULOS Projesi.....	46
Şekil II.23	MIT-Manus.....	47
Şekil II.24	Pinomatik Tahrikli Rehabilitasyon Sistemi.....	47
Şekil II.25	TEM: Therapeutic Exercise Machine.....	48
Şekil II.26	REHAROB.....	48
Şekil II.27	ARM Guide.....	49
Şekil II.28	NEREBOT.....	49
Şekil II.29	GENTLE/s Rehabilitasyon Sistemi.....	50
Şekil II.30	RUPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy)	50
Şekil II.31	WREX.....	51
Şekil II.32	(a) Haptic Walker (b) LOKOMAT Yürüme Sistemi (c) PAM+Arthur Yürüme Sistemi.....	51
Şekil III.1	FİZYOTERABOT Blok Diyagramı.....	54
Şekil III.2	Zeki Kontrolör Yapısı.....	56
Şekil III.3	FİZYOTERABOT.....	60
Şekil III.4	FİZYOTERABOT Donanımı.....	63
Şekil III.5	Link 2'nin Temsili.....	64
Şekil III.6	Pasif Egzersiz için Akış Diyagramı.....	70
Şekil III.7	Yavaş Hız için $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0.01$ Fleksiyon- Ekstansiyon Hareketi.....	72
Şekil III.8	Orta Hız için $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0.01$ Fleksiyon- Ekstansiyon Hareketi.....	72
Şekil III.9	Aktif Yardımlı Egzersiz için Akış Diyagramı.....	73
Şekil III.10	İzotonik Egzersiz için Akış Diyagramı.....	75
Şekil III.11	İzometrik Egzersiz için Akış Diyagramı.....	76
Şekil III.12	İzokinetik Egzersiz için Akış Diyagramı.....	78
Şekil III.13	Fizyoterapistin Sisteme Egzersiz Hareketlerini Öğretmesi.	79

Şekil III.14	Öğrenme Modu (fizyoterapistin terapisi)	79
Şekil III.15	Öğrenme Modu Akış Diyagramı.....	80
Şekil III.16	Direk Terapi Modu.....	81
Şekil III.17	Zeki Terapi Akış Diyagramı.....	84
Şekil III.18	Kas Testi Akış Diyagramı.....	85
Şekil III.19	Kullanıcı Ara Yüzü Ana Menü Ekranı.....	87
Şekil III.20	Kas Testi Ekranı.....	88
Şekil III.21	(a) Kavrama aparatı (b) Parametre tespit arayüzü.....	89
Şekil III.22	Pasif Egzersiz Ekranı.....	90
Şekil III.23	Aktif Yardımlı Egzersiz Ekranı.....	90
Şekil III.24	İzotonik Egzersiz Ekranı.....	91
Şekil III.25	Direnç Kademeleri.....	91
Şekil III.26	Tekrarsız İzometrik Egzersiz Ekranı.....	92
Şekil III.27	Tekrarlı İzometrik Egzersiz Ekranı.....	93
Şekil III.28	İzokinetik Egzersiz Ekranı.....	93
Şekil III.29	Roboterapi Çalışma Ekranı.....	94
Şekil III.30	Öğrenme Ekranı.....	94
Şekil III.31	Direk Terapi Ekranı.....	95
Şekil III.32	Zeki Terapi Ekranı.....	95
Şekil III.33	Zeki Terapi Ara Yüz Akış Şeması.....	96
Şekil III.34	Operatör Modu Ekranı.....	97
Şekil III.35	Grafik Sonuç Ekranı.....	98
Şekil IV.1	Trapezoidal Bir Yörünge Boyunca Yaptırılan Pasif Egzersizler.....	100
Şekil IV.1(a)	Trapezoidal Yörünge 10 derece/s.....	100
Şekil IV.1(b)	Trapezoidal Yörünge 20 derece/s.....	101
Şekil IV.1(c)	Trapezoidal Yörünge 30 derece/s.....	101
Şekil IV.2	Aktif Yardımlı Egzersiz (Ekstansiyon 60 derece)	102
Şekil IV.3	Farklı M_d Parametre Değerleri için Deneklerin “Yavaş Hız” da Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	105
Şekil IV.3(a)	$M_d=4, K_d=20, D_d=0, Yavaş Hız$	105
Şekil IV.3(b)	$M_d=6, K_d=20, D_d=0, Yavaş Hız$	105
Şekil IV.3(c)	$M_d=8, K_d=20, D_d=0, Yavaş Hız$	106

Şekil IV.3(d)	$M_d=10, K_d=20, D_d=0$, Yavaş Hız.....	106
Şekil IV.4	Farklı M_d Parametre Değerleri için Deneklerin “Orta Hız” da Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	107
Şekil IV.4(a)	$M_d=4, K_d=20, D_d=0$, Orta Hız.....	107
Şekil IV.4(b)	$M_d=6, K_d=20, D_d=0$, Orta Hız.....	107
Şekil IV.4(c)	$M_d=8, K_d=20, D_d=0$, Orta Hız.....	108
Şekil IV.4(d)	$M_d=10, K_d=20, D_d=0$, Orta Hız.....	108
Şekil IV.5	Farklı M_d Parametre Değerleri için Deneklerin “Hızlı” Seviyede Harekette Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	109
Şekil IV.5(a)	$M_d=4, K_d=20, D_d=0$, Hızlı.....	109
Şekil IV.5(b)	$M_d=6, K_d=20, D_d=0$, Hızlı	109
Şekil IV.5(c)	$M_d=8, K_d=20, D_d=0$, Hızlı.....	110
Şekil IV.5(d)	$M_d=10, K_d=20, D_d=0$, Hızlı	110
Şekil IV.6	Farklı K_d Parametre Değerleri için Deneklerin “Yavaş Hız” da Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	111
Şekil IV.6(a)	$M_d=6, K_d=20, D_d=0$, Yavaş.....	111
Şekil IV.6(b)	$M_d=6, K_d=100, D_d=0$, Yavaş.....	112
Şekil IV.7	Farklı K_d Parametre Değerleri için Deneklerin “Orta Hız” da Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	113
Şekil IV.7(a)	$M_d=6, K_d=20, D_d=0$, Orta.....	113
Şekil IV.7(b)	$M_d=6, K_d=100, D_d=0$, Orta.....	113
Şekil IV.8	Farklı K_d Parametre Değerleri için Deneklerin “Hızlı” Seviye Harekette Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	114
Şekil IV.8(a)	$M_d=6, K_d=20, D_d=0$, Hızlı.....	114
Şekil IV.8(b)	$M_d=6, K_d=100, D_d=0$, Hızlı.....	115
Şekil IV.9	Farklı D_d Parametre Değerleri için Deneklerin Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	117
Şekil IV.9(a)	$M_d=5, K_d=40, D_d=0$, Hızlı.....	117
Şekil IV.9(b)	$M_d=5, K_d=40, D_d=0.1$, Hızlı.....	117
Şekil IV.10	İzotonik Egzersiz “Hafif” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	119
Şekil IV.10(a)	Hafif Direnç Seviyesi, Yavaş Hız.....	119
Şekil IV.10(b)	Hafif Direnç Seviyesi, Orta Hız.....	119

Şekil IV.10(c)	Hafif Direnç Seviyesi, Hızlı Hareket.....	120
Şekil IV.11	İzotonik Egzersiz “Orta” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	121
Şekil IV.11(a)	Orta Seviye, Yavaş Hız.....	121
Şekil IV.11(b)	Orta Seviye, Orta Hız.....	121
Şekil IV.11(c)	Orta Seviye, Hızlı Hareket.....	122
Şekil IV.12	İzotonik Egzersiz “Yüksek” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	122
Şekil IV.12(a)	Yüksek Seviye, Yavaş Hız.....	122
Şekil IV.12(b)	Yüksek Seviye, Orta Hız.....	123
Şekil IV.12(c)	Yüksek Seviye, Hızlı Hareket.....	123
Şekil IV.13	İzotonik Egzersiz “En Yüksek” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Grafikleri.....	124
Şekil IV.13(a)	En Yüksek Seviye, Yavaş Hız.....	124
Şekil IV.13(b)	En Yüksek Seviye, Orta Hız.....	124
Şekil IV.13(c)	En Yüksek Seviye, Hızlı Hareket.....	125
Şekil IV.14	Bacak Uç Noktasına 4 Kg.lık Etki ile İzometrik Egzersiz	127
Şekil IV.15	Bacak Uç Noktasına 5 Kg.lık Etki ile İzometrik Egzersiz	128
Şekil IV.16	Farklı Hızlarda İzokinetik Egzersizler.....	129
Şekil IV.16(a)	20 derece/s Hız için İzokinetik Egzersiz.....	129
Şekil IV.16(b)	30 derece/s Hız için İzokinetik Egzersiz.....	129
Şekil IV.16(c)	40 derece/s Hız için İzokinetik Egzersiz.....	130
Şekil IV.17	Öğrenme ve Direk Terapide Konumun Değişimi.....	131
Şekil IV.18	Öğrenme ve Direk Terapi Esnasında Motor Torkunun Değişimi.....	132
Şekil IV.19	Zeki Terapide Hasta Uzun Konum ve Kuvvet Grafiği.....	133
Şekil IV.20	Uzun Tepki Kuvveti.....	133
Şekil V.1	Eğitim Amaçlı Kullanım Ana Menüsü.....	135
Şekil V.2	PD Kontrol Ara Yüzü.....	136
Şekil V.3	PID Kontrol Ara Yüzü.....	137
Şekil V.4	Empedans Kontrol Ara Yüzü.....	137
Şekil A.1	Servostar 300 Servomotor Sürücü.....	160
Şekil A.2	Servostar Sürücü Yazılım Ekranı.....	161

Şekil A.3	(a) WPLE serisi redüktör, (b) PLE serisi redüktör.....	161
Şekil A.4	6024E VTK.....	162
Şekil A.5	Diferansiyel Encoder Sinyalleri.....	163
Şekil A.6	Motor Şaftı Konum Bilgisinin İletilmesi.....	164
Şekil A.7	Çok Turlu Potansiyometre.....	164
Şekil A.8	Potansiyometre Filtre ve Kazanç Devresi.....	164
Şekil A.9	Potansiyometre Konum Bilgisi MATLAB-Simulink Modeli.....	165
Şekil A.10	Delta Kuvvet Algılayıcı ve Kontrolörü.....	165
Şekil A.11	Sistemin Elektronik Donanım Yapısı	166
Şekil A.12	Delta Kuvvet/Tork Algılayıcı	166
Şekil A.13	Kontrolörün Giriş ve Çıktıları	167
Şekil A.14	Algılayıcıya Uygulanan Kuvvet Ve Tork Vektörleri.....	167
Şekil A.15	Kuvvet Bilgisinin Alınmasına İlişkin MATLAB-Simulink Modeli.....	168
Şekil B.1	FİZYOTERABOT Atalet Momentleri Hesabında Kullanılan Parçalar.....	172
Şekil B.2	Link 2 Ataleti Momenti MATLAB Modeli.....	174
Şekil B.3	Ayak Kütle Merkezinin Dönme Noktasına Uzaklığı.....	175
Şekil C.1	Denek A için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi	178
Şekil C.2	Denek B için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi	178
Şekil C.3	Denek C için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi	179
Şekil C.4	Denek D için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi	179
Şekil C.5	Denek E için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi	180
Şekil C.6	Denek F için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi	180
Şekil C.7	Denekler için Farklı Hızlarda Kuvvet Değişimi (Bir Tekrar)	181
Şekil C.8	Denekler için Farklı Hızlarda Kuvvet Değişimi (İki Tekrar)	181
Şekil C.9	Denekler için Farklı Hızlarda Kuvvet Değişimi (Üç Tekrar)	182
Şekil E.1	İnsan Kas Yapısı (Önden).....	186
Şekil E.2	İnsan Kas Yapısı(Arkadan).....	187

TABLO LİSTESİ

	SAYFA NO
Tablo II.1 Alt Uzunlar için En yaygın Kullanılan Alt Ekstremitte Eklem Hareket Sınırları.....	13
Tablo II.2 DAPRE Tekniği.....	25
Tablo II.3 Çalışma Ağırlığı Ayarlama Çizelgesi.....	26
Tablo III.1 Zeki Kontrolör Birimlerinin Görevleri.....	58
Tablo III.2 Diz Fleksiyon – Ekstansiyon Kalça Abduksiyon – Adduksiyon.....	61
Tablo III.3 Diz fleksiyonda ve ekstansiyonda iken Kalça Fleksiyon – Ekstansiyon	62
Tablo III.4 Egzersiz Türlerine Göre Sistem Giriş Bilgileri.....	67
Tablo III.5 Manual Kas Testi Sınıflaması ve Egzersiz Türleri.....	68
Tablo III.6 Egzersiz Türleri ve Kontrol Yöntemleri.....	68
Tablo III.7 Empedans Parametre Değerleri.....	71
Tablo III.8 Denek Verileri.....	82
Tablo III.9 EHA Aralıklarına Göre Dosya İsimleri.....	82
Tablo III.10 İzotonik Egzersiz Direnç Kademeleri Parametre Değerleri.....	92
Tablo IV.1 Empedans Parametre Değerleri.....	104
Tablo IV.2 Dirençli Egzersiz Denekleri Fiziksel Özellikleri.....	104

Tablo IV.3	$K_d=20$ ve $K_d=100$ için Yavaş Hız Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri.....	112
Tablo IV.4	$K_d=20$ ve $K_d=100$ için Orta Hız Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri.....	114
Tablo IV.5	$K_d=20$ ve $K_d=100$ için “Hızlı” Hareket Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri.....	115
Tablo IV.6	Hareket Hızlarına Göre Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetlerin Toplam Değerleri.....	116
Tablo IV.7	$D_d=0$ ve $D_d=0.1$ için Hızlı Hareket Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri.....	118
Tablo IV.8	İzotonik Egzersiz Direnç Kademeleri Parametre Değerleri.....	125
Tablo A.1	Servo Motorların Model ve Parametre Bilgileri.....	159
Tablo A.2	Servo Motor Sürücülerin Model ve Parametre Bilgileri.....	160
Tablo A.3	Redüktörlerin Model ve Parametre Bilgileri.....	162
Tablo A.4	6024E VTK Özellikleri.....	162
Tablo B.1	Parçaların Kütle ve Kütle Merkezleri.....	172
Tablo B.2	Bileklik Konumuna Göre r_1 Kütle Merkezinin Değeri.....	172
Tablo B.3	Aparat Konumuna Göre r_2 Kütle Merkezinin Değeri.....	173
Tablo B.4	Parça Numaralarına Göre Kütle, Kütle Merkezi Ve Frekans Değerleri.....	174
Tablo B.5	Uzuvlara Göre Ağırlık Katsayıları.....	176
Tablo E.1	Alt Uzuv Kasları.....	188

BÖLÜM I

GİRİŞ ve AMAÇ

Literatürdeki farklı tanımlar arasında “rehabilitasyon” için yapılan en genel tanım şu şekildedir:

*Fizyolojik veya anatomik bir bozukluğu ya da 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 insan uzuvlarındaki sorunların artması rehabilitasyonu daha da önemli bir hale getirmiştir. Bu uzuvların işler hale getirilmesi ve kas kuvvetinin artırılması önemli bir sorundur. Ayrıca bu insanların toplumdaki sosyal hayatlarına geri dönebilmeleri kendileri, aileleri, yakın çevreleri ve en önemlisi toplum için son derece önem taşımaktadır. Kol ve bacak gibi gövdeye bağlı uzuvlardaki sorunları ortaya çıkaran en önemli nedenler yaşlılık, iş ve trafik kazaları ile savaşlardır. Rehabilitasyon işleminin en önemli unsurlarından birisi gövdeye bağlı olan kol ve bacak gibi uzuvların fonksiyonlarının yeniden kazandırılmasıdır. Bu yeniden kazanım sürecinde terapatik egzersizler çok önemli bir yer tutmaktadır. Terapatik egzersizler, fizyoterapist tarafından hastaya yaptırılan veya hastanın durumuna göre kendisinin de yapabildiği pasif ve aktif egzersiz hareketlerinden oluşur.

Rehabilitasyon 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 terapötik egzersiz yaptırabilmektedir.

Öte yandan son yıllarda sporcu sağlığına yönelik ilgili teknolojiler hızla gelişmektedir. Sporcu kaslarının kuvvetlendirilmesi için elektronik ve bilgisayar kontrollü cihazların geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır.

I.1 REHABİLİTASYON AMAÇLI ELEKTROMEKANİK SİSTEMLER

Rehabilitasyon amaçlı çeşitli elektromekanik cihaz ve aletler geliştirilmiştir. CPM (Continuous Passive Motions) 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 ve objektif değerlendirme gibi özellikleri nedeniyle son on yılda rehabilitasyon sürecine robotların dahil olması için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır.

I.1.1 CPM:

Günümüzde tedavi amacıyla CPM adı verilen, pasif egzersizler için ayarlanan hız ve sürede bacak ve kol hareketlerini yaptırabilen cihazlar kullanılmaktadır. Fakat bu cihazlar pasif çalışmakta ve tek tip hareket yapmaktadırlar. Herhangi bir geri bildirim ya da öğrenme özellikleri bulunmamaktadır. Bu cihazlarda yapılarına bağlı olarak çeşitli mekanik kısıtlar mevcuttur. Rehabilitasyon sürecinde gerçekleştirilen hareketler arasında çoklu serbestlik derecesine sahip hareketler mevcuttur. Fakat bu cihazlar genelde bir ya da iki serbestlik derecesine sahiptirler.



Şekil I.1 Alt Ekstremitte için CPM Cihazları

(www.arthroscopy.com/cpm.gif, <http://www.qhpincb2b.com/Therapy/CPM/knee.asp>)

I.1.2 Cybex:

Cybex, eklem hareketi sırasında her açıda aynı hızı uygulayabilen terapötik bir cihazdır. Bu cihaz özellikle sporcuların tedavisinde kullanılır ve izokinetik egzersizler için geliştirilmiştir. Bu uygulama ile hareketin her açısında kasların maksimum kasılması söz konusu olur. Çalışan kişi hareket esnasında hareket yapılan her yönde (örneğin hem ekstansiyon hem fleksiyon) güç uyguladığı için eklemin her iki yönündeki kas gruplarını da çalıştırır. Cybex cihazının da CPM gibi herhangi bir öğrenme veya tepkiye cevap verme özelliği bulunmamaktadır.



Şekil I.2 CYBEX Cihazı

I.1.3 Rehabilitasyon Amaçlı Robotlar:

Rehabilitasyon amaçlı kullanılan robotlar üç ana sınıfa ayrılmaktadır. Bunlar; yardımcı (asistif) robotlar, protez robotlar ve terapatik robotlardır. Bu tez terapatik robotlar sınıfında yer almakta olup, alt uzuvların rehabilitasyonuna yöneliktir. Rehabilitasyonda robotların kullanımının başlıca sebepleri şu şekilde sıralanabilir: (Krebs 2006)

- Robotlar, rehabilitasyondaki tekrarlı hareketleri kolayca yapabilirler,
- Daha önceki harici kuvvetlerin uygulanabilmesini sağlarlar,
- Aynı kuvveti tekrarlı olarak uygulayabilirler,
- Terapi modlarındaki 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 ve diğ. 2002) Ayrıca bir robot, hasta ile ilgili bilgi kaydını (tedaviye verdiği cevap gibi) bir insana göre daha sağlıklı bir biçimde gerçekleştirebilir. (Richardson, Brown, Plummer 2000) Rehabilitasyon amaçlı robot çalışmalarında son on yıldır belirgin bir artış vardır. Ancak bu çalışmaların birçoğu henüz araştırma aşamasındadır. Rehabilitasyon amaçlı robot çalışmaları hakkında detaylı bilgi Bölüm II' de verilecektir.

I.2 REHABİLİTASYON AMAÇLI ROBOTLARDA KULLANILAN KONTROL YÖNTEMLERİ

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

Birleşik kontrol yönteminde kuvvet ve konum iki ayrı kontrolör tarafından kontrol edilir. Empedans kontrol tekniğinde ise kuvvet ve konum kontrol edilmez. Kontrol, robot kolu uç noktası mekanik empedansının ayarlanması yolu ile kuvvet ve konum kontrolünün gerçekleştirilmesi esasına dayanır. Empedans kontrolün

temelleri ilk olarak Neville Hogan tarafından atılmıştır. (Hogan 1985) Bu kontrol yöntemi ile mekanik bir sistemdeki esneklik, atalet, sönüm gibi tüm parametreler gözönüne alınmış olur. Empedans kontrol yöntemi ile ilgili geniş bilgi Bölüm II' de verilecektir.

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 ve diğ. 1998, Dutta ve Obinata 2002, Tsuji ve diğ. 2005)

Rehabilitasyon amaçlı robot uygulamalarında empedans kontrol en çok kullanılan yöntemdir. (Aisen et. al 1997, Culmer ve diğ. 2005, Richardson ve diğ. 1999, 2000, 2003, 2005, Okada 2000, Krebs ve diğ. 1998, 2003, Tanaka ve diğ. 2000) Bu kontrol yöntemi sayesinde robot bir insan kadar yumuşak ve duyarlı şekilde verilen görevleri yerine getirebilmektedir.

I.3 PROBLEMİN TANIMI

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 öğrenme kabiliyeti ve geri bildirim olmayana, pasif çalışan ve genelde hareket kabiliyeti açısından bir ya da 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 bir cihazın varlığı büyük kolaylıklar sağlayacaktır.

Son yıllarda rehabilitasyon amaçlı robot çalışmaları yapılmaktadır. Ancak bu çalışmalarda üst ekstremiteler ile ilgili çalışmalara ağırlık verilmektedir. (Lee ve diğ. 1990, Lum 1995-1997, MULOS 1997, Krebs ve diğ. 1998, Rao ve diğ. 1999, Richardson ve diğ. 1999-2003-2005, REHAROB Project-2000, Reinkensmeyer 2000, Loureiro ve diğ. 2003) Ancak alt ekstremiteler ile ilgili çalışmalar ise son derece azdır (Sakaki ve diğ. 2000-2001, Okada ve diğ. 2000, Homma ve diğ. 2002) ve bu

konuda çözüm bekleyen çok sayıda problem bulunmaktadır. Ayrıca bu robotlar ya pasif ve aktif yardımcı veya yalnız aktif yardımcı egzersizleri yaptırabilmektedirler.

I.4 AMAÇ

Bu tez, ortaya konan problem çerçevesinde, fiziksel olarak problemlili hastaların veya sporcuların rehabilitasyon sürecinde fizyoterapistlere yardımcı olacak, karar verebilen ve öğrenebilen, bilgi ve kural tabanlı çalışan, CPM ve Cybex' den farklı olarak hem pasif hem aktif hem de fizyoterapistler tarafından yaptırılan egzersiz hareketlerini (“fleksiyon-ekstansiyon”) gerçekleştirebilen, diz rehabilitasyonuna yönelik, sağ ve sol bacak için uygun, farklı uzuv uzunluklarına göre ayarlanabilen, yazılım ve donanım açısından güvenlik kontrollü, bir robot kolunun kuvvet ve konumunun kontrolü amaçlanmaktadır.

I.5 UYGULAMAYA KATKI

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 tüm dünyada son derece ilgi çekmekte ve bu konu üzerine araştırmalar yapılmaktadır. Robot ve medikal teknolojilerini bünyesinde barındıran bu çalışma tüm dünya için olduğu gibi ülkemiz için de önemlidir. Ayrıca bu çalışma Türkiye’de rehabilitasyon robot çalışmalarında bilinen ilk çalışmadır.

Geliştirilen sistemin uygulamaya katkıları şu şekilde sıralanabilir:

- Fizyoterapist aynı anda tek bir hastayı tedavi edebilir. Ancak bu sistem sayesinde bir fizyoterapistin gözetiminde birden fazla sistem çalıştırılabilir. Böylece fizyoterapistlerin günlük hasta kabul sayısı artacaktır.
- 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 kullanabilecektir.

- Sistem CPM'den farklı olarak dereceli dirençli ve dirençli egzersizleri yapabilmektedir ki bu egzersizler fizyoterapistler için son derece yorucudur. Ayrıca sistem izometrik egzersiz türü seçildiğinde EHA (eklem hareket açıklığı)' na kadar izotonik egzersiz de yapabilir.
- Fizyoterapistin yaptırdığı rutin hareketleri sistem arzu edilen sayı ve açılarda yapabilir.
- Hastanın tedavi sürecindeki durumu kayıt altına alınabilir.
- Fizyoterapistin yapmış olduğu kas testini sistem kendisi yapabilir ve hastanın kas derecesini belirleyebilir.

I.6 REHABİLİTASYON ROBOT SİSTEMİ (FİZYOTERABOT)

Geliştirilen Rehabilitasyon Robot Sistemi (FİZYOTERABOT) Şekil I.3'te verilmiş olup pasif, aktif ve el ile yapılan egzersiz türlerini gerçekleştirebilmektedir. Sağ ve sol bacak için kullanılabilen, farklı uzuv uzunluklarına göre ayarlanabilmektedir. Bu tezde, geliştirilen rehabilitasyon sisteminin donanım - yazılım yapısı, mekaniği, sistem modeli ve kontrol yapısı yer almaktadır.



Şekil I.3 Rehabilitasyon Robot Sistemi

Sistemin donanım yapısında tahrik elemanı olarak servo motor, algılayıcı olarak kuvvet ve konum algılayıcılar, güvenlik için sınır anahtarları, analog - dijital veri dönüşümleri için veri toplama kartları kullanılmıştır. Sistemin yönetimi Pentium 4, 1GB RAM hafızaya sahip bir PC üzerinden yapılmaktadır.

Sistem yazılımı olarak MATLAB R2006a R14 Real Time Windows Target Toolbox (RTW) kullanılmıştır. Kullanıcı ara yüzeyi MATLAB Grafiksel Kullanıcı Ara Yüzeyi (GUI) kullanılarak yapılmıştır. Ara yüzey fizyoterapistler için kullanışlı ve kolay olabilecek şekilde tasarlanmıştır. 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 teknikleri ile birleştirilmesi sonucu oluşan bir zeki kontrolör tarafından kontrol edilmektedir.

Sistem mekanizması üç serbestlik dereceli olup, hem sağ hem sol bacak için terapatik egzersizleri yaptırmaya uygundur. Farklı uzuv uzunlukları için ayarlanabilmektedir. Tüm motorlar tabana yerleştirildiğinden motor ağırlıklarının sistem dinamiklerine etkisi yoktur. Diz eklemi pantograf yapıda geliştirilmiştir. Sistem güvenliği donanım ve yazılım kontrollü olarak sağlanmaktadır.

I.7 TEZ BÖLÜMLERİNİN İÇERİKLERİ

II. bölümde, rehabilitasyon, terapatik egzersizler, alt uzuv anatomisi ve biyomekaniğine ilişkin teorik bilgiler ile literatür taramasına yer verilmiştir. Bu tezde kullanılan temel kuvvet kontrol yöntemi olan empedans kontrol yöntemi açıklanmıştır.

III. bölümde, rehabilitasyon robot sisteminin analiz, modelleme ve kontrolü açıklanmıştır.

IV. bölümde ise deneysel sonuçlar açıklanmıştır ve değerlendirilmiştir.

V. bölümde, eğitim amaçlı kullanımı açıklanmıştır.

VI. bölümde sonuçlar tartışılmış ve gelecek çalışmalar için öneriler sunulmuştur.

BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR

II.1 REHABİLİTASYONA İLİŞKİN TERİMLER, TANIMLAR

II.1.1 Temel Tanımlar:

Dünya Sağlık Teşkilatı (WHO)'nın Bozukluk, Yetersizlik ve Engellilik tanımları aşağıda verilmiştir: (İnal 2000)

Bozukluk (Impairment): Vücudun anatomik, fizyolojik veya psikolojik yapısında ve işlevinde görülen herhangi bir kayıp veya anormalliktir. Örnekler; kaslarda oluşan kuvvet kaybı, ağrı, eklem tutuklukları, konsantrasyon eksikliği.

Yetersizlik (Disability): Vücutta gelişen bozukluğa bağlı olarak, insan vücudunun yapması doğal kabul edilen hareket ve işlevleri yapamaması veya yapmakta zorlanmasıdır. Örnek olarak bir sekreterin boyun fıtığı olması, diz eklemindeki yaralanma sonucu tenis oynamayan kişi ya da sporcu gösterilebilir.

Engellilik(Sakatlık- Handicap): Bozukluk veya yetersizliğin, kişinin yaşının, cinsinin, sosyal ve kültürel durumunun gerektirdiği normal işlevlerini yerine getirmesini engelleyecek derecede olmasıdır. Omurilik yaralanması nedeniyle felç

geçirenler, kol veya bacağı yitirenler duyuşsal problemi olanlar örnek olarak gösterilebilir.

Rehabilitasyon kelimesi “re” ve “Habil” kelimelerinin birleşiminde meydana gelir. ‘**Habil**’ kelimesi Latince kökenlidir ve ‘**able=yapabilme**’ anlamına gelir. Rehabilitasyon kelime anlamı olarak ‘**tekrar kazandırma**’ manası taşır.

Fizyolojik veya anatomik bir bozukluğu veya 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 ulaştırılmasına **rehabilitasyon** denir. (İnal 2003)

Bir başka tanıma göre ise **rehabilitasyon**; kas-iskelet sistemine tam fonksiyonunu geri kazandırma işlemine denir. Rehabilitasyon, Normal Eklem Hareketlerini (NEH) ve kuvvetini geri kazanması için gereken egzersizler ve germe hareketlerini içerir. (Griffith 2000)

Bir spor aktivitesine bağılı olarak gelişen yaralanma nedeni ile beklenen fonksiyonel hareketlerini yerine getiremeyen bir sporcunun eski sağılığına kavuşabilmesi ve yeniden spora dönebilmesi için yapılan uygulamalara “**Spor Rehabilitasyonu**” denir. (İnal 2003)

II.1.2 Anatomik Pozisyon, Eksenler ve Düzlemler:

Eksen, etrafında hareketin meydana geldiğı çizgi olarak tanımlanabilir. Düzlem, eksene dik olan ve hareketin yapıldığı alandır. Eksen ve düzlem, rehabilitasyonda eklemlere göre düşünülür. Bütün hareketler ayakta duruş pozisyonunda, baş ilerde, üst ekstremiteler (uzuvlar) yanlarda, başparmak ve parmaklar ekstansiyonda avuçlar karşıya bakacak şekilde ve ayakların bir arada tutulduğu “**anatomik pozisyon**” a göre tanımlanır. Vücut içinden geçen üç tane belirli düzlem ve eksen olup bunlar birbirine diktir. Hepsinin kesiştiğı nokta vücudun yerçekimi merkezidir. Yerçekimi merkezi anatomik yapının etkisiyle, erkek ve çocuklarda daha yukarıdadır.

Anatomik Düzlem Bildiren Terimler: Üç temel düzlem vardır ve herhangi bir anatomik tanım bu üç ana düzlem esas alınarak yapılır. (Solomon 2000)

- a. **Sagittal Düzlem (planum sagittale):** Vücudu önden arkaya dik kesen düzlemdir. Bunlardan bir tanesi tam ortadan geçerek vücudu birbirine eşit iki

parçaya ayırır. Bu düzleme **median** düzlem denir. Bu düzlemdeki hareketler abduksiyon, adduksiyon ve lateral fleksiyondur.

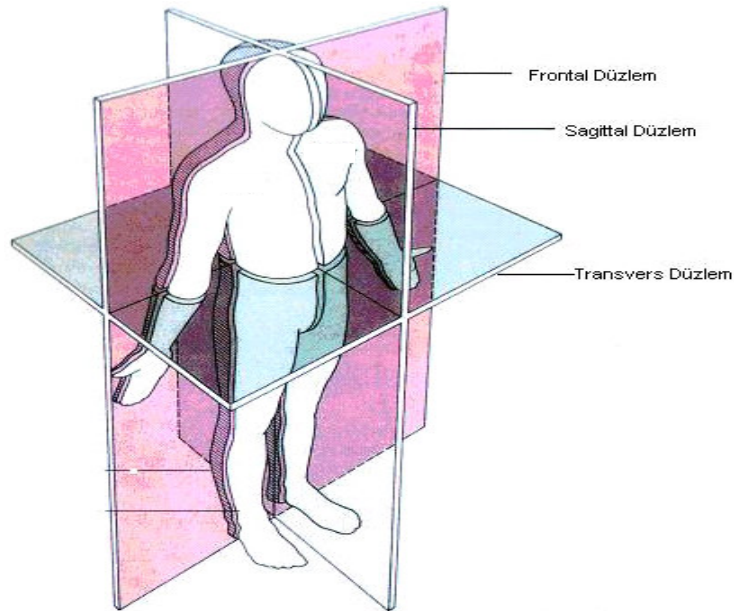
b. Transvers ya da Horizontal Düzlem (planum transversum/horizontale):

Yere paralel, vücudu enine kesen düzlemdir. Bu düzlemdeki hareketler horizontal abduksiyon, horizontal adduksiyon, internal rotasyon, eksternal rotasyon, pronasyon ve supinasyondur.

c. Frontal ya da Koronal Düzlem (planum frontale/coronale):

Sağdan sola ya da soldan sağa, yukarıdan aşağıya olan düzlemdir. Bu düzlemdeki hareketler fleksiyon ve ekstansiyondur.

Bu düzlemler Şekil II.1' de verilmiştir.



Şekil II.1 Anatmik Düzlemler (Solomon 2000)

Eksen bildiren terimler: sagittal, transvers ve vertikal eksenlerdir. **Median** vücudun orta çizgisine doğru, **lateral** vücudun orta çizgisinden uzağa doğru (sadece yana doğru olmak üzere) anlamını taşır.

Postür ve Balans: (Solomon 2000)

Postür; vücudun her kısmının, kendisine bitişik segmente ve bütün vücuda oranla en uygun pozisyonda yerleştirilmesidir. Vücudun postürü ya statik ya da dinamiktir.

Statik postür, oturma, ayakta durma, yatma sırasındaki postürdür. Dinamik postür, hareket sırasındaki vücut pozisyonlarıdır.

Balans; vücudun dengede olduğu, yani vücudu etkileyen karşı kuvvetler arasında bir düzen oluştuğunda görülen durumdur.

Doğru postür, her bir vücut kısmının diğer kısımlarla ilgili balansı sonucu oluşmasıdır. Balans sağlam veya bozuk olabilir.

Stabilite; balansın dayanıklılığı veya bir başka deyişle balansı bozabilecek kuvvetlere karşı direnme yeteneğidir. Kısaca postür sağlam bir balans sonucu sürdürülebilir.

Doğru postür en az enerjinin kullanıldığı, tendon, ligamentler, kemikler ve eklemlerde minimal zedelenmenin olduğu ve ağırlık merkezinin destek yüzeyi üzerinde tutulduğu bir pozisyonu anlatır. İnsan vücudunun ağırlık merkezi;

- a. çevresinde vücudun her yönde serbestçe dönebildiği noktadır,
- b. çevresinde vücut ağırlığının zıt yönlerde eşit olarak dağıldığı noktadır,
- c. üç ana vücut düzleminin (sagittal, frontal ve transvers) kesiştiği noktadır.

Vücudun ağırlık merkezi lateralden bakıldığında orta hat boyunca insan boynunun yaklaşık olarak %55' indedir. Stabilite derecesi üç etkene bağlıdır. Bunlar, destek yüzey genişliği, ağırlık merkezi destek yüzeyi yüksekliği, yerçekimi çizgisinin destek yüzeyine göre yerleşimi şeklindedir.

II.1.3 Rehabilitasyona İlişkin Hareket Tanımları ve Alt Uzun Hareketleri:

II.1.3.1 Hareket Tanımları:

Rehabilitasyonda beş temel hareket vardır. Bunlar; (Griffith 2000)

- *Ekstansiyon(Extension):* Bir uzvu veya eklemi uzatma, açma hareketi
- *Fleksiyon(flexion):* Bir uzvu veya eklemi bükme hareketi
- *Abduksiyon(abduction):* Bir uzvu vücudun orta hattından(omurga ile temsil edilir) uzaklaştırma hareketi.
- *Adduksiyon(adduction):* Bir uzvu vücudun orta hattına yaklaştırma hareketi.
- *Rotasyon:* Uzvu çevirme veya döndürme hareketi.

II.1.3.2 Alt Uzuvlar için NEH Sınırları:

Eklem hareket sınırları, uzmanlar tarafından farklı derecelerde kabul edilmektedir. Bunlardan en yaygın kullanılanlar Tablo II'1 de verilmiştir.

Tablo II.1 Alt Uzuvlar İçin En yaygın Kullanılan Alt Ekstremit Eklem Hareket Sınırları

EKLEM	HAREKET	EKLEM HAREKET SINIRLARI			
		AMERİKAN ORT.CER.DER.	KENDALL McCREARY	HOPPENFELD	KAPANDJI
Kalça	Fleksiyon	0-120 ⁰	0-125 ⁰	0-135 ⁰	0-120 ⁰
	Ekstansiyon	0-30 ⁰	0-10 ⁰	0-30 ⁰	0-30 ⁰
	Abduksiyon	0-45 ⁰	0-45 ⁰	0-50 ⁰	0-30 ⁰
	Adduksiyon	0-30 ⁰	0-10 ⁰	0-30 ⁰	0-30 ⁰
	Dış Rotasyon	0-45 ⁰	0-45 ⁰	0-45 ⁰	0-60 ⁰
	İç Rotasyon	0-45 ⁰	0-45 ⁰	0-35 ⁰	0-30 ⁰
Diz	Fleksiyon	0-135 ⁰	0-140 ⁰	0-135 ⁰	0-160 ⁰

II.1.3.3 Alt Uzuvlara Ait Hareketler:

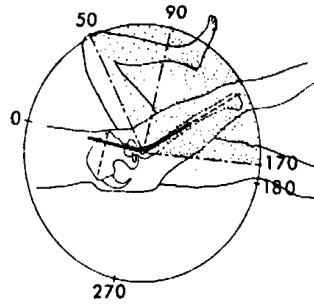
A- KALÇA:

Hareket: Fleksiyon-Ekstansiyon

Hareket Düzlemi: Sagittal

Hasta Pozisyonu: Sırt üstü veya yan yatabilir veya ayakta durur

Normal Sınırlar ve Hareket Genişliği: Diz ekstansiyonda 90° -170°, diz fleksiyonda 50° -170°



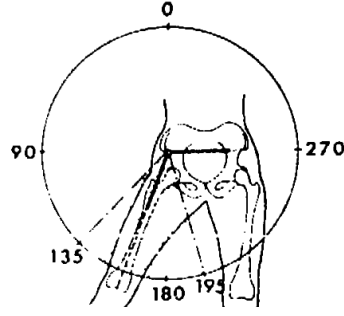
Şekil II.2 Kalça-Fleksiyon/Ekstansiyon (Cole)

Hareket: Abduksiyon-Adduksiyon

Hareket Düzlemi: Frontal

Hasta Pozisyonu: Sırt üstü veya ayakta durur

Normal Sınırlar ve Hareket Genişliği: 135° -195°



Şekil II.3 Kalça-Abduksiyon-Adduksiyon (Cole)

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

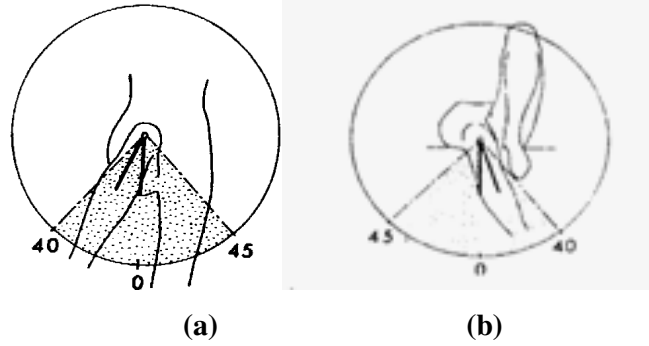
Normal Sınırlar ve Hareket Genişliği:

Eksternal rotasyon(Kalça fleksiyonda)-40°

Eksternal rotasyon(Kalça ekstansiyonda)-45°

İnternal rotasyon (Kalça fleksiyonda)-45°

İnternal rotasyon (Kalça ekstansiyonda)-40°



Şekil II.4 Kalça-eksternal/internal rotasyon (Cole)

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

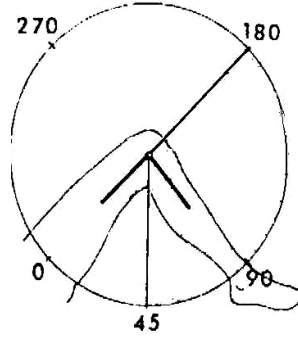
B-DİZ:

Hareket: Fleksiyon-Ekstansiyon

Hareket Düzlemi: Sagittal

Hasta Pozisyonu: Sırt üstü yatar veya bir sandalyeye oturur

Normal Sınırlar ve Hareket Genişliği: 45° -180°



Şekil II.5 Diz-Fleksiyon/Ekstansiyon (Cole)

II.2 EGZERSİZ TÜRLERİ:

Terapötik egzersizler, rehabilitasyonun en önemli uygulama alanlarından biridir. Egzersiz rejimleri ilaç tedavisinin aksine tam olarak tanımlanmış değildir. Bu hastalar için olumsuz bir durum teşkil etmektedir. Fiziksel egzersizler, kuvveti, dayanıklılığı (endurance), vücudu ve ona bağlı uzuvların hareket kabiliyetini geliştirir. Bir egzersiz programının elemanları şunlardır:

- Hasta: Egzersiz programı hakkında önceden bilgilendirilmiş olmalıdır.
- Amaç: Doktor ve fizyoterapist egzersiz programının amacına önem vermelidir. Amaç, hedeflenen kuvvete, kabiliyete ve performansa hedeflenen sürede varabilmektir.
- Önlemler: Hastanın egzersiz programına cevabı gözlenmelidir. Hastaya aşırı dozaj uygulanacaksa bilgilendirilmelidir.
- Süre: Her egzersiz periyodunun süresi iyi hesaplanmalıdır.
- Yoğunluk: Hastanın durumuna göre ayarlanır.
- Hareket doğallığı: Hareket doğallığı, hızı tarafından karakterize edilir.
- Ritim: Her hareketin ritmi ve effort(güç)-relaxation(dinlenme-gevşeme) çevrimi tanımlanmalıdır.
- Zamanlama: Egzersiz programı performansı artırmalıdır.

Terapötik egzersiz türlerinde kullanılan terimlerin tanımları aşağıda verilmiştir: (Sarı 2002)

Tekrar: Bir egzersizin bir kez yapılmasıdır.

Set: Belli bir tekrar içinde özel egzersizlerin gruplandırılmasıdır.

Direnç (Rezistans): Kas kontraksiyonuna karşı olan kuvvettir. Direnç birçok şekilde sağlanabilir. Örneğin; serbest ağırlıkla, özel cihazlarla, kum torbaları ile elastik bantlarla veya bir kişinin yardımı ile gerçekleşen manuel direnç ile.

Bir Maksimum Tekrar: Tüm hareket açıklığı boyunca maksimum dirence karşı bir kez hareket yapılmasıdır. Diğer bir deyişle bir kez kaldırılabilen maksimum ağırlıktır.

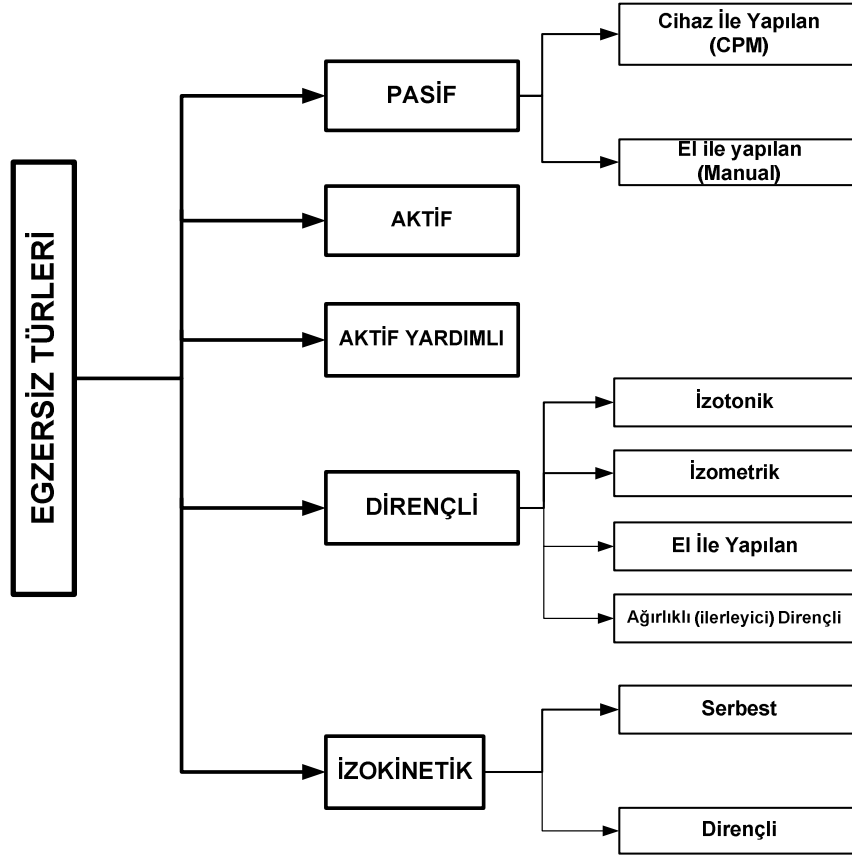
Kas Kuvveti: Bir kas veya kas grubunun maksimal efor ile dirence karşı harcadığı güç olarak tanımlandığı gibi, kişinin belli bir zaman içinde kasta oluşan kuvvet veya torku ortaya çıkarma yeteneği olarak da tanımlanır.

On Maksimum Tekrar: tüm hareket açıklığı boyunca maksimum dirençle 10 kez hareketin yapılmasıdır. Kasın 10 kez kaldırabildiği maksimum ağırlık ile yapılan birçok egzersiz programı düzenlenmiştir.

Hareketin Zamanı: Bir egzersizin bir tekrarının tamamlandığında geçen zamandır.

İstirahat Zamanı (interval): Setler ve tekrarlar arasındaki zamandır. Uygulanan dirence göre her set arasında 1-3 dakika dinlenme dönemleri olmalıdır. İstirahat süresi egzersizi güvenli bir şekilde sürdürmeye yeterli olmalıdır.

Terapatik egzersiz türleri pasif, aktif, aktif yardımcı, dirençli ve izokinetik egzersizler şeklinde sınıflandırılabilir. Pasif egzersizler özellikle kas kasılması olmayan hastalarda uygulanır. Pasif egzersizler el 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. İzotonik egzersizlerde kasın boyunda uzama izometrikte ise kasın tonusunda artma meydana gelir. İzokinetik 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 II.6 da verilmiştir olup pasif egzersiz haricindeki tüm egzersiz türlerinde uzuv aktif olduğundan “Bölüm II.2.1 Aktif Egzersizler” başlığı altında detaylı açıklamaları yapılmıştır.



Şekil II.6 Terapatik Egzersiz Türleri

II.2.1 Pasif Egzersizler:

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

II.2.2 Aktif Egzersizler:

Hasta hareketlerini kendi kendine dirençli veya direnç olmaksızın, yerçekimi etkisi altında veya yerçekimi olmaksızın yapar. Aktif egzersizler, eklemlerin fonksiyonlarını ve kas kuvveti artırır. Hareketler çok kolay ya da çok zor olmamalıdır. Aktif yardımcı ya da aktif dirençli egzersizlerden önce hastanın sinirsel durum ve tendon zararları giderilmelidir.

II.2.2.1 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.

II.2.2.2 Aktif Dirençli Egzersizler:

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

a. Statik (İzometrik) Egzersizler: Statik 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 gövdesinin 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 kuvvetini 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.
- Eklem zorlanma riskini azaltır.
- Statik kas kuvvetinin düzelmesine yardım eder. Ancak kasın aerobik potansiyelinin devam ettirilmesine çok az etkisi vardır.

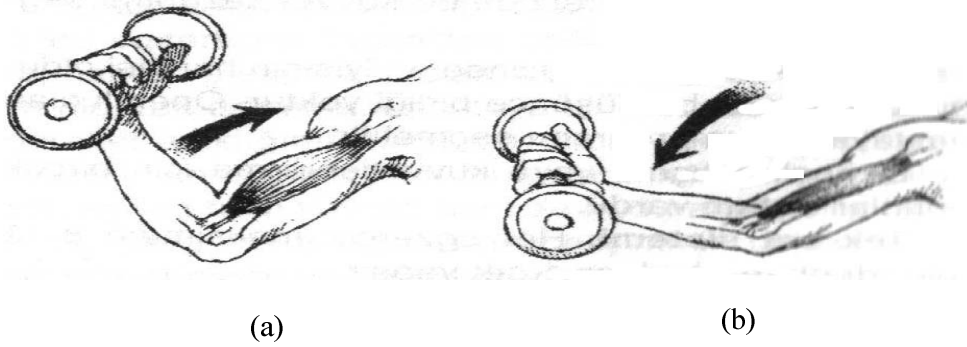
- Şişlikler azalabilir.
- Herhangi bir ek araç gereç gerektirmez ve her yerde kolaylıkla yapılabilir.
- Uzun zaman gerektirmez.

İzometrik egzersizlerin dezavantajları şunlardır;

- İzometrik hareketler kas yoğunluğuna yol açabilir.
- Kan basıncı, kalp atışını ve kardiyak çıkışı artırabilir.

b. Kinetik (Dinamik ya da izotonik) Egzersizler: Hareket sınırı boyunca dirençli hareket yapmaktır. 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 II.7a)
- **Eksentrik (dış merkezli) kasılma:** Kasın uzamasıyla sonuçlanır. Negatif iş olarak bilinir. (Şekil II.7b)
- **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 II.7 Biseps kası izotonik kasılma, (a) Konsentrik kasılma, (b) Eksentrik kasılma (Sarı 2002)

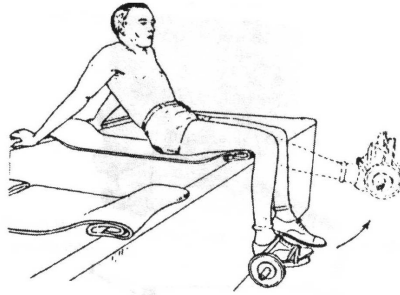
İzotonik egzersizler eklem hareket açıklığı boyunca sabit bir dirence karşı yapılan dinamik kas kontraksiyonları ile gerçekleştirilir. İzotonik eğitimde yük vermek için iki yöntem kullanılır. En yaygın olarak kullanılan yöntem direncin değişmediği serbest ağırlıklardır. Diğer yöntemde direncin değiştirilebildiği izotonik egzersiz cihazlarıdır. (Şekil II.8)



Şekil II.8 İzotonik Egzersiz Yapılabilen Özel Bir Cihaz
(<http://www.pedan.dk/produkter/biomedical/isotonic.jpg>)

İzotonik kuvvetlendirme programlarının birçok tipi geliştirilmiştir. İlklerden olan ve halen kullanılan **De Lorme** ve **Watkins** yöntemleridir. Maksimum tekrar konseptini getirmişlerdir. Maksimum tekrar (10) bir set boyunca 10 kez kaldırılabilen maksimal ağırlık miktarıdır.

Birinci sette 10 maksimum tekrarın yarısı (%50) ile 10 tekrar, ikinci sette %75'i ile 10 tekrar, üçüncü sette %100'ü ile 10 tekrar yapılır. Kuvvet kazanmak için ideal tekrar sayısı 6'lı 3 settir ve önerilen çalışma sıklığı haftada 4 kezdir. De Lorme'nin ilk formu aslında maksimum tekrarın %10'u ile başlayıp her sette %10 artış ile %100'e ulaşan 10 setten oluşmaktaydı. Ancak ağırlıkların değiştirilmesi sırasında çok zaman kaybedilmesi ve setlerin sayısı ve ağırlığı dolayısıyla set sayısı azaltılmıştır. De Lorme botları ile yapılan egzersiz Şekil II.9 da verilmiştir.



Şekil II.9 De Lorme Botları İle Yapılan Kuadriseps Egzersizi (Sarı 2002)

De Lorme tekniğine benzer olarak **Oxford** programı da maksimum tekrar konseptini kullanır. Bununla birlikte performans tam tersidir. Çünkü De Lorme tekniğinde giderek artan ağırlık nedeniyle son setlerde 10 tekrarı tamamlamak zor olabilmektedir. Oxford sisteminde birinci sette 10 maksimum tekrarın %100'ü ile 10 tekrar, ikinci sette %75'i ile 10 tekrar, üçüncü sette %50'si ile 10 tekrar şeklindedir. Haftada 4 gün yapılır ve her hafta 10 maksimum tekrar bulunur.

Mcqueen tekniğinde 10 maksimum tekrar bulunur. Maksimum tekrarın %100'ü ile 4 set yapılır. Haftada 3 kez yapılır. 1-2 haftada bir 10 maksimum tekrar bulunur.

Zinovieff tekniğinde (Oxford tekniği olarak ilk defa tarif edilen) de 10 maksimum tekrar bulunur. 10 set yapılır. Ancak her sette 1/2- 1/4 kg eksiltilecek 10 set tamamlanır. (Sarı 2002)

Rose tekniği, “kısa maksimal izotonik egzersiz” olarak da adlandırılır. 1 maksimum tekrar bulunur. 1 maksimum tekrar 5 saniye süreyle kaldırılır. Her gün yapılır. 1 maksimum tekrar her gün yeniden belirlenir. (Sarı 2002)

De Lorme sisteminin bir modifikasyonu günlük ayarlanabilen **aşamalı dirençli egzersiz (GAPRE)** sistemidir. Bu programla her bir set için optimal kapasiteye yakın çalışma ve dirençli eğitime giderek artan bir adaptasyon sağlanır. GAPRE sistemi 4 seti içerir. İlk set 10 tekrarlı olarak “çalışma ağırlığı” ile yapılır. Bu başlangıçta bulunan seviye veya yaralanma sonrası geline seviye temel alınarak tahmini olarak bulunur. İkinci sette direnç ayarlaması çalışma ağırlığının yaklaşık %75'i ile 6 tekrar şeklinde yapılır. Üçüncü ve dördüncü set ise maksimal bir çalışma direncine karşı yapılır ve bu setlerde progresif direnç ayarlanır. Üçüncü sette maksimal sayıda tekrar yapılmaya çalışılır ve bu yapılabilen sayı temel alınarak dördüncü sette yaklaşık 5-6 tekrara izin verecek şekilde çalışma ağırlığı ya artırılır ya da azaltılır. Bu şekilde direnç günlük performansa göre ayarlanmaktadır. GAPRE sistemi ile önemli derecede bir kuvvet kazanımı sağlanmaktadır.

İzotonik programlar içinde en iyisinin hangisi olduğu konusunda bir düşünce birliği yoktur. Önemli olan hastaya uygun programı seçmektir. Dirençli çalışma veya kuvvetlendirme için birçok popüler sistem vardır.

Tek set sistemi: Her egzersiz maksimum 8-12 tekrarlı olarak sadece 1 set yapılır.

Çoklu set sistemi: Direnci artırmak için 2-3 ısınma seti sonrası 5-6 maksimum tekrarlı 2-5 set yapılır.

Hafiften ağıra gitme sistemi: Bu De Lorme sistemidir.

Ağırdan hafife gitme sistemi: Bir ısınma setinden sonra 3-6 tekrarlı bir set ağır kilolarla yapılır. Bunu daha sonra daha hafif kilolarla yapılan setler izler bu setlerde tekrarların sayısı her bir başarılı setin sayısı ile aynıdır.

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.

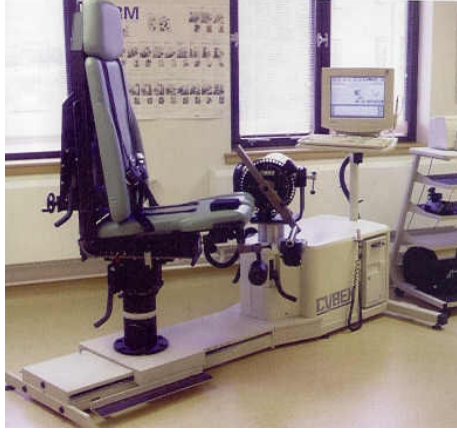
İzotonik kuvvetlendirme egzersizlerinin dezavantajları şunlardır;

- İzotonik egzersizler kasa hareketinin en zayıf noktasında yüklenir. Bu nedenle en zayıf noktasında kaldırabildiği ağırlığı kaldırabilir. 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.

c. İzokinetik Egzersizler: 1960'ların başında Amerikalı biomekanik uzmanı, James Perrine tarafından geliştirilmiştir. Bir izokinetik makine ile hasta sabit hızda çalışır.

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 II.10' da verilen Cybex'tir.



Şekil II.10 Cybex Cihazı (www.unm.edu)

İzokinetik cihaz 3 temel birimden oluşur. Dinamometre, hız seçici ve veri kayıt cihazı. Hız seçici; servo motor 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 kaldıraç kolunun hızının aynı kalmasıdır. Hasta bu hızı değiştiremez. Tüm hareket açıklığı içinde sabit bir hızla ve maksimum dirence karşı koyarak egzersiz yapılabilir. Basit bir yaklaşımla su içinde yapılan yürüme veya koşma egzersizlerine benzetilebilir. 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 başırlamaz. İzokinetik egzersizlerde direnç değişir. Hareket açıklığı içinde en zayıf ve en güçlü olduğu noktalarda dirence bir uyum, bir değişim vardır. Manuel dirençle aynı prensip kullanılabilir. Ancak izokinetik cihazla yapılan daha objektiftir.

Bazı yönlerden izokinetik kuvvetlendirme izotonik programlara çok benzer. Önerilen program sıklığı her hafta için 3 kezdir. İdame program daha az sıklıkla yapılır. İzokinetik egzersizler çeşitli hızlarda çalışmaya izin verirler (60 derece/ saniye, 120 derece/ saniye, 180 derece/ saniye, 240 derece/ saniye, 300 derece/

saniye, 450 derece/ saniye). Kazanılan kuvvet egzersizin hızına bağlıdır. Daha yüksek hızlarda yapılan çalışmalar düşük hızlardaki kuvveti artırabilmektedir. Ancak düşük hızlardaki çalışmalar yüksek hızlara taşınmamaktadır. Fonksiyonel aktivite farklı hızlarda yapıldığı için izokinetik çalışmanın da farklı hızlarda yapılması önerilmektedir.

İzokinetik egzersizlerin avantajları;

- Kasın hareket açıklığının en güçlü ve en zayıf olduğu noktalarda dirence 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 ekstremitte birbiriyle kıyaslanabilir, agonist/antagonist oranları belirlenir, iş ve yorgunluk parametreleri ölçülür, hareketin kinematik analizi yapılabilir.

İzokinetik sistemde ölçülebilen parametreler şunlardır:

- Tepe Tork (Maksimum Kas Gücü),
- Agonist/Antagonist Kuvvet Oranı,
- Ortalama Güç,
- Toplam İş,
- Yorgunluk Sınırı,
- Tork Hızlanma Enerjisi,
- Maksimum Kas Gücünün Vücut Ağırlığına Oranı,
- Her İki Ekstremitenin Birbiriyle Kıyaslanma Sonuçları.

Farklı birçok hız kullanılabilir. Yüksek hızlarda çalışma ile izokinetik egzersizler gücü artırır, ekleme olan kompresif kuvvetleri azaltır ve nörofizyolojik sistemi kuvvetlendirir. Ayrıca izokinetik egzersiz programı objektif ölçümlere izin verir, submaksimal, maksimal programlar ve gelişmelerinin izlenmesine olanak sağlar.

İzokinetik egzersizlerin dezavantajları da şunlardır;

- 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.

II.2.2.3 Aktif Aşamalı Ağırlıklı: (Kayhan 1995)

Kas kuvveti artan ve dayanıklı tipteki hastalara ağırlıklar yolu ile direnç uygulanır. Bu egzersiz tipinde direnç artırılarak maksimum 10 tekrar (10 RM= repetition maximum) yapılır. Her egzersiz seansında 10 tekrar hareketi 7 kez tekrarlanır. Daha sonraki haftalarda 10 tekrar hareketi daha eklenir.

Son yıllarda Günlük Ayarlanabilir Aşamalı dirençli Egzersiz (=Daily Adjustable Progressive Resistance Exercise-DAPRE) metodu sık kullanılmaktadır. Bu egzersizde 4 set yapılır ve çalışmanın ağırlığı önceki gündeki efora bağlı olarak ayarlanır. İlk sette 10 tekrarlı hareket yarım ağırlık ile gerçekleştirilir. İkinci sette ise 6 tekrar 4 hareket 3/4 ağırlık ile hareket yapılır. 4. sette ağırlık tekrar ayarlanır ve takip eden günlerdeki egzersizler için yeni çalışma ağırlıkları kullanılır. Tablo II.2'de bu set ve ağırlık değerleri verilmiştir.

Tablo II.2 DAPRE Tekniği

Set	Kullanılan Ağırlık Oranı	Hareket Tekrarı
1	1/2	10
2	3/4	6
3	Tam	Max ⁽¹⁾
4	Ayarlanır	Max ⁽²⁾

(1) 3.setteki hareket sayısı 4. sette bağlanacak ağırlık değerlerinin hesabında kullanılır. (Bkz.Tablo II.3)

(2) 4. setteki hareket sayısı ertesi gün çalışılacak ağırlık değerlerinin hesabında kullanılır.

Tablo II.3 Çalışma ağırlığı ayarlama çizelgesi

Tekrar sayısı	Çalışma ağırlığı ayarı için	
	4. set	Ertesi gün
0-2	3-5 kg azaltılır	
3-4	0-3 kg azaltılır.	Aynı
5-7	Aynı	3-5 kg arttırılır
8-12	3-5 kg arttırılır	3-8 kg arttırılır
13 ya da daha fazla	5-8 kg arttırılır	5-10 kg arttırılır

DAPRE tekniğinde optimum tekrar sayısı 6 RM yük ile 6 tekrardır. Eğer hasta 6 tekrardan daha yüksek performans göstermiş ise ağırlık çok hafif, tersi geçerli ise ağırlık çok fazladır. Hareket sayısı ağırlık ayarlanmasına yardımcı olur.

Aşamalı Ağırlıklı egzersizlerin sakıncaları:

- Eklem şişliği
- Eklem değişkenliği (kararsızlığı)
- Eklem kireçlenmesi

III.2.2.4 El ile Yapılan (Manual) Dirençli 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.

II.3 ALT EKSTREMİTE ANATOMİSİ ve BİYOMEKANİĞİ:

II.3.1 Kalça - Uyluk Anatomisi ve Biomekaniği: (Baltacı 2003)

Temelde alt ekstremitenin yapısı üst ekstremiteye benzer. Dik duruş sonucunda bacaklar üzerinde oluşan statik yüklenme, işlevsel gereksinimler nedeniyle, alt ekstremitede bazı yapısal değişikliklerin ortaya çıkmasına yol açar.

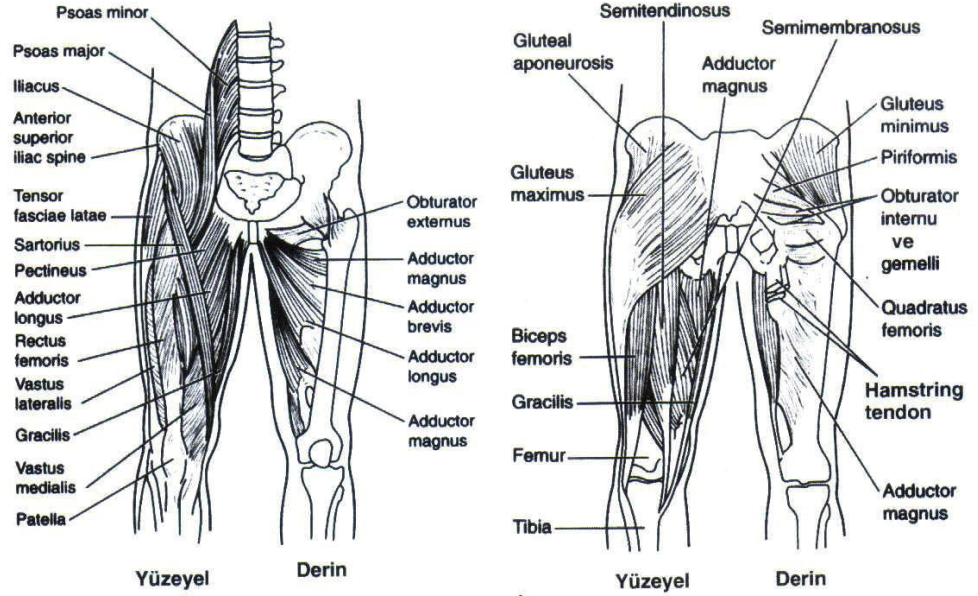
Kalça eklemi aşağıdaki hareketlerden sorumludur:

- Fleksiyon-ekstansiyon
- Abduksiyon-adduksiyon
- Eksternal-internal rotasyonlar

Kalça eklemine etki eden kaslar: Bu kaslar Şekil II.11 de verilmiştir.

a. Kalça ön yüzündeki kaslar:

- M. İlipsoas: Kalçaya fleksiyon, dış rotasyon ve adduksiyon yaptırır.
- M. Tensör fasciae latae: Fascia latanın gerginleştirilmesinde önemli bir rol oynar,



Şekil II.11 Kalça eklem kasları a-önden b-arkadan (Baltacı 2003)

- M. Rectus femoris: Quadriceps kasının bir bölümüdür. Kalça eklemine bir fleksörü olarak görev yapan, pelvisi öne eğen ve pelvis stabilizasyonuna yardımcı olan biartiküler bir kastır.
- M. Sartorius: Kalça eklemine fleksiyon, dış rotasyon ve abduksiyon yaptırır.

b. Kalçanın iç yüzündeki kaslar:

Yüzeysel tabaka: M. Pectineus, m. adduktor longus ve m. gracilis

Orta tabaka: M. Adduktor brevis

Derin tabaka: M. Adduktor magnus

Kalça adduksiyonundan sorumlu kaslardan oluşur.

c. Kalçanın dış yüzündeki kaslar:

- M. Gluteus medius: Uyluğun abduksiyon kasıdır.
- M. Gluteus minimus: Uyluğun abduksiyonuna ve iç rotasyonuna neden olup öne doğru çeker.

d. Kalçanın arka yüzündeki kaslar:

- M. Gluteus maksimus: Vücudun en güçlü kaslarından biridir. Kalça ekleminin ekstansiyonudur.
- İschioocrural kaslar: Bu kaslar kalça ekstansiyonuna yardımcı olur ve böylece gluteus maksimus kası ile sinerjik çalışır. Bu grupta yer alan kaslar şunlardır:
 - M. Piriformis
 - M. Gemellus superior
 - M. Gemellus inferior
 - M. Obturator externus
 - M. Obturator intemus
 - M. Quadratus femoris

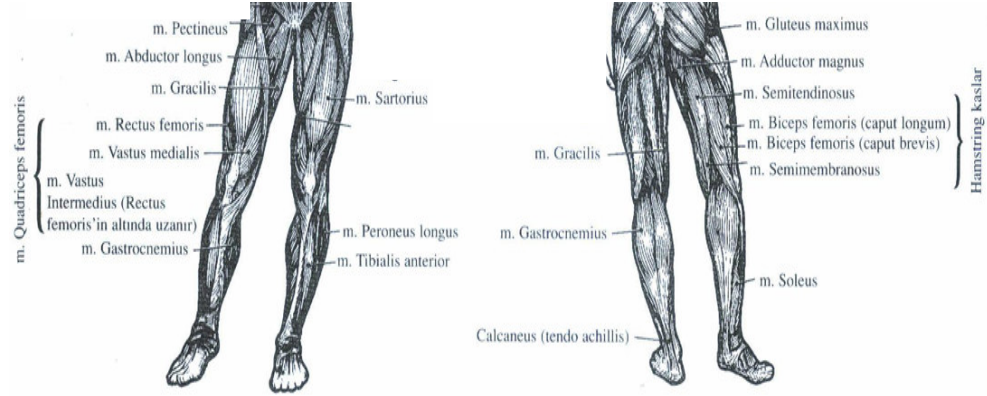
Bu kasların ana işlevi dış rotasyondur. Diğerlerinin tümü ek olarak abduksiyon yaptırırken piriformis kası abduksiyon yaptırır. Alt ekstremitte sabitlendiğinde, pelvise lateral fleksiyon yaptırır.

II.3.2 Diz Eklemi Anatomisi ve Biomekaniği:

Diz eklemi, femur, tibia ve patella olmak üzere üç kemikten meydana gelir. Tibia ve femur arasında yer alan tibiofemoral eklem ve patella ile femur arasında yer alan ve diz ekleminin özel bir parçası olan patello femoral eklemden oluşur. (Baltacı 2003)

Diz Eklemi Kasları:

Şekil II.12' de diz eklemi kasları verilmiştir.



Şekil II.12 Diz eklemi Kasları (Griffith 2000)

Diz fleksiyonu; hamsringler, M. Gastrocnemius ve M. Popliteus tarafından sağlanır. Dizin ekstansiyonu ise quadriceps femoris kası tarafından sağlanır. (Baltacı 2003)

II.4 REHABİLİTASYON TAKIMI:

Rehabilitasyon işlemi, **bir takım işidir. Doktor, fizyoterapist, hemşire, psikolog, sosyal hizmet uzmanı, iş ve uğraşı terapisti, prostetiot-ortotiot, sosyal çalışan, odyolog, konuşma terapisti** rehabilitasyon takımının üyeleri olup bunun yanı sıra hastanın kendisi, ailesi ve özel eğitim uzmanı da bu takım üyeleridir.

Rehabilitasyon takımının üyeleri ve görevleri aşağıda verilmiştir:

a. Doktor:

b. İş ve Uğraşı (Occupational) Terapisti (OT): Hastaların günlük yaşam aktivitelerinde bağımsızlığını en üst seviyeye çıkarmak için çalışır.

c. Fizyoterapist (=Fiziksel Terapist, FT): Fizyoterapist, doktor tarafından tanısı konmuş hastaları değerlendiren, fizyoterapi programını belirleyen ve uygulayan, tedavinin etkisine göre, bu programda gerekli değişiklikleri yapan ve hastasının fiziksel durumunu geliştirerek, toplum içindeki sosyal ve mesleki rolünü yeniden kazanmasına yardımcı olan; yani rehabilite eden kişidir. Fizyoterapist, hastasının kas gücüne, eklem hareket

miktarına ve ağrı durumuna göre aktif, aktif yardımcı, pasif veya dirençli egzersizler yaparak ilgili vücut kısmının kuvvetini, esnekliğini, eklem hareket miktarını ve dayanıklılığını arttırmayı amaçlar. Kas iskelet sistemine yönelik olarak yapılan bu egzersizlerin yanı sıra, nörolojik, kardiyovaskular ve solunum sistemine etki eden tedavi yaklaşımlarını da uygular. Ayrıca hidroterapi teknikleri, elektroterapi traksiyon ve manual terapi teknikleri hakkında bilgi sahibidir.

- d. Rekreatif Terapist (RT):** Hastaların sosyal kapasitelerini, hobilerini, aile ilişkilerini rehabilite eder.
- e. Hemşire:** Hastanın pozisyonunun düzeltilmesi, yeme, giyinme gibi aktivitelerine yardımcı olur. Sağlığının korunmasını temin eder.
- f. Sosyal Çalışman (SÇ):** Hastanın durumunu üst seviyelere çıkarmak için kendisi ve ailesi ile görüşür. Gerekli finansmanın sağlanması için çözüm üretir. Topluma uyumunu sağlar.
- g. Psikolog:** Hasta ve ailesinin rehabilitasyon sürecine tam katılımını sağlar. Hastaların stress seviyesi, problem çözme yeteneği, psikolojik durum, davranış durumu ile ilgili çalışma yapar.
- h. Konuşma Terapisti (KT):** Hastaya konuşma ile ilgili tedavi yöntemlerini uygular.
- i. Odyolog:** Hastanın işitme deneyimini test eder.

II.5 ROBOTLARDA EMPEDANS KUVVET KONTROL:

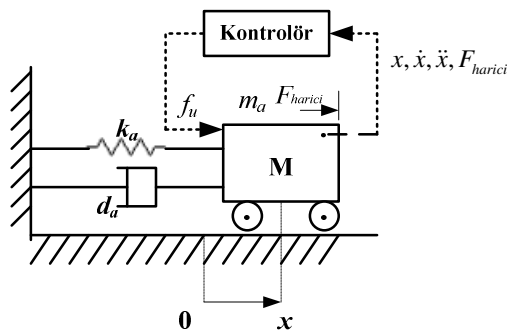
Robot kolu uç noktası (end-effector) mekanik empedansının ayarlanması yolu ile kuvvet ve konum kontrolünün gerçekleştirilmesi esasına dayanır. Bu mekanik empedans, robot kolunun çevresi ile olan teması sonucu ortaya çıkan harici kuvvetler ile uç nokta arasındaki ilişkiden kaynaklanır. Mekanik empedans, uygulanan harici kuvvete karşı mekanizmanın esnekliğinin davranışıdır. Pasif ve aktif empedans olmak üzere iki tip yöntemi mevcuttur. **Pasif empedans yönteminde**, istenen mekanik empedans sadece mekanik elemanlar (yaylar ve sönümleyiciler) tarafından oluşturulur. **Aktif Empedans yönteminde** ise istenen uç nokta mekanik empedansı robot uç noktasının konum, hız, temas kuvveti gibi parametrelerinin geri besleme yapılması ve böylece eklem aktüatörlerinin kontrol edilmesi ile oluşturulur. Empedans Kontrolün temelleri Neville Hogan tarafından atılmıştır. (Hogan 1985)

Pasif Empedans Yöntemi: Bu yöntem kuvvet kontrol çevrimi gerektirmez. Kontrol sistemi basit yapıdadır. Bu yöntemde her işlem için farklı donanım ihtiyacı baş gösterir. Sürekli donanım modifikasyonu olmaksızın, manipülatörün çok yönlülüğü kullanılarak sanal (virtual) mekanik empedans değiştirilebilir.

Aktif Empedans Yöntemi: Robot uç noktasının konum, hız ve harici kuvvet ölçümü tabanlı geri besleme kontrol kuralı kullanılarak eklem aktüatörlerinin sürülmesi esasına dayanır.

Geliştirilen rehabilitasyon robot sisteminde temel kontrol yöntemi olarak empedans kontrol kullanılmıştır. Sistemin daha iyi anlaşılabilmesi için Yoshikawa (1990) referans alınarak empedans kontrol ile ilgili genel açıklamalar aşağıda özetlenmiştir.

Aktif Empedans Yöntemi: Bir Serbestlik Dereceli Durum



Şekil II.13 Bir Serbestlik Dereceli Sistemin Aktif Empedans Kontrolü (Yoshikawa 1990)

Sistemin hareket denklemi şu şekildedir:

$$m_a \ddot{x} + d_a \dot{x} + k_a x = f_u + F_{harici} \quad (II.24)$$

Burada;

m_a : kütle

d_a : sönüm katsayısı

k_a : esneklik katsayısı

f_u : uygulanan kuvvet

F_{harici} : harici kuvveti

temsil eder.

Denklem II.24'te hareket denklemi verilen Şekil II.13'teki sistemin, harici F_{harici} kuvveti uygulandığında arzu edilen empedans değerleriyle hareket etmesini istersek hareket denklemi şu şekilde olur.

$$m_d \ddot{x} + d_d (\dot{x} - \dot{x}_d) + k_d (x - x_d) = F_{harici} \quad (II.25)$$

Burada;

m_d : istenen atalet katsayısı

d_d : istenen sönüm katsayısı

k_d : istenen esneklik katsayısı

x_d : istenen yörünge

Eğer sistemde konum x , hız \dot{x} ve ivme \ddot{x} ölçülebilir ise kontrol kuralı şu şekilde olur.

$$f_u = (m_a - m_d) \ddot{x} + (d_a - d_d) \dot{x} + (k_a - k_d) x + d_d \dot{x}_d + k_d x_d \quad (II.26)$$

Harici kuvvet F_{harici} ölçülebilir olduğunda II.26 nolu denklem aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$f_u = (d_a - m_a m_d^{-1} d_d) \dot{x} - (k_a - m_a m_d^{-1} k_d) x - (1 - m_a m_d^{-1}) F_{harici} + m_a m_d^{-1} (d_d \dot{x}_d + k_d x_d) \quad (II.27)$$

m_a ve m_d birbirine eşit olması durumunda basitleştirilmiş hız ve konum geri besleme kuralı şu şekilde ifade edilebilir;

$$f_u = (d_a - d_d)\dot{x} - (k_a - k_d)x + (d_d\dot{x}_d + k_dx_d) \quad (\text{II.28})$$

Kontrol kuralı istenen empedansın oluşturulması için geliştirildi (denklem II.25). Ancak sistemin kararlılığını garanti altına almak için m_d , k_d , d_d katsayılarının hesaplanması gerekir. Bunun için önce sistemin çevre ile temasının olmadığını veya F kuvvetinin değerinin sıfır olduğunu kabul edelim ve m_a ve m_d 'nin birbirine eşit olduğunu varsayalım. Bu durumda doğal frekans;

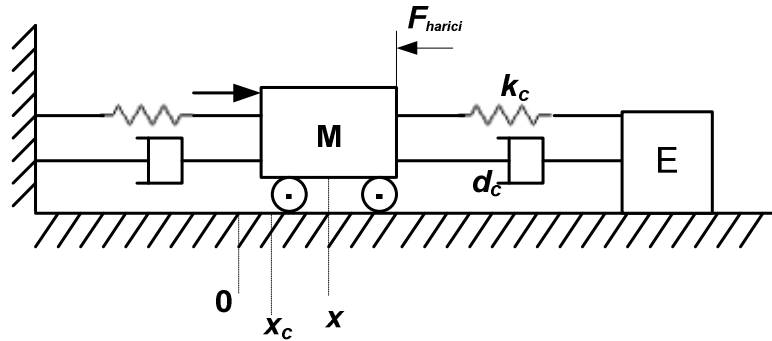
$$\omega_c = \sqrt{\frac{k_d}{m_d}} \quad (\text{II.29})$$

Sönüm Oranı;

$$\zeta = \frac{d_d}{2\sqrt{m_d k_d}} \quad (\text{0.7 ile 1 arası}) \quad (\text{II.30})$$

olacaktır. m_d , k_d , d_d pozitif olmak üzere kararlı hal konum ve hız hatası herhangi arzu edilen yörünge x_d için bir noktada sıfır olur.

Temas olma durumu: M kütesine bir E sabit cismi Şekil II.14' deki gibi bağlansın.



Şekil II.14 Sabit Bir Cisim ile Temas Durumu (Yoshikawa 1990)

$$d_c\dot{x} + k_c(x - x_c) = -F_{harici} \quad (\text{II.31})$$

x_c : $F_{harici} = 0$ için denge konumu

Ya M cisminin temas yüzeyi ya da E elastik olur ise (ya da ikisinde), k_c küçüktür. İki yüzeyde katı ise k_c büyük olur. d_c değeri iki cismin materyallerine de bağlıdır. Denklem II.31 ve II.25 toplanarak şu bağıntı elde edilir;

$$m_d \ddot{x} + (d_d + d_c) \dot{x} + (k_d + k_c) x = d_d \dot{x}_d + k_d x_d + k_c x_c \quad (\text{II.32})$$

Bu sistemin doğal frekansı;

$$\omega_c = \sqrt{\frac{k_d + k_c}{m_d}} \quad (\text{II.33})$$

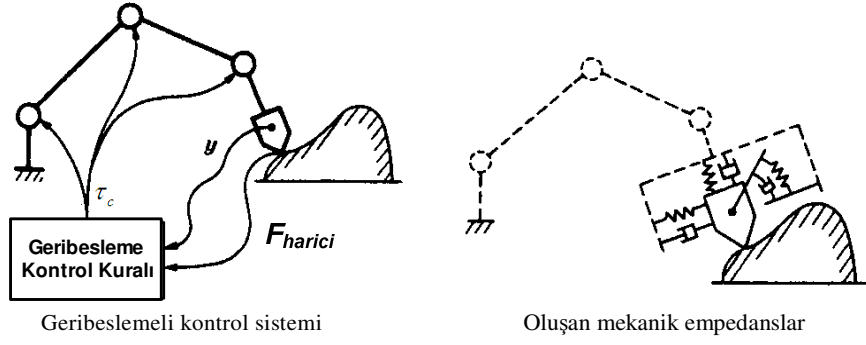
Sönüm Oranı ise şu şekildedir;

$$\zeta = \frac{d_d + d_c}{2\sqrt{m_d(k_d + k_c)}} \quad (\text{II.34})$$

k_c ve d_c biliniyorsa m_d , k_d , d_d hesaplanabilir. Ancak k_c ve d_c ' nin değeri genelde bilinmez. Eğer k_c ' nin değeri tahmin edilenden büyük ise ve d_c daha küçük ise sistemin sönüm karakteristiği denklem II.34' den hesaplanamayabilir. Bu durumda daha küçük olan d_d değeri seçilir. Eğer daha küçük k_d ve d_d seçilmiş ise aşırı büyük temas kuvvetinin kaybı oluşur ve M cismi E tarafından oluşturulan kısıtlara daha iyi uyacaktır. Aktif empedans yönteminin avantajı m_d , k_d , d_d değerleri ayarlanarak arzu edilen empedans değeri ayarlanabilir.

Aktif Empedans Yöntemi: (Genel durum) (Yoshikawa 1990)

Aktif Empedans yönteminde (Şekil II.15) arzu edilen robot uç noktası mekanik empedansı, robot uç noktasının konum, hız, temas kuvveti gibi parametrelerinin geri besleme yapılması ve böylece eklem aktüatörlerinin kontrol edilmesi ile oluşturulur.



Şekil II.15 Aktif Empedans Yöntemi (Yoshikawa 1990)

Bu yöntemde temas kuvveti arzu edilen empedans parametreleri cinsinden şu şekilde ifade edilir:

$$M_d \ddot{y} + D_d \dot{y}_e + K_d y_e = F_{harici} \quad (II.35)$$

Burada,

y : robot kolunun çalışma uzayındaki konum vektörü

y_d : arzu edilen konum vektörü

$$y_e = y - y_d$$

F_{harici} : Robot uç noktasına etkiyen harici kuvvet

$M_d \in \mathbb{R}^{n \times n}$: arzu edilen atalet matrisi

$D_d \in \mathbb{R}^{n \times n}$: arzu edilen sönüm katsayı matrisi

$K_d \in \mathbb{R}^{n \times n}$: arzu edilen esneklik katsayı matrisi

n : serbestlik derecesi

Çevresi ile temas halinde olan robot kolunun eklem uzayında tanımlanan dinamik denklemler denklemler II.36 ile verilir:

$$M(q)\ddot{q} + h_N(q, \dot{q}) = \tau + J^T(q)F_{harici} \quad (II.36)$$

Burada,

$M(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$: atalet matrisi

$h_N(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times 1}$: coriolis+merkezkaç kuvvet vd. etkiler

$q \in \mathbb{R}^{n \times 1}$: eklem açıları matrisi, $q^T = [\theta_0 \ \theta_1 \ \theta_2]$

$J(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$: Jakobiyen vektörü

$\tau \in \mathbb{R}^{n \times 1}$: eklem tork matrisi

Asıl önemli olan robot kolunun çevresi ile olan ilişkisi olduğundan eklem uzayında tarif edilmiş olan denklem II.36'yı çalışma uzayında tanımlamak gerekir:

$$M_y(q)\ddot{y} + h_y(q, \dot{q}) = J_y^{-T}(q)\tau + F_{harici} \quad (II.37)$$

$M_y(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$: atalet matrisi

$h_y(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times 1}$: coriolis, merkezkaç kuvvet vd. etkiler

$J_y(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$: jakobiyen vektörü (çalışma uzayında tanımlı)

$$y = f_y(q) \quad (II.38)$$

$$\dot{y} = J_y(q)\dot{q} \quad (II.39)$$

$$\ddot{y} = \dot{J}_y\dot{q} + J_y\ddot{q} \quad (II.40)$$

Eylem uzayındaki atalet matrisi $M_y(q)$ ve lineer olmayan terimlerden oluşan $h_y(q, \dot{q})$ vektörünü eklem uzayındaki $M(q)$ ve $h(q, \dot{q})$ cinsinden ifade etmek mümkündür.

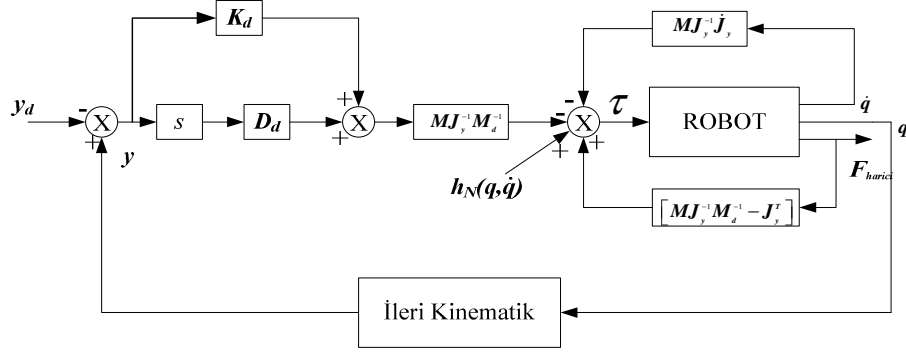
$$M_y(q) = J_y^{-T} M(q) J_y^{-1}(q) \quad (II.41)$$

$$h_y(q, \dot{q}) = J_y^{-T} h_N(q, \dot{q}) - M_y(q) \dot{J}_y(q) \dot{q} \quad (II.42)$$

II.37, II.41 ve II.42 nolu denklemleri kullanarak arzu edilen empedans parametreleri M_d , D_d ve K_d yi elde edebilmek için gerekli eklem torkları şu şekilde yazılabilir:

$$\begin{aligned} \tau = & h_N(q, \dot{q}) - M(q) J_y^{-1}(q) \dot{J}_y(q) \dot{q} \\ & - M(q) J_y^{-1}(q) M_d^{-1} (D_d \dot{y}_e + K_d y_e) \\ & + \left[M(q) J_y^{-1}(q) M_d^{-1} - J_y^T(q) \right] F_{harici} \end{aligned} \quad (II.43)$$

Empedans kontrolün blok diyagramı Şekil II.16' da verilmiştir.



Şekil II.16 Empedans Kontrol Blok Diyagramı

II.6 REHABİLİTASYON AMAÇLI ROBOT ÇALIŞMALARI

Rehabilitasyon robotları üç ana sınıfa ayrılır. Bunlar;

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

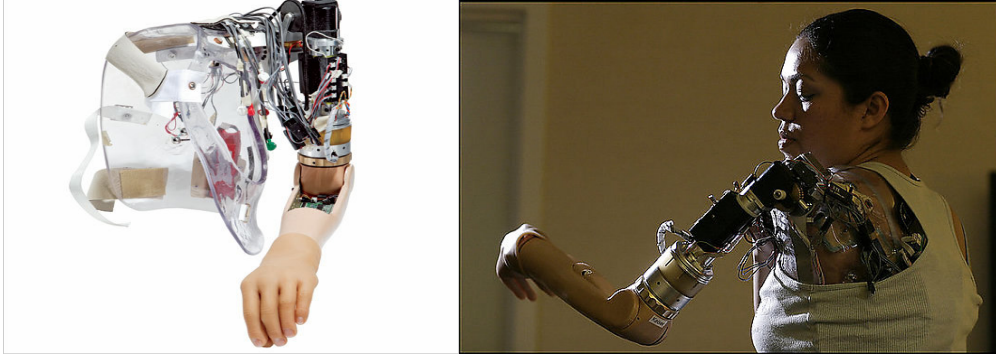
Bunlardan yardımcı (asistif) robotlar özellikle hastaların günlük ve sosyal yaşantılarına katkıda bulunmak üzere geliştirilmiş robotlardır. Bu robotlar sayesinde hastalar kendi başlarına yemek yiyebilme, raflardaki eşyaları alabilme vb. davranışları başkalarına ihtiyaç duymadan yapabilirler. Şekil II.17’ de örnek davranışlar verilmiştir.



Şekil II.17 Yardımcı (asistif) Robot Uygulamaları

(<http://www.exactdynamics.nl>, 2007)

Protez robotlar, kopan uzuvların işlevlerini yerine getirmek üzere üretilen kuvvet ve biofeedback' lerle çalışan robot kollarıdır. Şekil II.18' de protez robot kollarına ilişkin örnekler verilmiştir.



Şekil II.18 Protez Robot Kolları (Özkaya 2007)

Terapatik robotlar, alt ve üst uzuvlar için pasif veya aktif egzersiz hareketlerini yaptırmak için geliştirilmiş robotlardır. Bu tez kapsamında ele alınan FİZYOTERABOT 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 sınıflandırılabilir. Bu bölümde rehabilitasyon amaçlı terapatik robotlara ilişkin yapılan çalışmalar mekanizma, kontrol yöntemi ve genel özellikleri açısından incelenmiş, gerçekleştirilen tez çalışmasının bu çalışmalar içindeki yeri ve önemi vurgulanmıştır.

II.6.1 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robot

Mekanizmaları:

Rehabilitasyon robotları tedavi edilecek uzuvlara göre tasarlanmaktadır. Tasarımdaki önemli parametreler mekanizma ağırlığı, kullanılan malzemenin niteliği ve güvenilirliğidir. Geçmişte yapılan rehabilitasyon amaçlı uygulamalarda kullanılan mekanizmalar aşağıda verilmiştir.

Rehabilitasyon amaçlı üretilen mekanizmaların en bilineni CPM dir. Salter ve Simmonds 1980 yılında CPM' i tedavi amaçlı kullanmıştır. Bu cihaz pasif çalışmakta

ve tekrarlı hareketleri gerçekleştirebilmektedir. (Salter ve Simmonds 1980) Şekil II.19’da bacak ve omuz için üretilen CPM mekanizmaları verilmiştir.



Şekil II.19 CPM Cihazları (www.arthroscopy.com/cpm.gif)

Dijkers ve Debeam, altı serbestlik dereceli bir robot kolu mekanizmasını üst eklem rehabilitasyonu için kullanmıştır. (Dijkers ve Debeam 1991)

MULOS isimli projede üst eklemlerin hareketlerine yardımcı olacak beş serbestlik dereceli bir mekanizma kullanılmıştır. Mekanizma tekerlekli sandalye üzerine monte edilmiştir. (MULOS 1997)

Krebs, Hogan ve Aisen, üst eklemler için iki serbestlik dereceli MIT-MANUS adı verilen SCARA tip bir robot mekanizması kullanmıştır. (Krebs ve diğ. 1998)

Cunningham D.E. gerçekleştirmiş olduğu çalışmada üst eklem rehabilitasyonu için tek serbestlik dereceli bir robot kolu kullanmıştır. (Cunningham 1999)

Rao, Agramal, ve Scholz fiziksel terapi esnasında rehabilitasyona yardımcı deneysel bir test düzeneğini Puma 260 kullanarak geliştirmiştir. (Rao ve diğ. 1999)

Rosen, Brand, Moshe, Fuchs ve Arcan’ ın üst eklemler için gerçekleştirdikleri sistemleri iki serbestlik dereceli ve iki linklidir. (Rosen ve diğ. 2001)

Kiguchi, Kariya, Watanabe, Izumi ve Fukuda gerçekleştirdikleri çalışmada üst eklemler için bir serbestlik dereceli bir robot mekanizması kullanmıştır. (Kiguchi 2001)

Kiguchi, Iwami, Yasuda, Watanabe ve Fukuda 2001 yılında yaptıkları çalışmayı geliştirerek üst eklemler için iki serbestlik dereceli bir mekanizma kullanmıştır. (Kiguchi ve diğ. 2003)

Fukuda, Tsuji, Kaneko ve Otsuka el, bilek ve kol rehabilitasyonu için bir mekanizma kullanmıştır. (Fukuda 2003)

Noritsigu, Tanaka ve Yamanaka, iki serbestlik dereceli bir mekanizma kullanmıştır. (Noritsigu ve diğ. 1996)

Reinkensmeyer, Kahn ve Schmit çalışmalarında üst eklem rehabilitasyonu için üç serbestlik dereceli bir mekanizma kullanmıştır. (Reinkensmeyer 2000)

Noritsigu, Tanaka ve Yamanaka iki serbestlik dereceli pinomatik bir robot manipulator geliştirmiştir. (Noritsigu 1998)

Richardson, Austin ve Plummer üç serbestlik dereceli pinomatik tahrikli bir mekanizma kullanmıştır. (Richardson 1999)

Okada ve Sakaki, alt eklem rehabilitasyonu için iki serbestlik dereceli bir mekanizma geliştirmiştir. (Okada 2000)

Homma, Fukuda, Nagata, diz ve kalça rehabilitasyonu için “**wire driven**” adı verilen hasta yatağı ile beraber kullanılan bir mekanizma geliştirmiştir. (Homma 2002)

REHAROB isimli projede üst eklem rehabilitasyonu için iki adet endüstriyel robot kullanılmıştır. (REHAROB 2000)

Yukarıda bahsedilen bu çalışmalarda kullanılan mekanizmalar genelde bir veya iki serbestlik dereceli ve çoğunlukla üst eklem rehabilitasyonuna yöneliktir. Bu tezde geliştirilen mekanizma bunlardan farklı olarak üç serbestlik dereceli ve alt uzuvların rehabilitasyonuna yöneliktir.

II.6.2 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robot

Çalışmalarında Kullanılan Kontrol Teknikleri:

Rehabilitasyon işleminde gerçekleştirilen hareketler konum ve kuvvet kontrolünü beraber gerektirmektedir. Bu amaçla rehabilitasyon robotlarında iki ana kontrol yöntemi kullanılmaktadır. Bunlar **birleşik (hibrid) kuvvet ve konum kontrol**, ve **empedans kontrol**’dür.

İnsan, duyuları (görme, işitme, koku, dokunma) vasıtasıyla çevresindeki dinamik şartlara uyum gösterebilmekte ve gerekli tepkileri verebilmektedir. İnsan zekâsının hafıza, karar verme, öğrenme eş zamanlı adapte olabilme gibi özellikleri nedeniyle insanı tabiatta güçlü kılmaktadır. Robotlar özellikle insanın

gerçekleştirmesinin zor olduğu görevlerde çalışmak üzere geliştirilmektedir. Bu görevler özellikle dinamik çevre şartlarında gerçekleşmektedir. Dolayısıyla robotların bu çevre şartlarına insan gibi uyum gösterebilmesi gerekmektedir. Yapay zekâ teknikleri insan zekâsını model olarak oluşturulan sistemler veya bilgisayar yazılımlarıdır. Bu nedenle robot kontrolünde özellikle **son 20 yılda** sıkça kullanılmaya başlamıştır.(Lingarkar 1988, Yang ve Asada 1992, Liu ve Asada 1993, Xu ve Yang 1995) Bu tekniklerin en bilinenleri **bulanık mantık, yapay sinir ağları (YSA), genetik algoritma ve bilgi-kural tabanlı sistemlerdir.**

Yabuta (1990), Kiguchi (1993), Shibata (1992) çalışmalarında YSA' nın öğrenme kabiliyetini robot kontrolünde kullanmıştır.(Yabuta ve Yamada 1990, Kiguchi ve diğ. 1993, Shibata ve diğ. 1992)

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

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

II.6.2.1 Birleşik Kontrol Uygulamaları:

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

Rehabilitasyon robotlarında ise birleşik kontrolün uygulandığı çalışmalar şunlardır:

Ming ve diğerleri bir rehabilitasyon robotunda kuvvet-konum kontrolünü bulanık tekniklerle gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada hasta lineer ve dairesel yörüngeleri takip etmeye çalışmaktadır. (Ming ve diğ 2005)

Bernhardt, Frey, Colombo ve Riener LOKOMAT adı verilen yürüme amaçlı rehabilitasyon robot mekanizmasında birleşik kontrol tekniğini kullanmıştır. Çünkü

insan yürüme hareketinde pozisyon kontrol teknikleri tek başına yeterli olmamaktadır. (Berhardt ve diğ. 2005)

II.6.2.2 Empedans Kontrol:

Empedans kontrol tekniğinde kuvvet ve konum doğrudan kontrol edilmez. Kontrol, robot kolu uç noktası mekanik empedansının ayarlanması yolu ile kuvvet ve konum kontrolünün gerçekleştirilmesi esasına dayanır.

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 ve diğ. 1998, Dutta ve Obinata 2002, Tsuji ve diğ. 2005) Bu nedenle birçok çalışmada insan-robot etkileşiminin olduğu uygulamalarda empedans kontrol tekniği kullanılmıştır. (Ikeura ve diğ. 1994, Tsumugiwa ve diğ. 2001-2003-2004, Dutta ve Obinata 2002, Park ve Lee 2004)

Rehabilitasyon işleminde de insan – robot etkileşimi olduğundan empedans kontrol tekniği bu alandaki robot çalışmalarında en kullanışlı ve uygun kontrol yöntemi olarak kabul edilmektedir ve birçok uygulamada kullanılmaktadır. (Aisen ve diğ. 1997, Culmer ve diğ. 2005, Richardson ve diğ. 1999-2000-2003-2005, Okada 2000, Krebs ve diğ. 1998-2003, Tanaka ve diğ. 2000) Empedans kontrol yöntemi sayesinde hastaya bir insan kadar hassas ve yumuşak şekilde egzersiz hareketleri yaptırılmaktadır. (Krebs ve Hogan 1998). Benzer şekilde Culmer ve diğerleri, üst eklemelerin rehabilitasyonu için empedans kontrolün bir türü olan admitans kontrol yöntemini kullanmışlardır. (Culmer ve diğ. 2005)

Ayrıca protez cihazlarında da empedans kontrol yöntemi kullanılmaktadır.

Pan ve diğerleri, mekatronik eğitiminde öğrencilere yönelik deneylerde kullanılmak üzere EMG kontrollü protez bir robot kolunu empedans kontrolle geliştirmiştir. (Pan ve diğ. 2004)

Tsuji ve diğerleri iskelet kas modeli tabanlı yöntem kullanılarak protez bir elin kontrolünü empedans kontrol yöntemi ile gerçekleştirmeye çalışmıştır. Bu çalışmada kontrol işlemi iki temel adımdan oluşmaktadır. NN tabanlı olarak EMG paternlerinin diskriminasyonu ile el eklemi seçilmiştir. Daha sonra NN ve empedans kontrol kullanılarak kasın eylem seviyesi tahmin edilmiştir. EMG sinyal seviyeleri kullanılarak empedans kontrolün parametreleri tahmin edilmiştir. (Tsuji ve diğ. 2000)

Bu tezde fizyoterapist ve hasta arasında robot kolu üzerinden temas olduğundan dolayı en etkili kontrol yöntemi olduğu bilinen empedans kontrol kullanılmıştır. Fizyoterapistin hareketleri robota öğretmesi esnasında empedans parametreleri titreşime yol açmayacak ve fizyoterapistin hasta uzvunu en kolay biçimde hareket ettirmesini sağlayacak şekilde seçilmiştir. Dirençli egzersizler empedans parametrelerinin değiştirilmesi yolu ile modellenmiştir. Dirençli egzersizlerde kullanılan parametre değerleri üç ayrı denek için analiz edilmiştir. Bu analizlerin sonuçları ışığında göre uzuv hareketi esnasında oluşan kuvvetlere göre “düşük, orta, yüksek, en yüksek” şeklinde direnç seviyeleri bulanık kurallar ile oluşturularak uygun parametre değerleri egzersizlerde kullanılmak üzere atanmıştır.

II.6.3 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 ve diğ. 2000, Lum 2002) Bu amaçla yapılan çalışmalar aşağıda verilmiştir.

Khalili ve Zomlefer’ in gerçekleştirdikleri ölçüm amaçlı rehabilitasyon mekanizması, iki serbestlik dereceli düzlemsel (planar) tiptedir. (Khalili ve Zomlefer 1987)

Lin, rehabilitasyon amaçlı, insan eklemlerinden alınan EMG sinyallerinin ölçülüp değerlendirilmesine yönelik bir sistem geliştirmiştir. Robot Manipülatörün kontrolünü klasik PID ile yapmıştır. Oluşturulan yazılım ile egzersiz modları seçilebilmekte ve egzersize ilişkin hastadan alınan veriler kaydedilebilmektedir. (Lin 1998)

Cunningham, dize ait rehabilitasyon ve biomekanik ölçümler için direct drive bir robot manipülatör geliştirmiştir. Sistemde EMG sinyalleri de kullanılmaktadır. (Cunningham 1999)

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

Bu tezde gerçekleştirilen egzersiz sonrası hasta veya sporcunun üretmiş veya tepki göstermiş olduğu kuvvetler ile eklem hareket sınırları ölçülebilmekte ve

grafiksel olarak görüntülenebilmektedir. Algılama işlemleri kuvvet ve konum algılayıcılar vasıtasıyla sağlanmaktadır. Ayrıca hastanın kas derecesini tespit edebilecek algoritmalar oluşturulmuştur. Kas derecesi tespiti için fizyoterapistler tarafından belirlenecek direnç seviyelerini robot tarafından hastaya hareketi esnasında uygulayacak yeni bir teknik geliştirilmiştir.

II.6.4 Fiziksel Olarak Yetersiz İnsanların Hareketlerine Yardımcı Olacak Dış İskelet (Exoskeletal) Robot

Çalışmaları:

Rosen, Brand, Fuchs ve Arcan, insan kol hareketlerine yardımcı rehabilitasyon da kullanılabilir bir robot manipülator (powered exoskeleton) geliştirmiştir. İnsan-makine arayüzü EMG sinyalleri kullanılarak oluşturulmuştur. (Rosen ve diğ. 2001)



Şekil II.20 EMG Tabanlı Exoskeletal Robot Kolu (Rosen ve diğ. 2001)

Kiguchi ve diğerleri, fiziksel problemlili hastaların hareketlerine yardımcı bir serbestlik dereceli bir robot manipülator geliştirmiştir. Kontrolör, insan kol hareketini tanımlayan biyolojik işaret tabanlı olarak oluşturulmuş olup, açılma pozisyon ve empedans kontrolü gerçekleştirmektedir. Kontrolörün giriş bilgileri EMG sinyalleri (4 KANAL) ve bilek kuvvetleri olup, oluşturulmasında yapay zekâ tekniklerinden bulanık sinir ağı tekniği kullanılmıştır. (Kiguchi ve diğ. 2001, 2002). Yazarların diğeri bir çalışmasında kullandıkları mekanizma omuz hareketlerini sağlamaya yöneliktir. Önerdikleri sistem EMG tabanlı çalışmakta ve kullanılan yapay zeka

teknikleri sayesinde kontrolör fiziksel durumlara online adapte olabilmektedir. (Kiguchi ve diğ. 2003)

II.6.5 Rehabilitasyon Amaçlı Terapatik Robotlar:

Rehabilitasyon amaçlı geliştirilen terapatik robotlar üst ve alt uzuvların rehabilitasyonuna yöneliktir. İlk çalışmalar 1988 ile 1994 yılları arasında yapılmıştır. (Khalili & Zomlefer 1988, Erlandson ve diğ 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 ve diğ. 1995)
- MIT-MANUS: 3-D planar manipulator (Krebs ve Hogan 1998)
- Reinkensmeyer: ARM passive, linear guide (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 and 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, FİZYOTERABOT' in bu çalışmalar içindeki yeri vurgulanacaktır.

Khalili ve Zomlefer, iki serbestlik dereceli iki robot ile alt eklemlerin rehabilitasyonu gerçekleştirmiştir. Robot sisteminden elde edilen bilgilerinden insan vücut segment parametrelerinin tahmini yapılmıştır. (Khalili ve Zomlefer 1987)

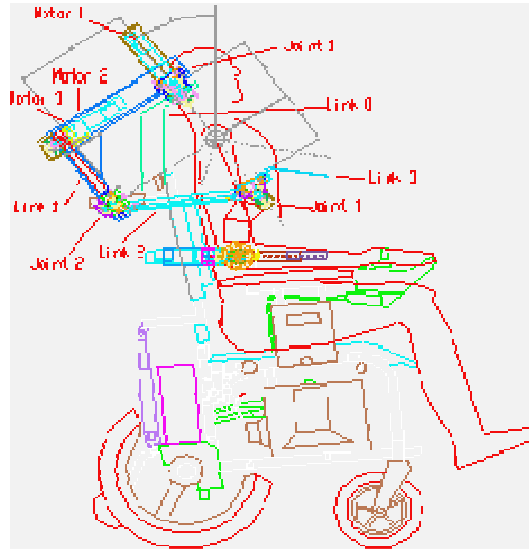
Lee, Agah ve Bekey, felçli hastaların üst uzuvlarının rehabilitasyonu için robot sistemi geliştirmiştir. Kontrolör uzman sistem yapısı kullanılarak tasarlanmıştır. (Lee ve diğ. 1990)

Lum ve diğerleri, kol için pasif, aktif yardımcı, aktif dirençli ve bimanual (iki elin kullanılmasını gerektiren) egzersizleri yapabilecek Şekil II.21' de verilen bir sistem geliştirmiştir. (Lum ve diğ 1995,1997)



Şekil II.21 Lum ve diğ. nin Kullandığı Sistem (www.rehab.research.va.gov)

MULOS (MULOS: Motorized Upper Limb Orthotic System) isimli projede üst eklemlerin hareketlerine yardımcı olacak beş serbestlik dereceli, pasif ve dirençli egzersiz yaptırabilen bir robot kolu geliştirilmiştir. Sistem bir tekerlekli sandalyeye bağlanarak çalıştırılmaktadır. (MULOS, 1997)



Şekil II.22 MULOS Projesi (MULOS, 1997)

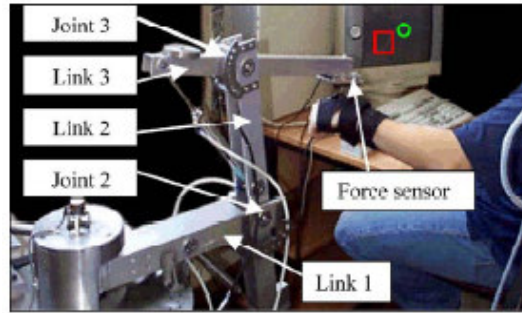
Krebs, Hogan, Aisen ve Volpe MIT-Manus adı verilen üst eklem egzersizleri için robot kolu geliştirmiştir. Hedef yörüngeye göre (çember, dikdörtgen gibi) kontrol edilen empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır. Hedef yörünge, bilgisayar ekranında hastaya gösterilmekte ve bu ekran üzerinden hasta hedef yörüngeyi takip etmeye çalışmaktadır. (Krebs ve diğ. 1998)



Şekil II.23 MIT-Manus (Krebs ve diğ 1998)

Rao, Agrama ve Scholz, üst eklemler için fiziksel terapi esnasında rehabilitasyona yardımcı deneysel bir test düzeneğini Puma 260 robot kullanarak gerçekleştirmiştir. Sistem pasif ve aktif yardımcı egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. (Rao ve diğ. 1999)

Richardson ve diğerleri, Şekil II.24' de verilen pinomatik tahrikli üç serbestlik dereceli üst eklem rehabilitasyonuna yönelik bir rehabilitasyon sistemi gerçekleştirmiştir. Kontrol yöntemi olarak PD ve empedans kontrol kullanılmıştır. (Richardson ve diğ. 1999, 2003, 2005)



Şekil II.24 Pinomatik Tahrikli Rehabilitasyon Sistemi (Richardson 2005)

Sakaki, Okajima ve Tanaka üst eklem rehabilitasyonuna yönelik bir robot sistemi geliştirmiştir. (Sakaki ve diğ. 2000 - 2001)

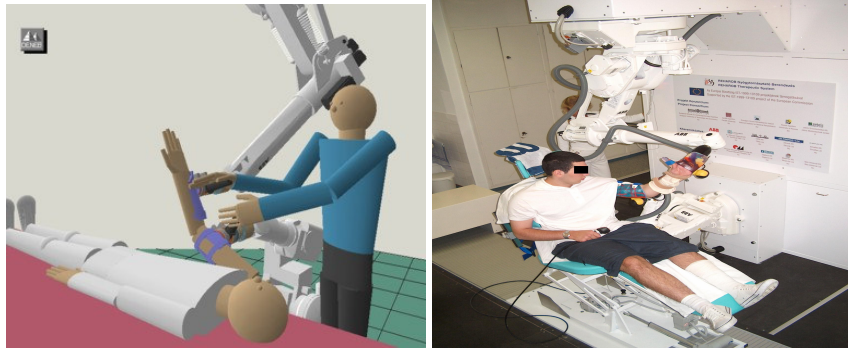
Tanaka, Tsuji ve Kaneko rehabilitasyon amaçlı robot kolunun kontrolünü empedans kontrol yöntemiyle zaman tabanlı üreteç kullanarak (Time Base Generator, TBG) gerçekleştirmiştir. TBG sağlıklı bir insanın hareket yörüngesine benzeyen spatio-temporal bir yörünge üretmektedir. (Tanaka ve diğ. 2000)

Okada ve diğ. erleri, 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. (Okada ve diğ. 2000)



şekil II.25 TEM: Therapeutic Exercise Machine (Okada ve diğ. 2000)

REHAROB isimli projede üst eklem rehabilitasyonu endüstriyel robotlarla gerçeleştirilmiştir. Hastaya takılan aparatlar vasıtası ile fizyoterapist tarafından egzersiz hareketleri yaptırılmakta ve EMG (electromyogram) - uygulanan kuvvet ve konum bilgileri ile gerekli veri tabanı oluşturulmaktadır. Elde edilen bu verilere göre iki endüstriyel robot aynı hareketleri hastaya yaptırmaktadır. (REHAROB Project, 2000)



şekil II.26 REHAROB (<http://reharob.manuf.bme.hu>)

Reinkensmeyer ve diğ. erleri, ARM Guide (Assisted Rehabilitation and Measurement Guide) adı verilen üç serbestlik dereceli, üst eklem rehabilitasyonuna

yönelik, aktif yardımcı egzersizleri gerçekleştirebilen bir sistem geliştirmiştir. (Reinkensmeyer 2000)



Şekil II.27 ARM Guide (www.eng.uci.edu)

Homma, Fukuda ve Nagata, alt ekstremitte rehabilitasyonuna yönelik bir sistem geliştirmiştir. Mekanizma hasta yatağı çevresinde oluşturulmuştur. Deneyle iki serbestlik derecesi için gerçekleştirilmiştir. Sistem eklem hareket açıklığı egzersizleri yaptırabilmektedir. (Homma ve diğ. 2002)

Krebs, Palazzolo, Volpe ve Hogan, hız, zaman ya da EMG eşik değerleri kullanılarak başlatılan robot yardımcı 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. (Krebs ve diğ. 2003)

Fanin ve diğ, NeReBot (Neuro-Rehabilitation-Robot) adı verilen üç serbestlik dereceli ve doğrudan öğretim yöntemiyle çalışan Şekil II.28' de verilen sistemi geliştirmiştir. Sistem omuz ve dirsek için fleksiyon ve ekstansiyon, pronasyon ve supinasyon, adduksiyon ve Abduksiyon hareketlerini yaptırabilmektedir. (Fanin 2003)



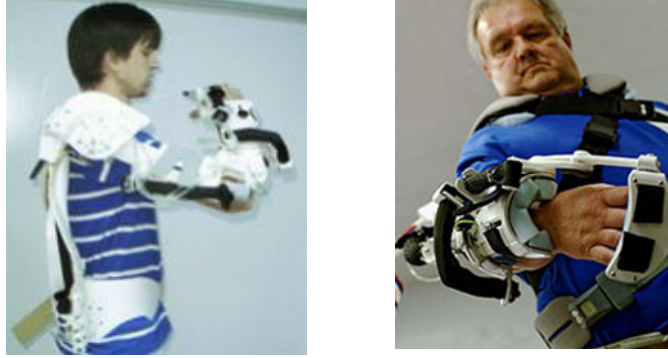
Şekil II.28 NEREBOT (Fanin 2003)

İngiltere’de gerçekleştirilen GENTLE/s isimli projede üst eklem rehabilitasyonu için üç serbestlik dereceli 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 ve diğ 2003)



Şekil II.29 GENTLE/s Rehabilitasyon Sistemi

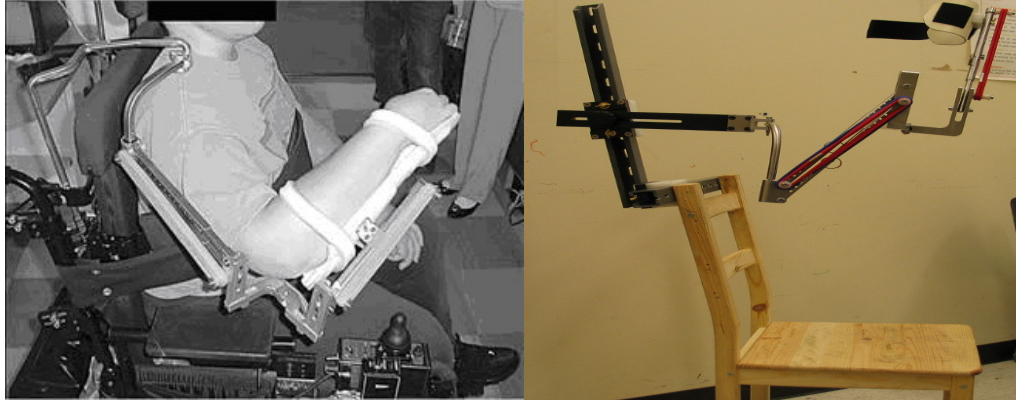
RUPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy) adı verilen çalışmada dört serbestlik dereceli pinömatik tahrikli tekrarlı pasif egzersizleri kola yaptırabilen bir sistem geliştirmiştir. (www.medgadget.com, 2005)



Şekil II.30 RUPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy)

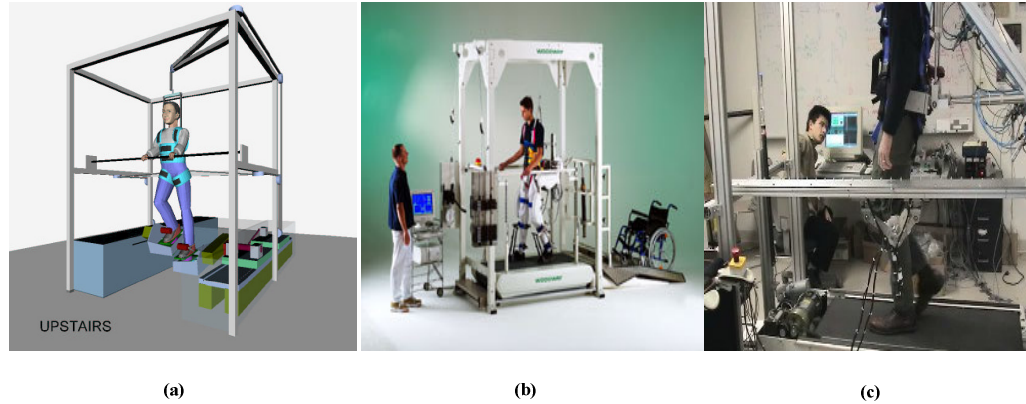
(www.medgadget.com, 2005)

Rahman ve diğerleri, tarafından geliştirilen sistem (WREX, Wilmington Robotic Exoskeleton) iki linkli ve 4 serbestlik dereceli üst eklem rehabilitasyonuna yöneliktir. Şekil II.31’de görüldüğü gibi sistem hastaların tekerlekli sandalyelerine monte edilmekte ve pasif egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. (Rahman ve diğ. 2006)



Şekil II.31 WREX (Rahman ve diğ 2006, Van Der Loos 2005)

Ayrıca 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 II.32' de verilmiştir. (www.fraunhofer.de, Berhardt ve diğ. 2005, www.eng.uci.edu/~dreinken/Biolab)



(a)

(b)

(c)

Şekil II.32

(a) Haptic Walker (www.fraunhofer.de)

(b) LOKOMAT Yürüme Sistemi (Berhardt ve diğ. 2005)

(c) PAM+Arthur Yürüme Sistemi (www.eng.uci.edu/~dreinken/Biolab)

Rehabilitasyon amaçlı geliştirilen sistemlerin özellikle üst eklem rehabilitasyonuna yöneliktir. Alt eklem rehabilitasyonuna yönelik çalışmalar ise son derece azdır. Geliştirilen sistemlerde empedans kontrol tekniğinin sıkça 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 tezde de diğer çalışmalara paralel şekilde rehabilitasyon amaçlı çalışmalarda en uygun kontrol yöntemi olduğu kabul edilen empedans kontrol kullanılacaktır. Geçmişte yapılan çalışmalardan farklı olarak gerçekleştirilecek sistemin alt uzuvlar için pasif, aktif yardımcı egzersizlerin yanı sıra izotonik, izokinetik ve izometrik gibi dirençli egzersizleri de yaptırabilmesi amaçlanmaktadır. Ayrıca fizyoterapistlerin hareketlerinin modellenmesini sağlayacak bilgi ve kural tabanlı zeki bir kontrolör tasarlanacaktır. Sistemde bulunan kuvvet ve konum algılayıcılar ile hasta kuvveti, hasta tepki kuvveti ve EHA gibi veriler elde edilerek, sayısal ve grafiksel sonuçların ortaya konulabilmesi sağlanacaktır. Sistem için kullanışlı bir kullanıcı ara yüzü tasarlanması da amaçlanmaktadır.

BÖLÜM III

TEZ ÇALIŞMALARI

Gerçekleştirilen rehabilitasyon robot sistemi mekanizması üç serbestlik derecelidir. Bu tez çalışmasında mekanizmanın tek serbestlik dereceli diz eklemi için sistemin kontrolü yapılmıştır.

Bu bölümde diz eklemi için sistemin donanım ve yazılım yapısı, işleyişi, matematiksel modeli ve kontrolü ayrıntılı olarak açıklanacaktır.

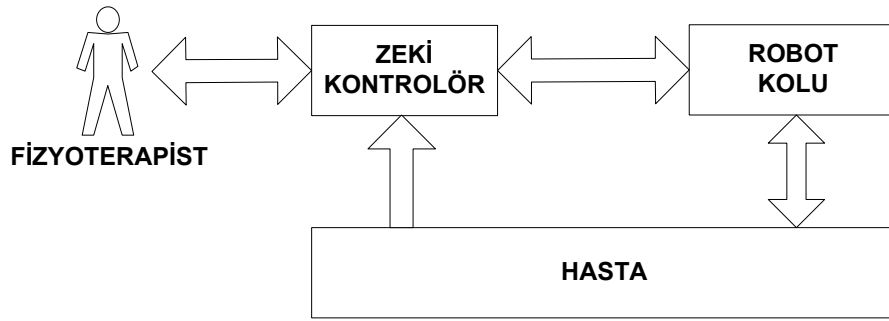
III.1 FİZYOTERABOT' un YAPISI ve İŞLEYİŞİ:

Zeki bir kontrol sistemi şu temel özelliklere sahiptir: (Fukuda ve Arakawa, 1997)

- Algılama,
- Kavrama veya sezgi,
- Bilgi Toplama,
- Öğrenme,
- Sonuç çıkarma,
- Karar verme,
- Uygulama.

FİZYOTERABOT, rehabilitasyon işlemi sırasında kuvvet ve kontrol algılayıcılar yolu ile çalışma uzayında, kontrol için gerekli parametreleri algılayabilir. Veri toplama kartları vasıtasıyla ortamdan bilgi toplayabilir. Öğrenme kabiliyeti vardır. Karar verip sonuç çıkarabilir ve bu sonuçlara göre uygulama yapabilir. Ayrıca rehabilitasyon esnasında hastadan gelen tepkilere göre süreçte değişikliğe gidebilir, yani değişen şartlara adapte olabilir. Bu özellikleri açısından FİZYOTERABOT zeki bir sistemdir.

FİZYOTERABOT dört temel elemandan oluşur. Bunlar **fizyoterapist, zeki kontrolör, robot kolu** ve **hasta**'dır. Sistemin blok diyagramı Şekil III.1' de verilmiştir.



Şekil III.1 FİZYOTERABOT Blok Diyagramı

Fizyoterapist kullanıcı arayüzü üzerinden sisteme hastaya ilişkin bilgileri (ağırlık, boy, uzuv uzunlukları vb...) girer ve egzersiz türünü seçer. Sistemin tüm kontrolü zeki kontrolör tarafından gerçekleştirilir. Robot kolunun hareket edebilmesi için gerekli bilgiler (konum – tork) zeki kontrolör tarafından hesaplanır ve robot koluna gönderilir. Egzersiz sürecinde hastadan gelen tepkiler de zeki kontrolör tarafından değerlendirilerek süreçte değişikliğe gidilebilir. Sistem elemanları hakkında detaylı bilgi aşağıda verilmiştir.

Sistem pasif, aktif yardımcı, izotonik, izometrik, izokinetik ve el ile yapılan (sistemde buna **roboterapi** adı verilmiştir) egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. El ile yapılan egzersizler, iki ayrı safhada gerçekleşmektedir. Bu safhalar öğrenme ve uygulama (terapi) safhalarıdır. **Öğrenme safhasında** fizyoterapist, robot kolu ile birlikte hastaya egzersiz hareketlerini yaptırmaktadır. **Uygulama (terapi) safhasında** ise, robot kolu öğrenme safhasında edindiği bilgileri kullanarak egzersiz hareketlerini hastaya uygulamaktadır.

Sistemi oluşturan temel elemanlar aşağıda açıklanmıştır.

III.1.1 Fizyoterapist:

Sistemde fizyoterapist kullanıcı ara yüzeyini kullanarak öncelikle hasta bilgilerini (yaş-kilo-ayak uzunluğu-boy) sisteme girer. Hangi uzuva (diz-kalça) hangi egzersizi yaptıracağını seçer. Seçmiş olduğu egzersiz türüne ilişkin bilgileri (hareket tekrar sayısı, terapi süresi, hareket açıları, hız gibi) girer. El ile yapılan egzersizler için ise önce öğrenme safhasını seçer ve egzersiz hareketlerini hastaya yaptırır. Fizyoterapist uygulama safhasını seçtiğinde, FİZYOTERABOT terapi hareketlerini hastaya fizyoterapist gibi yaptırır.

III.1.2 Zeki Kontrolör:

Zeki kontrolör sistemin yönetim birimidir. Sistemin tüm elemanları arasındaki haberleşme bu birim tarafından gerçekleştirilir. FİZYOTERABOT beş farklı egzersiz türünü gerçekleştirebilir. Bunlar;

- Pasif Egzersiz,
- Aktif Yardımlı Egzersiz,
- İzotonik Egzersiz,
- İzometrik Egzersiz,
- İzokinetik Egzersiz,
- Robotterapi'dir.

Bu egzersiz türleri dışında fizyoterapist veya hastanın kendisinin robot kolu hareketini kullanıcı ekranını kullanarak kontrol edebildiği bir operatör modu da eklenmiştir. Sistem kas testi yapabilme özelliğine de sahiptir. Kas testi sonucunda hastanın kas derecesi ve EHA tespit edilerek kullanıcı ekranına yansıtılmaktadır. Terapi sonrası EHA, hastaya uygulanan kuvvet ve hasta tepki kuvveti gibi bilgiler grafik ve sayısal olarak gözlenebilmektedir. Robotterapi, iki safhada çalışan (öğrenme ve terapi) bir egzersiz türüdür. Bu egzersiz türünün amacı fizyoterapist gibi hastaya terapi yaptırabilmektir. Fizyoterapist, hastaya öğrenme safhasında gerekli hareketleri yaptırır. Terapi safhasında sistem, öğrenme safhasındaki bilgileri kullanarak (fizyoterapistin uyguladığı kuvvet-konum değerleri ve bu verilerin sınır değerleri), terapi yapar. Egzersiz türlerinin kontrol algoritmaları ve tanımları Bölüm III.4 başlığı altında geniş olarak açıklanmıştır. Bu işlemlerin tamamı zeki kontrolör yönetiminde gerçekleşir.

Diz rehabilitasyonundaki fleksiyon-ekstansiyon hareketi esnasında terapatik cihazlar veya fizyoterapistler vasıtasıyla aşağıdaki davranışlar gerçekleştirilir:

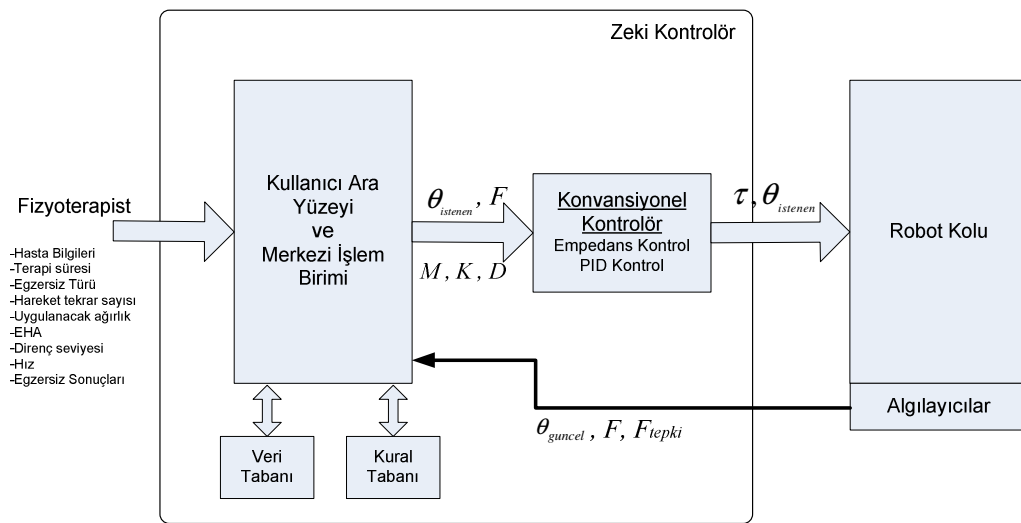
- Hasta uzvunu pasif olarak hareket ettirme (pasif egzersiz)
- Hasta uzuv hareketine yardımcı olma (aktif yardımcı egzersiz)
- Hasta uzuv hareketine direnç gösterme (dirençli egzersizler)
- Hasta uzvunu hasta tepkisine rağmen açma (germe)

Yukarıdaki davranışlar kuvvet ve konum kontrolü açısından belirli hareketlerdir. Yani hastaya uygulanacak kuvvet ve konum değerleri belirli olup karmaşık belirsizlikler içermemektedir. Geliştirilen bilgi ve kural tabanlı zeki kontrolör yapısı ile;

- *Sistemin terapatik bir cihaz gibi çalışması sağlanmakta ve egzersiz türlerine göre uygun kuvvet ve konum değerleri uzva uygulanabilmektedir.*
- *Fizyoterapistin davranışları ve tecrübesi modellenerek sistemin fizyoterapist gibi davranması sağlanabilmektedir.*

Bu nedenle zeki kontrolör yapısının oluşturulmasında bulanık mantık, yapay sinir ağları, genetik algoritma v.b. zeki tekniklerin kullanılmasına ihtiyaç duyulmamıştır. Geliştirilen kontrolör yapısı problemin çözümü için gerekli yeteneklere sahiptir.

Zeki kontrolör, merkezi işlem birimi, konvansiyonel kontrolör, veri tabanı, kural tabanı ve kullanıcı ara yüzünden oluşur. Şekil III.2 de zeki kontrolör blok diyagramı verilmiştir.



Şekil III.2 Zeki Kontrolör Yapısı

$\theta_{istenen}$: istenen konum

θ_{guncel} : güncel konum

F : robot kolunun uygulayacağı kuvvet

F_{tepki} : uzuv tepki kuvveti

τ : robot kolu eklem torku

M : atalet katsayısı

K : esneklik katsayısı

D : sönüm katsayısı

Sistem işlevi itibari ile kuvvet ve konum kontrolünü gerektirmektedir. Kontrolör yapısının oluşturulması için öncelikle konvansiyonel kontrol yöntemleri ile egzersiz türlerine göre arzu edilen kuvvet ve konum kontrolü gerçekleştirilmiştir. Farklı egzersiz türleri için farklı konvansiyonel kontrol tekniklerinin seçilmesi, kontrol parametre değerlerinin bir bölgede tutulması ve parametrelerin değiştirilmesi gerektiğinden bu işlemlerin gerçekleştirilmesi için veri tabanı ve kural tabanı oluşturulmuştur. Kullanıcının sistemi kontrol edebilmesi için kullanıcı ara yüzü geliştirilmiştir. Konvansiyonel kontrolör, veri tabanı, kural tabanı ve kullanıcı ara yüzü arasındaki iletişim merkezi işlem birimi yolu ile sağlanır. Bu birimler zeki kontrolörü oluşturur. Zeki kontrolörü oluşturan birimlerin egzersiz türlerine göre görevleri Tablo III.1' de verilmiştir.

Kuvvet kontrolü gerektiren egzersiz türleri için empedans kontrol, konum kontrolü için PD ve PID kontrol yöntemi kullanılmıştır. Bazı egzersiz türleri kuvvet ve konum kontrolü beraber gerektirmektedir. Bu egzersiz türlerinde empedans ve PD kontrol beraber kullanılmıştır. Egzersiz türlerine göre uygulanan kontrol yöntemleri Tablo III.6 ' da verilmiştir. Empedans kontrolün seçilmesinin sebebi empedans parametrelerinin değiştirilmesi yolu ile arzu edilen yumuşaklık veya sertlikte sistemin karşı direnç uygulayabilmesidir. Fizyoterapist hastaya egzersiz hareketlerini yaptırırken son derece kolay ve yumuşak bir şekilde hareketleri yaptırabilmelidir. Ayrıca dirençli egzersizlerde arzu edilen direnç seviyesi empedans parametre değerlerinin değiştirilmesi yolu ile elde edilir.

Tablo III.1 Zeki Kontrolör Birimlerinin Görevleri

Egzersiz Türü	Merkezi İşlem Birimi	Veri Tabanı	Kural Tabanı
Kas Testi	-Kuvvet ve konum verilerini gerçek zamanlı olarak kural tabanına gönderir. -Maksimal tork bilgisini kontrolöre gönderir.	Maksimal direnç tork bilgisini ve hasta kas derecesini tutar.	Hasta uzvuna, sistem tarafından direnç uygulanması ve uygulanmaması esnasındaki uzuv konumuna göre kas derecesini tespit eder.
Pasif	-Ekstansiyon ve Fleksiyon açıları, hareket tekrar sayısı ve hızına göre hareket yörüngesini belirler. Veri tabanına gönderir. - Belirlenen yörüngeyi egzersiz sırasında PID kontrolöre iletir.	Egzersiz hareket yörüngesini tutar.	Kullanılmaz
Aktif Yardımlı	-Kuvvet algılayıcıdan gelen bilgiye göre “hasta uzvunu hareket ettiremiyor” bilgisini kural tabanına gönderir.	Kullanılmaz	Kuvvet algılayıcı üzerinde ters yönde kuvvet algılandysa PID kontrolörü devreye sokar.
İzotonik	-Seçilen direnç kademesine göre veri tabanından ilgili M_d, K_d, D_d parametre değerlerini alır. -Konum bilgisini değerlendirerek hareket tekrar sayısını hesaplar ve kural tabanına gönderir. -Seçilen tekniğe göre ilgili M_d, K_d, D_d parametre değerlerini kural tabanından kontrolöre gönderir.	Kullanılmaz.	* Hareket tekrar sayısı tamamlandıysa terapiyi durdurur. * Direnç seviyesine göre uygun M_d, K_d ve D_d değerlerini belirler.
İzometrik	Veri tabanından aldığı ağırlık, süre ve uzuv uzunluğu değerini kontrolöre gönderir.	Hasta uzuv uzunluğu değerini tutar.	Dirençli hareket seviyesine göre M_d, K_d, D_d değerlerini tespit eder.
İzokinetik	Hız bilgisini kontrolöre gönderir.	Kullanılmaz	Kullanılmaz
Öğretme	Öğretme esnasındaki maksimum kuvvet ve konum verilerini tespit eder, bu değerleri ve öğretme süresini veri tabanına gönderir.	Fizyoterapistin uyguladığı terapi esnasındaki terapi kuvvet-konum bilgilerini ve bu bilgilerin maksimum değerleri ile öğretme süresini tutar.	Kullanılmaz

Tablo III.1 Devam

Direk Terapi	Veri tabanından öğretim konum-kuvvet verilerini kontrolöre gönderir.	Öğretim esnasındaki kuvvet ve konum verileri	Kullanılmaz
Zeki Terapi	<ul style="list-style-type: none">- Veri tabanındaki maksimum kuvvet ve konum bilgisi ile kural tabanını güncelleştirir.- Bu bilgileri kontrolöre gönderir-Veri tabanındaki maksimum konum bilgisi ile sağlıklı insanın o konuma ulaşabilmesi gerekli kuvvet-konum verisini veri tabanından alır ve kontrolöre gönderir.-Kuvvet ve konum verilerini gerçek zamanlı olarak kural tabanına gönderir.	Öğretim esnasındaki maksimum kuvvet ve konum bilgisini, öğretim süresini ve hastaya uygulanacak egzersiz kuvvet-konum verilerini tutar.	Hastanın ağırlığına ve öğrenme esnasında elde edilen maksimum EHA' na göre ilgili veri dosyasını tespit eder. Merkezi işlem biriminden gelen gerçek zamanlı verilere göre kuvvet ve konum sınır değerlerinin aşılması durumunda PD kontrolörü devreye sokar.

Merkezi işlem birimi, tüm egzersiz türleri için ortak olarak aşağıdaki görevleri yerine getirir:

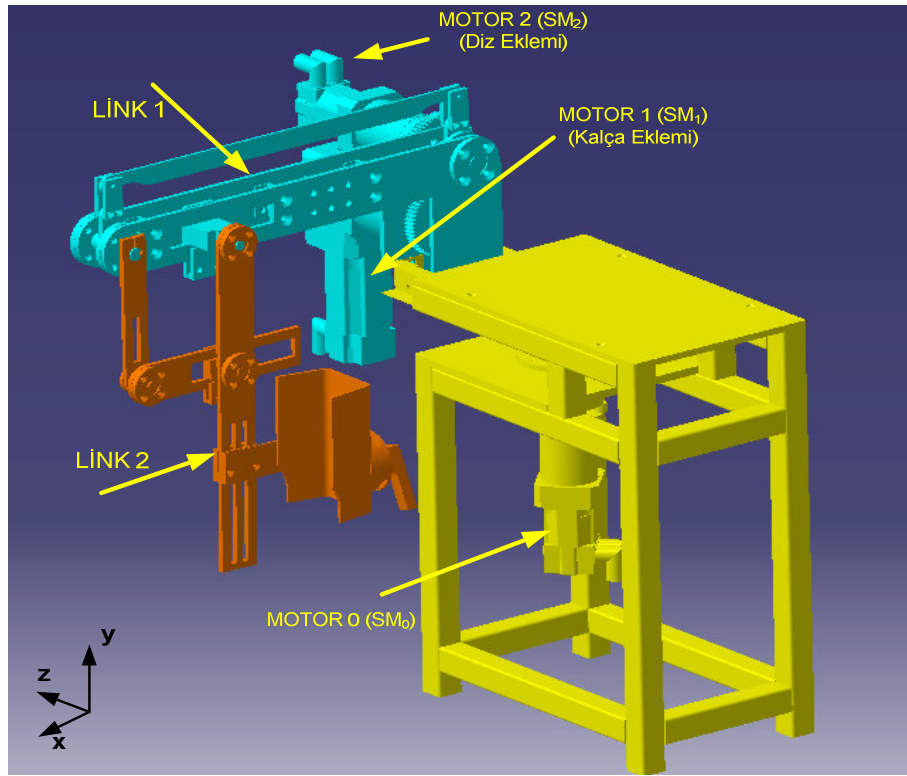
- Algoritma seçimi,
- Veri tabanındaki hasta parametrelerinin algoritmalara gönderilmesi,
- Algılayıcılardan gelen bilginin kural ve veri tabanına, kural ve veri tabanından gelen bilgilerin kontrolörlere gönderilmesi.

Veri tabanı, tüm egzersiz türleri için ortak olarak hasta bilgilerini ve egzersiz sonuçlarını tutar.

III.1.3 Robot Kolu:

Alt uzuvlara (diz ve kalça) ilişkin egzersiz hareketleri fleksiyon-ekstansiyon, abduksiyon-adduksiyon ve rotasyondur. Fleksiyon-ekstansiyon ve abduksiyon-adduksiyon hareketlerinin bir robot tarafından gerçekleştirilebilmesi için üç serbestlik derecesine ihtiyaç vardır. Rotasyon hareketi için geliştirilecek mekanizmaların eklemlerinde motorların bulunması veya kompleks mekanizmaların geliştirilmesi gerekmektedir.

Bu tezde sadece diz eklemi için rehabilitasyon yapacak bir zeki kontrolör geliştirilmiş olmasına rağmen geliştirilen robot sistemi tüm alt uzuvların rehabilitasyonunu gerçekleştirecek yetenektir. Geliştirilen sistem üç serbestlik dereceli olup diz için fleksiyon-ekstansiyon, kalça için fleksiyon – ekstansiyon ve abduksiyon-adduksiyon hareketlerini yapabilir. Mekanizmanın tahriki için tork ve hız kontrolü yapılabilen motorlara, egzersiz esnasında oluşan kuvvetlerin ölçümü için kuvvet algılayıcılara ve hareket sınırlandırması için sınır anahtarlarına ihtiyaç duyulur. Bu tez çalışmasında sadece bir serbestlik derecesi kullanılmıştır. Tasarıma 2003 yılında başlanmış ve bu süre içinde dört farklı prototip gerçekleştirilmiştir. FİZYOTERABOT adı verilen nihai tasarım Şekil III.3'te verilmiştir.



Şekil III.3 FİZYOTERABOT

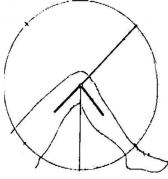
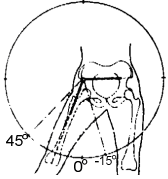
FİZYOTERABOT, paralelogram prensibine göre çalışan üç serbestlik dereceli bir robot koludur. Robot kolunun üç motoru da tabana yerleştirilerek motor ağırlıklarının robot kolu dinamiklerine etkileri azaltılmıştır. Bu nedenle dinamik denklemler basitleşmiştir. Ayrıca seri sürülen tipteki robot kollarına göre link1 ile link2 arasındaki hareket bağımlılığı paralel yapıda daha azdır. Böylece tahrik

elemanlarının diğer tahrik elemanları üzerine olabilecek etkileri yok edilmiştir. FİZYOTERABOT;

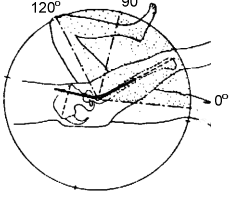
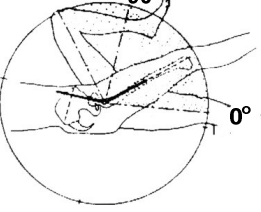
- Üç serbestlik dereceli,
- Pantograf yapıya sahip,
- Uzun boyutuna göre ayarlanabilir,
- Her iki bacak için kullanılabilir,
- Alt eklem hareketlerini gerçekleştirebilecek özelliklere sahiptir. Yani diz için fleksiyon-ekstansiyon, kalça için abduksiyon-adduksiyon ve fleksiyon-ekstansiyon yapabilir.

Tablo III.2 ve Tablo III.3' de robot kolunun gerçekleştirebildiği egzersiz hareketlerine göre eklem hareket sınırları, hareketlerin gerçekleştirildiği eksenler, çalışan motorlar ve hasta pozisyonları verilmiştir.

Tablo III.2 Diz Fleksiyon –Ekstansiyon Kalça Abduksiyon –Adduksiyon

UZUV	HAREKET	HAREKET SINIRI	EKSEN	MOTORLAR	HASTA POZİSYONU
<p>Diz</p> 	<p>Fleksiyon- Ekstansiyon</p>	<p><u>EHA</u> -45°-90° ----- <u>FİZYOTERABOT</u> -35°-90°</p>	<p>x ve y</p>	<p>2</p>	<p>Oturur</p>
<p>Kalça</p> 	<p>Abduksiyon- Adduksiyon</p>	<p><u>EHA</u> -15°-45° <u>FİZYOTERABOT</u> -15°-45°</p>	<p>x ve z</p>	<p>Taban(0)</p>	<p>Oturur veya yatar</p>

Tablo III.3 Diz fleksiyonda ve ekstansiyonda iken Kalça Fleksiyon –Ekstansiyon

UZUV	HAREKET	HAREKET SINIRI	EKSEN	MOTORLAR	HASTA POZİSYONU
<p>Kalça</p> 	<p>Diz fleksiyonda Fleksiyon- Ekstansiyon</p>	<p><u>EHA</u> 0°-120°</p>	<p>x ve y</p>	<p>1-2</p>	<p>yatar</p>
		<p><u>FİZYOTERABOT</u> 0°-120°</p>			
<p>Kalça</p> 	<p>Diz ekstansiyonda Fleksiyon- Ekstansiyon</p>	<p><u>EHA</u> 0°-90°</p>	<p>x ve y</p>	<p>1</p>	<p>yatar</p>
		<p><u>FİZYOTERABOT</u> 0°- 80°</p>			

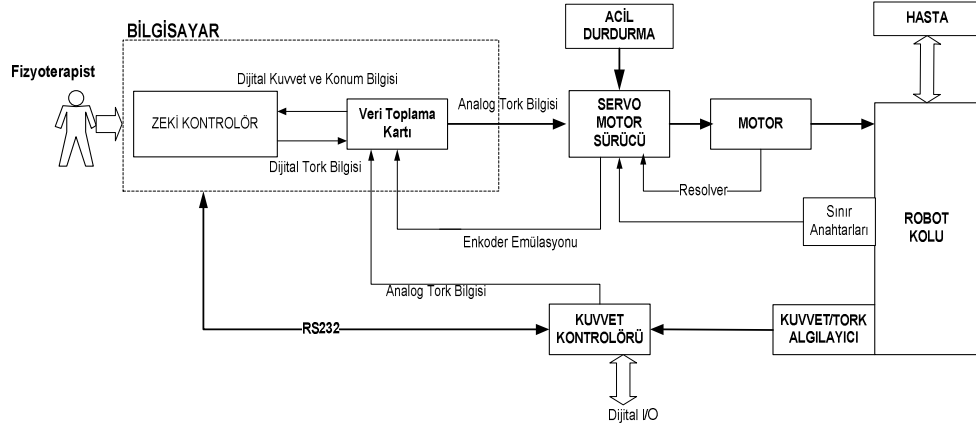
III.2 FİZYOTERABOT DONANIMI:

FİZYOTERABOT'un donanım yapısı Şekil III.4' de verilmiştir. Sistem donanımı şu elemanlardan oluşur:

- Servo Motor, Servo Motor Sürücüler ve Redüktör,
- Veri Toplama Kartları (VTK),
- Konum Algılayıcı olarak Enkoder Emulasyonu,
- Kuvvet/Tork Algılayıcı ve Kontrolörü,
- Sınır Anahtarları,
- Acil Durdurma Butonu.

Zeki kontrolörden gelen dijital kuvvet ve konum verileri VTK' lar yolu ile analog akım (tork) bilgisine dönüştürülerek motor sürücülerine aktarılır. Motor sürücüler servo motorlara yol verir ve robot kolu mekanizmasının hareketi sağlar. Robot kolu mekanizması üzerindeki kuvvet ve konum algılayıcılarından gelen veriler, VTK' lar yolu ile zeki kontrolöre aktarılır. Sınır anahtarları mekanizmanın

istenen sınırların dışına çıkmasını engeller. Donanım elemanları ile ilgili geniş bilgi Ek A’da verilmiştir.



Şekil III.4 FİZYOTERABOT Donanımı

III.3 FİZYOTERABOT'un KONTROLÜ

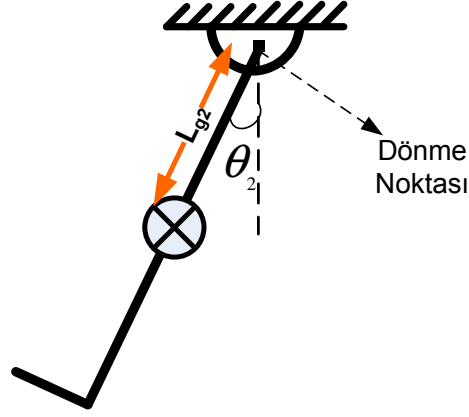
FİZYOTERABOT' un kontrolünde konvansiyonel kontrol tekniklerinden empedans, PD ve PID kontrol teknikleri kullanılmıştır. Egzersiz türlerine göre uygun kontrol tekniğinin seçimi zeki kontrolör tarafından yapılmaktadır. Kontrol diz fleksiyon-ekstansiyon hareketi için gerçekleştirilmiştir. Bu hareket tek serbestlik derecesi gerektirmektedir. Diz fleksiyon-ekstansiyon hareketi link 2 tarafından gerçekleştirilir.

III.3.1 Empedans Kontrol:

Robot kolu genel dinamik modeli denklem III'1 de verilmiştir.

$$M(q)\ddot{q} + h_N(q, \dot{q}) = \tau + J_y^T F_{harici} \quad (III.1)$$

Burada link ataleti M , eklem açısı q , Coriolis-merkezkaç ve yerçekimi torkları $h_N(q, \dot{q})$, motor torku τ , Jakobiyen J_y , robot kolu uç noktasına etki eden kuvvet ise F_{harici} ile temsil edilmektedir. Link 2 tek serbestlik dereceli bir sistemdir ve Şekil III.5' de gösterilen bir sarkaç gibi düşünülebilir.



Şekil III.5 Link 2'nin Temsili

Buna göre link 2 için gerekli dinamik model denklem III.2 ile verilir;

$$I_2 \ddot{\theta}_2 + \tau_{yer2} = \tau_2 + J_y^T F_{harici} \quad (III.2)$$

$$M = I_2 \quad h_N = \tau_{yer2} \quad J_{y2} = J_{y2}^T = L_{g2} \quad J_y^{-1} = 1/L_{g2}$$

I_2 : Link 2'nin atalet momenti [kgm^2]

$\ddot{\theta}_2$: Link 2 eklem ivmesi [derece/s^2]

τ_{yer2} : Yerçekimi etkisi [Nm]

J_{y2} : Link 2 Jakobiyeni

τ_2 : Link2 için gerekli motor tork değeri [Nm]

L_{g2} : Link2 kütle merkezinin dönme noktasına uzaklığı

Link 2 yi tahrik eden motora bağlı olan redüktör 100 çevrim oranlıdır. Bu yüzden dışarıdan etki eden tork değerleri (yerçekimi etkisi, atalet, harici kuvvet) 100'e bölünür.

Denklem II.43' ten yararlanarak link 2 için empedans kontrol kuralı aşağıdaki şekilde olur.

$$\tau_2 = \tau_{yer2} - \left[\frac{0.01I_2}{L_{g2}M_d} (D_d \dot{\theta}_e + K_d \theta_e) \right] + \left[\frac{0.01I_2}{L_{g2}M_d} - L_{g2} \right] 0.01F_{harici} \quad (III.3)$$

M_d : arzu edilen atalet katsayısı [kg]

D_d : arzu edilen sönüm katsayısı [N/derece]

K_d : arzu edilen esneklik katsayısı [Ns/derece]

θ_e : Eklem Konum hatası [derece]

III.3.2 PD Konum Kontrol:

Tek serbestlik dereceli link 2 için PD pozisyon kontrol kuralı aşağıda verilmiştir.

$$\tau_2 = K_p \theta_e + K_{der} \frac{d\theta_e}{dt} \quad (III.4)$$

K_p : Oran Katsayısı

K_{der} : Türev katsayısı

III.3.3 PID Konum Kontrol:

Tek serbestlik dereceli link 2 için PID pozisyon kontrol kuralı yer çekimi etkisi dahil olmak üzere aşağıda verilmiştir.

$$\tau_2 = K_p \theta_e + K_{int} \int \theta_e dt + K_{der} \frac{d\theta_e}{dt} + \tau_{yer2} \quad (III.5)$$

K_{int} : İntegral katsayısı

III.4 EGZERSİZ TÜRLERİ VE KONTROL ALGORİTMALARI

FİZYOTERABOT daha önce Bölüm II.2 ‘ de ayrıntılı şekilde açıklanmış olan beş farklı egzersiz türünü gerçekleştirebilir.

- Pasif Egzersiz
- Aktif Yardımlı Egzersiz
- İzotonik Egzersiz
- İzometrik Egzersiz
- İzokinetik Egzersiz
- Roboterapi

Ayrıca sistemin doğrudan fizyoterapist kontrollü hareket yaptırma (operatör modu) ve “Kas Testi” yapabilme özelliği de vardır.

Rehabilitasyon sürecinde mevcut egzersiz türlerinin bazılarında terapatik cihazlar, bazılarında fizyoterapist, bazı türlerde ise terapatik cihaz veya fizyoterapist hastaya egzersiz hareketlerini yaptırır. Buna göre geliştirilen sistem hem bir fizyoterapist hem bir terapatik cihaz gibi çalışmaktadır. Buna göre bazı egzersiz türlerinde öğrenme işlemi mevcut bazılarının da ise mevcut değildir. Bazı egzersiz türlerinde kuvvet, konum, süre, hareket tekrar sayısı gibi bilgilerin sisteme fizyoterapist (kullanıcı) tarafından **kullanıcı ara yüzü** kullanılarak girilmesi gerekmektedir. Bu egzersiz türlerine göre cihaz veya fizyoterapistin gerekli hareketleri yaptırması, öğrenme safhasının olup olmadığı ve hangi tip giriş bilgilerinin olması gerektiğine ilişkin sınıflama Tablo III.4’ de verilmiştir.

Tablo III.4 Egzersiz Türlerine Göre Sistem Giriş Bilgileri

Egzersiz Türü	Cihaz veya Fizyoterapist	Öğrenme	Kullanıcı Ara Yüz Giriş Bilgileri			Hareket tanımı ve Açıklama
			Direnç	Konum	Hız	
PASİF	Terapatik Cihaz, fizyoterapist veya herhangi bir kişi	Yok	Yok	Var	Var	* Hasta kas gerilmesi yok. * EHA sınırlarında uzuv hareket ettirilir.
AKTİF YARDIMLI	Fizyoterapist	Yok	Yok	Yok	Yok	* Kas gerilmesi biraz var. * Hasta EHA sınırına kadar hareketi kendisi yapar, hareket yardımcı olarak tamamlanır.
İZOMETRİK	Terapatik Cihaz veya Fizyoterapist	Yok	Dirençli	Var	Yok	EHA' nda değişme meydana gelmeden sabit direnç uygulanır.
İZOTONİK	Terapatik Cihaz	Yok	Dirençli	Yok	Yok	Dirence karşı EHA tamamlanmaya çalışılır.
İZOKİNETİK	Terapatik Cihaz	Yok	Dirençli	Yok	Var	Hastanın eklem hareket hızı sabit tutulmaya çalışılır.
EL İLE YAPILAN	Fizyoterapist	Var	Dirençli veya Dirençsiz	Var	-	Hastaya göre değişir

Genellikle hastaların kas derecelerinin tespiti fizyoterapist tarafından el ile yapılır. Bu kas testi sınıflaması Tablo III.5’te verildiği gibi 0’ dan 5’ e kadardır. Yaptırmış olduğu hareketler ve hastadan bu hareketlere gelen tepkilere göre fizyoterapist hastanın kas derecesini tespit eder. Kas testini gerçekleştiren miyometri gibi bazı test cihazları da son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. ([MYOGAUGE 2007](#), [Hogganhealth 2007](#)) Kas derecelerinin tanımları ve yapılması gereken egzersiz türlerinin tanımları Tablo III.5’ te verilmiştir.

Tablo III.5 Manual Kas Testi Sınıflaması ve Egzersiz Türleri (Ergöz 2005)

Sınıf	Tanım	Egzersiz Türü
(0) Sıfır	Hiçbir kasılma palpe edilmemesi	Pasif
(1) Eser	Hafif kasılma bulguları olmakla birlikte hiçbir eklem hareketi bulunmaması	Pasif
(2) Zayıf	Kas gerilmesi var, Yerçekimi ortadan kaldırıldığında hareketi tamamlayabilme	Aktif yardımcı
(3) Orta	Yerçekimine karşı tam eklem hareketini tamamlayabilme	Aktif
(4) İyi	Orta derecede dirence ve yerçekimine karşı tam eklem hareketini tamamlayabilme	Aktif+dirençli
(5) Normal	Maksimum dirence ve yer çekimine karşı tam eklem hareketini tamamlayabilme	Aktif+dirençli

FİZYOTERABOT kas testi yaparak hastanın kas derecesini ve fleksiyon ve ekstansiyondaki EHA’ nı tespit edebilmektedir.

FİZYOTERABOT’ un egzersiz türlerinde kullanılan kontrol yöntemleri Tablo III.6’ da verilmiştir.

Tablo III.6 Egzersiz Türleri ve Kontrol Yöntemleri

Egzersiz Türü	Kontrol Yöntemi
Pasif	PID Kontrol
Aktif Yardımlı	PD Konum Kontrol+Empedans Kontrol
İzometrik	Empedans Kontrol+Tork Kontrol
İzotonik	Empedans Kontrol
İzokinetik	Empedans Kontrol
Roboterapi (fizyoterapist)	Empedans Kontrol +PD

Egzersiz türlerine ilişkin akış diyagramları, egzersizin uygulandığı hasta türü, hareket tanımları ve kullanıcı ara yüz giriş bilgileri aşağıda detaylı olarak verilmiştir.

III.4.1 Pasif Egzersiz:

Hasta Türü:

Bu egzersiz türü özellikle kas gerilmesi hiç olmayan (0 derece) (örnek: felçli hastalar) veya çok az olan (1. derece) hastalara uygulanır.

Hareket Tanımı:

Hastanın uzvu EHA sınırlarında dirençsiz olarak hareket ettirilir.

Giriş Bilgileri:

Fizyoterapist ara yüzden istediği hareket sınırlarını (fleksiyon – ekstansiyon), hareket tekrar sayısını ve hızını girer.

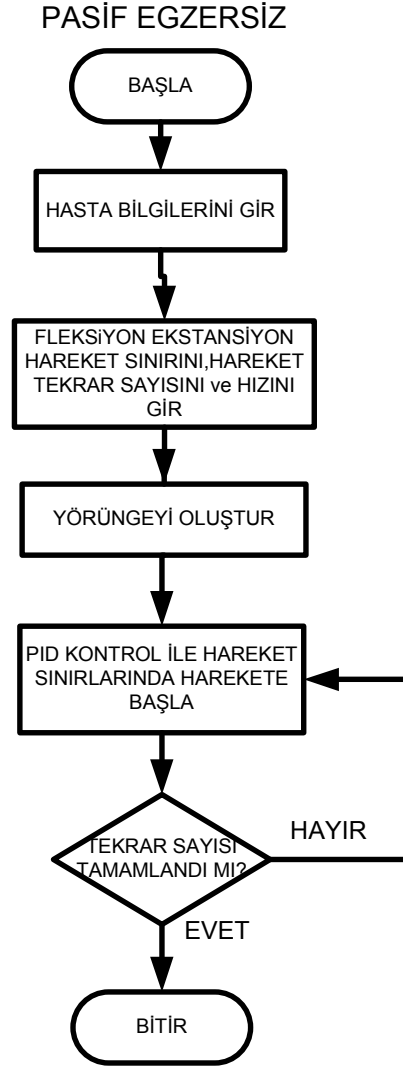
Kontrol Yöntemi:

Yukarıda verilen bilgilere göre PID kontrol algoritması kullanılarak PID konum kontrol gerçekleştirilir.

Açıklama:

PID kontrol algoritması ve takip edilecek yörünge belirlenmesi için **Simulink** modeli oluşturulmuştur. Kullanıcı ara yüzünden girilen hareket sınırları ve hız bilgisine göre takip edilecek yörünge ilgili model tarafından oluşturulur. Bu yörünge bilgisi veri tabanına kaydedilir. Fizyoterapistin ara yüzden egzersizi başlatmasıyla PID Simulink modeli çalışmaya başlar ve veri tabanından yörünge bilgisi alınarak modele uygulanır.

Pasif egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil III.6' da verilmiştir.



Şekil III.6 Pasif Egzersiz için Akış Diyagramı

III.4.2 Aktif Yardımlı Egzersiz:

Aktif yardımcı egzersiz fizyoterapist tarafından yapılan bir egzersiz türüdür. Hasta uzvunu kaldırabildiği yere kadar kendisi hareket ettirir. Hareketin kalan kısmı fizyoterapistin yardımıyla tamamlanır.

Hasta Türü:

Kas gerilmesi 2 veya 3. derece olan hastalara uygulanır.

Hareket Tanımı:

Hasta hareket edebildiği konuma kadar bacağını hareket ettirir. Hareket ettiremediği konumdan itibaren gidilmesi gerekli hareket sınırına robot tarafından götürülür.

Giriş Bilgileri:

Hasta uzuv bilgisi ve ekstansiyon sınırı.

Kontrol Yöntemi:

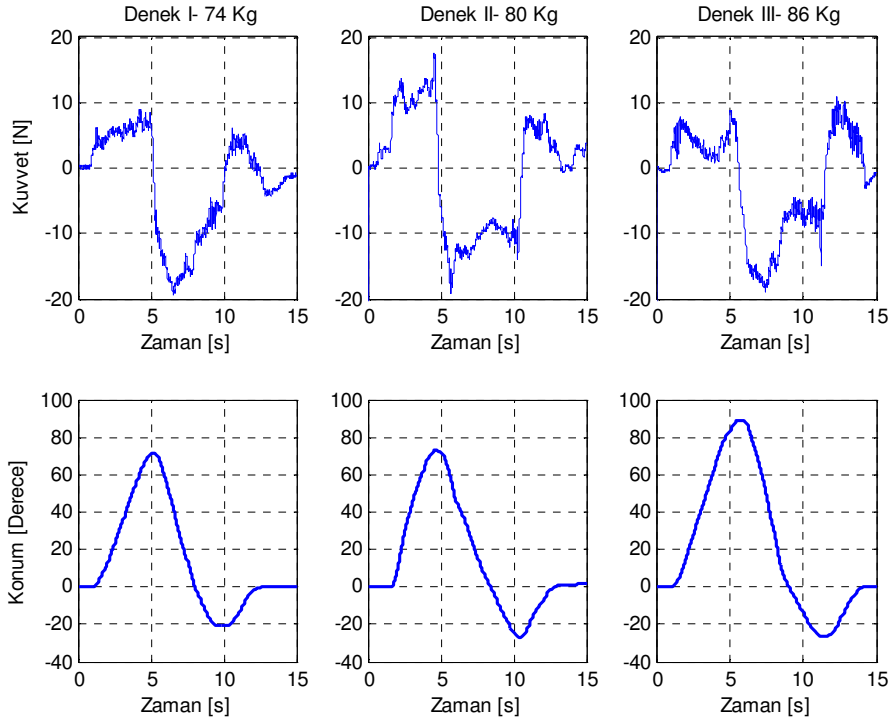
Hastanın hareket edebildiği sınıra kadar bacağın ağırlığı, yer çekimi kompanzasyonu yapılarak elimine edilir. Bu sınıra kadar hasta, bacağını empedans kontrol algoritmasının devrede olması ile rahat şekilde hareket ettirir. Empedans kontrol parametrelerinin seçiminde, hastanın bacağını mümkün olan en düşük seviyede dirençle hareket ettirebilmesi ve hareket esnasında mekanizmada herhangi bir titreşimin oluşmaması hususları göz önünde bulundurulmuştur. Bu parametrelerin tespiti şu şekilde yapılmıştır: Empedans parametreleri Tablo III.7’ de verilen aralıklarda değiştirilerek ve bunların kendi aralarındaki kombinasyonları göz önüne alınarak 74, 80, 86 Kg. ağırlığındaki üç ayrı denek için yavaş (16 derece/s), orta (32 derece/s) ve hızlı (48 derece/s) şeklinde üç ayrı hız kademesinde diz fleksiyon-ekstansiyon egzersizleri yapılmıştır. Bu parametre değerleri gerekli kararlılık analizleri yapılarak sistemi kararsızlığa götürmeyecek ve titreşime yol açmayacak şekilde seçilmiştir.

Tablo III.7 Empedans Parametre Değerleri

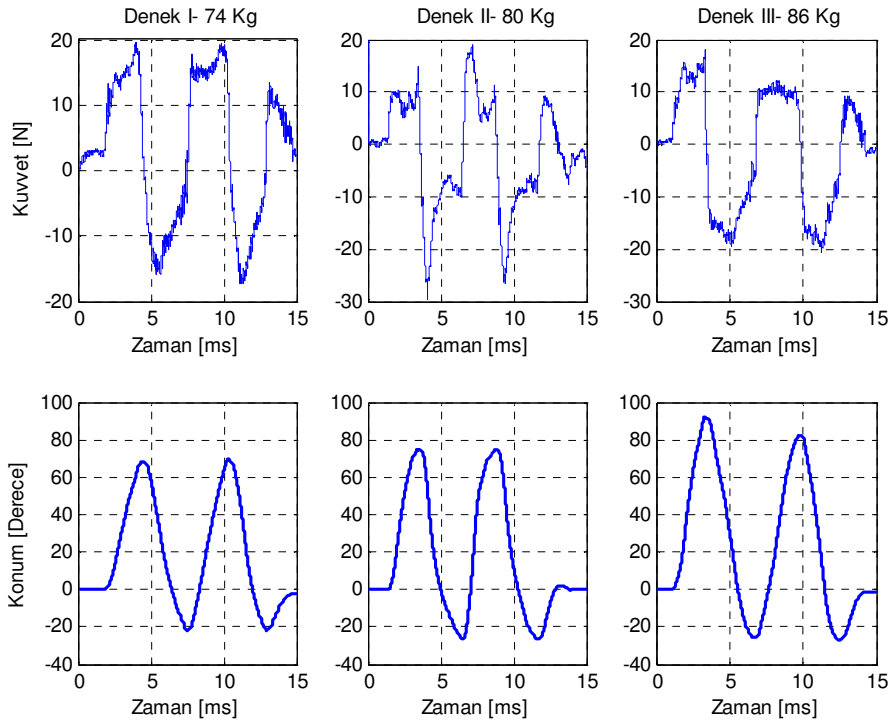
Parametre	M_d [Kg]	3	4	5	6	7	8	9	10
	K_d [N/derece]	1	20	40	60	80	100		
	D_d [Ns/derece]	0	0,001	0,01	0,1	1			

Bu deneyler esnasındaki gözlem ve deney sonuçları incelenmiş $M_d=4$, $K_d=20$ ve $D_d=0.01$ değerleri için sistemin titreşime yol açmadığı ve en düşük seviyede direnç gösterdiği tespit edilmiştir. Yavaş ve Orta hızlar için deney sonuçları Şekil III.7 ve Şekil III.8 ‘de verilmiştir. Grafiklerde deneklerin hareket yörüngeleri ve üretmiş oldukları kuvvetler görülmektedir. Konumun pozitif yönde artımı

ekstansiyon hareketini, ekstansiyon sınırından negatif yöndeki hareket fleksiyon hareketini göstermektedir.



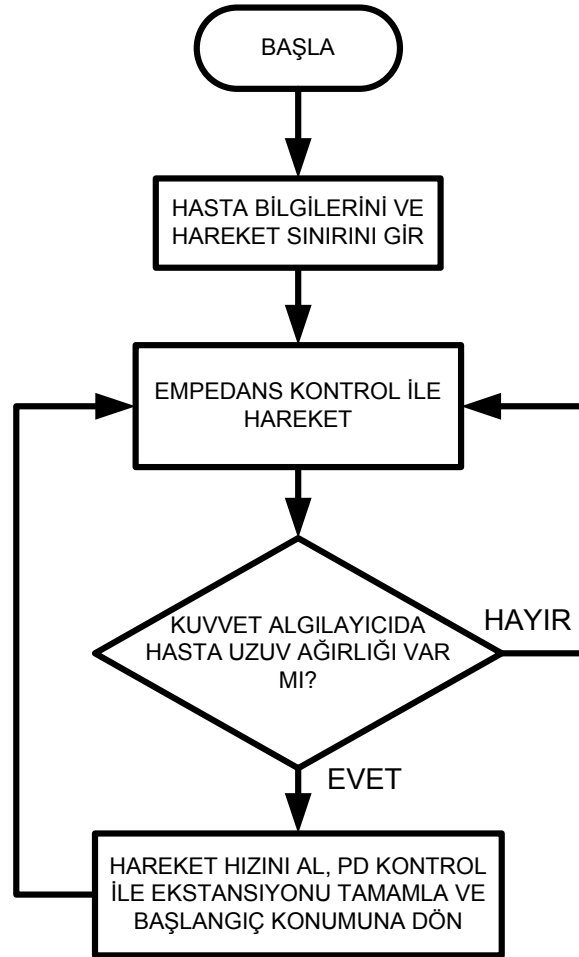
Şekil III.7 Yavaş Hız için $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0.01$ Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketi



Şekil III.8 Orta Hız için $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0.01$ Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketi

Egzersiz esnasında hastanın bacağına hareket ettirememesi durumunda alt bacağına bağlı olan kuvvet algılayıcı üzerinde kuvvet değeri oluşur. Ters yönde oluşan bu kuvvet değeri Simulink modeli tarafından tespit edilir ve hareketin tamamlanması için PD konum kontrol algoritması devreye girer, hastanın kendini hareket ettirdiği hızın aynısıyla hasta uzvu ekstansiyon sınırına götürülür ve yine aynı hızda başlangıç konumuna getirilir.

Aktif yardımcı egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil III.9’ da verilmiştir.



Şekil III.9 Aktif Yardımlı Egzersiz için Akış Diyagramı

III.4.3 İzotonik Egzersiz:

Hasta Türü:

Kas gerilmesi olan (4. derece) hastalara kuvvetlendirme için yapılır.

Hareket Tanımı:

Hastaya eklem hareket açıklığı boyunca direnç uygulanır.

Giriş Bilgileri:

Direnç kademesi, hareket tekrar sayısı.

Kontrol Yöntemi:

Uygulanacak direnç seviyesine göre atanan empedans parametreleri ile empedans kontrol yapılır. İzotonik egzersiz için dört farklı direnç seviyesi belirlenmiştir. Bunlar “Hafif, Orta, Yüksek, En Yüksek” şeklindedir. Fizyoterapist ara yüzden direnç seviyesini seçtiğinde seçilen direnç seviyesine göre kural tabanında atanacak empedans parametre değerleri belirlenir. Bu kurallar aşağıda verilmiştir.

Kural 1 < Eğer Direnç Seviyesi **Hafif** ise $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0$ >

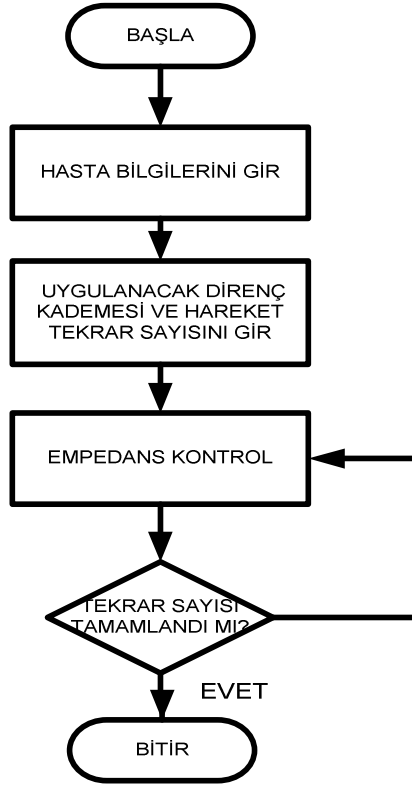
Kural 2 < Eğer Direnç Seviyesi **Orta** ise $M_d=5$, $K_d=60$, $D_d=0$ >

Kural 3 < Eğer Direnç Seviyesi **Yüksek** ise $M_d=8$, $K_d=40$, $D_d=0$ >

Kural 4 < Eğer Direnç Seviyesi **En Yüksek** ise $M_d=10$, $K_d=100$, $D_d=1$ >

Empedans parametrelerinin belirlenmesi ve atanmasına ilişkin detaylı bilgi Bölüm IV.3.1 ve IV.3.2’de verilecektir.

İzotonik egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil III.10’ da verilmiştir.



Şekil III.10 İzotonik Egzersiz için Akış Diyagramı

III.4.4 İzometrik Egzersiz:

Bu egzersiz türünde hasta, uzvunu empedans kontrol ile hareket ettirir. Fizyoterapist, ara yüzden hasta uzvu EHA'na ulaşıncaya kadar sistemin uzvun hareketine karşı uygulaması gereken direnç seviyesini de seçebilir. Böylece EHA'na kadar izotonik EHA'nda izometrik egzersiz yapılmış olur.

Hasta Türü:

Kas gerilmesi olan hastalara (4. derece) kuvvetlendirme için yapılır.

Hareket Tanımı:

Hastaya eklem hareket açıklığında sabit direnç uygulanır.

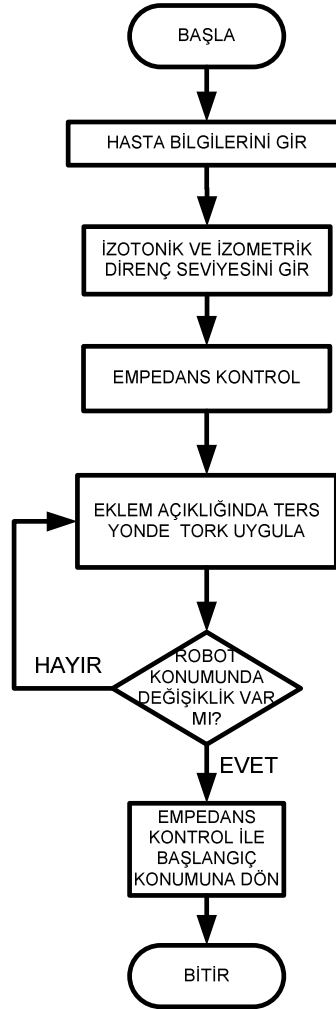
Giriş Bilgileri:

İzotonik ve izometrik direnç seviyesi, süre, (izometrik hareketi bir defa veya tekrarlı olarak yaptırılabilme seçenekleri de vardır.)

Kontrol Yöntemi:

Hasta EHA'na kadar ayağını seçilen direnç seviyesine göre karşı dirençle hareket ettirir. Bu karşı direncin uygulanması şu şekilde olur: Fizyoterapist ara yüzden egzersizi başlattığında simulink modelindeki empedans kontrol algoritmasında bulunan M_d , K_d ve D_d empedans parametre bloklarına seçilen direnç seviyesine göre kural tabanında bulunan uygun parametre değerleri alınarak atanır. Hareket boyunca izotonik egzersiz yapmış olur. Uzun durduğu konumda motor tarafından ters yönde girilen ağırlık değerine karşılık gelen tork değeri, girilen süre kadar hastaya uygulanır. Hastanın uygulanan karşı dirence dayanamaması durumunda kuvvet algılayıcı üzerinde ters yönde bir kuvvet ve konum algılayıcılar tarafından algılanan konum hatasında negatif bir değer oluşur. Bu durumda empedans kontrol devreye girer ve hasta uzvunu başlangıç konumuna götürebilir.

İzometrik egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil III.11' de verilmiştir.



Şekil III.11 İzometrik Egzersiz için Akış Diyagramı

III.4.5 İzokinetik Egzersiz:

İzokinetik egzersiz özellikle kas derecesi 5 olan sporculara uygulanan bir egzersiz türüdür.

Hasta Türü:

Kas seviyesi en üst seviyede olan (5. derece) özellikle sporculara yönelik kuvvetlendirme egzersizidir.

Hareket Tanımı:

Sporcu bacağına mümkün olduğu kadar hızla hareket ettirmeye çalışır. Buna karşılık sistem sporcunun hareket hızını sabit tutmasını sağlayacak direnç üretir.

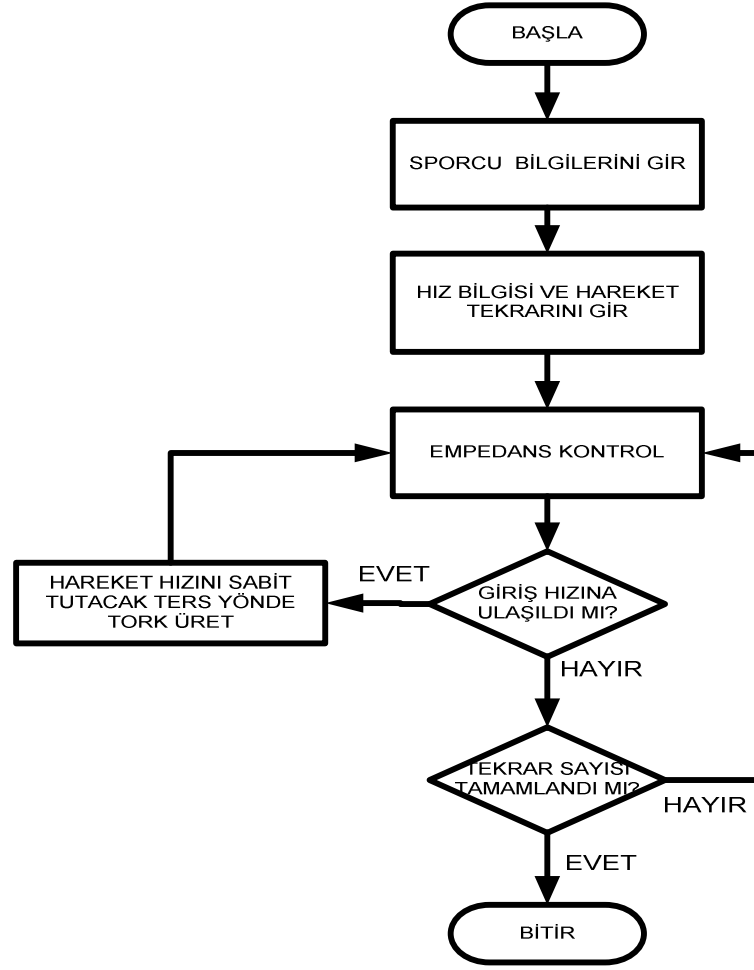
Giriş Bilgileri:

Hareket hızı.

Kontrol Yöntemi:

Fizyoterapist tarafından egzersiz başlatıldığında empedans kontrol algoritması ile birlikte sporcu uzvunu hareket ettirir. Uzun hareket hızı modelde sürekli olarak kontrol edilir. Hareket hızı fizyoterapistin belirlemiş olduğu hıza ulaşması durumunda kuvvet algılayıcıdaki kuvvet değeri dönme noktasına olan uzaklık ile çarpılarak elde edilen tork değeri motor tarafından harekete zıt yönde üretilir. Böylece sporcu kuvvetini arttırsa bile sistem aynı kuvveti sporcuya hareketine ters yönde uygular. Sporcunun hareket hızı algılanarak bu hızda sabit tutmayı sağlayacak tork değeri motor tarafından üretilir.

İzokinetik egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil III.12' de verilmiştir.

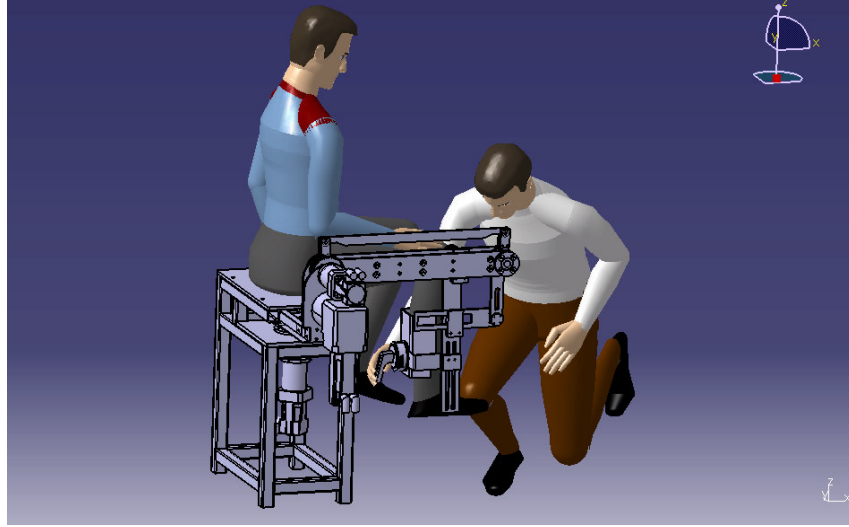


Şekil III.12 İzokinetik Egzersiz için Akış Diyagramı

III.4.6 Roboterapi:

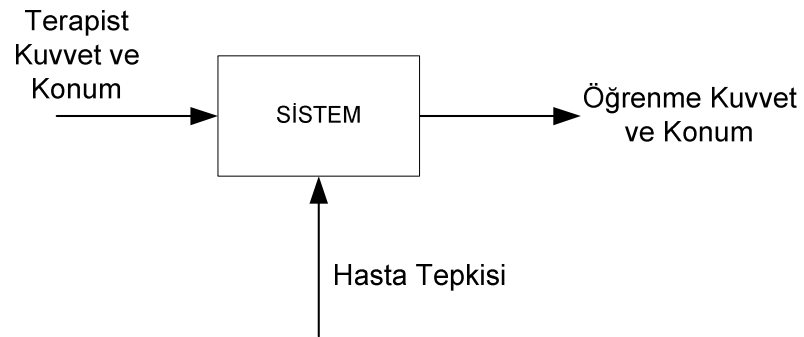
Bu egzersiz türünde işlem iki safhada gerçekleşir. Bu safhalar öğrenme ve terapi safhalarıdır. Terapi safhası ise kendi içinde direk terapi ve zeki terapi olmak üzere ikiye ayrılır.

Öğrenme safhasında fizyoterapist hastaya gerekli egzersiz hareketlerini Şekil III.13’de görüldüğü gibi yaptırır. Bu arada kuvvet algılayıcı fizyoterapistin uyguladığı kuvvet değerlerini algılar ve bu değerler zeki kontrolör tarafından alınarak veri tabanına kaydedilir.



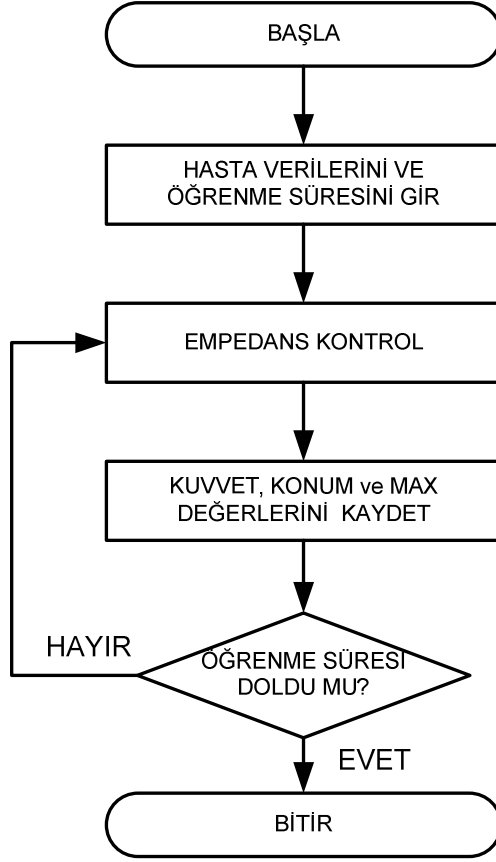
Şekil III.13 Fizyoterapistin sisteme egzersiz hareketlerini öğretmesi

Sistem öğrenme modunda iken öğrenme verileri; yani konum, kuvvet, konum ve kuvvet değerlerinin en yüksek değerleri (maksimumlar) ve öğrenme zamanı verileri kaydedilir. Zeki Kontrolör, kuvvet ve konum verilerini veri tabanına kaydeder.



Şekil III.14 Öğrenme Modu (fizyoterapistin terapisi)

Öğrenme modu akış diyagramı Şekil III.15’de verilmiştir.

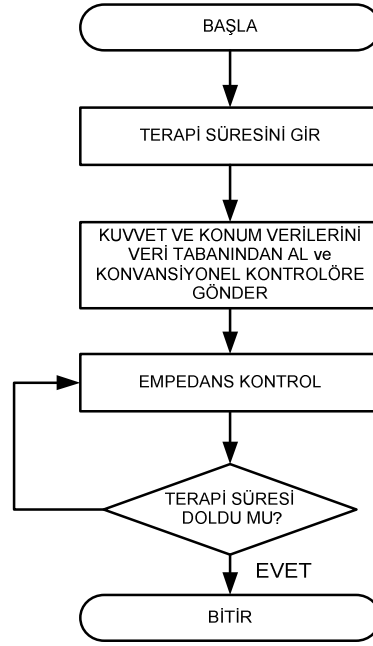


Şekil III.15 Öğrenme Modu Akış Diyagramı

Terapi safhasının amacı fizyoterapistin uyguladığı terapiyi modellemektir. Bu safhada, sistem öğrenme safhasında edindiği bilgileri kullanarak fizyoterapistin hareketini kendi başına yapar. Terapi safhası da sistemde işlevlerine göre sınıflandırılmıştır. Bunlar direk terapi ve zeki terapidir. Direk ve zeki terapiye ilişkin açıklamalar aşağıda verilmiştir.

III.4.6.1 Direk Terapi:

Bu türde öğrenme safhasındaki öğrenme verileri veri tabanından alınarak zeki kontrolör tarafından robot koluna gönderilir. FİZYOTERABOT, fizyoterapistin hastaya uygulamış olduğu kuvvet ve konum verilerini kullanarak hastaya egzersiz hareketini yaptırır. Direk Terapi fizyoterapistin hareketinin birebir taklididir. Direk Terapiye ilişkin akış diyagramı Şekil III.16'da verilmiştir.



Şekil III.16 Direk Terapi Modu

III.4.6.2 Zeki Terapi:

Fizyoterapist terapi esnasında bazen hastanın eklemine zorlayarak açar. Fizyoterapistin hasta uzvunu zorlayarak açmasının sebebi hastanın uzvunu açmak istememesi ve harekete tepki vermesidir. Zeki terapinin geliştirilen sisteme eklenmesinin amacı bu yöntemi modelleyebilmektir.

Fizyoterapist hastanın tepkisini belirli bir seviyeye kadar kendi uyguladığı kuvvet ile yok eder. Bu tepki kuvvetinin seviyesi **fizyoterapistin tecrübesi** ile ilgilidir. Zeki terapinin sistemde nasıl gerçekleştiği sistematik bir şekilde aşağıda verilmiştir:

- Fizyoterapist öğrenme safhasını ara yüzden çalıştırarak gerekli hareketleri hastaya robot ile birlikte yaptırır.
- Öğrenme safhasında, konum ve kuvvet algılayıcılar yolu ile konum ve kuvvet verileri veri tabanına kaydedilir.
- Zeki terapi ara yüzü fizyoterapist tarafından çalıştırılır. Öğrenme safhasında kaydedilmiş olan kuvvet ve konum değerlerinin maksimumlarının belirlenmesi için ilgili butona tıklanır. **Konum ve kuvvet değerlerinin maksimum değerleri** bilgisi zeki kontrolör tarafından yazılım yolu ile

belirlenir ve kaydedilir. Yani başka bir deyişle fizyoterapistin tecrübesi sisteme aktarılır. Bu değerler, sınır değerler olup robotun terapi yaptırması esnasında **aşılmaz**. Bu değerlere ulaşılması durumunda sistem terapiyi durdurur.

- Daha önceden her EHA için (0 dan 75 dereceye kadar 10 derecelik adımlarla) farklı ağırlıklardaki (67-80 kg arası 6 denek için) sağlıklı deneklerden alınan EHA ve kuvvet verileri veri tabanına yerleştirilmiştir. Bu veriler alınırken denekler Şekil III.13'teki gibi robota bağlanmış ve fleksiyon-ekstansiyon hareketleri yaptırılmıştır. Kullanılan deneklerin verileri Tablo III.8' de verilmiştir. Bu deneklerin seçiminde birbirine yakın boy uzunluğunda ve farklı ağırlıklarda olmalarına dikkat edilmiştir. Yani fizyoterapistin sağlıklı bir insanın eklem hareketini nasıl yaptırdığı sistem tarafından bilinmektedir. Bu bilgilere ilişkin kuvvet ve konum verileri veri tabanında bulunur. Veri tabanındaki denek verilerinin sayısı artırılabilir.

Tablo III.8 Denek Verileri

Denek	Ağırlık [kg]	Boy [cm]	Ayak Uzunluğu [cm]	Bacak Uzunluğu [cm]	Yaş
A	67	174	27	92	21
B	74	175	27	95	22
C	75	175	25	105	23
D	80	174	27	95	21
E	81	175	28	93	21
F	86	175	24	105	24

Sağlıklı deneklere ilişkin veriler dosyalanırken her denneğin adına göre (A, B,C gibi) klasörler oluşturulmuş ve bu klasörlerin içine EHA'na göre dosya isimleri (1, 2, 3 gibi) dosya isimleri verilmiştir. Tablo III.9'da EHA aralıklarına göre dosya isimleri verilmiştir.

Tablo III.9 EHA Aralıklarına Göre Dosya İsimleri

Dosya Adı	EHA Aralığı
1	$0 \leq \text{EHA} < 15$
2	$15 \leq \text{EHA} < 25$
3	$25 \leq \text{EHA} < 35$
4	$35 \leq \text{EHA} < 45$
5	$45 \leq \text{EHA} < 55$
6	$55 \leq \text{EHA} < 65$
7	$65 \leq \text{EHA} < 75$
8	$75 \leq \text{EHA} < 85$
9	$85 \leq \text{EHA} < 95$
10	$-30 \leq \text{EHA} < 0$

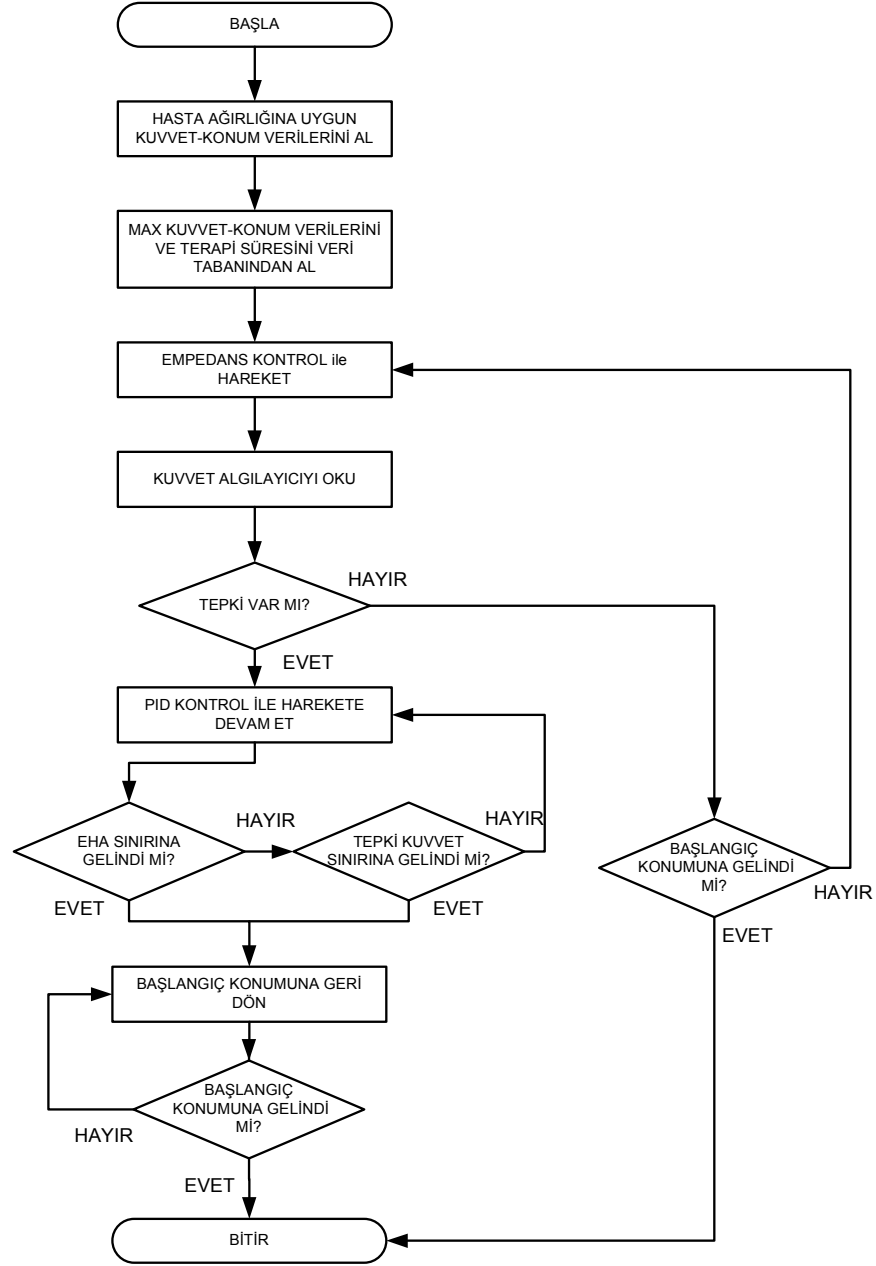
Zeki terapi ara yüzündeki “terapi verilerini yükle” butonuna tıkladığında hasta ağırlığına göre uygun deneğin verilerinin olduğu klasör ve öğrenme safhasında fizyoterapistin hastanın uzvunu açtığı maksimum EHA bilgisine göre ilgili klasör içindeki uygun dosya adı kural tabanında belirlenir, zeki kontrolör tarafından veri tabanından alınarak robot koluna gönderilir ve terapi başlatılır. Kural tabanında bu işlemi gerçekleştiren kurallardan örnekler aşağıda verilmiştir. Kuralların tamamı EK D’ de verilmiştir. **HA** hasta ağırlığını, **MK** maksimum konumu belirtmektedir.

< Kural: *Eğer HA 75kg’dan büyük veya eşit ve 80kg’dan küçük ve MK 15 dereceden büyük veya eşit ve 25 dereceden küçük ise C klasörünün “2” adlı dosyasını al >*

.....

< Kural: *Eğer HA 81kg’dan büyük veya eşit ve 86kg’dan küçük ve MK 65 dereceden büyük veya eşit ve 75 dereceden küçük ise E klasörünün “7” adlı dosyasını al >*

- Hasta tepki vermediği sürece bu verilerle terapi devam eder. Hastanın tepki vermesi durumunda devreye PD kontrol algoritması girer ve öğrenme esnasında elde edilen en yüksek EHA sınırına kadar robot hasta uzvunu götürür ve başlangıç konumuna geri getirir. Bu esnada hasta tepkisi kuvvet algılayıcı tarafından gerçek zamanlı (sistemde kullanılan örnekleme zamanı 1 ms’dir) olarak sürekli kontrol edilir. Hasta en yüksek kuvvet sınırını aştığında sistem hastanın bacağına başlangıç konumuna getirir. Şekil III.17’de zeki terapiye ilişkin akış diyagramı verilmiştir.

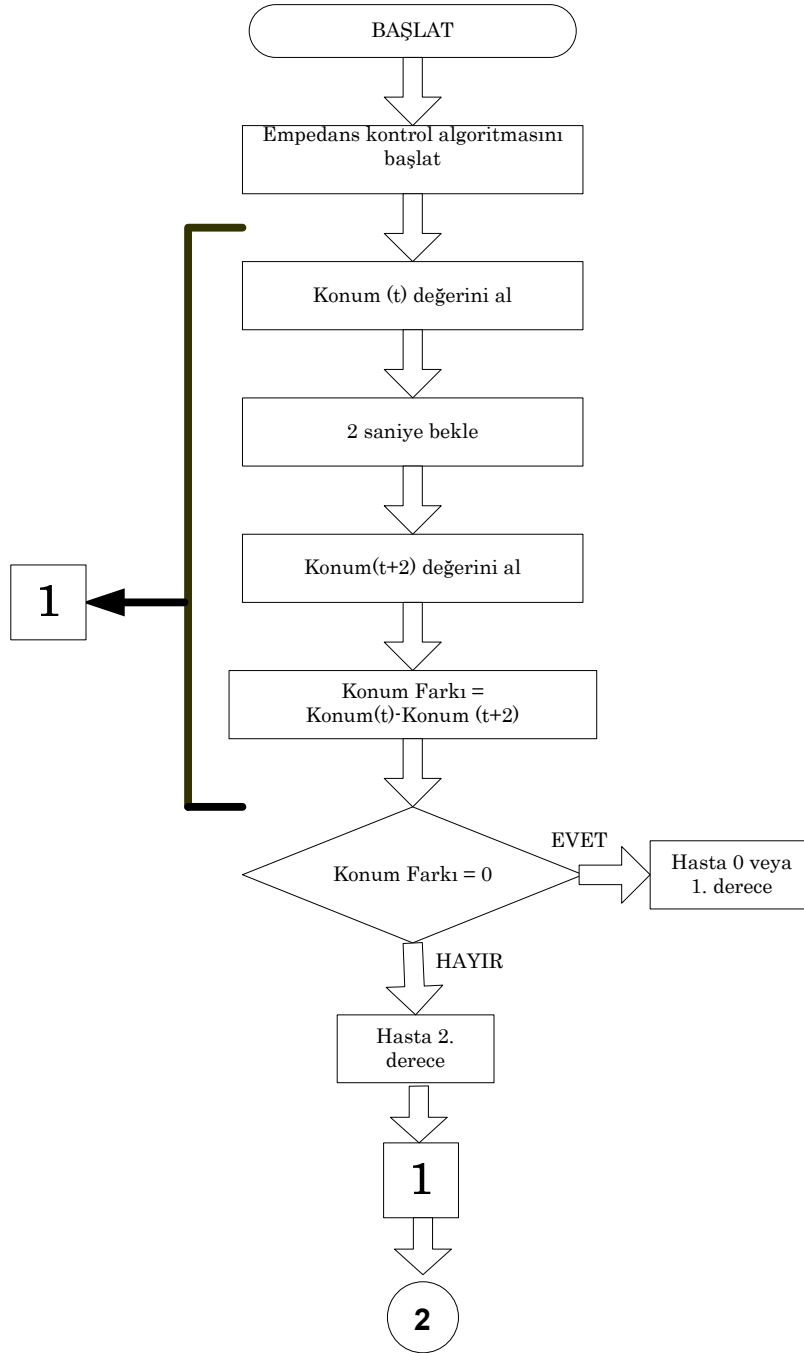


Şekil III.17 Zeki Terapi Akış Diyagramı

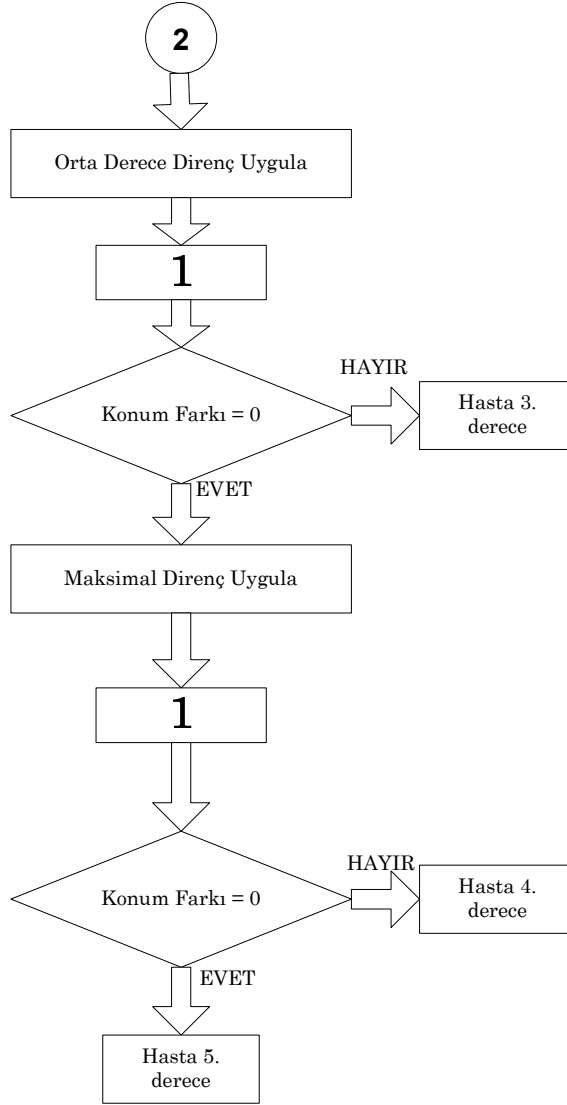
III.4.7 Kas Testi:

Kaslar 6 derece ile değerlendirilmektedir. (Ergöz 2005) 4. ve 5. derece kasların tespitinde orta derece ve maksimal direnç kullanılır. Bu direnç seviyesi fizyoterapistlere göre değişmektedir. Bu nedenle sistem yazılımı, kullanılan bu değerler kolayca değiştirilebilecek şekilde esnek yapıda geliştirilmiştir. 1. derece kaslarda Hafif kasılma bulguları olmakla birlikte hiçbir eklem hareketi bulunmaz.

(Ergöz 2005) FİZİYOTERABOT’da tepkiler kuvvet algılayıcı ile algılandığından eklem hareketi olmadığı için kuvvet oluşmayacağından 0 ile 1. derece kaslar tespit edilemez. Bu farkın gözlenebilmesi için EMG (Electromyogram) cihazına ihtiyaç vardır. Kas testi algoritması Şekil III.18’de verilmiştir.



Şekil III.18 Kas Testi Akış Diyagramı



Şekil III.18 Devam

III.5 FİZYOTERABOT YAZILIM YAPISI VE SİSTEM ÇALIŞMA MODLARI

Kullanıcı ara yüzü çalıştırıldığında ekrana Şekil III.19' daki menü gelir. Hasta bilgileri bölümünden hastanın ağırlığı, boyu, ayak uzunluğu, diz altı uzunluğu ve hastanın uzuv boyutuna göre mekanizmaya ilişkin ayak konum bilgisi girilir. “**Hasta verilerini kaydet**” butonuna tıklandığında bu bilgiler sistem veri tabanına kaydolunur. Bu veriler algoritmalar içindeki atalet, yerçekimi kompanzasyonu, uygulanacak tork değeri ve alt uzuvlara ait kütle hesaplarında kullanılır.

The screenshot displays the 'ANA MENU' (Main Menu) for the 'REHABİLİTASYON ROBOTU KULLANICI ARAYÜZÜ V07.1'. The interface is divided into several sections:

- HASTA BİLGİLERİ** (Patient Information): Includes input fields for 'Kilosu (kg)' (80), 'Boyu (cm)' (177), 'Ayak Uzunluğu (cm)' (23), 'Diz Altı Uzunluğu (cm)' (56), and a dropdown menu for 'Ayak Konumu' (Foot Position) set to 'Konum 2'. A 'Hasta Verilerini Kaydet' (Save Patient Data) button is located below these fields.
- EGZERSİZ TÜRÜ** (Exercise Type): A vertical list of buttons for selecting exercise types: 'PASIF', 'AKTIF YARDIMLI', 'IZOTONİK', 'IZOMETRİK', 'IZOKINETİK', and 'ROBOTERAPI'.
- UZUV SEÇİMİ** (Limb Selection): A section with radio buttons for selecting the limb: 'DİZ' (Knee) and 'KALÇA' (Hip).
- KAS TESTİ** (Muscle Test): A prominent orange button at the bottom center.
- ÇIKIŞ** (Exit): A button at the bottom right.

The interface also includes a copyright notice '© A.Koçoglan, 2007' in the bottom right corner.

Şekil III.19 Kullanıcı Ara Yüzü Ana Menü Ekranı

Hastanın hangi uzvuna (diz veya kalça) egzersiz uygulanacağı uzuv seçimi menüsünden yapılır. Ekrandaki kas testi butonuna basıldığında hastanın kas derecesini tespit eden kas testi işlemi robot tarafından gerçekleştirilir. Hastanın durumuna göre fizyoterapist pasif, aktif yardımcı, izotonik, izometrik, izokinetik veya roboterapi egzersiz türlerinden birini seçebilir. Ayrıca fizyoterapist veya hastanın kendisinin robot kolu hareketini kullanıcı ekranını kullanarak kontrol edebildiği bir operatör modu da eklenmiştir. Çıkış butonu ile programdan çıkılır.

Kullanıcı ekranlarındaki “**yapılandır, bağlan, başlat, durdur, acil durdurma, anamenü, başlangıç konum ve grafik sonuç**” butonları her egzersiz türünde bulunan ortak amaçlı butonlardır. Bunların görevleri aşağıda tanımlanmıştır.

Yapılandır: Sistem yazılımını derlemek için kullanılır.

Bağlan: Yazılım ile donanım arasındaki iletişimin kurulmasını sağlar.

Başlat: Egzersizi başlatır.

Durdur: Egzersizi durdurur.

Acil Durdurma: Egzersizi acil durumlarda durdurmak için kullanılır.

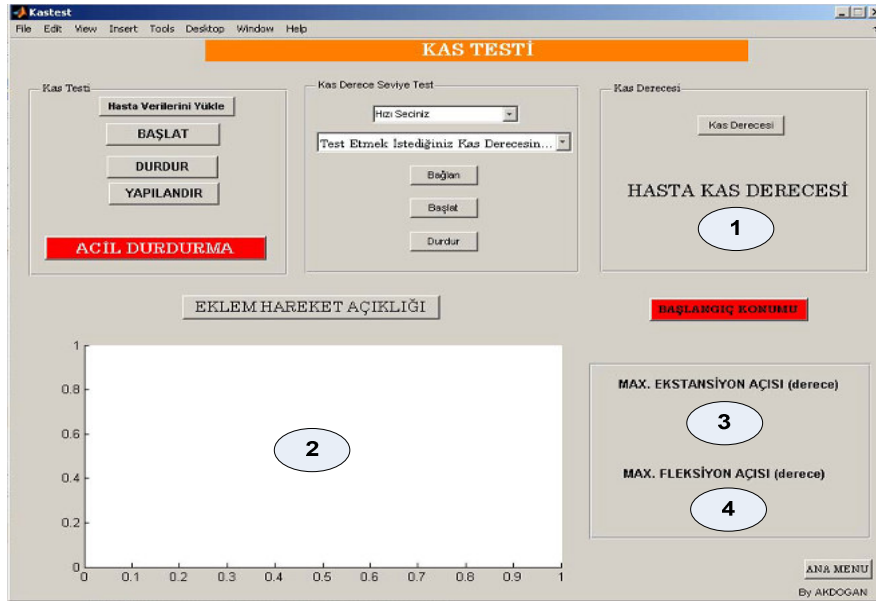
Anamenü: Ana menüye dönüş için kullanılır.

Başlangıç Konum: Mekanizmayı başlangıç konumuna götürür.

Grafik Sonuç: Grafik sonuç ekranını açar.

III.5.1 Kas Testi :

Fizyoterapist önce “**Kas Testi**” bölümünden kas testini başlatır. Test sonucunda kas derecesi butonuna tıkladığında 1 nolu alanda hasta kas derecesi ekrana yazdırılır. Eklem hareket açıklığı butonuna tıkladığında 2 nolu alanda hasta hareketi grafik olarak gözlenir ve hastanın ekstansiyon ve fleksiyonda ulaşılmış olduğu maksimum eklem hareket açıklığı ekranda 3 ve 4 nolu alanlara yazdırılır.



Şekil III.20 Kas Testi Ekranı

3., 4. ve 5. derece kaslar uzun hareket edebildiği derecelerdir. “3. derece kaslarda karşı bir direnç olmadan hasta EHA tamamlayabilmeli, 4. seviyede orta

derece, 5. derecede ise maksimum direnç alabilmektedir”. (Ergöz 2005) Fizyoterapistlerle yapılan görüşmelerde buradaki “orta derece” ve “maksimal direnç” kavramlarının fizyoterapistlere göre değiştiği tespit edilmiştir. (Tatar Y., Canyurt E.) Dolayısıyla her fizyoterapistin orta derece ve maksimal direnç değerleri farklılıklar gösterebilmektedir. Bu yüzden kas testi işlemine FİYOTERABOT’ da, kullanılan kuvvet kontrol yöntemi temel alınarak yeni bir yaklaşım getirilmiştir. Şöyle ki, sistemde empedans kontrol yöntemi kullanılmaktadır. Empedans parametrelerinin (M, K, D) değiştirilmesi durumunda sistem hastaya ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri esnasında arzu edilen seviyede karşı direnç uygulayabilmektedir. Robot kolu fizyoterapistlerin sistemin hastaya uygulayacağı direnç seviyelerini hissetmelerini sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu amaçla kuvvet algılayıcı üzerine Şekil III.21a’ da görüldüğü gibi fizyoterapistler için bir **kavrama aparatı** monte edilmiştir. Fizyoterapist Şekil III.21b’ de tasarlanan ara yüzü kullanarak, sistemin hastaya uygulamasını istediği direnç seviyesini belirleyebilir. Ekranda görülen M, K ve D empedans parametre değerlerini değiştirerek ve bu değerlerde robot kolunu hareket ettirerek robot kolunun hastaya uygulayacağı direnci hissedebilir.



(a)

(b)

Şekil III.21 (a) Kavrama aparatı (b) Parametre tespit arayüzü

Bu değerler Şekil III.20’deki “kas derece seviye tespit” panelinde bulunan “test edilmek istenen kas derecesi” seçeneğinde kullanılacak parametre değerleri olacaktır.

III.5.2 Pasif Egzersiz:

Şekil III.19’ de verilen ana menüdeki “egzersiz türleri” bölümünde “**Pasif**” butonuna tıklandığında Şekil III.22’deki ekran görüntülenir. “**Hız**” bölümüne pasif

hareketin hızı, “**Fleksiyon ve Ekstansiyon**” bölümlerine hastaya yaptırılmak istenen pasif egzersizin sınırları ve ” **Tekrar Sayısı** “ bölümüne hareketin kaç kez tekrarlanacağı girilir. “**Hareket Profilini Belirle**” butonuna tıklandığında sistem girilen değerlere göre hareket yörüngesini belirleyen verileri oluşturur.

PASIF EGZERSİZ

Hız(derece/s)

Ekstansiyon Açısı

Fleksiyon Açısı

Tekrar Sayısı Hareket Profilini Belirle

Yapılandır Bağlan Başlat Durdur

ACIL DURDURMA

BAŞLANGIÇ KONUMU EGZERSİZ SONUÇLARI ANA MENU

Şekil III.22 Pasif Egzersiz Ekranı

III.5.3 Aktif Yardımlı Egzersiz:

Aktif yardımcı egzersiz kullanıcı ekranı Şekil III.23’de verilmiştir. Bu egzersiz türü için “Ekstansiyon Sınırı” bölümünden hareketin ekstansiyon sınırı tanımlanır. Hasta uzvunu hareket ettirebildiği sınıra kadar robot kolu uzuv ile beraber hareket eder. Hasta uzvunu hareket ettiremediği durumda bu kuvvet algılayıcıları tarafından algılanır ve robot uzuv hareketini hastaya yardım ederek kendi tamamlar.

AKTİF YARDIMLI EGZERSİZ

Ekstansiyon Sınırı (derece)

Yapılandır Bağlan Başlat Durdur

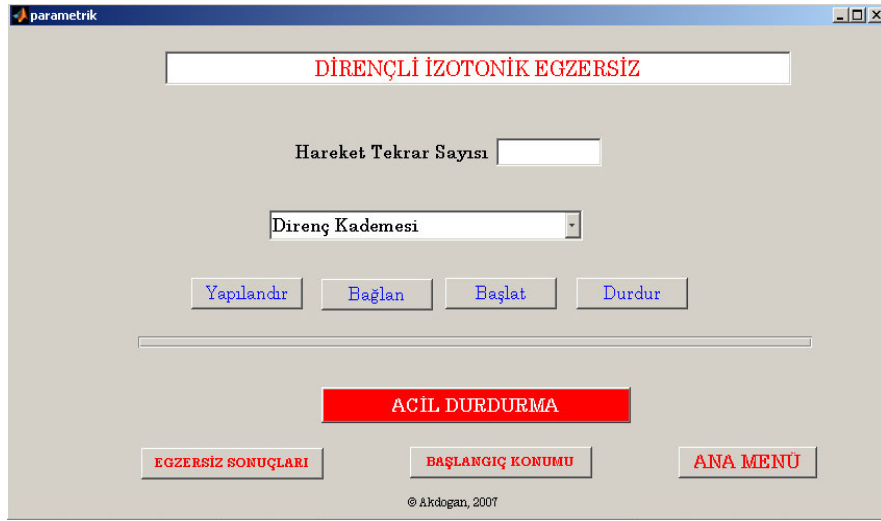
ACIL DURDURMA

BAŞLANGIÇ KONUMU EGZERSİZ SONUÇLARI ANA MENU

Şekil III.23 Aktif Yardımlı Egzersiz Ekranı

III.5.4 İzotonik Egzersiz:

İzotonik egzersiz ekranı Şekil III.24’ de verilmiştir. Hareket tekrar sayısı “Hareket Tekrar Sayısı” bölümünden girilir. “Direnç kademesi” menüsüne tıkladığında direnç seviyeleri görüntülenir. Hareket tekrar sayısı girildikten sonra direnç kademesi menüsüne tıkladığında Şekil III.25’ de görüldüğü gibi “Hafif-Orta, Yüksek, Çok Yüksek” direnç seviyeleri seçilmek üzere görüntülenir.



Şekil III.24 İzotonik Egzersiz Ekranı



Şekil III.25 Direnç Kademeleri

Direnç kademelerine göre atanan empedans parametre değerleri hareket hızına göre Tablo III.10’da verilmiştir. Tabloda verilen kuvvet değeri, sistemin uzuv ekstansiyona ve fleksiyona giderken uygulayabileceği en yüksek kuvvet değer aralıklarını göstermektedir. Bu değer aralıkları 74, 80 ve 86 kg. ağırlığındaki üç erkek denekle yapılan deneyler neticesinde bulunmuştur.

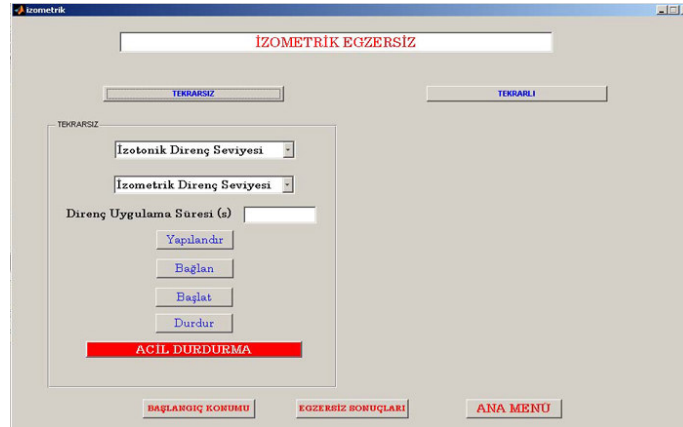
Tablo III.10 İzotonik Egzersiz Direnç Kademeleri Parametre Değerleri

Seviye	Parametre			Kuvvet [N]					
				Hareket Yönü Ekstansiyon			Hareket Yönü Fleksiyon		
				HIZ [der/s]			HIZ [der/s]		
				Yavaş	Orta	Hızlı	Yavaş	Orta	Hızlı
	M_d	K_d	D_d	16	32	48	16	32	48
Hafif	4	20	0	8~10	10~13	15~20	17~20	20~22	30
Orta	5	60	0	10~15	21	20~25	23~26	30	40
Yüksek	8	40	0	11~18	26~27	30~35	30~45	40~42	50
En Yüksek	10	100	1	23~36	27	40~45	40~50	50~55	55~60

III.5.5 İzometrik Egzersiz:

İzometrik egzersiz türü için tekrarlı ve tekrarsız olmak üzere iki ayrı tür tanımlanmıştır. Tekrarsız türde hasta bir kez izometrik hareket yapar, tekrarlıda ise hareket istenilen kadar tekrar edilebilir. İzometrik egzersizde hasta EHA' na kadar uzvunu hareket ettirir. Bu noktada robot karşı direnç uygular ve hasta uzvunu bu seviyede tutmaya çalışır ve izometrik kasılma meydana gelir. Tutamadığında robot direnç uygulamayı durdurur. Bu türe ek olarak izotonik kasılma da gerçekleştirebilecek bir algoritma eklenerek sistemin kullanılabilirliği artırılmıştır. Yani hasta uzvunu ekstansiyona götürürken izotonik egzersiz, durduğunda izometrik ve fleksiyona götürürken tekrar izotonik egzersiz yapmış olur.

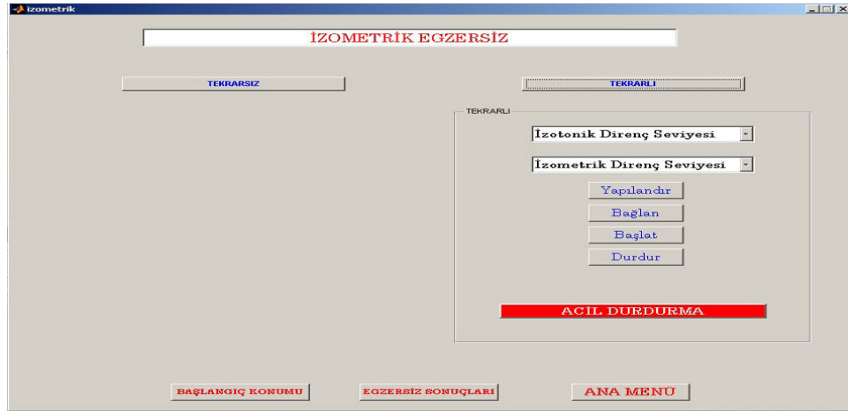
Tekrarsız mod menüsü Şekil III.26' da verilmiştir. “İzotonik ve İzometrik Direnç Seviyeleri” menüsünde direnç seviyeleri seçilir. EHA' nda sistemin kaç saniye direnç uygulaması istendiği “Direnç Uygulama Süresi” bölümünden girilir.



Şekil III.26 Tekrarsız İzometrik Egzersiz Ekranı

Tekrarsız İzometrik Egzersiz menüsü Şekil III.27’de verilmiştir. Benzer şekilde “İzotonik ve İzometrik Direnç Seviyeleri” menüsünden direnç seviyeleri seçilerek egzersiz başlatılır. Bu türde hareket istenildiği kadar yapılabilir.

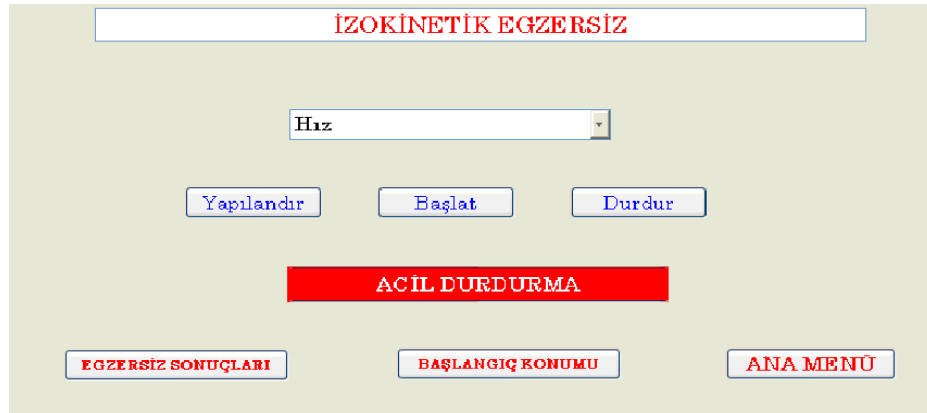
İzotonik direnç seviyeleri, izotonik egzersiz bölümünde tanımlandığı gibidir. İzometrik direnç seviyeleri ise ayak bileğine 1-10 kg arasında seçilen seviyede yük uygulanıyor etkisi oluşturur.



Şekil III.27 Tekrarlı İzometrik Egzersiz Ekranı

III.5.6 İzokinetik Egzersiz:

İzokinetik eş hız anlamına gelmektedir. Bu egzersiz türünün amacı, hasta uzvunun hareket hızını sabit tutmak suretiyle maksimum dirence karşı koyarak egzersiz yapılmasını sağlamaktadır. (Sarı ve diğ. 2002) Kullanıcı Şekil III.28’ de verilen ekrandan hareket hızını seçer. Egzersiz esnasında robot harekete zıt yönde tork ürettiğinden hız hiçbir zaman aşılamayacaktır.



Şekil III.28 İzokinetik Egzersiz Ekranı

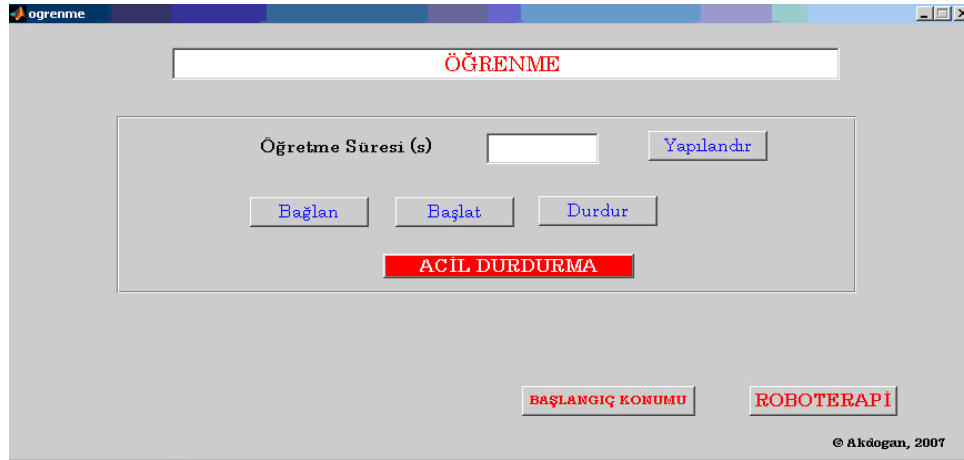
III.5.7 Roboterapi Egzersiz:

Roboterapi Egzersiz Türü fizyoterapistin modellenmesi için geliştirilmiştir. Öğrenme, direk terapi ve zeki terapi olmak üzere üç farklı çalışma türü mevcuttur. Roboterapi çalışma ekranı Şekil III.29’ da verilmiştir.



Şekil III.29 Roboterapi Çalışma Ekranı

Öğrenme butonuna tıklandığında Şekil III.30’ daki menü ekrana gelir. Fizyoterapist terapi süresini “Öğretme Süresi” bölümünden girer. Daha sonra robot kolu ile beraber hastaya gerekli terapi hareketlerini yaptırır. Bu esnada terapi süresi, terapistin hastaya uygulamış olduğu konum ve kuvvet verileri sistem tarafından alınır. Öğretme işlemi tamamlandığında terapist direk terapiyi veya zeki terapiyi seçer.



Şekil III.30 Öğrenme Ekranı

Direk terapi fizyoterapistin hareketlerinin birebir robot tarafından yapıldığı moddur. Bu modda giriş bilgisi olarak terapist Şekil III.31’ de görülen ekrandan yalnızca terapi süresini sisteme girer.



Şekil III.31 Direk Terapi Ekranı

Zeki Terapi Kullanıcı Ara Yüzü:



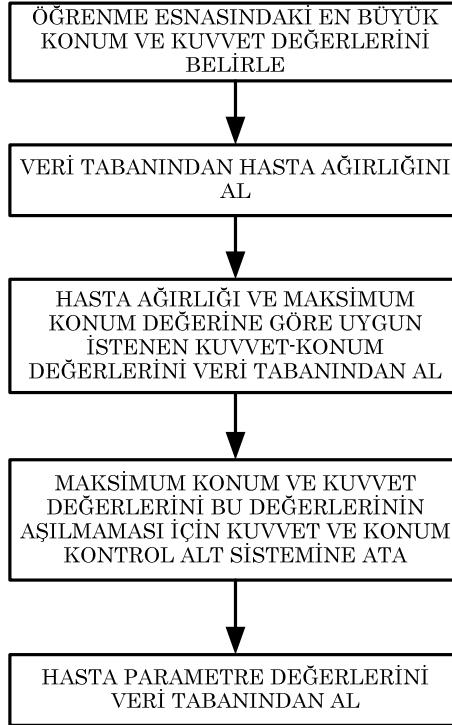
Şekil III.32 Zeki Terapi Ekranı

Veri tabanında altı farklı ağırlıktaki sağlıklı insandan alınan, *uzvun tam eklem hareket açıklığına gelebilmesi için fizyoterapistin uyguladığı kuvvet ve konum verileri* 10’ ar derecelik adımlarla tutulmaktadır. Ayrıca öğrenme safhasının terapi süresi, hastaya ilişkin ağırlık, boy, ayak ve bacak uzunluğu verileri de tutulur.

“**Max Kuvvet ve Konumu Yükle**” butonuna basıldığında sistem öğrenme safhasındaki verilerden yararlanarak fizyoterapistin hastaya uyguladığı en yüksek kuvvet ve konum değerlerini tespit eder. Bu değerler zeki terapinin sınır

değerleridir. Zeki terapi esnasında bu sınırlara gelindiğinde sistem terapiye devam etmeyerek başlangıç konumuna uzvu getirir. Bu sınırlara gelinmesi hastanın terapiye tepki verdiği anlamını taşımaktadır.

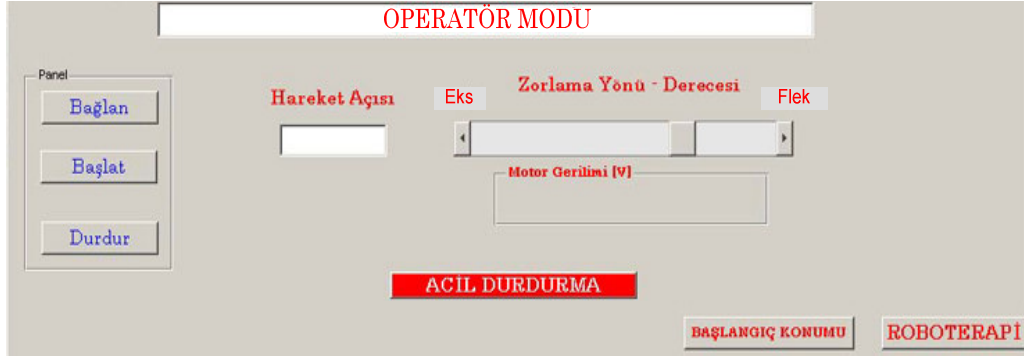
“Terapi verilerini yükle” butonuna basıldığında sistem hastanın ağırlığına ve öğrenme esnasında geline EHA göre veri tabanından bulunan uygun denek verilerini belirler ve terapide bu verileri kullanmak üzere sistemi yapılandırır. Zeki terapi arayüzü akış diyagramı Şekil III.33’ de verilmiştir.



Şekil III.33 Zeki Terapi Ara Yüz Akış Şeması

III.5.8 Operatör Modu:

Sisteme fizyoterapist veya hastanın robot kolu hareketini kendi kontrol edebileceği bir operatör modu eklenmiştir. Bu modun amacı direk olarak robot koluna kullanıcı arayüzünden hareket verebilmektir. Böylece fizyoterapist veya hastanın kendisi özellikle eklem açma egzersizlerinde eklem zorlanma işlemini gerçekleştirebilir. Operator modu ekran görüntüsü Şekil III.34’ de verilmiştir.

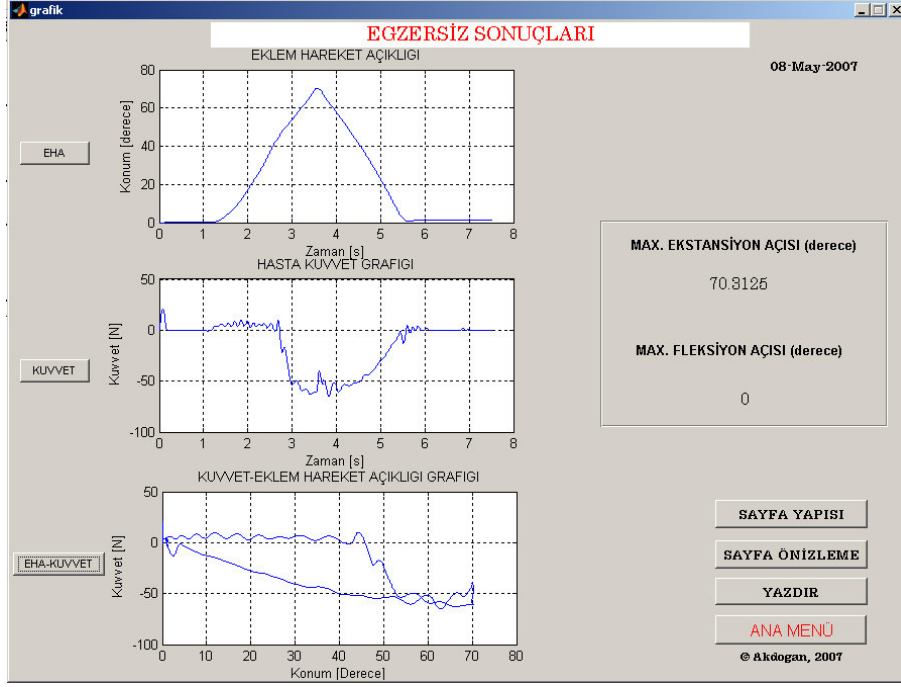


Şekil III.34 Operatör Modu Ekranı

Eklemin istenilen hareket açısı ilgili bölüme girilir ve terapi başlatılır. Eklemin hangi yönde zorlanması isteniyorsa (ekstansiyon veya fleksiyon) “Zorlama Yönü-Derecesi” çubuğunda ilgili yöne basılarak robotun hareket etmesi sağlanır. Robot kolu girilen hareket açısı kadar yol aldığı anda program sonlanır.

III.5.9 Grafik Sonuç Ekranı:

Tüm egzersiz sonuçları grafik kullanıcı ekranında gözlenebilmektedir. Bu ekrandaki EHA butonuna tıklandığında egzersiz süresi boyunca hasta uzvunun konumu gözlenir. Kuvvet butonuna tıklandığında hastanın kuvvet algılayıcı tarafından algılanan egzersiz boyunca üretmiş olduğu kuvvet değerleri görüntülenir. EHA-KUVVET butonuna tıklandığında ise kuvvet-konum ilişkisi grafiği ortaya çıkar. Ayrıca hastanın egzersiz boyunca ulaştığı maksimum ekstansiyon ve fleksiyon açıları da ekranın sağında görülebilir. Bu egzersiz sürecine ilişkin ekranın çıktısı da alınabilir. Bu veriler veri tabanına kaydedilerek hastanın gelişme durumu gözlenebilir. Fizyoterapist tedavi süreci bilgilerine kolayca ulaşabilir. Egzersiz sonuç ekranı Şekil III.35’ de verilmiştir.



Şekil III.35 Grafik Sonuç Ekranı

BÖLÜM IV

FİZYOTERABOT ile İNSANLI DENEYLER VE SONUÇLARI

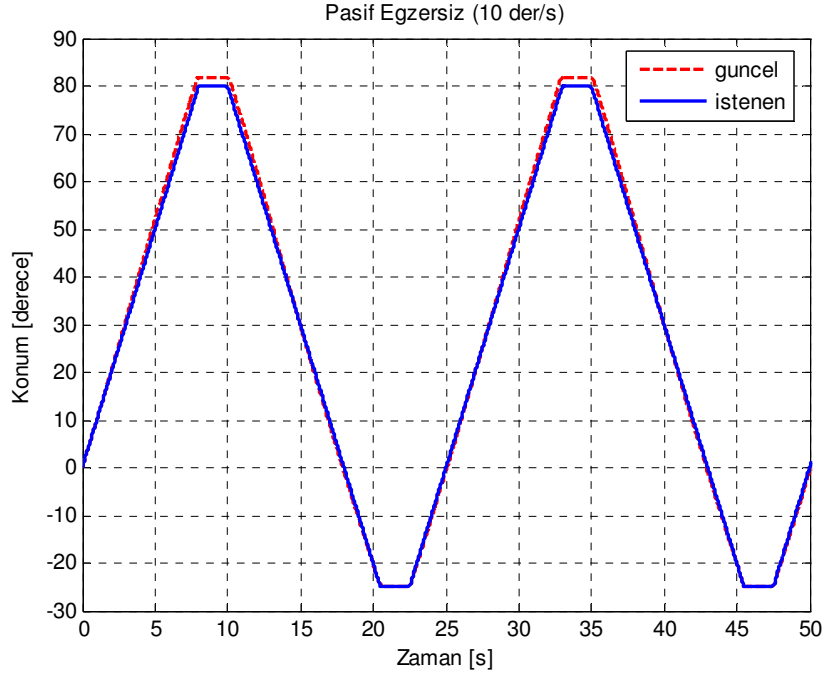
Bu bölümde FİZYOTERABOT ile gerçek deneklerle yapılan pasif, aktif yardımcı, izotonik, izometrik, izokinetik ve fizyoterapistin hareketlerinin modellendiği egzersiz türlerine ilişkin yapılan deneyler ve sonuçları verilecektir.

IV. 1 PASİF EGZERSİZ

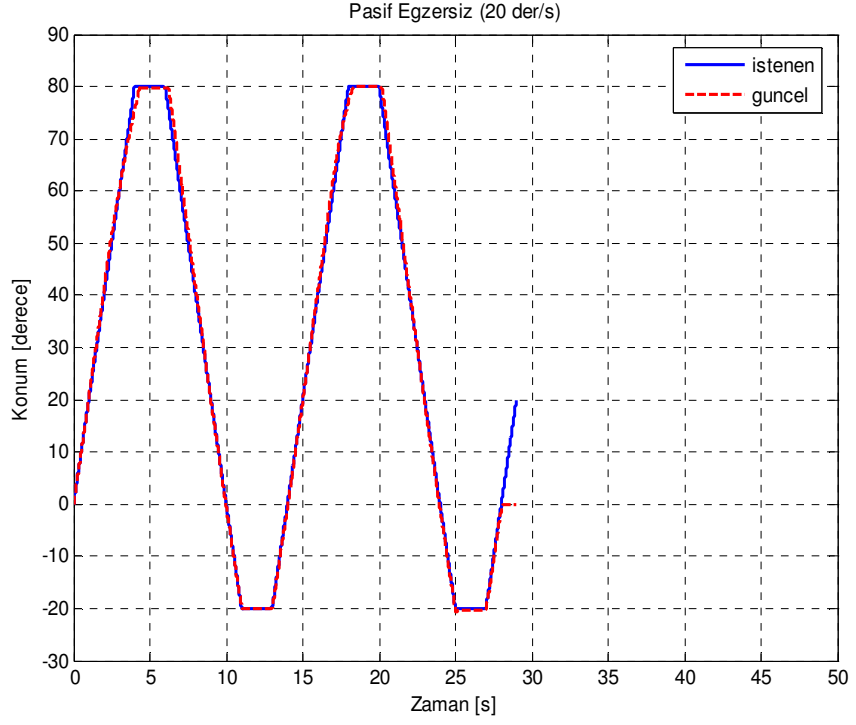
Bu egzersiz türünde hareketler ya fizyoterapist tarafından elle veya terapötik bir cihaz kullanarak (CPM gibi) yaptırılmaktadır. Pasif egzersizler konum kontrolünü gerektirmektedir. Bu amaçla sistemde pasif egzersizler için PID konum kontrol tekniği kullanılmıştır.

Pasif egzersiz türünün uygulanması için FİZYOTERABOT, fizyoterapist tarafından kullanıcı ara yüzünden girilen ekstansiyon - fleksiyon sınırları, hız ve hareket tekrar sayısı bilgilerini kullanarak trapezoidal bir hareket yörüngesi oluşturur. Ayrıca bu bilgilerden yararlanarak algoritmanın çalışma süresi belirlenir. Bu süre sonunda sistem başlangıç konumunda hareketi tamamlar. Egzersiz başlatıldığında robot bu hareket yörüngesini takip eder. Ekstansiyon ve fleksiyon sınırlarına iki saniyelik bekleme süreleri konmuştur.

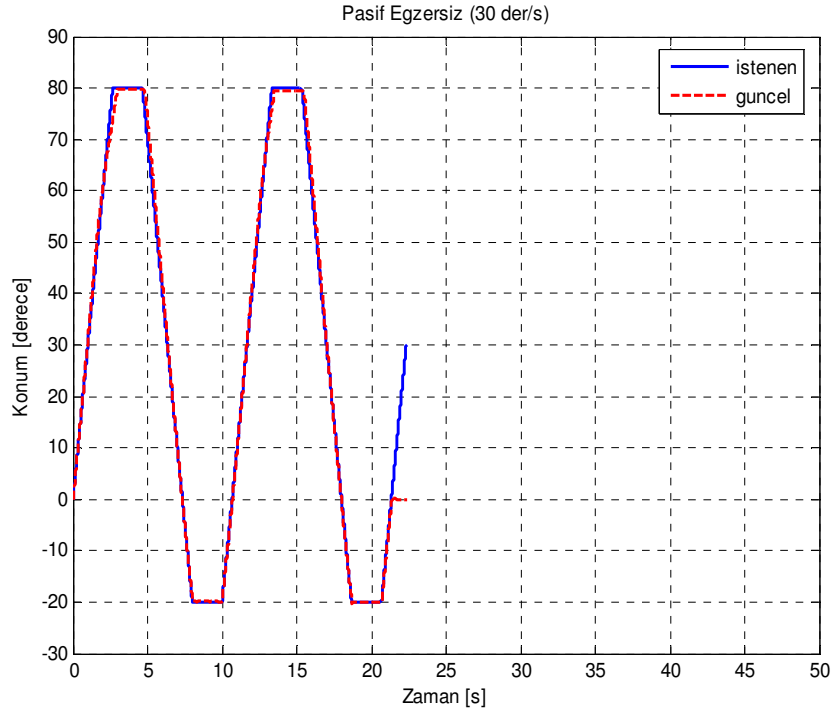
Şekil IV. 1 'de, 10 derece /s, 20 derece /s ve 30 derece /s hızlarda oluşturulan trapezoidal yörünge için pasif egzersiz sonuçları verilmiştir. Deney grafiklerindeki sürekli çizgiler “ **istenen** ” konum değerleri fizyoterapist tarafından ara yüzden girilen sınır değerlerine göre oluşturulan hedef konum değerlerini, “ **güncel** ” konum değerleri ise robotun eş zamanlı takip ettiği yörüngeyi göstermekte olup kesikli çizgi ile gösterilmiştir.



(a) Trapezoidal Yörünge Hız:10 der/s, Fleksiyon: 20 , Ekstansiyon: 80



(b) Trapezoidal Yörünge Hız: 20 der/s, Fleksiyon: 20 , Ekstansiyon: 80



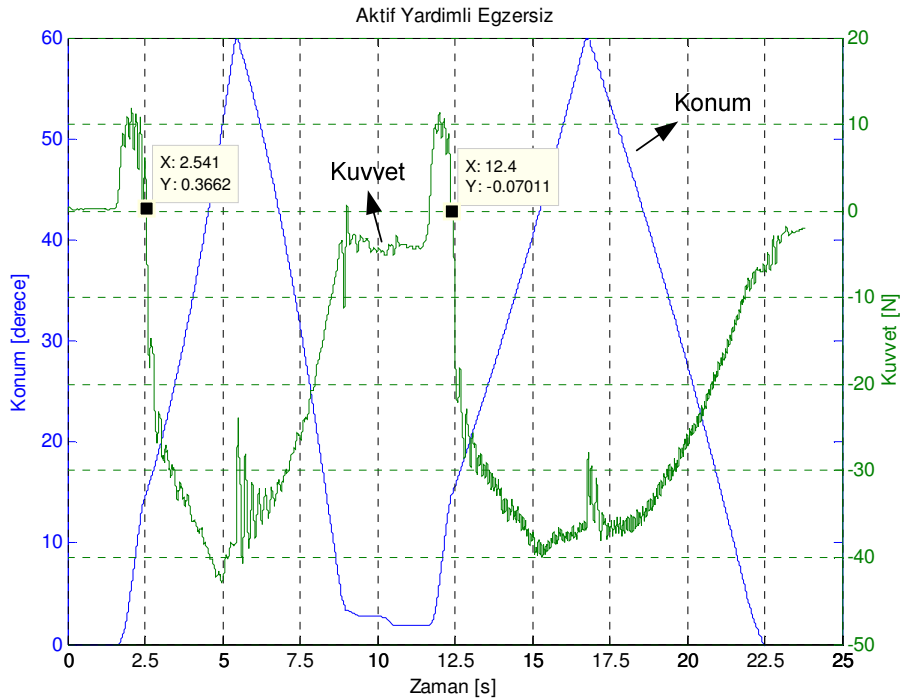
(c) Trapezoidal Yörünge Hız:30 der/s, Fleksiyon: 20 , Ekstansiyon: 80

Şekil IV.1 Trapezoidal Bir Yörünge Boyunca Yapıtılan Pasif Egzersizler

Şekil IV.1’den de görüldüğü gibi robot farklı hızlarda trapezoidal yörüngeyi takip edebilmektedir. “b” ve “c” grafiklerinde “İstenen Konum” yörüngesinin grafiği için 25 ile 30 s arasında “c” grafiği için 20 ile 25 s arasında güncel konumun devam etmemesine rağmen devam ettiği görülmektedir. Buradaki durum tamamen yazılım yapısından kaynaklanmaktadır. Herhangi bir hatayı temsil etmemekte olup hareket tekrar sayısının tamamlanması ile robot hareketi başlangıç konumunda tamamlamaktadır.

IV. 2 AKTİF YARDIMLI EGZERSİZ

Bu egzersiz türünde hasta eklemi kaldırabildiği yere kadar kendisi hareket ettirir. Taşıyamadığı noktadan itibaren fizyoterapist devreye girerek hastaya eklem hareketini tamamlar. Bu egzersiz türü sistemde şu şekilde işlemektedir: Hasta eklem hareketine başlar. Burada empedans kontrol devrededir. Yazılım ile sürekli kontrol edilen kuvvet algılayıcı, hasta uzvuna bir aparat ile bağlıdır. Algılayıcı üzerinde ters yönde bir kuvvet algılandığında - bu hastanın uzvunu taşıyamadığını gösterir - PD konum kontrol algoritması devreye girerek hastaya hareketini tamamlar. Bu egzersiz türüne ilişkin deney sonuçları Şekil IV.2’ de verilmiştir.



Şekil IV.2 Aktif Yardımlı Egzersiz Kuvvet ve Konum Değerleri (Ekstansiyon 60 derece)

Şekil IV.2'deki grafikte kuvvet ve konumun değişimi birlikte verilmiştir. Şekilde işaretlenen X noktaları zamanı, Y noktaları kuvvet değerini göstermektedir. Görüldüğü üzere 2.541 ve 12.4' üncü saniyelerde kuvvet algılayıcı üzerindeki değer 0' ın altına düşmektedir. Bu andan itibaren PD konum algoritması devreye girerek hastaya hareketi tamamlamakta ve uzvu başlangıç konumuna getirmektedir.

IV.3 DİRENÇLİ EGZERSİZLER

FİZYOTERABOT hasta uzvunun kas gücünü artırmaya yönelik dirençli egzersizleri yaptırabilmektedir. Direnç seviyeleri, değişken empedans parametre değerleri ile sağlanmaktadır. Bu bölümde empedans kontrol parametrelerinin değişimi yoluyla yapılan deneyler ve sonuçları ile empedans kontrol ve diğer tork kontrol yöntemleriyle oluşturulan izotonik, izometrik ve izokinetik egzersizlere ilişkin deneysel sonuçlar verilecektir.

IV.3.1 Empedans Kontrol Etkisi:

Empedans kontrolün rehabilitasyon amaçlı robotlarda kullanışlı ve en yaygın teknik olduğu Bölüm II' de ortaya konmuştu. Bu tezde özellikle pasif egzersiz hariç diğer tüm egzersiz türlerinde empedans kontrolden faydalanılmıştır. Şöyle ki; aktif yardımcı egzersiz için; empedans parametreleri titreşime yol açmayacak kadar küçük seçilip hastanın uzvunu kolayca hareket ettirebilmesi sağlandı. İzotonik egzersizde direnç seviyeleri empedans parametrelerinin değiştirilmesi yolu ile elde edildi. Sistem bu egzersiz türünde hem ekstansiyona hem de fleksiyona giderken direnç gösterebilmektedir. Böylece hem hamstring hem de quadriceps kaslarının çalışması sağlanmış olur. İzometrik egzersiz, değişken empedans parametreleri yolu ile elde edilen izotonik direnç seviyeleri ile birleştirilmesi sonucunda hastanın uzuv hareketi esnasında izotonik egzersiz, EHA' nda izometrik egzersiz yapması sağlandı. İzokinetik türde hastanın uzvunu rahat hareket ettirebilmesi için empedans kontrol kullanıldı. Roboterapide fizyoterapistin robota hareketleri rahat öğretebilmesi için titreşime yol açmayacak en düşük empedans parametre değerleri seçildi.

Empedans kontrol etkisine ilişkin deneyler, empedans parametreleri Tablo IV.1' de verilen aralıklarda değiştirilerek ve bunların kendi aralarındaki

kombinasyonları göz önüne alınarak yavaş (16 derece/s), orta (32 derece/s) ve hızlı (48 derece/s) şeklinde üç ayrı hız kademesinde Tablo IV.2’ de fiziksel özellikleri verilen üç ayrı denek için yapıldı. Bu deneklerin seçiminde farklı ağırlıkta olmaları dikkate alındı.

Tablo IV.1 Empedans Parametre Değerleri

M_d [Kg]	3	4	5	6	7	8	9	10
K_d [N/derece]	1	20	40	60	80	100		
D_d [Ns/derece]	0	0,001	0,01	0,1	1			

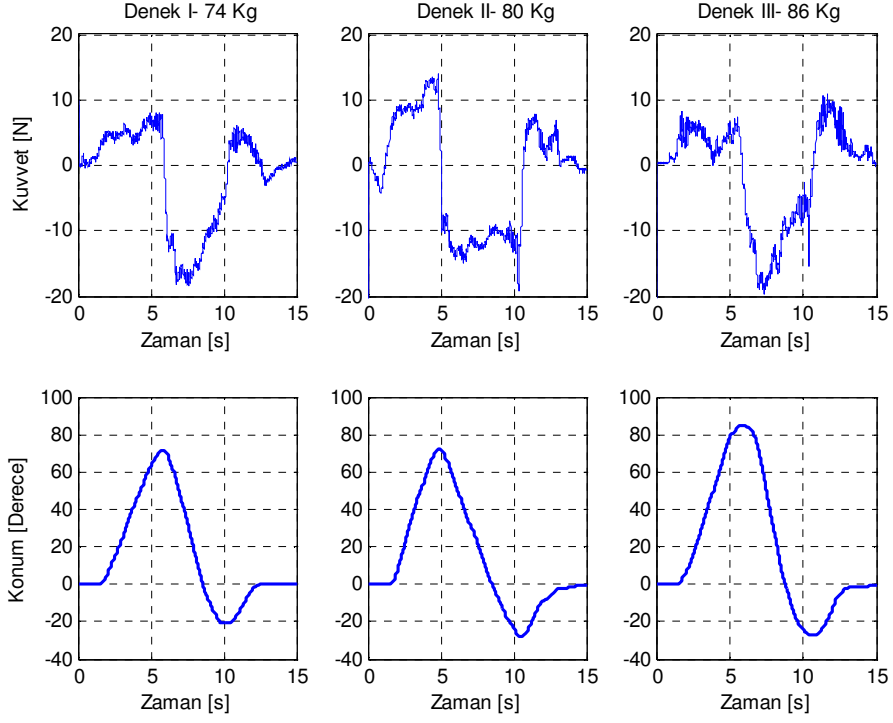
Tablo IV.2 Dirençli Egzersiz Denekleri Fiziksel Özellikleri

Denek	Boy [cm]	Ağırlık [kg]	Yaş
A (I)	172	74	21
B (II)	180	80	30
C (III)	175	86	24

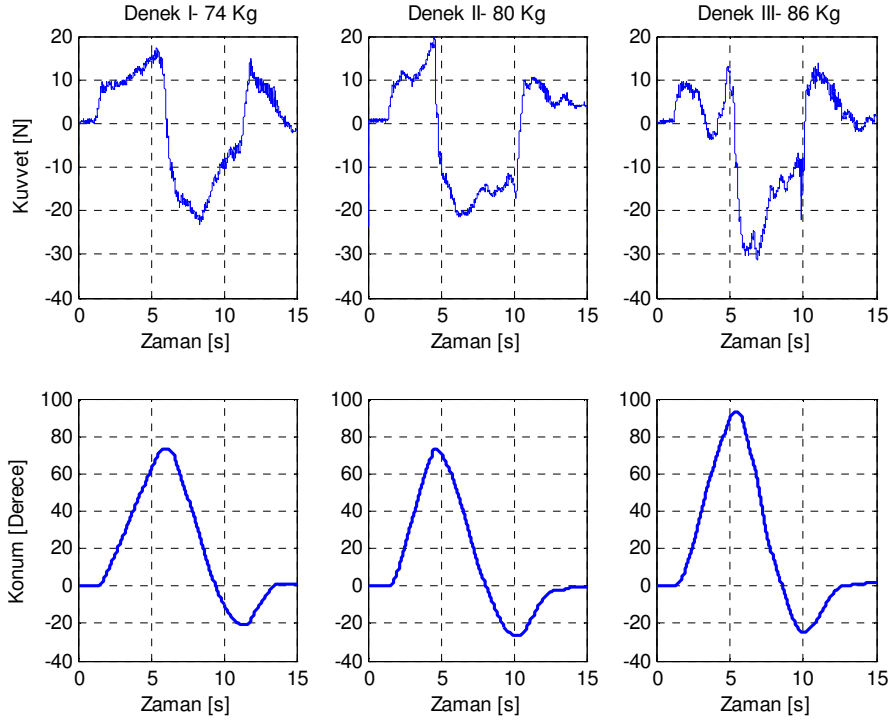
Yapılan deneylere ilişkin grafik sonuçlar Bölüm IV boyunca verilecektir. Bu grafikler 2×3 bir matris gibi düşünülebilir. Bu matrisin birinci sütunu Denek A(I)’ ya, ikinci sütunu Denek B(II)’ye, üçüncü sütunu ise Denek C(III)’ ye ait konum ve bu konum değerlerinde deneklerin uzunlarının üretmiş oldukları kuvvet değerlerini grafiksel olarak göstermektedir.

IV.3.1.1 M_d, Atalet Katsayısı Parametresinin Etkisi:

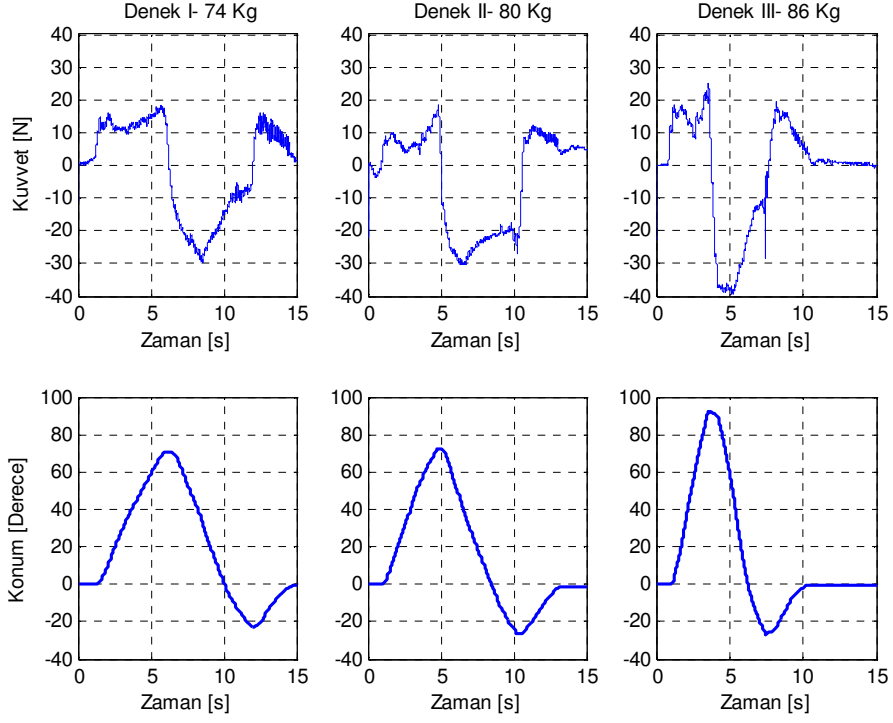
Atalet katsayısının etkisi, K_d ve D_d parametreleri sabit tutularak (K_d = 20, D_d = 0) yavaş hız seviyesi ve M_d = 4, 6, 8, 10 değerleri için Şekil IV.3’ de verilmiştir.



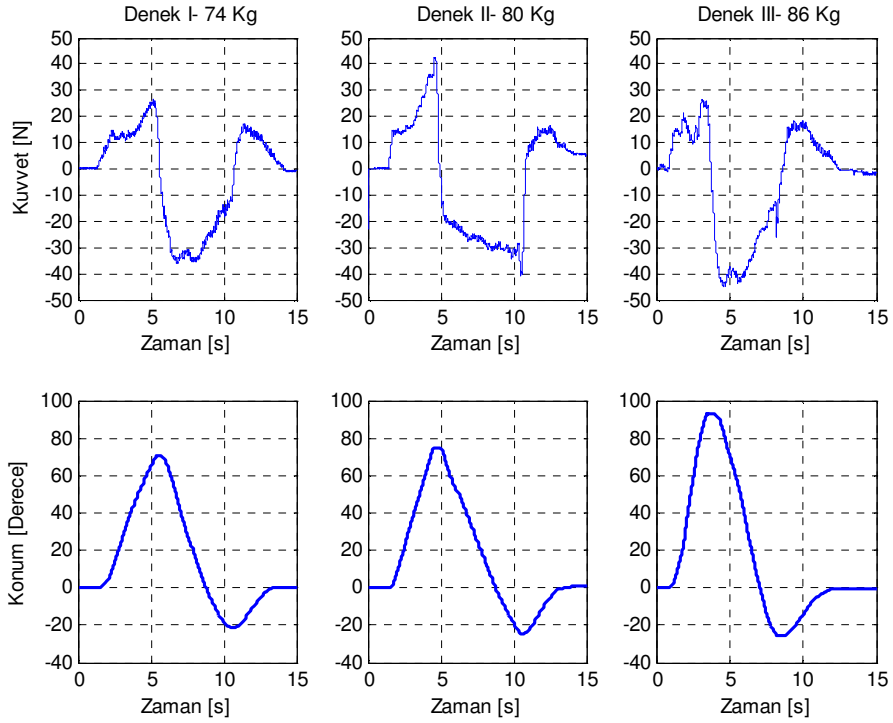
(a) $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0$ Yavaş Hız



(b) $M_d=6$, $K_d=20$, $D_d=0$ Yavaş Hız



(c) $M_d=8, K_d=20, D_d=0$ Yavaş Hız

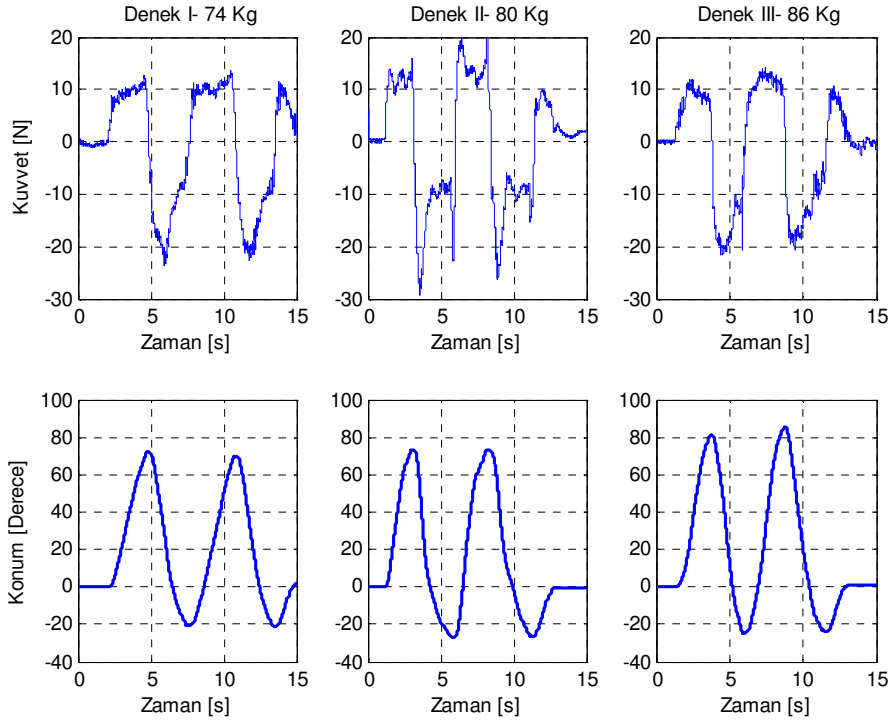


(d) $M_d=10, K_d=20, D_d=0$ Yavaş Hız

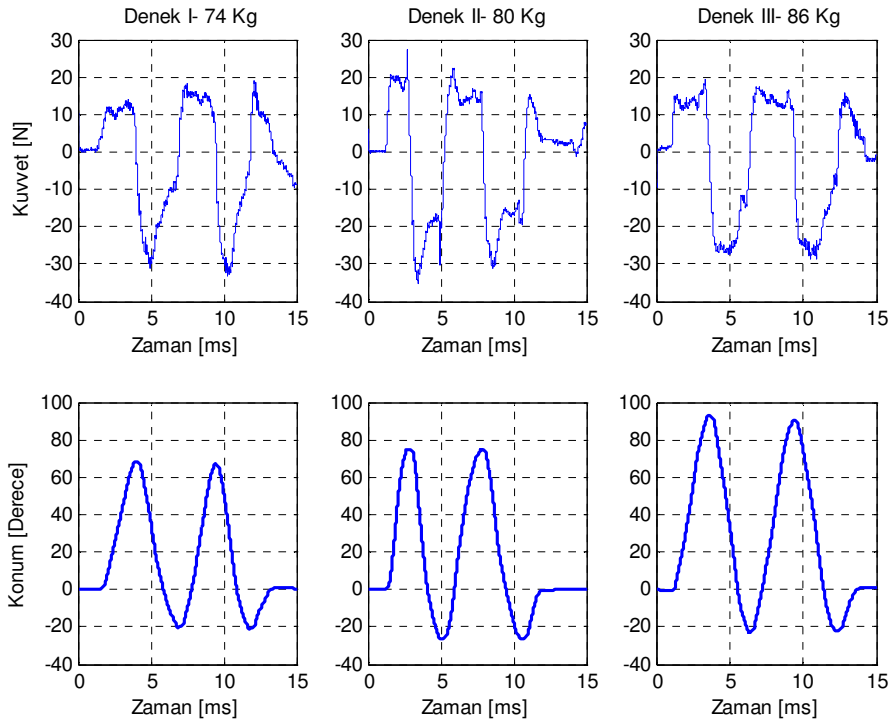
Şekil IV.3 Farklı M_d Parametre Değerleri için Deneklerin

“Yavaş Hız” da Kuvvet ve Konum Grafikleri

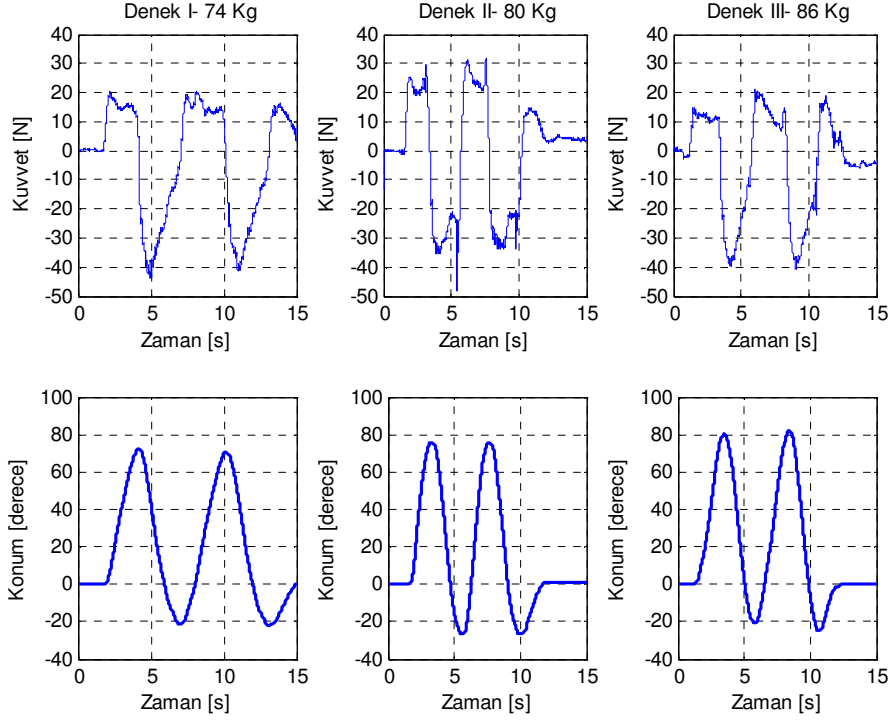
Atalet katsayısının etkisi, K_d ve D_d parametreleri sabit tutularak ($K_d = 20$, $D_d = 0$) “orta” hız seviyesi ve $M_d = 4, 6, 8, 10$ değerleri için Şekil IV.4’de verilmiştir.



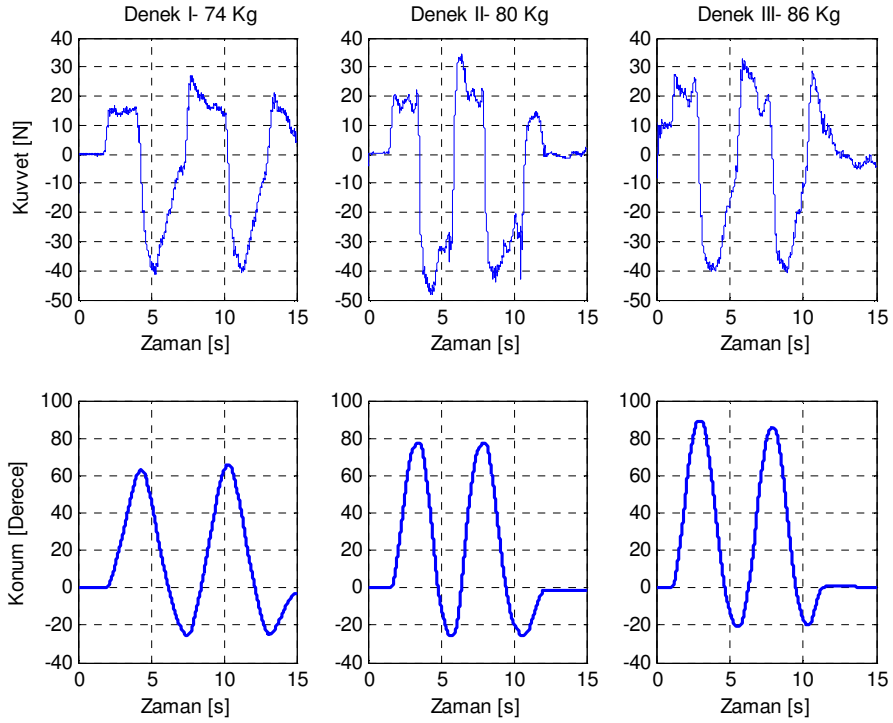
(a) $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0$ Orta Hız



(b) $M_d=6$, $K_d=20$, $D_d=0$ Orta Hız



(c) $M_d=8, K_d=20, D_d=0$ Orta Hız

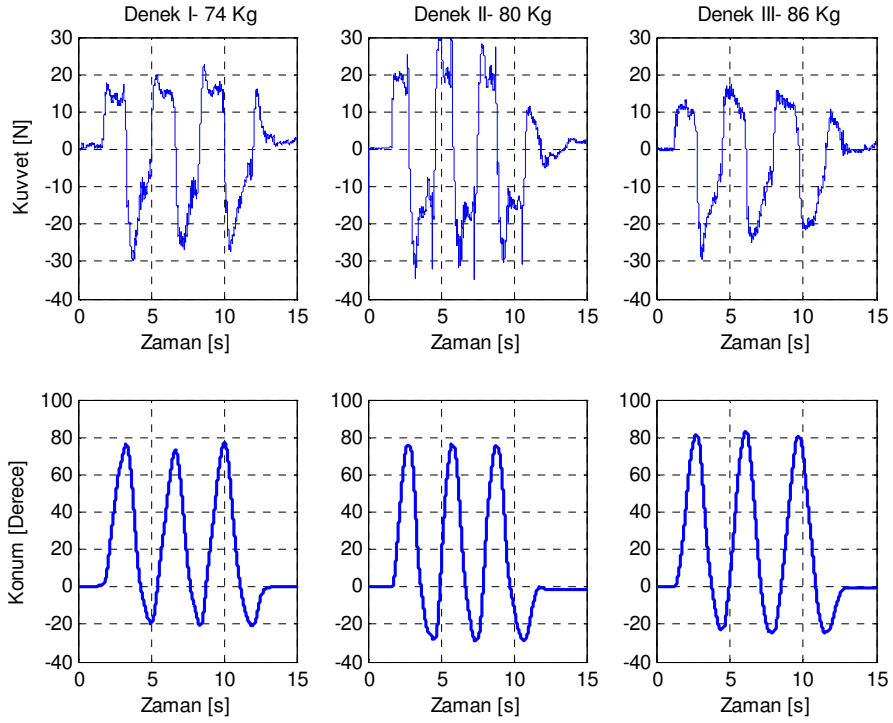


(d) $M_d=10, K_d=20, D_d=0$ Orta Hız

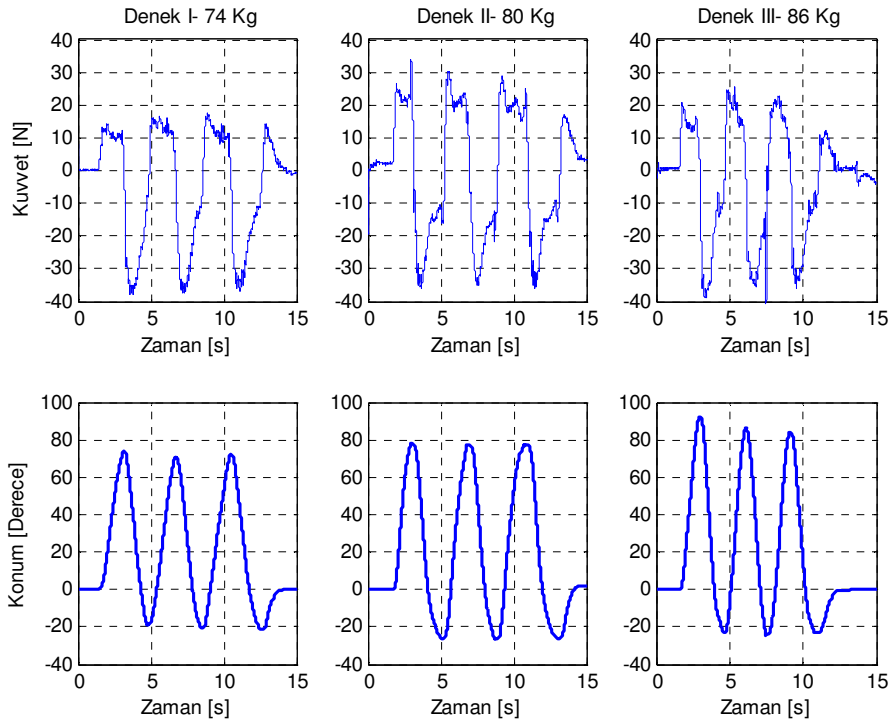
Şekil IV.4 Farklı M_d Parametre Değerleri için Deneklerin

“Orta Hız”da Kuvvet ve Konum Grafikleri

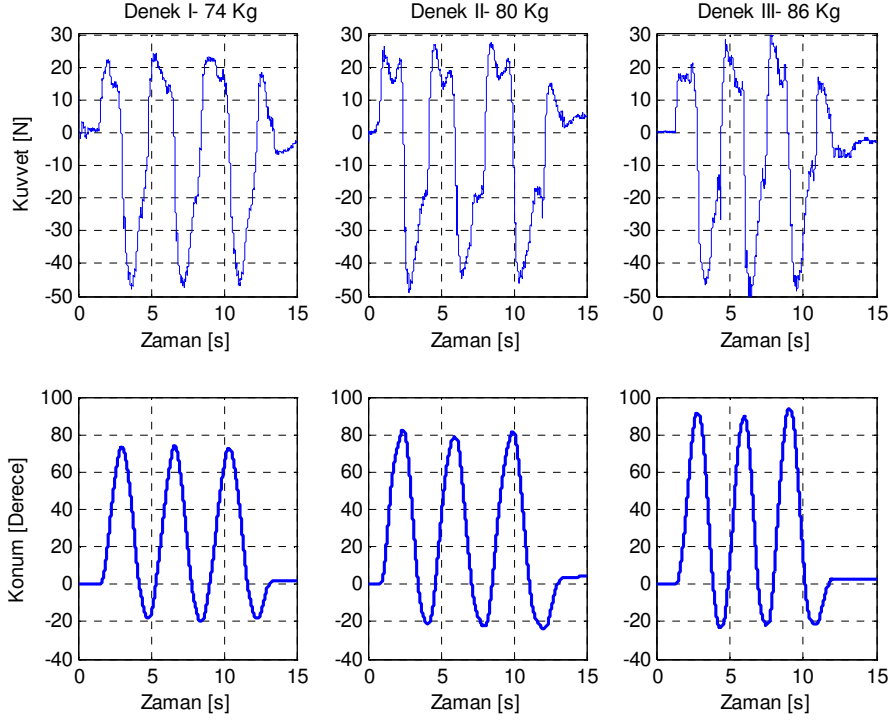
Atalet katsayısının etkisi, K_d ve D_d parametreleri sabit tutularak ($K_d = 20$, $D_d = 0$) “hızlı” seviye ve $M_d = 4, 6, 8, 10$ değerleri için Şekil IV.5’de verilmiştir.



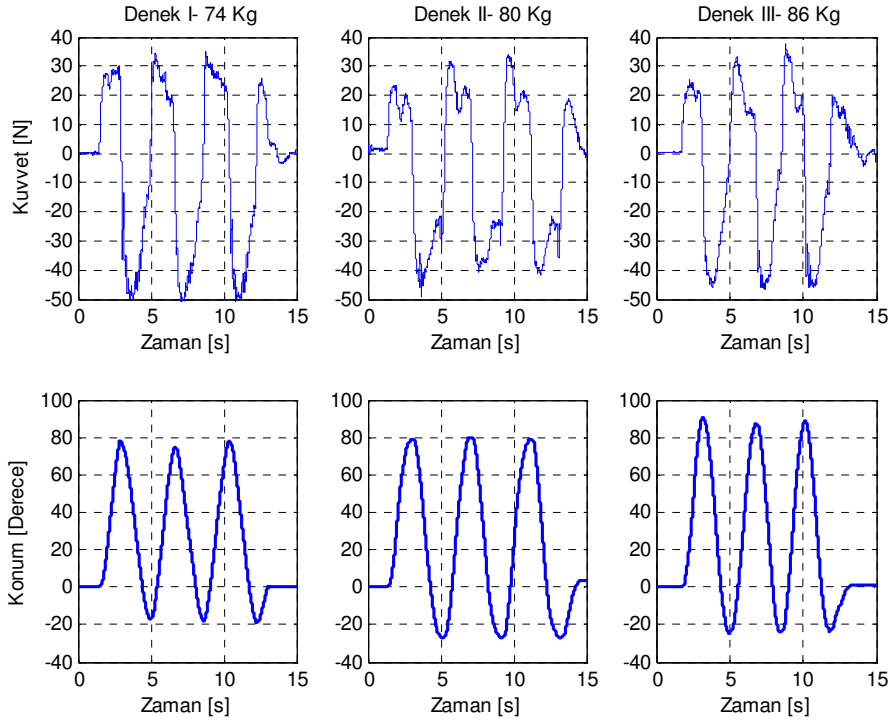
(a) $M_d=4$, $K_d=20$, $D_d=0$ Hızlı



(b) $M_d=6$, $K_d=20$, $D_d=0$ Hızlı



(c) $M_d=8, K_d=20, D_d=0$ Hızlı



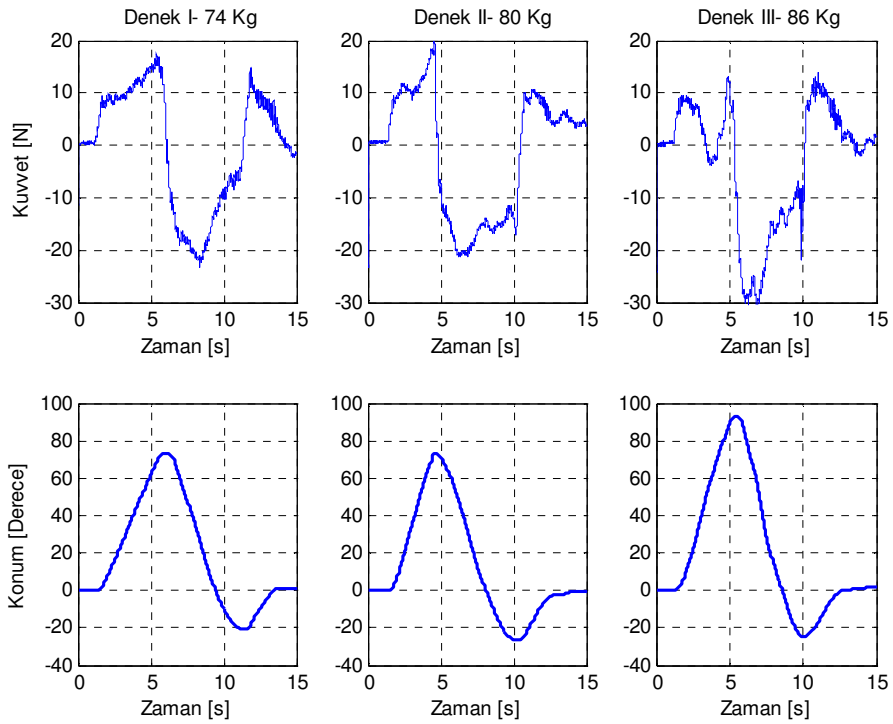
(d) $M_d=10, K_d=20, D_d=0$ Hızlı

Şekil IV.5 Farklı M_d Parametre Değerleri için Deneklerin
“Hızlı” Seviyede Harekette Kuvvet ve Konum Grafikleri

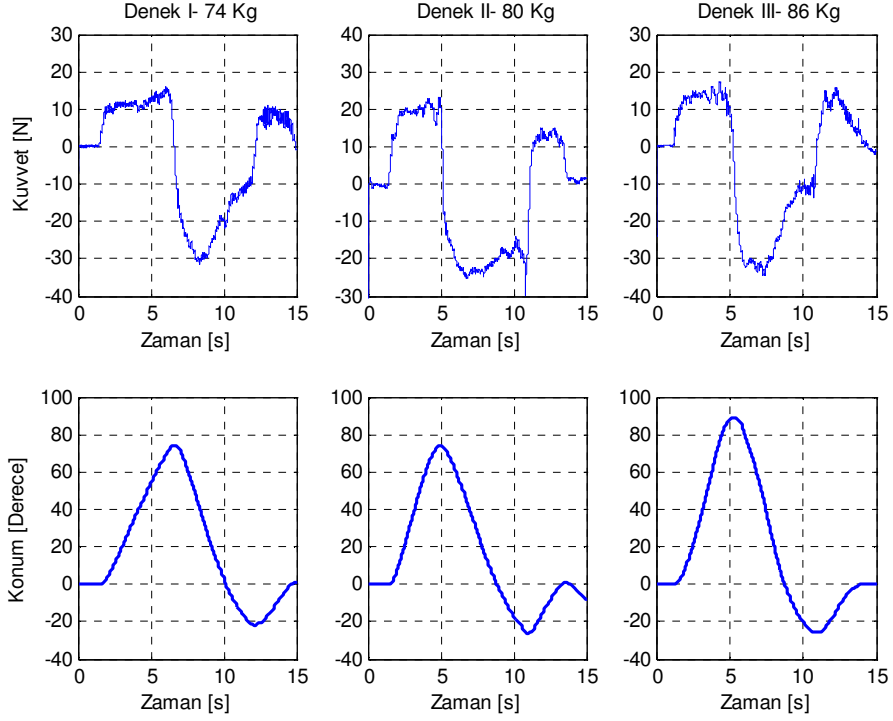
Uzvuun ekstansiyona gittiği 0 - 90 derece arasında hastanın harcadığı kuvvet tüm hız seviyelerinde artmakta yani sistem harekete karşı direnç göstermektedir. M_d değerinin artmasıyla beklendiği üzere sistemin direnci artmaktadır. Ayrıca hız seviyesinin yükselmesi ile aynı parametre değerlerine karşılık daha yüksek kuvvet değerlerinin oluştuğu açıkça görülmektedir. Fleksiyon yönünde robot ekstansiyona göre daha yüksek bir direnç göstermektedir. Bunun sebebi hasta uzuv ağırlığının da harici kuvvete eklenmesidir.

IV.3.1.2 K_d , Esneklik Katsayısı Parametresinin Etkisi:

Esneklik katsayısının etkisi, M_d ve D_d parametreleri sabit tutularak ($M_d=6$, $D_d = 0$) yavaş hız ve $K_d = 20$ ve $K_d=100$ değerleri için Şekil IV.6' da verilmiştir.



(a) $M_d=6$, $K_d=20$, $D_d=0$ Yavaş



(b) $M_d=6$, $K_d=100$, $D_d=0$ Yavaş

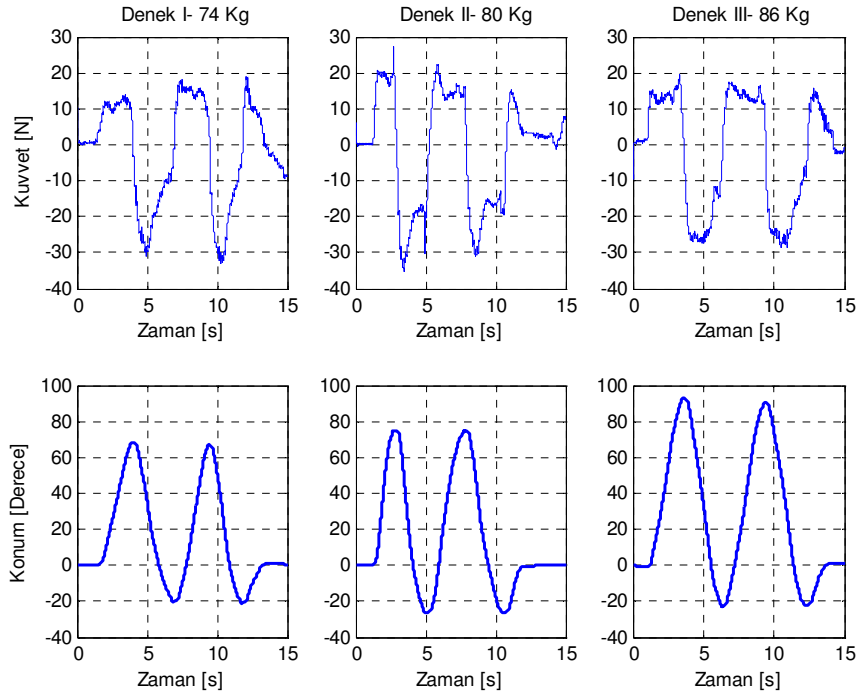
Şekil IV.6 Farklı K_d Parametre Değerleri için Deneklerin
“Yavaş Hız” da Kuvvet ve Konum Grafikleri

Tablo IV.3’ de $K_d=20$ ve 100 değerleri için uzun üretilmiş olduğu en yüksek kuvvet değerleri verilmiştir. Hareket esnasında harcanan toplam kuvvetler açısından Denek A için bu iki farklı K değerinde 8 N, Denek B için 7 N, Denek C için 6.5 N’ luk artımlar meydana gelmiştir.

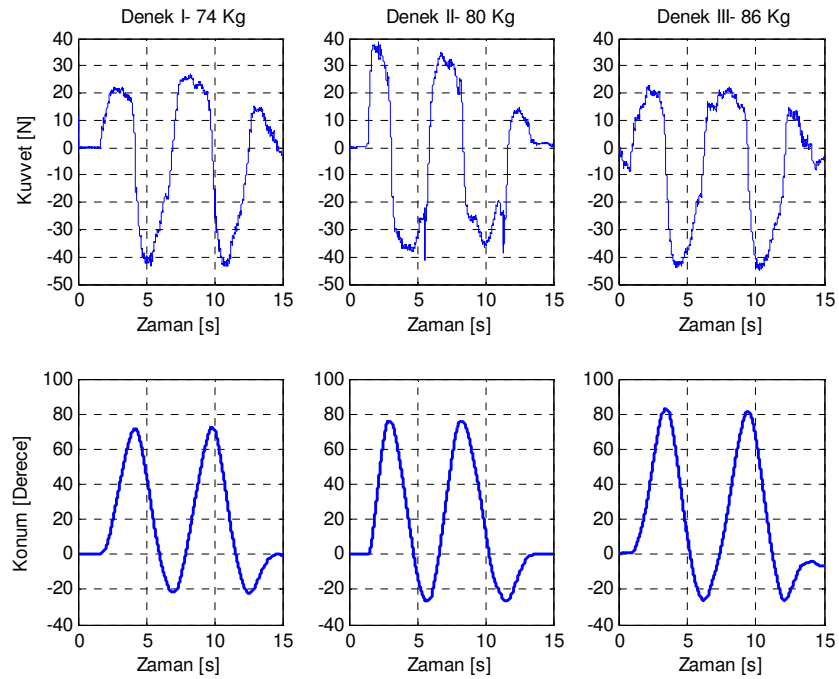
Tablo IV.3 $K_d=20$ ve $K_d=100$ için Yavaş Hız Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri

	$K_d=20$ [N/derece]			$K_d=100$ [N/derece]		
	A	B	C	A	B	C
Eks. Mak Kuvvet [N]	16	20	12.5	16	23	16
Flek. Mak Kuvvet [N]	21	21	30	29	25	33
Toplam [N]	37	41	42.5	45	48	49

Esneklik katsayısının etkisi M_d ve D_d parametreleri sabit tutularak ($M_d=6$, $D_d=0$) orta hız seviyesi ve $K_d=20$ ve $K_d=100$ değerleri için Şekil IV.7’ de verilmiştir.



(a) $M_d=6$, $K_d=20$, $D_d=0$ Orta



(b) $M_d=6$, $K_d=100$, $D_d=0$ Orta

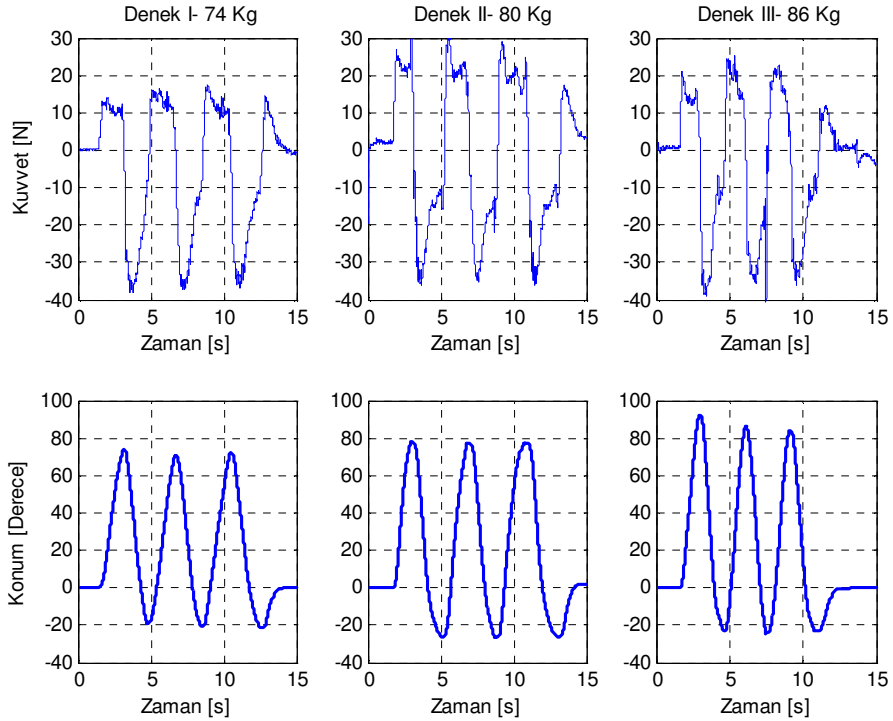
Şekil IV.7 Farklı K_d Parametre Değerleri için Deneklerin
“Orta Hız” da Kuvvet ve Konum Grafikleri

Tablo IV.4’ de $K_d=20$ ve 100 değerleri için orta hızda uzvun üretmiş olduğu en yüksek kuvvet değerleri verilmiştir. Hareket esnasında harcanan toplam kuvvet açısından Denek A için bu iki farklı K değerinde 19.65 N, Denek B için 18.68 N, Denek C için 22 N.luk artımlar meydana gelmiştir.

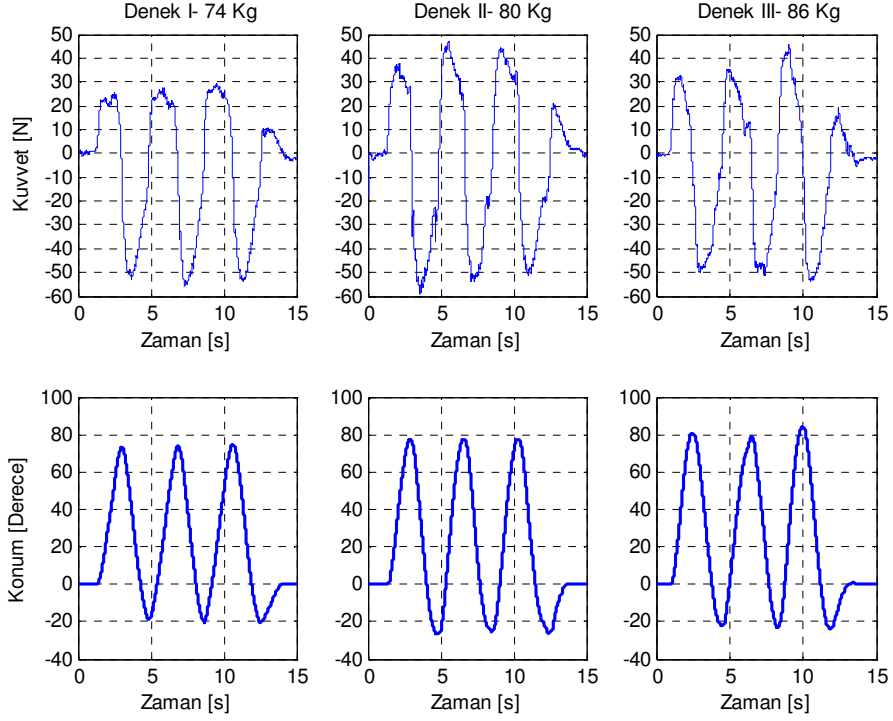
Tablo IV.4 $K_d=20$ ve $K_d=100$ için Orta Hız Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri

	$K_d=20$ [N/derece]			$K_d=100$ [N/derece]		
	A	B	C	A	B	C
Eks. Mak Kuvvet [N]	18	22	17.5	26.65	37	22.78
Flek. Mak Kuvvet [N]	30	33	26.5	41	36.68	43.42
Toplam [N]	48	55	44	67.65	73.68	66.2

Esneklik katsayısının etkisi M_d ve D_d parametreleri sabit tutularak ($M_d = 6$, $D_d = 0$) ‘‘hızlı’’ seviye ve $K_d = 20$ ve $K_d=100$ değerleri için şekil IV.8’ de verilmiştir.



(a) $M_d=6$, $K_d=20$, $D=0$ Hızlı



(b) $M_d=6$, $K_d=100$, $D_d=0$ Hızlı

Şekil IV.8 Farklı K_d Parametre Değerleri için Deneklerin “Hızlı” Seviye Harekette Kuvvet ve Konum Grafikleri

Tablo IV.5’ de $K_d=20$ ve 100 değerleri için “hızlı” hareketler için uzun üretmiş olduğu en yüksek kuvvet değerleri verilmiştir. Hareket esnasında harcanan toplam kuvvetler açısından Denek A için bu iki farklı K_d değerinde yaklaşık 27 N, Denek B için 32.14 N, Denek C için 22.5 N.luk artımlar meydana gelmiştir.

Tablo IV.5 $K_d=20$ ve $K_d=100$ için “Hızlı” Hareket Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri

	$K_d=20$ [N/derece]			$K_d=100$ [N/derece]		
	A	B	C	A	B	C
Eks. Mak Kuvvet [N]	16.78	30	24.35	29.27	44.38	35.63
Flek. Mak Kuvvet [N]	36.28	34	37	51.5	51.76	48.1
Toplam [N]	53.06	64	61.35	80.77	96.14	83.73

Farklı hız seviyelerinde yapılan deneylerin tümünde esneklik parametresi K_d 'nin değerinin artması ile sistem beklendiği üzere direncini arttırmaktadır. Ayrıca hareket hız seviyesinin artımı ile de sistemin uyguladığı direnç artmaktadır. Tablolardan görüleceği üzere Denek B' nin üretmiş olduğu toplam kuvvet değerleri diğer iki deneye göre genelde daha yüksektir. Bunu nedeni Denek B'nin diğer iki deneye göre daha uzun boylu olması dolayısıyla uzuv uzunluğunun diğerlerine göre daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Bileklik aparatı tüm deneklerde aynı konumda olmasına rağmen Denek B' nin uzvu daha uzun olduğundan kuvvet algılayıcı üzerine daha yüksek kuvvet uygulayabilmiştir. Hasta ağırlığının üretilen kuvvete fazla etkisi olmadığı ancak uzuv uzunluğunu üretilen kuvvete etkisi olduğu net bir şekilde tablolardaki toplam kuvvet değerlerinden görülmektedir.

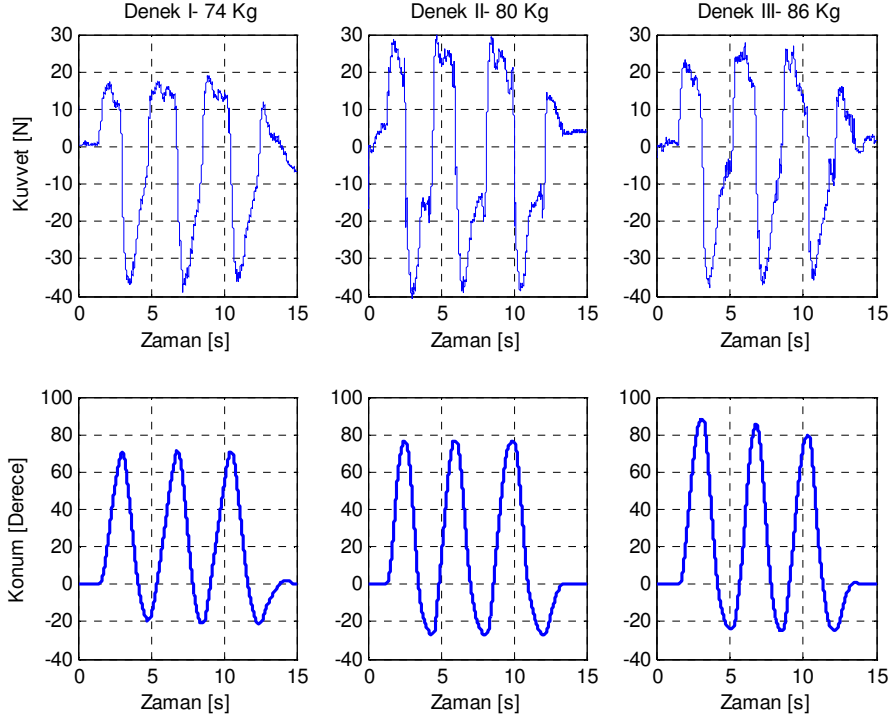
Tablo IV.6' da hareket hızlarına göre maksimum ekstansiyon ve fleksiyon kuvvetlerinin toplam değerleri toplu biçimde verilmiştir. Bu tablodan da açıkça görülmektedir ki, K_d değerinin artımıyla sistemin uzva uygulamış olduğu kuvvet artmaktadır.

Tablo IV.6 Hareket Hızlarına Göre Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetlerin Toplam Değerleri

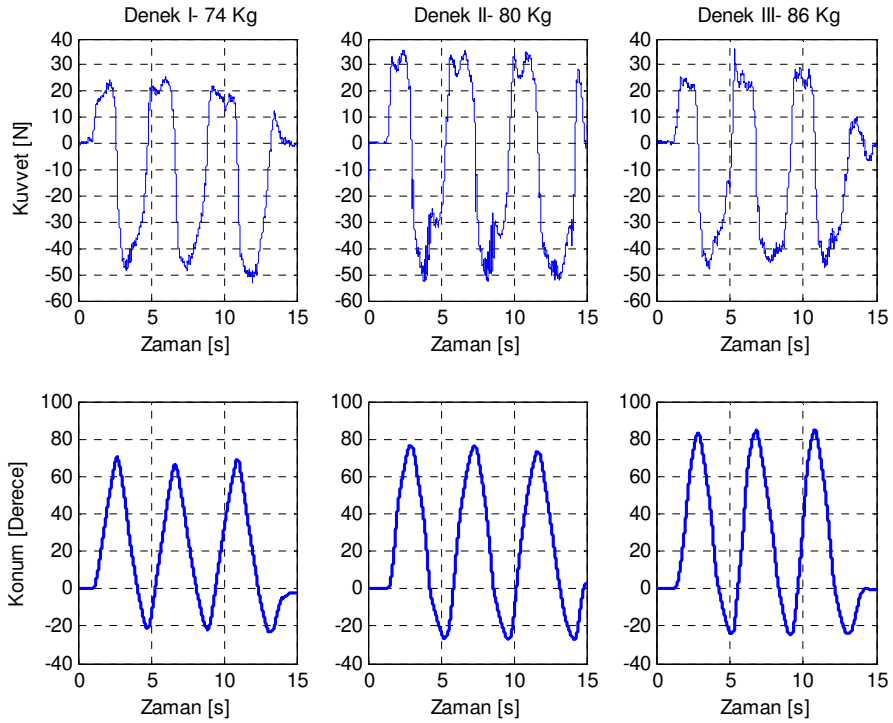
		$K_d=20$ [N/derece]			$K_d=100$ [N/derece]		
		A	B	C	A	B	C
HIZ [der/s]	Yavaş	37	41	42,5	45	48	49
	Orta	48	55	44	67,65	73,68	66,2
	Hızlı	53,06	64	61,35	80,77	96,14	83,73

IV.3.1.3 D_d , Sönüm Katsayısı Parametresinin Etkisi:

Esneklik katsayısının etkisi M_d ve K_d parametreleri sabit tutularak ($M_d = 5$, $K_d = 40$) “hızlı” seviye ve $D_d = 0$ ve $D_d=0.1$ değerleri için Şekil IV.9' da verilmiştir.



(a) $M_d=5, K_d=40, D_d=0$ Hızlı



(b) $M_d=5, K_d=40, D_d=0.1$ Hızlı

Şekil IV.9 Farklı D_d Parametre Değerleri için Deneklerin Kuvvet ve Konum Grafikleri

Tablo IV.7 $D_d=0$ ve $D_d=0.1$ için Hızlı Hareket Maksimum Eks. ve Flek. Kuvvetleri

	$D_d=0$ [Ns/derece]			$D_d=0.1$ [Ns/derece]		
	A	B	C	A	B	C
Eks. Mak Kuvvet [N]	17	29.5	26	24.34	35	27.31
Flek. Mak Kuvvet [N]	36.5	37.5	36.8	46.76	50.7	46.8
Toplam [N]	53.5	68	62.8	71.1	85.7	74.11

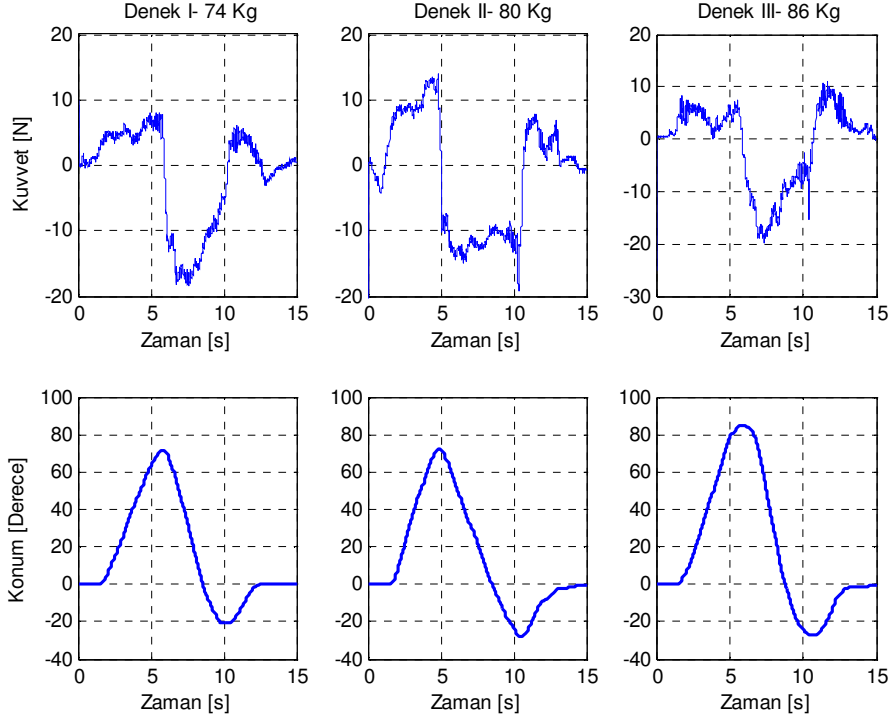
D_d parametresi doğrudan hareket hızı ile ilişkili olduğundan yavaş ve orta hızlarda etkisi net gözlenememiştir. “Hızlı” seviyede harekette ise D_d etkisi net gözlenebilmiştir. Tablo IV.6’ da “Hızlı” seviyede harekete ilişkin kuvvet değerleri verilmiştir. D_d parametresinin değerinin artmasıyla sistem direnci artmaktadır.

IV.3.2 İzotonik Egzersiz:

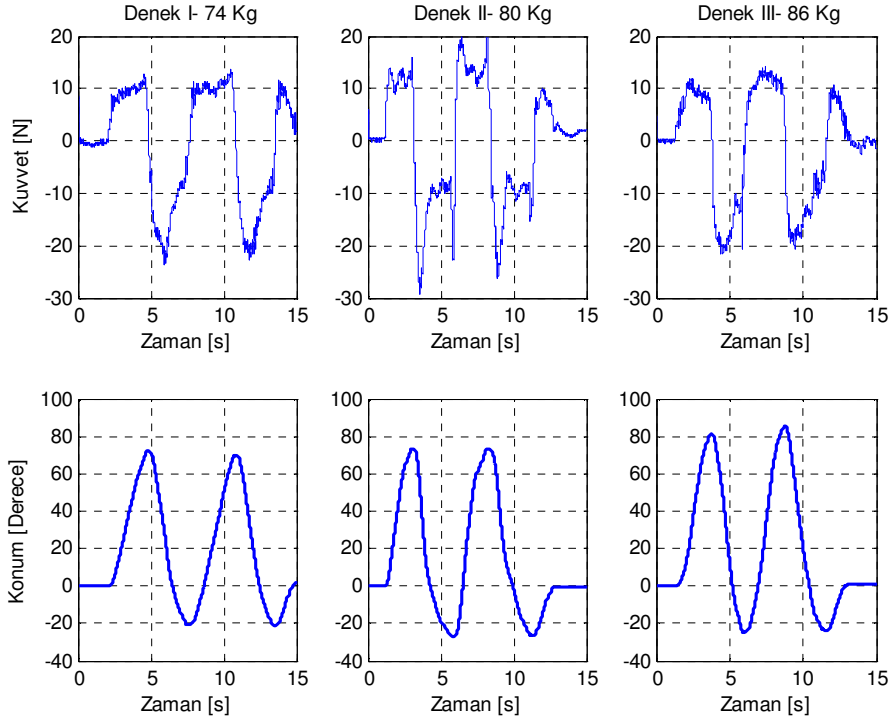
İzotonik egzersiz türüne ismini veren izotonik kasılma, kasın uzamasıyla sonuçlanır. FİZİYOTERABOT, değişken parametre değerleri ile dört farklı seviyedeki direnci, ekstansiyon ve fleksiyon yönünde uygulayabilmektedir. Bu direnç seviyeleri “Düşük, Orta, Yüksek ve En Yüksek şeklinde adlandırılmıştır. Bu bölümde direnç seviyelerine göre farklı hızlardaki deney sonuçları verilmiştir.

IV.3.2.1 “Hafif Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri:

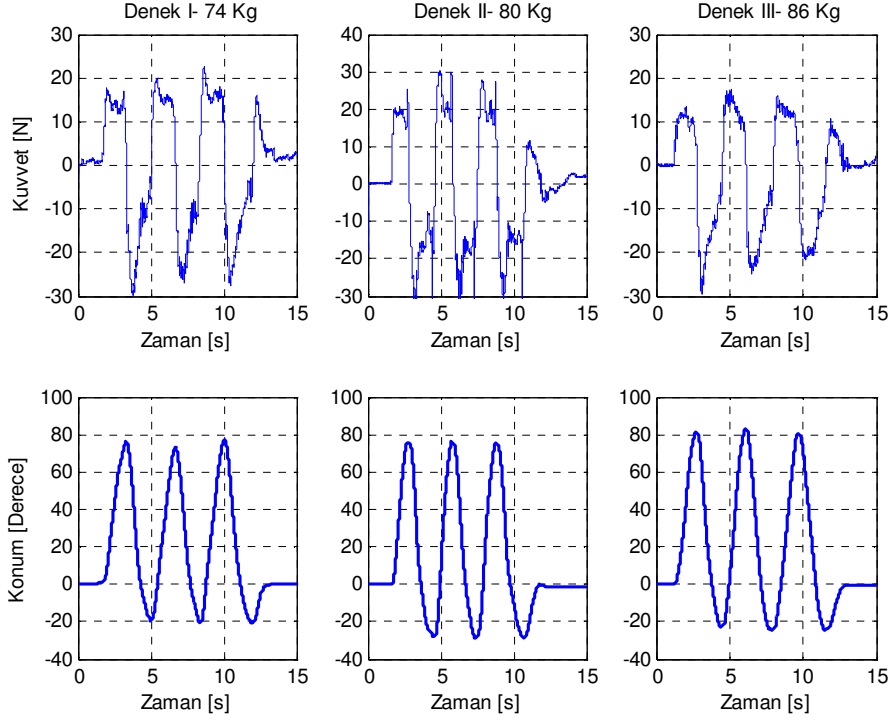
“Hafif” seviyeye ilişkin grafik sonuçlar Şekil IV. 10 ‘ da verilmiştir.



(a) Hafif Direnç Seviyesi, Yavaş Hız



(b) Hafif Direnç Seviyesi, Orta Hız

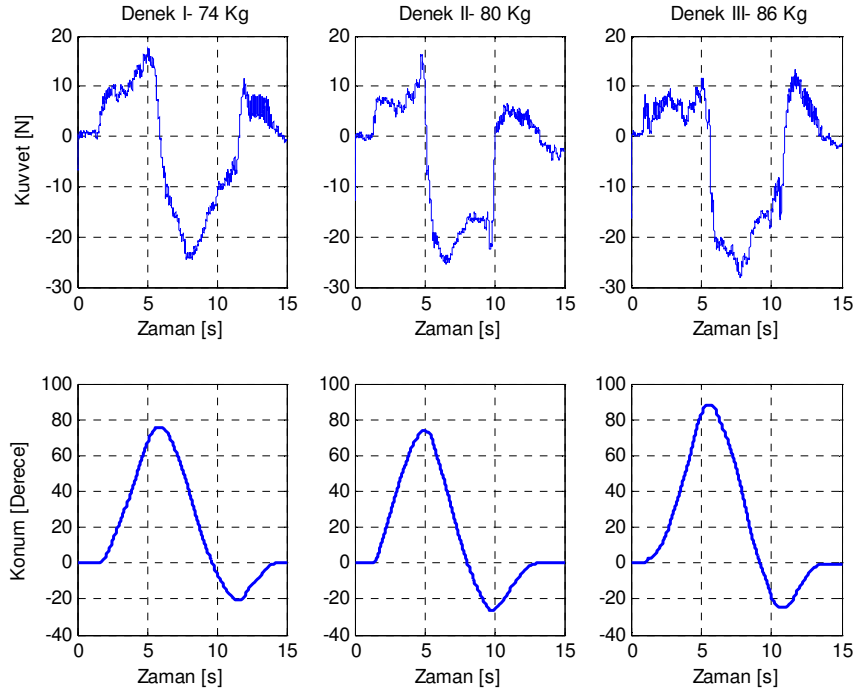


(c) Hafif Direnç Seviyesi, Hızlı Hareket

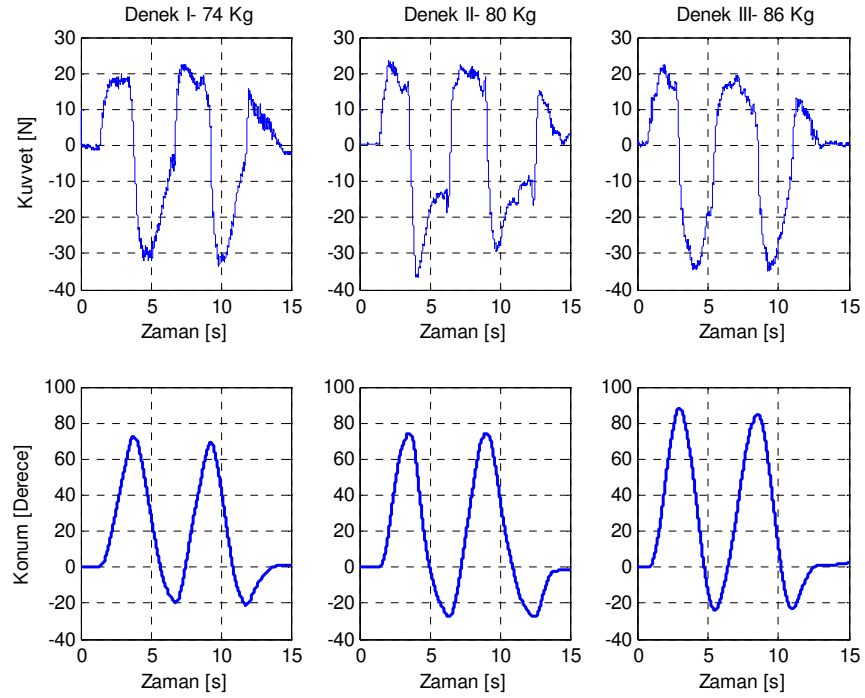
Şekil IV.10 İzotonik Egzersiz “Hafif” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda
Kuvvet ve Konum Grafikleri

IV.3.2.2 “Orta Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri:

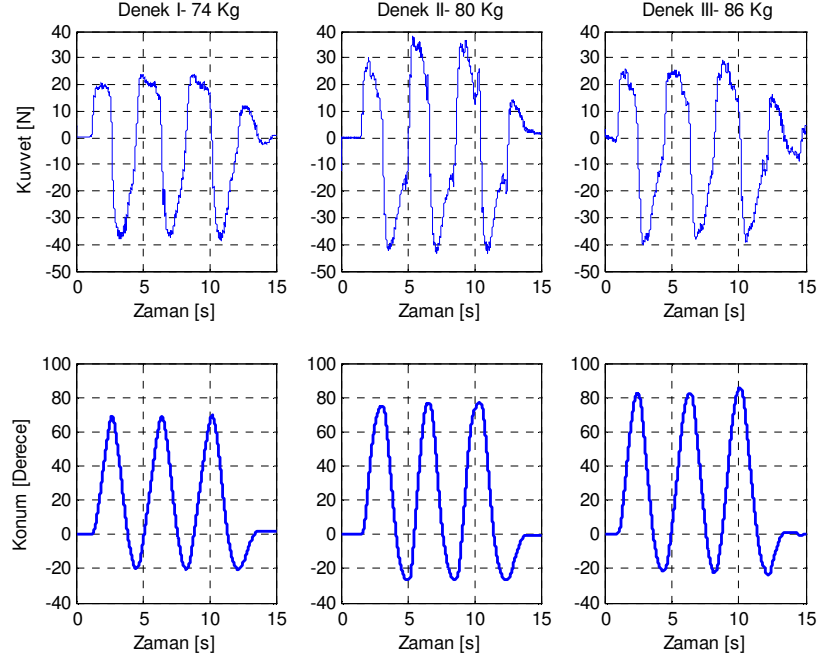
“Orta” seviyeye ilişkin grafik sonuçlar Şekil IV.11 ‘ de verilmiştir.



(a) Orta Seviye, Yavaş Hız



(b) Orta Seviye, Orta Hız

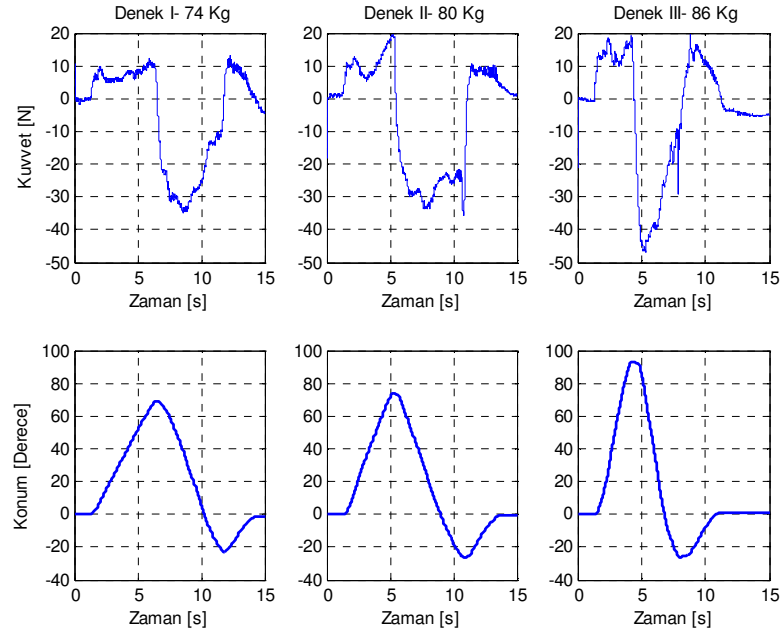


(c) Orta Seviye, Hızlı Hareket

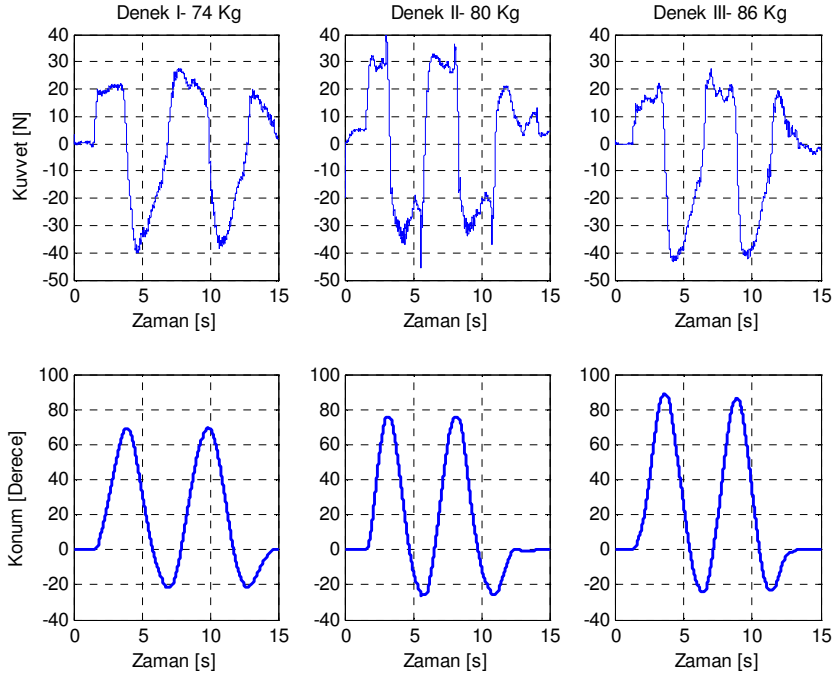
Şekil IV.11 İzotonik Egzersiz “Orta” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Grafikleri

IV.3.2.3 “Yüksek Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri:

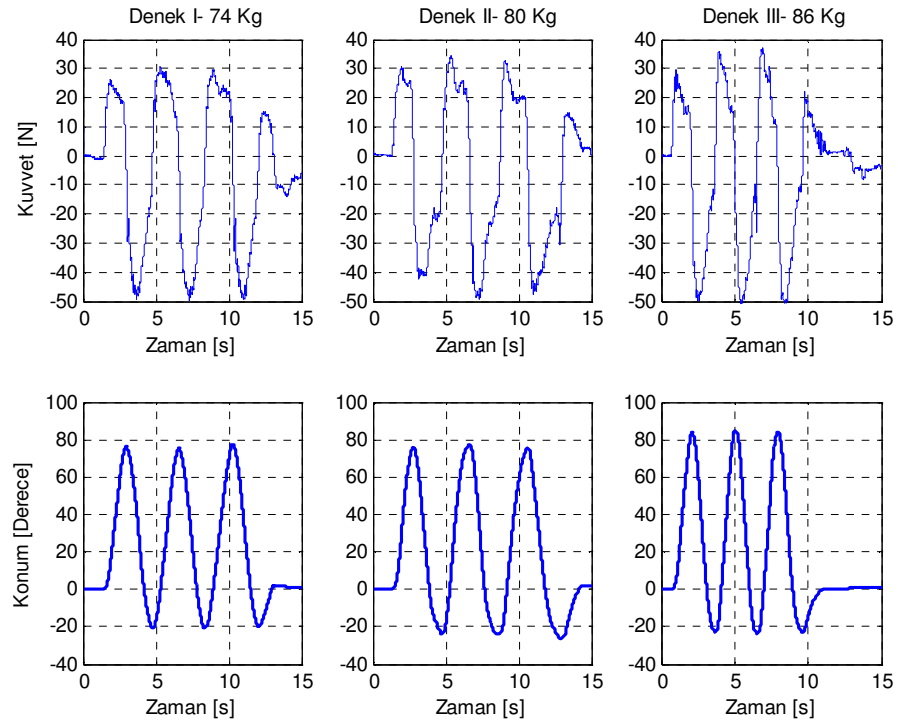
“Yüksek” seviyeye ilişkin grafik sonuçlar Şekil IV.12’ de verilmiştir.



(a) Yüksek Seviye, Yavaş Hız



(b) Yüksek Seviye, Orta Hız

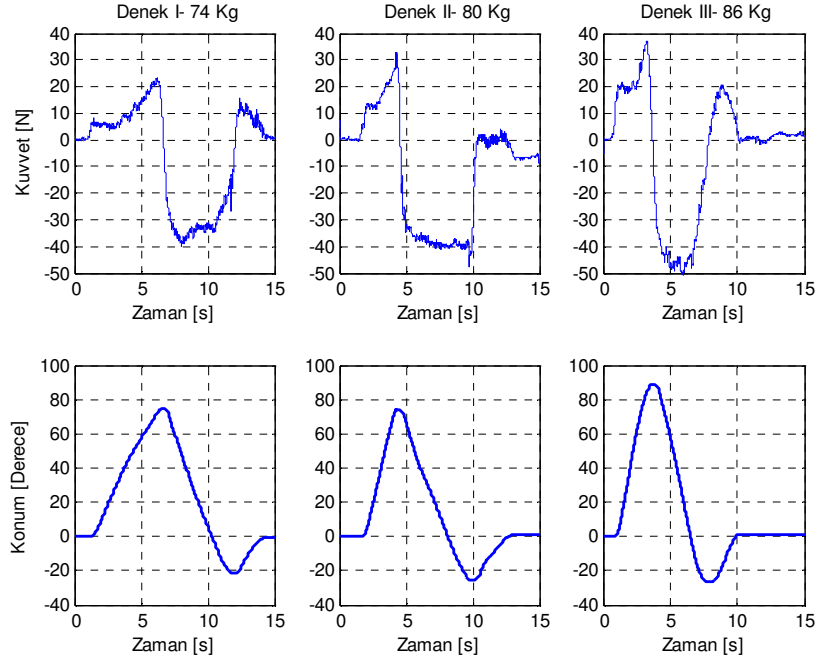


(c) Yüksek Seviye, Hızlı Hareket

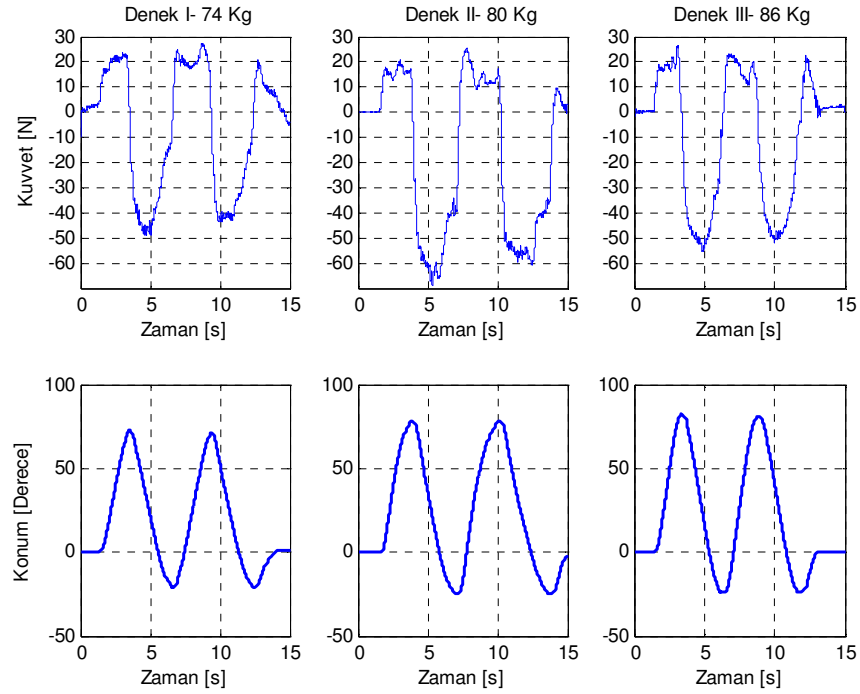
Şekil IV.12 İzotonik Egzersiz “Yüksek” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Grafikleri

IV.3.2.4 “En Yüksek Direnç” Seviyesi İzotonik Egzersizleri:

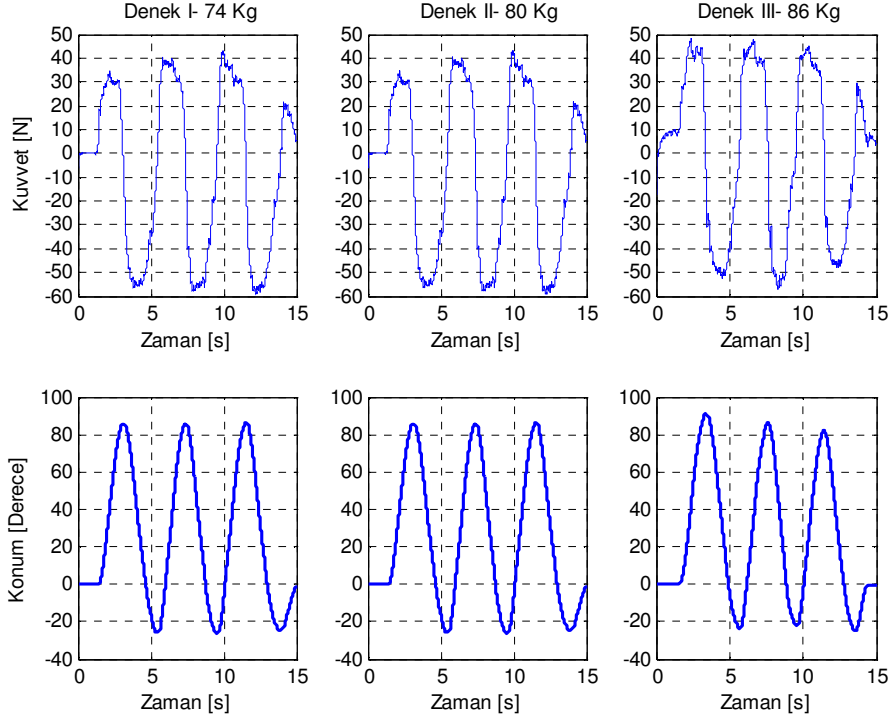
“En Yüksek” seviyeye ilişkin grafik sonuçlar Şekil IV.13’de verilmiştir.



(a) En Yüksek Seviye, Yavaş Hız



(b) En Yüksek Seviye, Orta Hız



(c) En Yüksek Seviye, Hızlı Hareket

Şekil IV.13 İzotonik Egzersiz “En Yüksek” Direnç Seviyesi için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Grafikleri

IV.3.2.5 İzotonik Egzersize İlişkin Deneylerin Değerlendirilmesi:

İzotonik egzersiz deneyleri sonucunda direnç kademelerine göre atanan M_d , K_d ve D_d parametre değerleri, hareket hızına bağlı olarak ortaya çıkan kuvvet değerleri Tablo IV.7’de verilmiştir. Tabloda verilen kuvvet değeri, sistemin uzuv ekstansiyona ve fleksiyona giderken uygulayabileceği yaklaşık en yüksek kuvvet değerini göstermektedir.

Tablo IV.8 İzotonik Egzersiz Direnç Kademeleri Parametre Değerleri

Seviye	Parametre			Kuvvet [N]					
				Hareket Yönü Ekstansiyon			Hareket Yönü Fleksiyon		
				HIZ [der/s]			HIZ [der/s]		
M_d	K_d	D_d	Yavaş =16	Orta =32	Hızlı =48	Yavaş =16	Orta =32	Hızlı =48	
Hafif	4	20	0	8~10	10~13	15~20	17~20	20~22	30
Orta	5	60	0	10~15	21	20~25	23~26	30	40
Yüksek	8	40	0	11~18	26~27	30~35	30~45	40~42	50
En Yüksek	10	100	1	23~36	27	40~45	40~50	50~55	55~60

IV.3.3 İzometrik Egzersiz:

İzometrik egzersizde, farklı ağırlık etkilerinin ayak uç noktasına uygulanıp, hastanın kaslarında izometrik kasılma meydana getirilmesi amaçlanmaktadır. Ayak uç noktasındaki etki Şekil III.5'e göre oluşturulmuştur. Oluşan kuvvetin denklemi Denklem IV.2' verilmiştir. F kuvvet, m kütle, g yerçekimi ivmesini göstermektedir.

$$F = mg \sin \theta \quad (IV.2)$$

Ayak uç noktasında bu kuvveti oluşturacak motor tork değeri Denklem IV.3 ile verilir;

$$\tau_{motor} = F \cdot l_{dizaltı} \quad (IV.3)$$

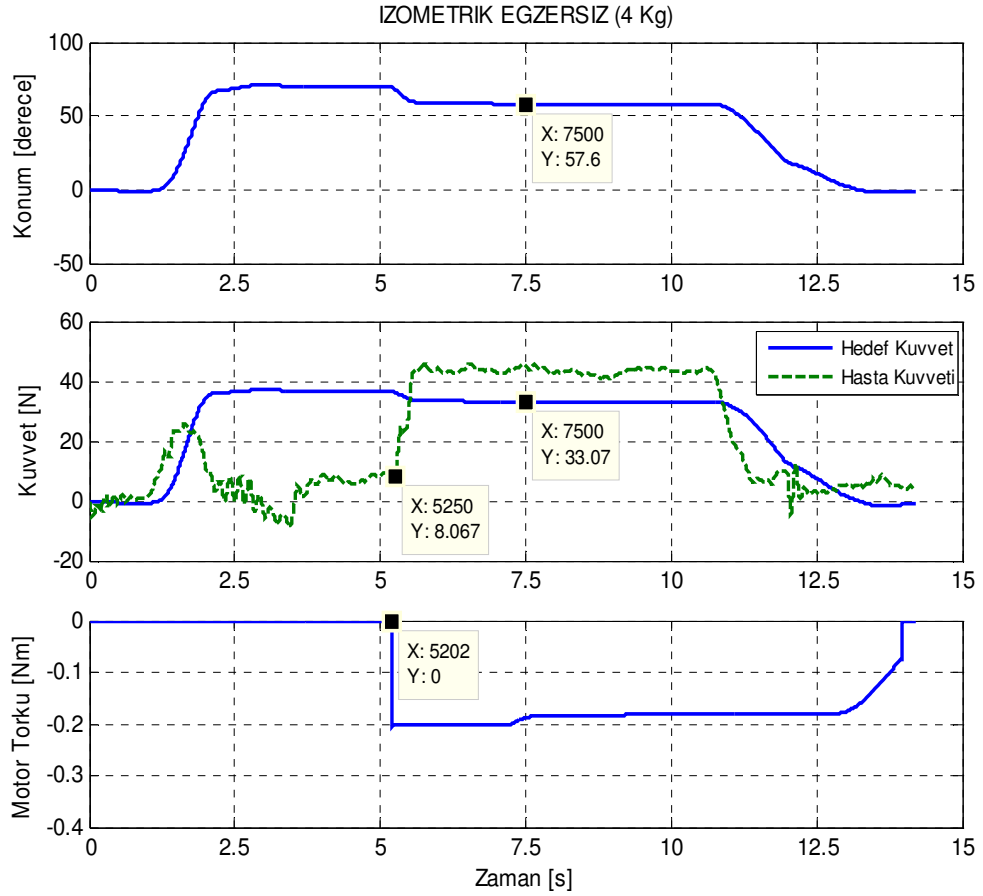
$l_{dizaltı}$: Hastanın dizaltı uzunluğu [m]

İzometrik egzersizlere ilişkin 4 ve 5 kg.lık etki için deney sonuçları Şekil IV.14 ve 15' da verilmiştir.

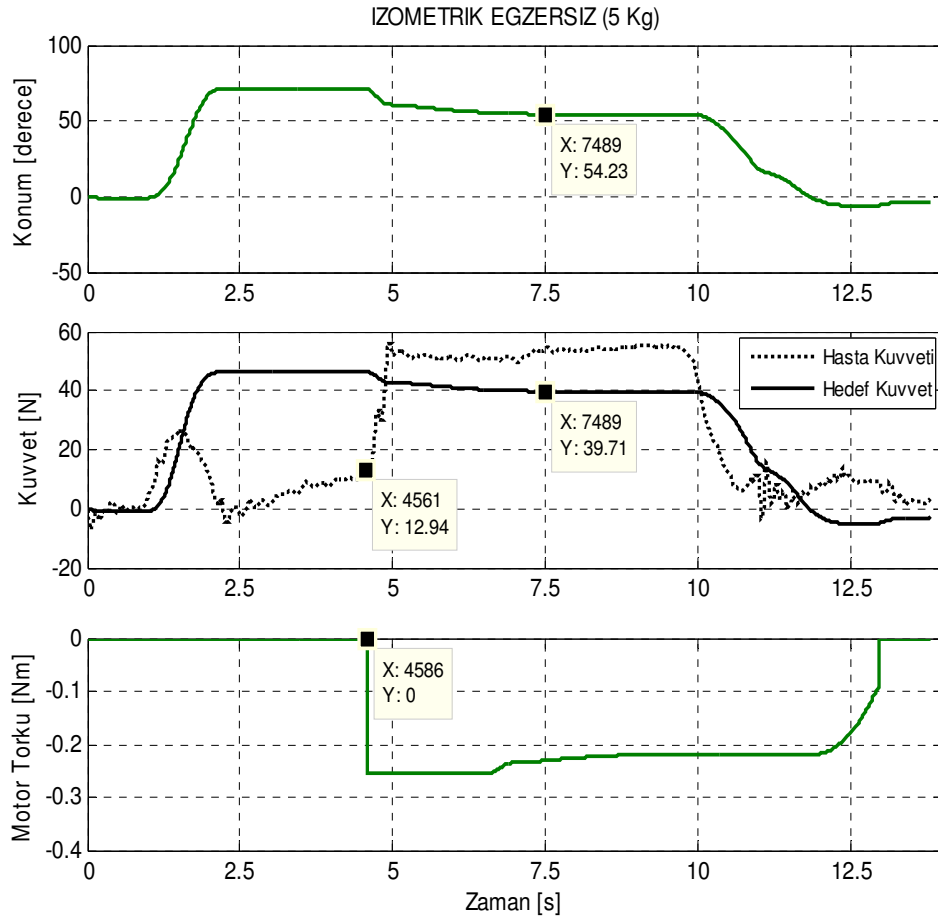
Şekil IV.14' de 180 cm boyunda, diz altı uzunluğu 55 cm olan, 80 kg ağırlığında bir denek için 4 kg uygulanarak yapılan izometrik egzersizin deney sonucu verilmiştir. Şekildeki ilk grafik hastanın uzuv konumunu, ikinci grafik oluşan kuvvetleri, üçüncü grafik ise motorun üretmiş olduğu tork değerini göstermektedir. Kuvvet grafiğinde sürekli çizgiler hedef kuvveti, kesikli çizgiler ise deneğin üretmiş olduğu kuvveti belirtmektedir. Grafikler üzerinde önemli noktalar işaretlenmiştir. Bu noktalardaki X değeri örnek sayısını (örnekleme zamanı sistemde 1 ms'dir), Y değeri düşey eksenin değerini göstermektedir.

Denek uzvunu 70 derece ekstansiyona götürür ve sistemin karşı direnç uygulamasını bekler. 7.5 s anından itibaren sistem 4 Kg'lık ağırlık etkisini deneğin uzvunu tutabildiği EHA' nda deneğe uygular. Bu kuvvet değeri 57.6 derece için 33.07 N'dur. Diğer bir deyişle EHA'nda uzva uygulanması gereken kuvvet değeri 33.07 N'dur. Deneğin uzvunu aynı konumda tutabilmesi için bu kuvvet değeri kadar bir kuvvet üretmesi gerekir. Şekil IV.14' de görüldüğü gibi deneğin üretmiş olduğu kuvvet 40 N ile 44 N arasında değişmektedir. Sistemin üretmiş olduğu kuvvet ile hastanın uzvunu EHA'nda tutması için gerekli kuvvet değeri arasındaki 10 N.luk fark hastanın uzvunu o konumda tutmak isterken üretmiş olduğu kuvvetten

gelmektedir. Sistem ters yönde tork üretmeye başlamadan önce hastanın ürettiği kuvvet 5.25 s anında grafikte gösterilmiş olup bu 8.067 N'dur.



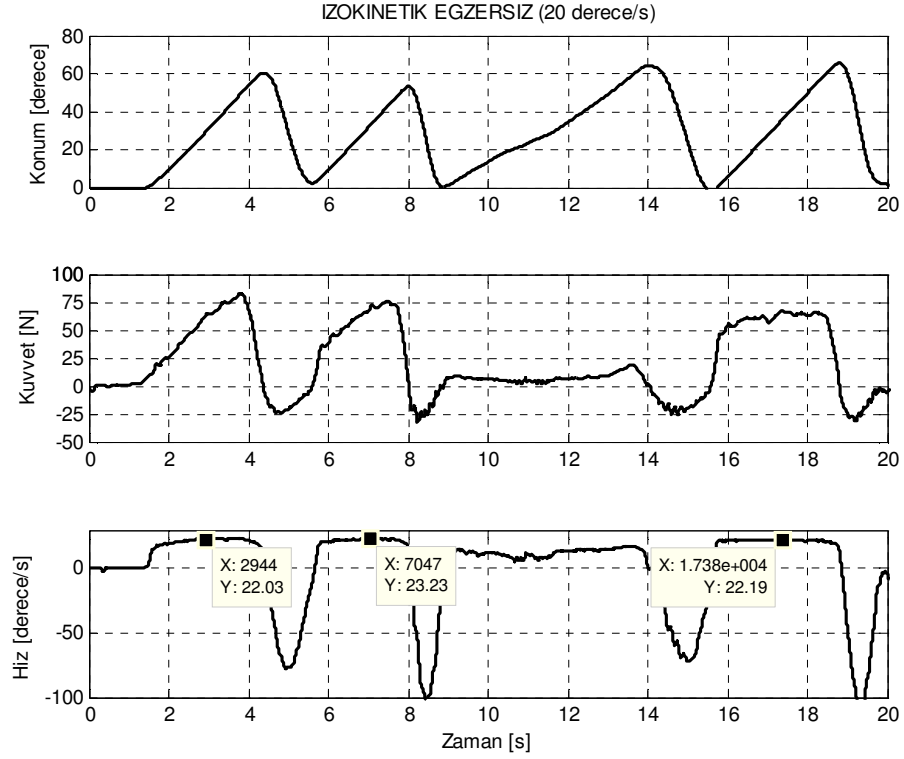
Şekil IV.15'de aynı denek ve 5 kg ağırlık için izometrik egzersiz sonuçları verilmiştir. 7.489 s anında sistemin ürettiği kuvvet değeri 39.71 N'dur. Deneğin ürettiği kuvvet yaklaşık 52 N'dur. Aradaki bu 12 N.luk fark hastanın uzvunu o konumda tutmak isterken ürettiği kuvvetten gelmektedir. Sistemin ters yönde tork üretmeye başlamadan önce hastanın ürettiği kuvvet 4.561 s anında grafikte gösterilmiş olup bu 12.94 N'dur.



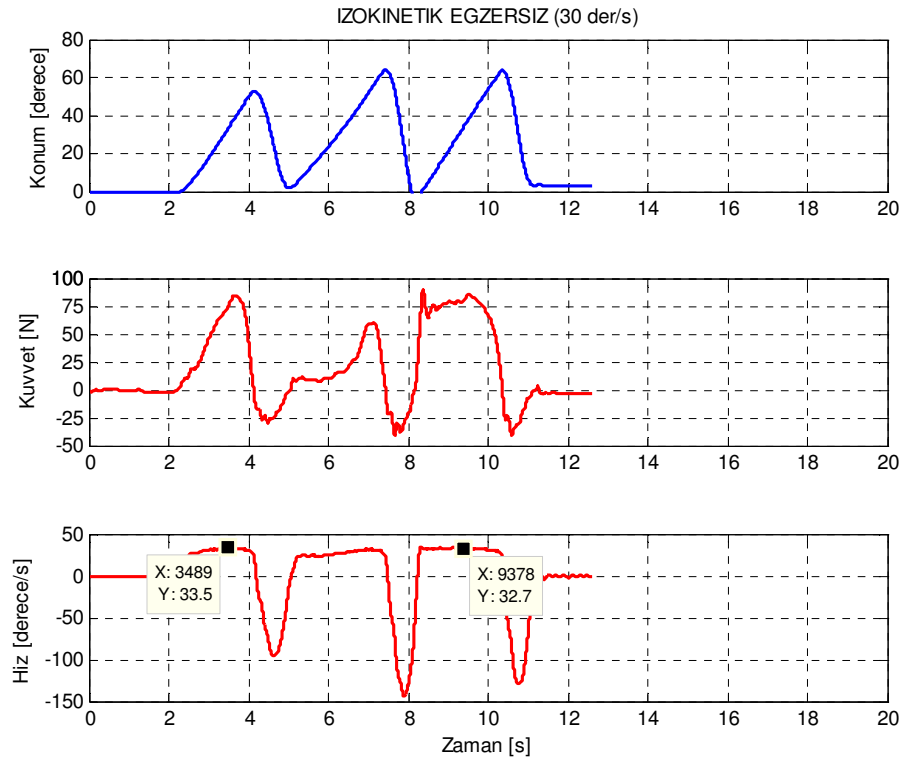
Şekil IV.15 Bacak Uç Noktasına 5 Kg.lık Etki ile İzometrik Egzersiz

IV.3.4 İzokinetik Egzersiz:

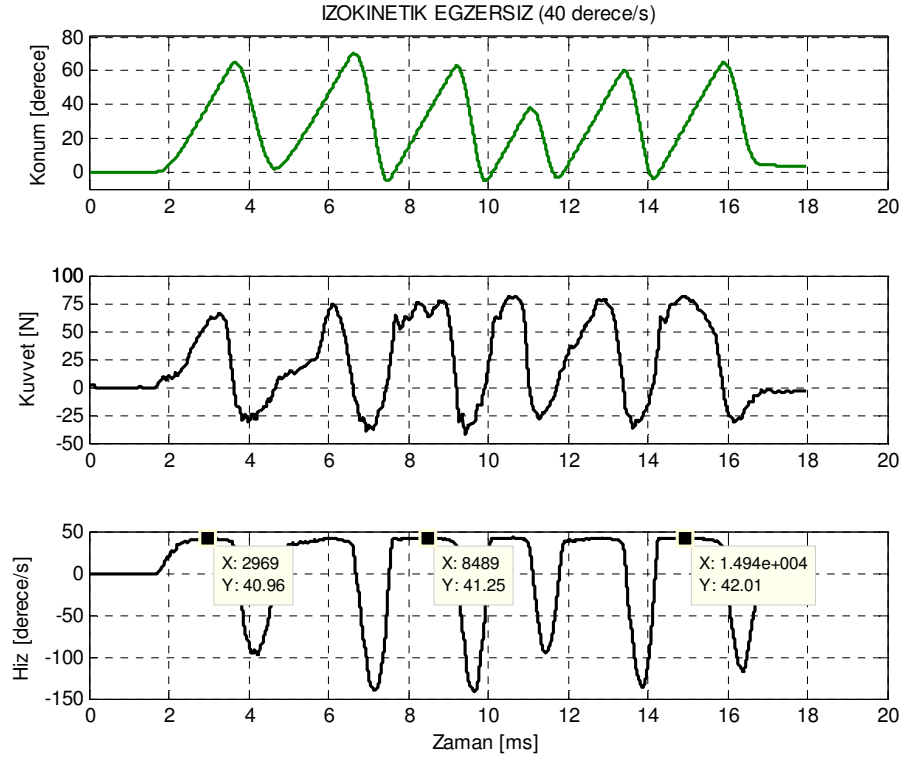
İzokinetik eş hız anlamına gelmektedir. Bu egzersiz türünün amacı, hasta uzvunun hareket hızını sabit tutmak suretiyle maksimum dirence karşı koyarak egzersiz yapılmasını sağlamaktır. (Sarı ve diğ. 2002) Şekil IV.16'da 20, 30 ve 40 derece/s.lık hızlar için deney sonuçları verilmiştir. Grafikler üzerinde bazı noktalar işaretlenmiştir. Bu noktadaki X değeri örnek sayısını (örnekleme zamanı sistemde 1 ms'dir), Y değeri düşey eksenin değerini göstermektedir. Sistem uzuv hareket hızının fizyoterapistin ara yüzden girmiş olduğu hız değerini aşmasına izin vermez. Bu hız değerini sabit tutmak için uzvun üretmiş olduğu kuvveti, girilen hız değerine ulaşılması durumunda uzva geri döndürür. Buna göre arzu edilen hızlarda ekstansiyon yönünde uzuv hareket hızının sabit tutulması sağlanmıştır.



(a) 20 derece/s Hız için İzokinetik Egzersiz



(b) 30 derece/s Hız için İzokinetik Egzersiz



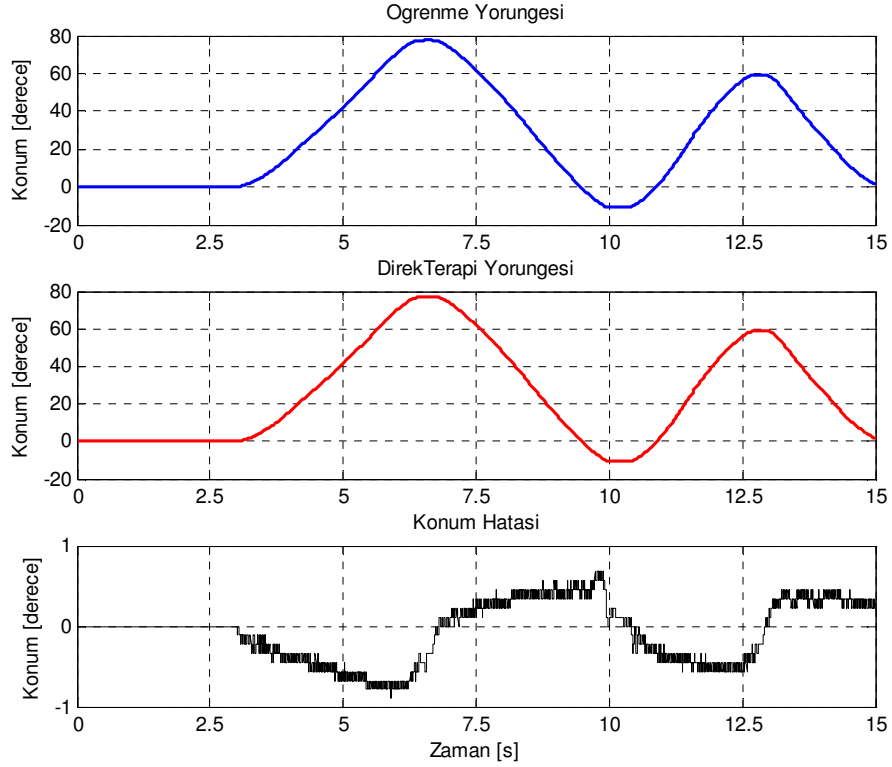
(c) 40 derece/s Hız için İzokinetik Egzersiz
Şekil IV.16 Farklı Hızlarda İzokinetik Egzersizler

IV.3.5 Roboterapi:

Roboterapi modu öğrenme ve terapi olmak üzere iki safhada çalışmaktadır. Bu safhalara ilişkin geniş açıklama Bölüm III.4.6' da verilmişti. Bu bölümde ise yapılan deneylere ilişkin sonuçlar verilmiştir.

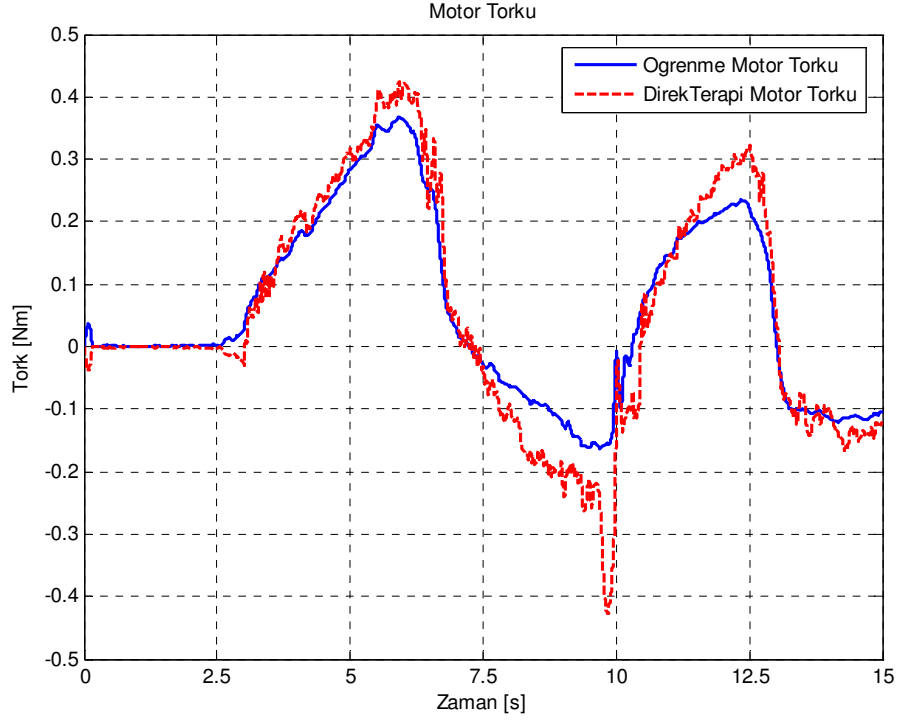
IV.3.5.1 Öğrenme ve Direk Terapi:

Şekil IV.17'de fizyoterapist tarafından robota öğretilen yörünge, direk terapi esnasında robotun takip etmiş olduğu yörünge ve bu iki yörünge arasındaki konum hatası verilmiştir. Buna göre sistem fizyoterapistin öğretmiş olduğu yörüngeyi mükemmel bir şekilde takip edebilmektedir. Konum hata grafiğinden de görüleceği üzere bir derecenin altında hata ile sistem yörünge takibi yapabilmektedir.



Şekil IV.17 Öğrenme ve Direk Terapide Konumun Değişimi

Direk terapide diğer bir önemli unsur fizyoterapistin üretmiş olduğu kuvvet değerlerinin robot tarafından üretilebilmesidir. Bu işlemin sistemde hangi oranda gerçekleştirilebildiğine ilişkin sonuçlar Şekil IV.18’de öğrenme ve direk terapi esnasında motorun üretmiş olduğu tork değerinin zamanla değişimi verilerek gösterilmiştir. Buna göre; sistem öğrenme esnasındaki motor tork yörüngesini takip edebilmektedir. Ancak ekstansiyon ve fleksiyon sınırlarında bu yörüngeden 0.6 s.lik sürelerde sapmalar meydana gelmektedir.



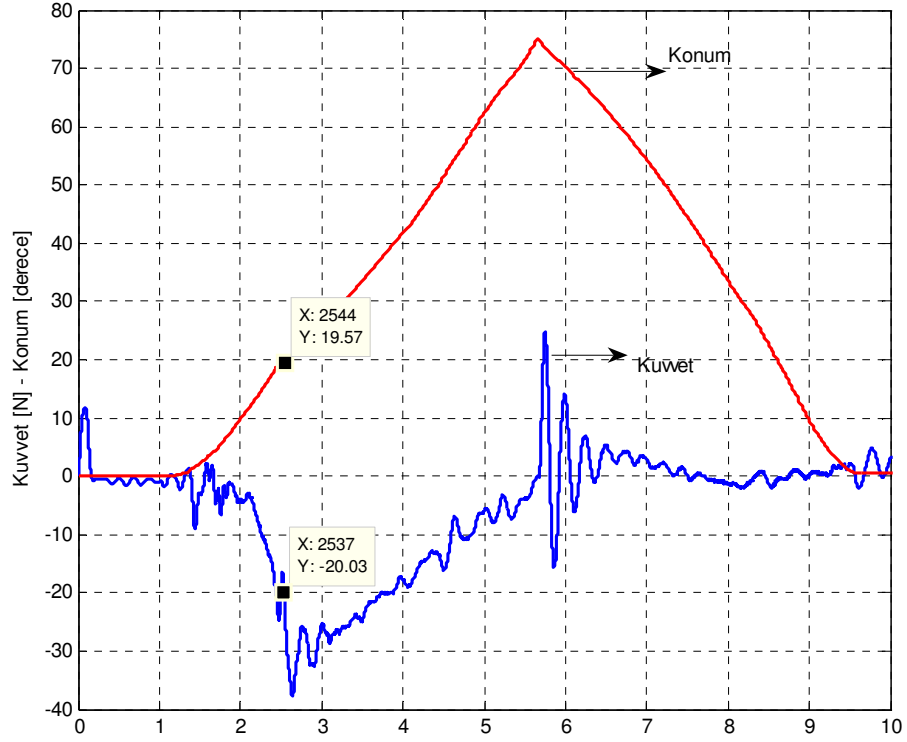
Şekil IV.18 Öğrenme ve Direk Terapi Esnasında Motor Torkunun Değişimi

IV.3.5.2 Zeki Terapi:

Zeki terapiye ilişkin geniş bilgi Bölüm III.4.6.2’ de verilmişti. Zeki terapide özellikle sağlıklı insanlardan alınan ve veri tabanında bulunan hedef konum ve kuvvet bilgileri önem taşımaktadır. Bu hedef verilere ilişkin kuvvet, konum ve hız grafikleri EK C’de verilmiştir. Öğrenme esnasındaki en yüksek kuvvet ve konum bilgisine göre veri tabanından seçilen uygun “*Kuvvet – Konum*” bilgisine göre terapiye başlanmakta, hastanın tepki vermemesi durumunda bu bilgilere göre terapi yapılmaktadır. Ancak hastanın tepki vermesi durumunda hasta uzvu zorlanarak açılmakta ve bu zorlamanın sınırı öğrenme esnasındaki en yüksek kuvvet bilgisine belirlenmektedir. Bu sınır değere ulaşılması durumunda sistem başlangıç konumuna dönmektedir.

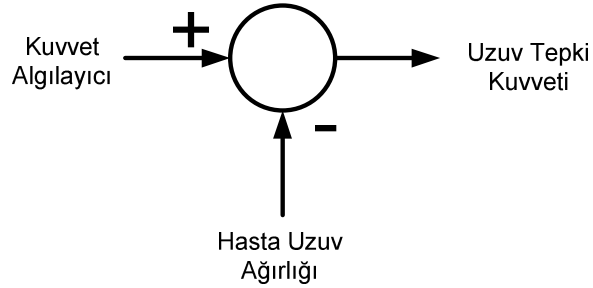
Tepkili Durum: Şekil IV.19’da 80 kg ve eklem hareket açıklık sınır değeri 75 derece olan bir hasta için tepkili terapiye ilişkin yapılan bir deneyin sonucu verilmiştir. Grafikler üzerinde işaretlenen noktalardaki X değeri örnek sayısını

(örnekleme zamanı sistemde 1 ms'dir), Y değeri düşey eksenin değerini göstermektedir.



Şekil IV.19 Zeki Terapide Hasta Uzun Konum ve Kuvvet Grafiği

Terapi esnasında kuvvet algılayıcı üzerinde hasta uzuv ağırlığı da mevcuttur. Hastanın tepkisinin gerçek değerini bulabilmek için hasta uzuv ağırlığı Şekil IV.20'de görüldüğü üzere algoritmada mevcut teorik uzuv ağırlığı hesaplama yöntemleri kullanılarak hesaplanmakta ve ölçülen kuvvet değerinden çıkarılarak tepki kuvveti tespit edilmektedir.



Şekil IV.20 Uzun Tepki Kuvveti

Ancak hasta uzuv ağırlığının hesaplanmasında hata meydana gelmektedir. Bu hata değerini elimine eden ve en düşük seviyede tepki algılama değeri olarak deneysel tespit edilen değer 20 N'dur. Bu nedenle Şekil IV.19' da görüldüğü üzere hasta tepkisi 20 N' a geldiğinde sistem hasta uzvunu zorlayarak bu deney için sınır değer olan 75 dereceye kadar uzvu açmaktadır. Hasta uzvu 10 dereceye geldiğinde hasta tepkisi hızla artmaktadır. Yani hasta uzvunu açmak istememektedir. İlgili algoritmada hasta tepkisinin 20 N'a gelmesi durumunda hasta uzvu zorlanması gerçekleştirilmektedir. Bu noktadan itibaren hasta tepkisi artmasına rağmen robot kolunun konumu ekstansiyona doğru gitmektedir. Yani hasta uzvu robot kolu tarafından ekstansiyona götürülmektedir. Üçüncü saniyeden itibaren hasta sisteme tepki göstermesine rağmen direnci azalmaktadır. Robot kolunun ekstansiyon sınırında yön değiştirmesi esnasında sistemden kaynaklanan hareket nedeniyle kısa bir süre kuvvet algılayıcı üzerinde pozitif yönde kuvvet oluşmaktadır. Ekstansiyon sınırından itibaren kuvvet algılayıcı üzerindeki değer hızla sıfıra gitmektedir. Bunun nedeni fleksiyon yönünde hastanın tepki göstermemesi ve hastanın uzuv ağırlığının kompanze edilmesidir.

BÖLÜM V

FİZYOTERABOT'un EĞİTİM AMAÇLI KULLANILMASI

FİZYOTERABOT otomatik kontrol, robotik gibi derslerin uygulamalarında kullanılabilecek özelliklere sahiptir. Mevcut sistemde PI, PD, PID ve Empedans Kontrol gibi kontrol yöntemlerinin öğrenci tarafından kavranabilmesi için algortimalar hazırlanmış ve ara yüzeyler oluşturulmuştur.

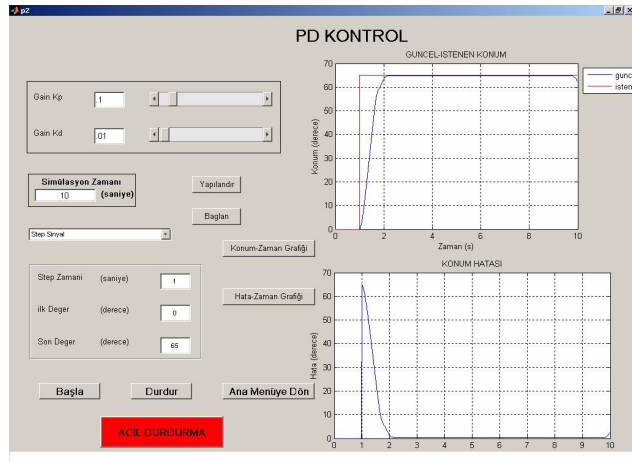
Kullanıcı Şekil V.1 de verilen ekrandan deneyini yapmak istediği kontrol tipini seçer.



Şekil V.1 Eğitim Amaçlı Kullanım Ana Menüsü

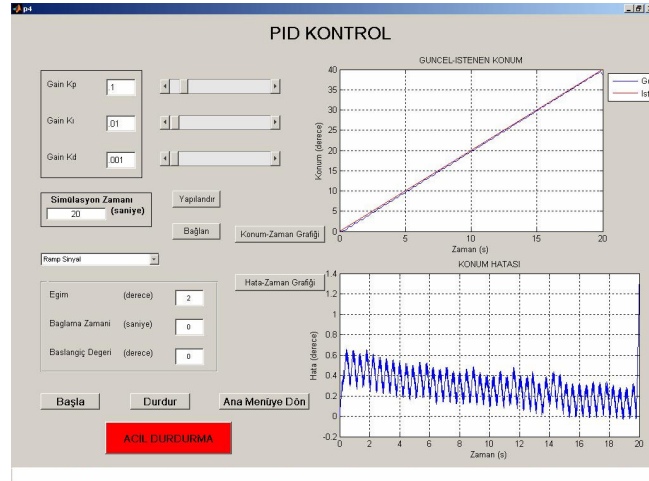
Kullanıcı PD veya PI kontrol ekranını seçtiğinde Şekil V.2’ de görülen arayüz ekrana gelir. (PI ekranında K_d parametresi yerine K_i parametre değeri girilir). Kullanıcı, bu ekrandan PD ve PI “kontrol parametrelerini, deney zamanını ve giriş sinyalini” seçebilir. Sistemde 3 tip giriş sinyali tanımlanmıştır. Bunlar “basamak, rampa ve sinüs” tür. Kullanıcı hangi sinyal türünü seçer ise o türe ilişkin parametreler ekrana gelir. Kullanıcı parametre girişini tamamladıktan sonra “yapılandır” butonuna tıklar ve sistem yazılımı derlenir. Bu işlem ilk deney esnasında gerekir. Deney süresi değeri değiştirilmediği sürece sistemi derlemeye ihtiyaç yoktur. Deney süresinin sonsuz olması isteniyorsa bu alana “inf” yazılır. Daha sonra “bağlan” butonuna tıklanır. “Başla” butonuna tıkladığında deney başlatılır. “Durdur” butonu ile deney durdurulur. Herhangi beklenmeyen durumlar için ekranın alt köşesinde kırmızı ile dikkat çekici hale getirilmiş olan “Acil Durdurma” butonu konulmuştur. Bu butona basılırsa motorlara giden akımlar doğrudan sıfır yapılır ve mekanizmanın hareketi durur.

Deney süresi tamamlandığında grafik sonuçlar “**Konum-Zaman Grafiği**” ve “**Hata - Zaman Grafiği**” butonlarına tıklanarak ekranda görülebilir. Grafik ekranda “Güncel - İstenen Konum” değerleri beraber görülebilmektedir. Bu grafiklerin yazıcı üzerinden çıktısı da alınabilmektedir.



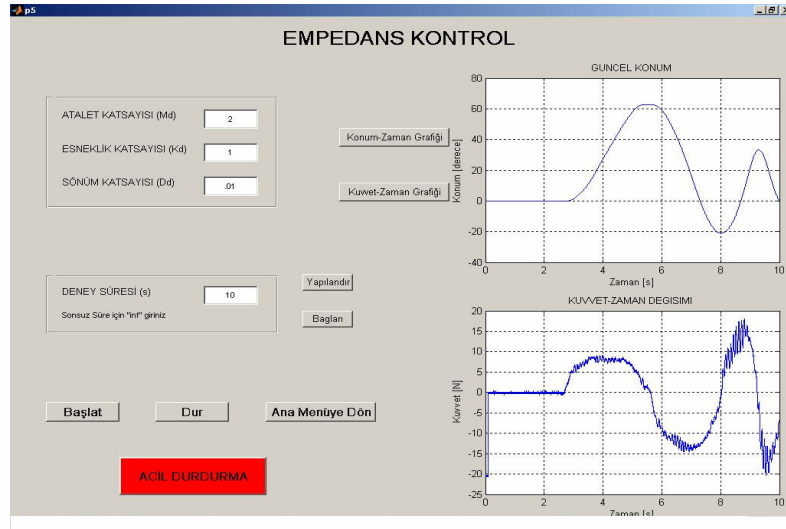
Şekil V.2 PD Kontrol Ara Yüzü

PID kontrolde PD ve PI kontrolde olduğu gibi ilgili parametreler girilerek çalıştırılır. PID kontrol kullanıcı ekranı Şekil V.3’de verilmiştir.



Şekil V.3 PID Kontrol Ara Yüzü

Empedans Kontrol ara yüzü çalıştırıldığında Şekil V.4’ deki arayüz ekrana gelir. Arayüzden empedans parametreleri olan atalet-esneklik-sönüm katsayıları ve deney süresi girilir. PD kontrolde olduğu gibi “yapılandır-bağlan ve başlat” butonlarına sırasıyla basılarak deney başlatılır. Empedans kontrol bir kuvvet kontrol tekniği olduğundan mekanizma üzerindeki kuvvet algılayıcıya temas edilerek mekanizmaya istenen hareketler yaptırılır. “Konum – Zaman” ve “Kuvvet - Zaman” butonlarına tıklanarak kuvvet ve konum verileri ekranda görülebilir.



Şekil V.4 Empedans Kontrol Ara Yüzü

BÖLÜM VI

SONUÇLAR, TARTIŞMA VE ÖNERİLER

VI.1 SONUÇLAR

Bu çalışmada rehabilitasyon amaçlı bir robot kolunun kuvvet ve konumunun zeki kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla alt uzuvların rehabilitasyonuna yönelik, sağ ve sol bacak için pasif ve aktif egzersizleri yaptırabilen, üç serbestlik dereceli, pantograf yapıda, tüm motorları tabanda bulunan hareketli kısımları duralimin malzemedan üretilen özgün bir robot mekanizması tasarlanmış ve üretilmiştir.

Sistem donanımında, tahrik elemanı olarak servo motor, konum algılama için enkoder emulasyonu, kuvvet algılama için üç eksen kuvvet/tork algılayıcı, analog dijital veri dönüşümleri için veri toplama kartı, hareket sınır güvenliği için sınır anahtarları kullanılmıştır. Tasarım aşamasında VTK'lar MATLAB uyumlu seçilerek VTK'ların bilgisayar ile haberleşmesi için geliştirilmesi gerekli yazılımdan dolayı ortaya çıkabilecek süre kaybı engellenmiştir.

Sistem güvenliği iki kademe yazılım ve donanım kontrollü olarak sağlanmıştır. Tüm egzersiz kullanıcı ekranlarına yazılım kontrollü acil durdurma butonları konmuştur. Sistem donanımına da bir acil durdurma butonu eklenmiştir.

Sistem yazılımı olarak MATLAB R2006a, Real Time Windows Target kullanılmıştır.

Üretilen mekanizma ile diz eklemelinin rehabilitasyonu için “**Kural Tabanlı Zeki Kontrolör**” geliştirilmiştir. Zeki kontrolör *konvansiyonel kontrolör, veri tabanı, kural tabanı ve merkezi işlem birimi*’nden meydana gelmektedir. Konvansiyonel kontrolör rehabilitasyon amaçlı robotik uygulamalarda en kullanışlı kontrol yöntemi olarak kabul edilen Empedans Kontrol tekniği temelli oluşturulmuş olup konum kontrolü için PD ve PID kontrol teknikleri de kullanılmıştır. Hastaya ilişkin fiziksel özellikler, egzersiz sonuçlarının depolanması, uygulanacak egzersiz türüne ilişkin kuvvet ve konum bilgilerinin tutulması gibi işlevler veri tabanı tarafından gerçekleştirilmektedir. Hastanın durumuna göre uygulanacak direnç seviyesine ilişkin verilerin seçimi, hastanın ağırlığına göre uygun veri dosyalarının tespiti gibi işlevler ise kural tabanı tarafından gerçekleştirilmektedir. Zeki kontrolörün yönetimi ve tüm birimler arasındaki haberleşme merkezi işlem birimi tarafından yapılmaktadır.

Geliştirilen robot sistemi diğer rehabilitasyon robot çalışmalarından farklı olarak pasif, aktif, aktif yardımcı ve dirençli egzersizleri yaptırarak ilgili kasların izotonik, izometrik ve izokinetik kasılmalarını sağlayabilmektedir. Ayrıca izometrik ile izotonik egzersizleri aynı çalışma türünde gerçekleştirebilmektedir. Bunun yanısıra, fizyoterapistin yaptırdığı hareketlerin modellenmesi için “Roboterapi” adı verilen bir çalışma türü geliştirilmiştir. Böylece sistemin hem bir terapatik cihaz hem de bir fizyoterapist gibi çalışması sağlanmıştır.

Sistemde pasif egzersizler hariç tüm egzersiz türlerinde Empedans Kontrol temel kontrol yöntemi olarak kullanılmıştır. “Aktif yardımcı” ve “Roboterapi” egzersiz türlerinde empedans kontrol yöntemi ile PD kontrol birleştirilerek kullanılmıştır. Sistem dinamikleri için uygun empedans parametre sınır değerlerinin tespiti deneysel olarak yapılmıştır. Bu sınır değerler arasındaki parametre değerlerinin kendi aralarındaki kombinasyonları da göz önüne alınıp üç farklı ağırlıktaki denek için yavaş-orta ve yüksek hız seviyelerinde fleksiyon – ekstansiyon hareketleri yapılarak empedans parametre değerlerinin sisteme etkileri bulunmuştur. Empedans parametre değerlerinin artımı ile robotun uzuv hareketine direncinin

arttığı gözlenmiştir. Sönüm katsayısı olan D parametresinin etkisi yavaş ve orta hız seviyesinde gözlenememiş yüksek hız kademesinde gözlenebilmiştir. Empedans parametre değerlerinin artırılması yolu ile aktif dirençli egzersizler modellenenmiştir. Yapılan deneylerde sistemde titreşime yol açmayan ve sistemin en az direnç gösterdiği parametre değerleri Aktif Yardımlı egzersizde hastanın uzvunu kolay hareket ettirebilmesi için, Roboterapide ise fizyoterapistin egzersiz hareketini en kolay şekilde sisteme öğretebilmesi için kullanılmıştır.

Sistemin en önemli özelliği “Roboterapi” adı verilen fizyoterapistin hareketlerinin modellendiği çalışma türünün geliştirilmiş olmasıdır. Roboterapi için öğrenme ve terapi safhaları -direk terapi ve zeki terapi modu bulunan oluşturulmuştur. Öğrenme safhasında fizyoterapist sisteme hareketlerini öğretebilmiş ve terapi safhasının direk terapi modu ile sistem öğrendiği terapi bilgilerini hasta uzvuna uygulayabilmiştir. Böylece sistem fizyoterapistin yaptırdığı hareketleri birebir yapabilmıştır. Ayrıca zeki terapi modu ile hasta uzvunun fizyoterapist tarafından zorlanmasını modelleyebilen bir algoritma da geliştirilmiştir. Zeki terapi için altı farklı ağırlıktaki sağlıklı denekten alınan fleksiyon-ekstansiyon hareketi kuvvet ve konum verileri veri tabanına kaydedilmiştir. Bunun amacı hastanın sağlıklı bir insan olması durumunda fizyoterapist hastanın uzvunu hareket ettirmek için uygulayacağı kuvvet ve konum verileri, hasta ağırlığına uygun denek verileri olmasıdır. Zeki terapide kullanılacak kuvvet ve konum bilgileri, öğrenme esnasında ulaşılan maksimum konum bilgisi ve hasta ağırlığına uygun olan sağlıklı denek verilerine göre kural tabanı tarafından belirlenerek hasta uzvu hareket ettirilmiş, hastanın harekete tepki vermesi durumunda hasta uzvu sistem tarafından zorlanarak öğrenme esnasındaki maksimum EHA sınırına kadar açılabilmiştir.

Sistemin kullanımı için kullanışlı bir “kullanıcı ara yüzü” tasarlanmıştır. Bu ara yüzün tasarımı MATLAB “Graphical User Interface” araç kutusu ile gerçekleştirilmiştir.

Sistem bir değerlendirme robotu olarak da kullanılabilir. Tedavinin sonuçlarını değerlendirebilmek için grafiksel bir sonuç ekranı oluşturulmuştur. Tüm egzersiz sonuçları fizyoterapist tarafından bu ekranda gözlenebilmektedir. Egzersiz süresi boyunca hasta uzvunun konumu, hastanın kuvvet algılayıcı tarafından algılanan egzersiz boyunca üretmiş olduğu kuvvet değerleri, kuvvet-konum ilişkisi, hastanın egzersiz boyunca ulaştığı maksimum ekstansiyon ve fleksiyon

açıları gözlenebilmekte, egzersiz sürecine ilişkin sonuçların ekranın çıktısı alınabilmektedir. Böylece tedavi sürecinin kayıt altına alınması sağlanabilmektedir.

Bunun yanı sıra kas testi yapabilmeye olanak sağlayan esnek yapıda bir algoritma geliştirilmiştir.

Sistemin robotik ve kontrol amaçlı derslerde eğitim amaçlı olarak öğrenciler tarafından kullanılabilmesi için bir arayüz geliştirilmiştir. Bu arayüz ile PD, PID, PI ve empedans kontrole ilişkin deneyler yapılabilmektedir.

VI.2 TARTIŞMA

Bu çalışmada hasta tepkileri kuvvet algılayıcılar ile algılanmaktadır. Hareket kas ile ilgilidir. Dolayısıyla hasta tepkisinin daha sağlıklı alınabilmesi için kuvvet algılayıcılarının yanı sıra kaslardaki EMG sinyallerinin de ölçülerek kullanılması daha etkin sonuçlar ortaya çıkaracaktır.

Sistem mekanizmasında öğrenme ve terapi esnasında kuvvet algılayıcı ve ilgili aparatın yerlerinin değiştirilmesi zaman almaktadır. Bu işlemler fizyoterapistler için zahmetli olabilir.

Terapi esnasında hasta tepkisi kuvvet algılayıcıdan algılandığından, algılayıcı üzerindeki değer hasta tepkisi ile uzuv ağırlığının toplamıdır. Uzuv ağırlıklarına ilişkin çeşitli teorik bağıntılar mevcuttur. Bunlar sistemde kullanılmıştır ancak gerçek tepki bu değer içinden ayırt edilememiştir.

Terapi sonuçları gerçek zamanlı grafik ara yüzden gözlenememektedir. Sistem yazılımı, başka programlama dilleri ile desteklenerek bu problem aşılabilir. Böylece fizyoterapistler gerçek zamanlı olarak terapi sonuçlarını takip edebilir.

Daha yüksek kapasiteli bilgisayar donanımı kullanılması mevcut yazılımın performansını artıracaktır.

VI.3 ÖNERİLER

Bu çalışmanın devamı olarak yapılabilecek çalışmalar aşağıda verilmiştir:

Rehabilitasyon işlemi insan-insan etkileşimli bir süreçtir. Fizyoterapistin hastaya terapi esnasında uyguladığı kuvvetler, süreçte yaptığı değişikliklerin tespiti ve modellenmesi önemli bir sorundur. İnsanın tutma, yakalama, kaldırma vb. davranışlar esnasında üretmiş olduğu mekanik empedans parametrelerinin tahminine ilişkin çalışmalar yapılmaktadır. (Ivaldi ve diğ. 1985, Dolan ve diğ. 1993, Tsuji ve diğ. 1995, Tsumugiwa ve diğ. 2002, Tanaka ve Tsuji 2004, Tee ve diğ. 2004, Tsuji ve Tanaka 2005) Eğer fizyoterapistin terapi esnasında üretmiş olduğu parametreler tespit edilebilirse bu modelleme problemi aşılabilir. Bu problemin çözümü için bir diğer yöntem de hasta tepkisine fizyoterapistin vermiş olduğu cevaplar esnasında üretmiş olduğu kuvvetlerin EMG sinyalleri ile tahmini olabilir. EMG sinyallerinden tork tahmini üzerine çalışmalar mevcuttur. (Au ve Kirch 2000, Bonivento ve diğ. 1998, Karlık ve diğ. 2003, Arslan 2005, Arslan ve diğ. 2005) Böylece hasta tepkisi ile fizyoterapist kuvveti eşleştirmeleri doğru bir şekilde yapılabilmeye aktarılabilir.

Sistemde kas testi yapabilmeye olanak sağlayan esnek yapıda geliştirilen bir algoritma mevcuttur. Sistemin bu özelliği diğer kas test cihazları (myometri gibi) ile karşılaştırma yapılarak değerlendirilebilir.

Yüksek hızlı internet alt yapısı kullanılarak hastanın evde rehabilite edilmesi sağlanabilir. Bu yönde üst ekstremitenin rehabilitasyonuna yönelik çalışmalar mevcuttur. (Popescu ve diğ. 2000, Reinkensmeyer ve diğ. 2002, Placidi 2006, Sanchez ve diğ. 2006, Jadhav ve diğ. 2006)

Gerçekleştirilen sistemde masaüstü bir PC kullanılmıştır. Bunun yerine endüstriyel tip gömülü bir PC ve kullanıcı paneli ile sistem kullanışlılığı artırılabilir.

Sistem mekanizması geliştirilerek ayak ve üst uzuvların rehabilitasyonuna uygun hale getirilebilir. Gerçekleştirilen mekanizma buna uygun yapıdadır.

KAYNAKLAR

www.arthroscopy.com/cpm.gif (Erişim tarihi:02.01.2004)

www.eng.ucu.edu (Erişim tarihi:Mayıs 2007)

www.eng.ucu.edu/~dreinken/Biolab (Erişim tarihi:Mayıs 2007)

www.exactdynamics.nl (Erişim tarihi:Mayıs 2007)

www.fraunhofer.de (Erişim tarihi:Mayıs 2007)

www.medgaget.com (Erişim tarihi:Mayıs 2005)

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/index_en.php, (Erişim Tarihi: 17.10.2005)

<http://www.pedan.dk/produkter/biomedical/isotonic.jpg>, (Erişim tarihi: 14.04.2007)

<http://www.qhpincb2b.com/Therapy/CPM/knee.asp> (Erişim tarihi: 02.01.2004)

http://www.robotics.utexas.edu/rrg/learn_more/history, (Erişim tarihi: 03.04.2007)

<http://www.teknoturk.org/docking/yazilar/tt000052-yazi.htm> (Erişim tarihi: 03.04.2007)

www.unm.edu (Erişim Tarihi: Nisan 2007)

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.

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.

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.

Asada, H., Asari, Y.: "Direct Teaching of Tool manipulation Skills Via The Impedance Identification of Human Motions", *IEEE ICRA88*, (1988) 1269-1274.

ATI : "Intelligent Multi-axis Force / Torque Sensor System Installation and Operation Manual", *ATI Industrial Automation*, July (2004).

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.

Baltacı, G.; Tunay, V.B.;Tuncer, A.;Ergun, N.: "Spor yaralanmalarında Egzersiz Tedavisi", Alp Yayınevi, Ankara, Türkiye, (2003).

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.

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.

Canyurt, E.: Kişisel Görüşme (SSK Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü) (2006).

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.

Cole T., Tobis J. (Çeviri: Koçyiğit F., Koçyiğit H., Cüreklibatır F.): “Kas ve İskelet Sistemi Fonksiyonlarının Ölçülmesi”, *Çeviri Doküman*, 13-23.

CPM <http://www.eredrehabilitasyon.com/kinetec.html> (Erişim Tarihi:19.04.2007)

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).

Cunningham, D.E.: “Direct Drive Robot For Rehabilitation And Biomechanical Measurement”, *PhD Thesis*, University of California (1999).

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.

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.

Dutta, A., Obinata, G.: “Impedance Control of A Robotic Gripper for Cooperation with Humans, *Control Engineering Practice*, [Pergamon], 10 (2002), 379-389.

Ergöz E.: “Omuz Rotator Manşet Parsiyel Rüptürlü Hastalarda Fizik Tedavi ve Subakromiyal Aralığa Kortikosteroid Enjeksiyonu Etkinliğinin Karşılaştırılması”, *Uzmanlık Tezi*, İstanbul- (2005).

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.

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).

Fukuda T., Arakawa T.: “Computational Intelligence in Robotics and Automation, *IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems, INES '97*, (1997) 17-23.

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).

Griffith, H. W.: “Spor Sakatlıkları Rehberi”, Birol Basın Yayın Dağıtım Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye, (2000) 451-452.

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.

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.

Hogan, N., “Impedance Control: An approach to manipulation Part I-II-III”, *Journal of Dynamic systems, Measurements and Control*, Vol.107/1, (1985).

HOGGANHEALTH Industries, www.hogganhealth.com, (Erişim Tarihi: 7.5.2007)

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.

Howell, R.:“A Prototype Robotic Arm for Use by Severely Orthopedically Handicapped Students. Final Report”, *Education Resources Information Center*, (1989).

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.

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.

Ivaldi-M., Hogan N., Bizi 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.

İnal, S., “Kas Hastalıklarında Rehabilitasyon ve Ortezler”, Marmara Üniversitesi B.E.S.Y.O, İstanbul (2000) 2-4.

İnal, S., “Rehabilitasyon Ders Notları”, Marmara Üniversitesi B.E.S.Y.O, (2003).

İnal, S., “Spor Biyomekaniği”, Nobel Yayın Dağıtım, Ankara,Türkiye (2004) 94.

Jadhav, C.; Nair, P.; Krovi, V.:”Individualized Interactive Home-Based Haptic Telerehabilitation”, *IEEE Multimedia* , Volume 13, Issue 3, (2006),32 – 39.

Jung S; Hsia, T.C.: "Neural network impedance force control of robot manipulator", *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Volume 45, Issue 3, (1998) 451 – 461.

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.

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.

Kayhan, Ö.: "Lectures and Seminars In Physical Medicine and Rehabilitation", Marmara Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, (1995) 4-8

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

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.

Kiguchi, K., Fukuda, T.: "Fuzzy Neural Controller For Robot Manipulator Force Control", *Proc.IEEE Int.Conf. Robotics and Automation*, Vol. 2 (1995a) 1686-1691.

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.

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.

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

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.

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).

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).

Kiguchi, K.; Iwami, K.; Yasuda, M.; Watanabe, K.; Fukuda, T.:” An Exoskeletal Robot For Human Shoulder Joint Motion Asist”, *IEEE Asme Trans. On Mechatronics*, VOL:8 NO:1, (2003).

Kollmorgen, *SERVOSTAR Digital Incremental Encoders Document*, Document Number: P-SS-000-15 Rev 2, (2003a).

Kollmorgen: “AKM Series Motor Selection Guide”, *Danaher Motion* [10MIGOG-DM100], (2003b).

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.

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

Krebs, H. : "An Overview of Rehabilitation Robotic Technologies", *American Spinal Injury Association Symposium*, (2006).

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.

Lin H.:"Rehabilitation Robot For Static And Dynamic Joint Resistance Measurement Of The Upper Limb", Ph.D. Thesis, University Of California, (1998).

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.

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.

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.

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.

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.

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.

Lum, P.S., Burgar, G., Van Der Loos, M.:” The Use Of Robotic Device For Post Stroke Movement Theraphy”, *Proceedings of The Int. Conf on Rehabilitation Robotics*, **(1997)**, 79-82.

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.

MIT MANUS www.saimicadove.it, (Erişim Tarihi: 18.04.**2007**)

MULOS Project, <http://www.asel.udel.edu/robotics/newsletter/showcase12.html>, (Erişim Tarihi: 11.02.**2005**)

MYOGAUGE Muscle Testing Systems, www.myogauge.com (Erişim Tarihi:7.5.**2007**)

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.

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.

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)**.

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.

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.

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.

Özkaya, M. :”Rehabilitasyon Robotları”, *İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Fiziksel Tedavi ve Rehabilitasyon ABD Seminer Notu*, (2007).

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.

Park, H.; Lee, J.:”Adaptive impedance control of a haptic interface”, *Mechatronics*, [Science Direct], Vol. 14 Issue 3, (2004) 237-254.

Placidi G.:”A Smart Virtual Glove for the Hand Telerehabilitation”, *Computers in Biology and Medicine*, ELSEVIER, (2006).

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.

Rahman, T. et al.:” Passive Exoskeletons for Assisting Limb Movement”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol 43, Number 5, (2006) 583-590.

Raibert, M.H, Craig, J.J.: “Hybrid position/force Control of Manipulators”, *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 103, 126-133, **(1981)**.

Rao, R., Agramal, K., Scholz, J.: “A Robot Test Bed For Assistance And Assesment In Physical Theraphy”, *ICORR 99 Int Conf on Reh. Robotics Stanford CA*, **(1999)**.

REHAROB PROJECT, <http://reharob.manuf.bme.hu>, (Erişim Tarihi: Mart **2005**)

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

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.

Richardson, R, Austin ME, Plummer AR.: “Development of a physiotherapy robot”, *Proceedings of the International Biomechatronics Workshop*, [Enshede], **(1999)** 116-120.

Richardson, R.;Brown, M.; Plummer, A.R.: “Pneumatic Impedance Control for Physiotherapy”, *European Advanced Robotics System Conference*, **(2000)**.

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

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.

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).

Sakaki, T., Okajima, Y., Tanaka, N.: "Evolutionary Robotics for Range of Motion Exercises", *ACRM2000*, (2000).

Sakaki, T., Hirata, R., Okada, S., et. al: "TEM: Therapeutic Exercises Machine Rehabilitation Robot for Stroke Patient", *32nd ISR*, (2001).

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.

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.

Sarı, H., Tüzün, Ş., Akgün, K.: "Hareket sistemi hastalıklarında Fiziksel Tıp Yöntemleri", Nobel Tıp Kitabevleri, Türkiye (2002) 123-129.

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.

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.

Sirmen, B. "Spor Sakatlıklarından Korunma ve Rehabilitasyon Ders Notları", Marmara Üniversitesi B.E.S.Y.O, (2003).

Solomon, E., “İnsan Anatomisi ve Fizyolojisine Giriş”, Birol Yayınevi, İstanbul,Türkiye (2000) 12.

Song, J., Low, K.H., Guo, WM.: A simplified hybrid force/position Controller Method for Walking Robots”, *ROBOTICA*, Vol 17 (1999) 583-589.

Su, S.-F.; Horng, T.-J.; Young, K.-Y.:” Evolution-based virtual training in extracting fuzzy knowledge fordeburring tasks”, *IEEE Proceedings of International Conference on Robotics and Automation ICRA 2000*, Volume 4, (2000) 3855 – 3860.

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.

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.

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.

Tatar, Y. : Kişisel Görüşme (Marmara Üniversitesi, Beden Eğitimi Spor Yüksek Okulu) (2006).

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.

Tsuji, T., Morasso, P., Goto, K., Ito, K., “ Human Hand Impedance Characteristics During Maintanied Posture”, *Biological Cybernetics*, [Springer Verlag], 72 (1995), 475-485.

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.

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 Systems*, **(2000)** 377-382.

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.

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.

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.

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.

US. Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration Washington DC: “Investigation of inertial properties of the human body”, *Final Report* **(1975)** 89-92.

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.

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.

Van Der Loos: "Therapy Rehabilitation Robots and other Mechatronic Devices", *Lecture Notes 1*, http://www9.i.hosei.ac.jp/sfsu/ar1_home/ar1_02home/ar1_02pg001.html, **(2005)**.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

EKLER

EK A

SİSTEM DONANIMI ELEMANLARI

EK A.1 SERVO MOTOR, SERVO MOTOR SÜRÜCÜ ve REDÜKTÖRLER

Sistemde üç adet Kollmorgen PM (Permanent Magnet) kalıcı mıknatıslı servo motor kullanılmıştır. Linklere göre kullanılan servo motorların parametre değerlerine ilişkin bilgiler Tablo A.1’ de verilmiştir.

Tablo A.1 Servo Motorların Model ve Parametre Bilgileri

MODEL	LİNK		
	0	1	2
Parametre	AKM31C	AKM 43E	AKM31C
Maksimum çalışma gerilimi [Vdc]	640	640	640
Sürekli(stall) tork [N-m]	1,15	4.7	1,15
Sürekli akım [ARms]	1.37	2.76	1.37
Maksimum Mekanik Hız [Rpm]	6000	6000	6000
Tepe tork [N-m]	3.88	15.9	3.88
Tepe akım [ARms]	5.5	11	5.5
Rated Tork [N-m]	0.91	3.76	0.91
Rated Hız [Rpm]	6000	3000	6000
Rated Güç [Kw]	0.57	1.18	0.57
Tork sabiti [N-m/Arms]	0.85	1.72	0.85
Geri EMF sabiti [V/krpm]	54.5	111	54.5
Atalet [kg-cm ²]	0.33	8.04	0.33
Sönüm [N-m/krpm]	0.002	32.6	0.002

Servo motorları sürmek için Şekil A.1’ de verilen Servostar 300 serisi sürücüler kullanılmıştır. Bu sürücülerin ortak özellikleri aşağıdaki gibidir:



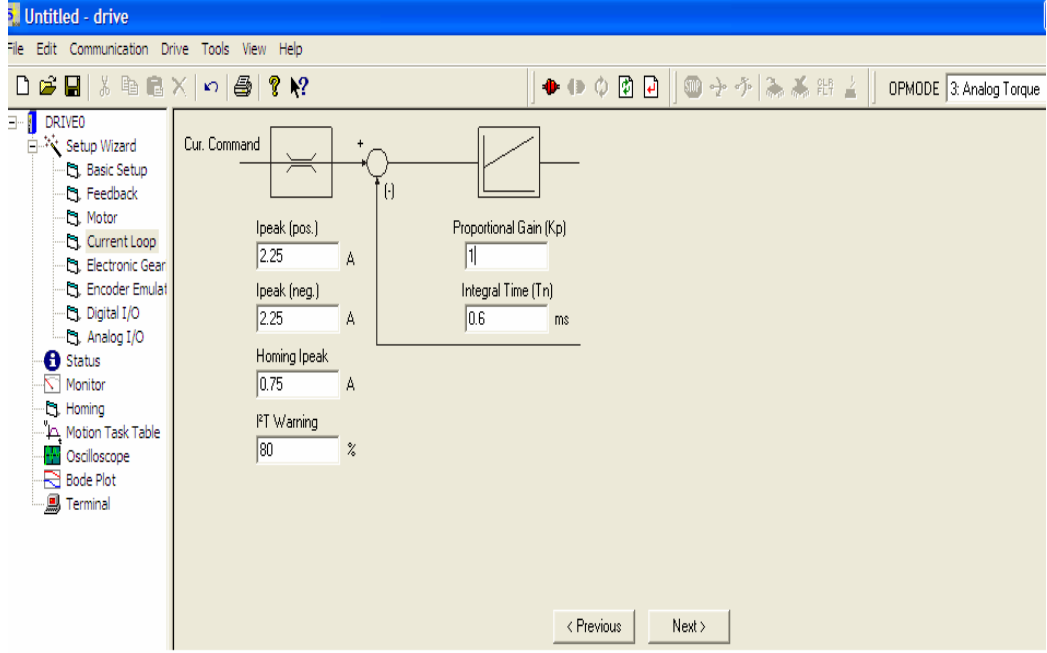
Şekil A.1 Servostar 300 Servomotor Sürücü

- Master-slave uygulamaları için cihaz üzeri arayüz
 - Elektronik redüksiyon
 - 2 adet analog referans giriş
 - Artımsal veya mutlak kodlayıcı emülasyon
 - 180 hareket ödevi belleği içeren entegre pozisyon denetleyici
 - 6 dijital giriş-çıkış
 - CANopen, RS 232, dahili rejenerasyon direnci
 - PROFIBUS DP, SERCOS ve I/O genişleme kartı takılabilme özelliği
- Kullanılan sürücülerin parametre değerleri Tablo A.2' de verilmiştir.

Tablo A.2 Servo Motor Sürücülerin Model ve Parametre Bilgileri

	LİNK		
	0	1	2
MODEL	Servostar 341	Servostar 343	Servostar 300
Parametre			
Çıkış Anma Akımı Rms Değeri [A]	1,5	3	1,5
Çıkış Anma Akımı Tepe Değeri [A]	4,5	7,5	3
Sürekli dahili rejenerasyon gücü [W]	40	40	40

Servomotor sürücülerin programlanması Şekil A.2' de görülen yazılım yolu ile yapılır. Arzu edilen kontrol yöntemine göre (dijital hız, analog hız, dijital tork, analog tork...) sürücü parametreleri ayarlanır. Bu çalışmada tork kontrolü yapılacağından sürücü çalışma modu “**Analog Tork**” olarak seçilmiş ve parametre ayarlamaları tork çevriminde yapılmıştır.

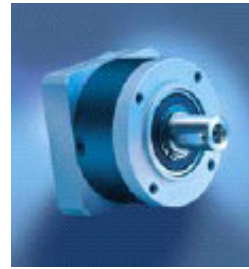


Şekil A.2 Servostar Sürücü Yazılım Ekranı

Sistemde üç adet NEUGART marka düşük boşluklu redüktör mevcuttur. Link1 için hareketi 90° açılı ile ileten W serisi redüktör kullanılmıştır. Bu sayede mekanizmanın dengesinin bozulması ve link0 üzerinde motor ve redüktörlerin ağırlığından dolayı aşırı moment oluşması engellenmiştir. PLE ve WPLE serisi motorlar Şekil A.3’ de verilmiştir.



(a)



(b)

Şekil A.3 (a) WPLE Serisi Redüktör, (b) PLE Serisi Redüktör

Linklere göre kullanılan redüktörlerin parametre değerlerine ilişkin bilgiler Tablo A.3’ de verilmiştir.

TabloA.3 Redüktörlerin Model ve Parametre Bilgileri

MODEL	LİNK		
	0	1	2
	PLE80-80	WPLE120	PLE80
Parametre			
Çevrim Oranı	80	40	100
Nominal Çıkış Torku [Nm]	120	230	120
Max. Çıkış Torku [Nm]	192	368	192
Atalet Momenti [kgcm ²]	0.5	2.84	0.44

EK A.2 VERİ TOPLAMA KARTLARI

Sistemdeki tüm analog-dijital veri dönüşümlerini VTK' ları yolu ile gerçekleştirilir. Bu amaçla Şekil A.4' de verilen National Instrument 6024-E VTK' ları kullanılmıştır.



Şekil A.4 6024E VTK

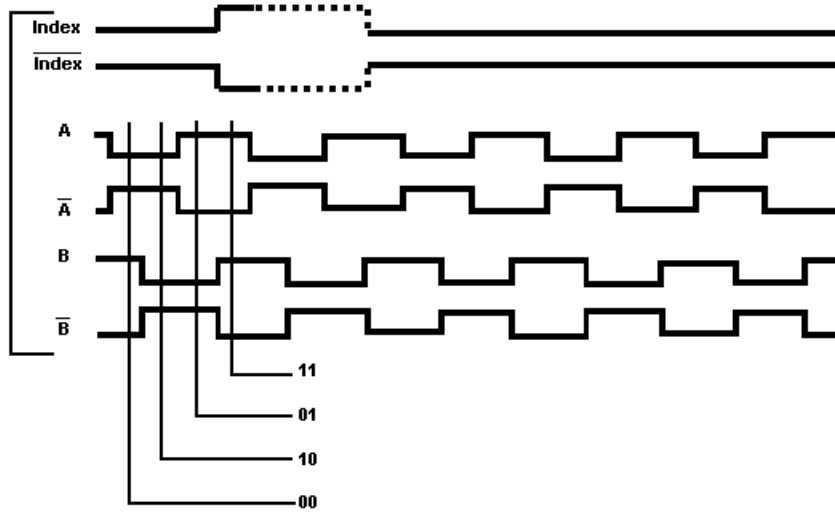
Bu kartların özellikleri Tablo A.4' de verilmiştir:

Tablo A.4 6024E VTK Özellikleri

Örnekleme Zamanı	200 kS/s
Rezolüsyon	12 Bit
Gerilim	-10 V / + 10 V
Analog Çıkış Sayısı	2
Dijital Giriş/Çıkış Sayısı	8
Zamanlayıcı/Sayıcı	2

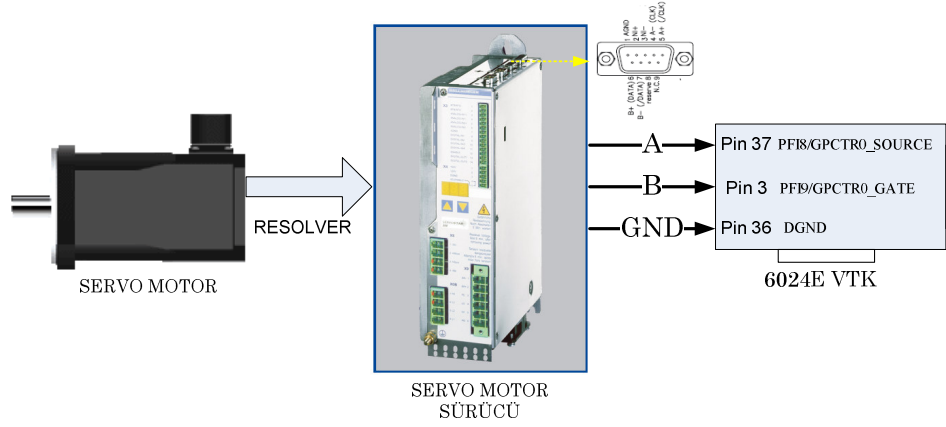
EK A.3 KONUM ALGILAYICILAR (ENKODER EMULASYONU)

Sistemde konum algılama enkoder emulasyonu ile yapılmaktadır. Enkoder Emulasyonu bilgisi A ve B olmak üzere iki kanal ile üretilir. Bu kanalların çıkış darbeleri motor şaftının hareketiyle oluşur. Bu darbeler motor şaftına doğrudan bağlı bir optik disk kullanan enkoder tarafından üretilir. Bu kanallar aynı bilgiyi üretmelerine rağmen aralarında 90° faz farkı vardır. Enkoder çıkışındaki darbe sayısı motorun dönme hızına bağlıdır. Zamana bağlı değildir. İki kanal arasındaki 90° faz farkından dolayı her elektriksel çevrimde Şekil A.5’de görüldüğü gibi dört durum meydana gelir vardır. Ayrıca 0 palsi (zero pulse), işaretçi (marker) veya indeks (index) adı verilen her tam dönüşte bir kez üretilen bir sinyal mevcuttur. Bu sinyal pozisyon referansı olarak kullanılır. Bu sinyalin darbe süresi A veya B kanal darbesinin $\frac{1}{4}$ ‘ü kadardır. (Kollmorgen 2003)



Şekil A.5 Diferansiyel Enkoder Sinyalleri

Servo motorda üretilen resolver bilgisi servo motor sürücü ünitesine iletilir. Enkoder Emulasyonu konnektörü üzerinden sürücü ile VTK arasındaki iletişim sağlanarak motor şaftı konum bilgisi iletilmiş olur. Bu iletişime ilişkin blok diyagram Şekil A.6’ da verilmiştir.



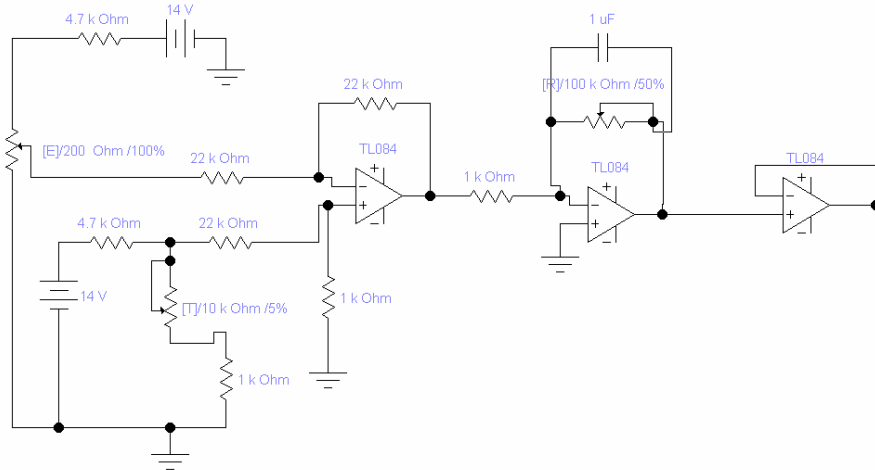
Şekil A.6 Motor Şaftı Konum Bilgisinin İletilmesi

Enkoder emulasyon bilgisi sisteme enerji verildiği anda bulunduğu konumu 0 derece kabul eder. Başlangıç konumuna ulaşabilmesi için bir referans sinyale ihtiyaç duyar. Sisteme gerekli hallerde kullanılmak üzere gerçek konum bilgisini verebilen Şekil A.7’ de verilen tipte çok turlu bir potansiyometre eklenmiş ve bir filtre kazanç devresi tasarlanmıştır.



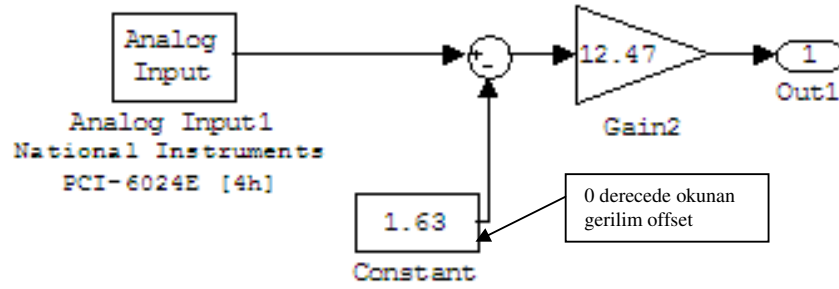
Şekil A.7 Çok Turlu Potansiyometre

Filtre-kazanç devresinin devre şeması Şekil A.8’ de verilmiştir.



Şekil A.8 Potansiyometre Filtre ve Kazanç Devresi

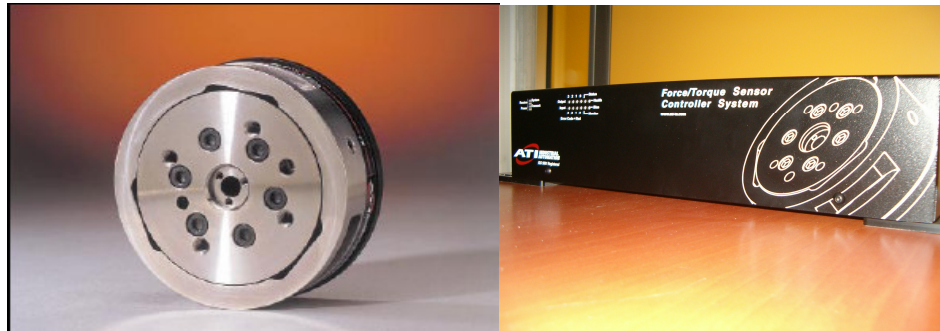
Potansiyometreden gelen bilgisinin alınması ve algoritmaya uygun konum bilgisine dönüştürülmesine ilişkin MATLAB-Simulink modeli Şekil A.9’ da verilmiştir. Analog konum bilgisi VTK’ nin 0 nolu analog girişi yolu ile alınır. Modeldeki “Constant” bloğu içindeki değer referans konum olan 0 derecede potansiyometre gerilimi olup off-set değeridir.



Şekil A.9 Potansiyometre Konum Bilgisi MATLAB-Simulink Modeli

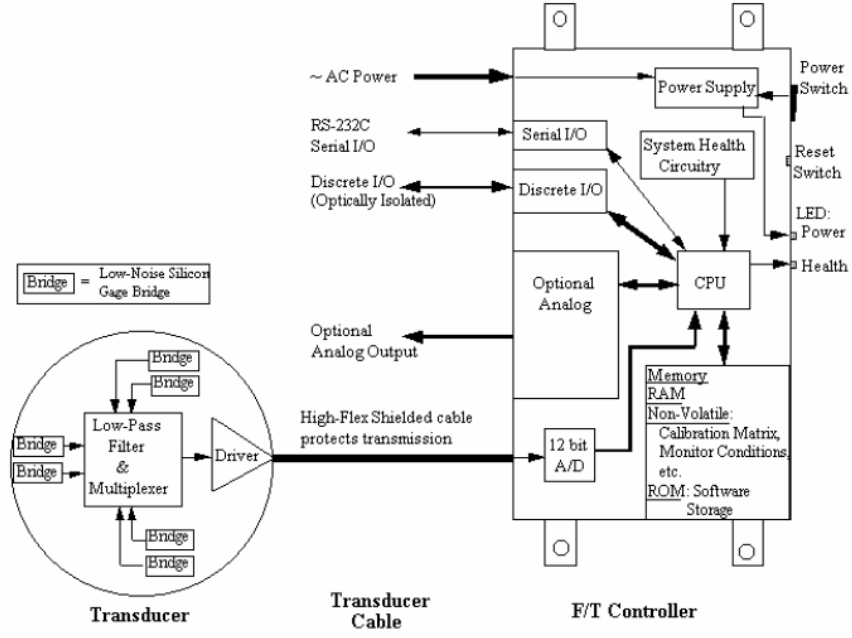
EK A.4 KUVVET / TORK ALGILAYICI VE KONTROLÖRÜ

Kuvvet tork algılama sistemi algılayıcı ve kontrolörden oluşur. Sistemde Şekil A.10’ da verilen ATI-Delta model kuvvet algılayıcı ve kontrolörü kullanılmıştır.



Şekil A.10 Delta Kuvvet Algılayıcı ve Kontrolörü

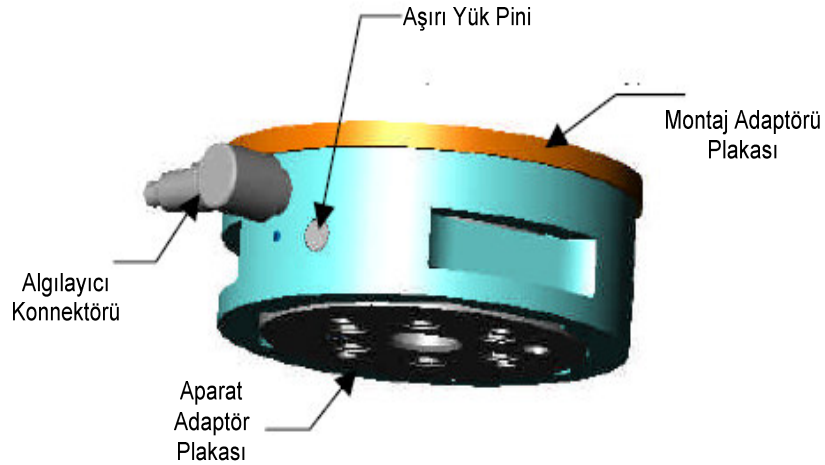
Sistemin elektronik donanım yapısı ise Şekil A.11’ de verilmiştir.



Şekil A.11 Sistemin Elektronik Donanım Yapısı (ATI 2004)

A.4.1 Kuvvet/ Tork (K/T) Algılayıcı:

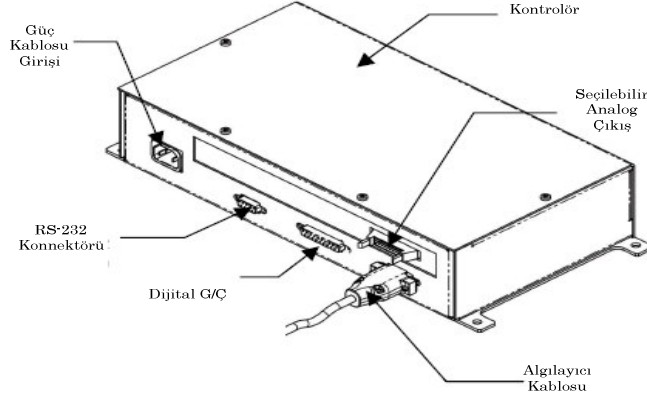
Algılayıcı K/T kontrolör için kuvvet ve tork sinyallerini analog veriler haline dönüştürür. Robot manipülatöre veya uç noktasına monte edilir. Delta algılayıcı aşırı yükler için özel bir koruma yapısına sahiptir. Delta model algılayıcı Şekil A.12' de görülmektedir.



Şekil A.12 Delta Kuvvet/Tork Algılayıcı (ATI 2004)

A.4.2 Kuvvet /Tork Kontrolörü:

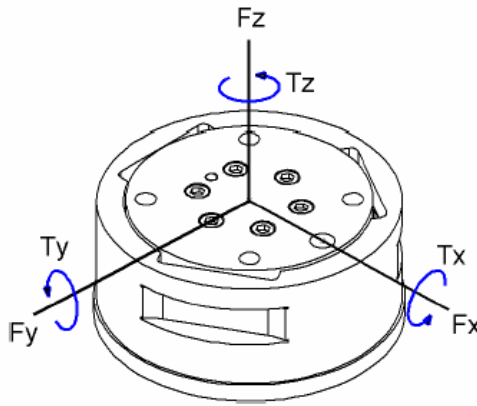
Kontrolör (Şekil A.13) strain gauge verilerini kartezyen kuvvet/tork elemanlarına dönüştürür. Bilgisayar ile haberleşme RS-232 protokolü ile seri olarak gerçekleştirilir. Ayrıca kontrolör dijital giriş/çıkış verisi ve analog çıkış verebilmektedir.



Şekil A.13 Kontrolörün Giriş ve Çıktıları (ATI 2004)

A.4.3 Kuvvet-Tork Algılayıcıya İlişkin Mekanik Tanımlamalar:

Algılayıcı Newton' un üçüncü kanunu olan *“her etkiye, zıt yönde ve eşit bir tepki oluşur”* a göre çalışır. Şekil A.14' de algılayıcıya uygulanan K/T vektörleri verilmiştir.



Şekil A.14 Algılayıcıya Uygulanan Kuvvet Ve Tork Vektörleri (ATI 2004)

Hooke kanunu kullanılarak üç düzlemde uygulanan kuvvetler hesaplanır.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

σ = Kirişe uygulanan gerilme

E : Kiriş in esneklik modülü

ε : Kiriş e uygulanan gerilme

Yarı iletken strain gaugeler kiriş e bağlanır ve gerilme algılayıcı dirençler hesaplanır. Strain gauge değişimlerinin direnç değerleri aşağıdaki bağıntıdan hesaplanır.

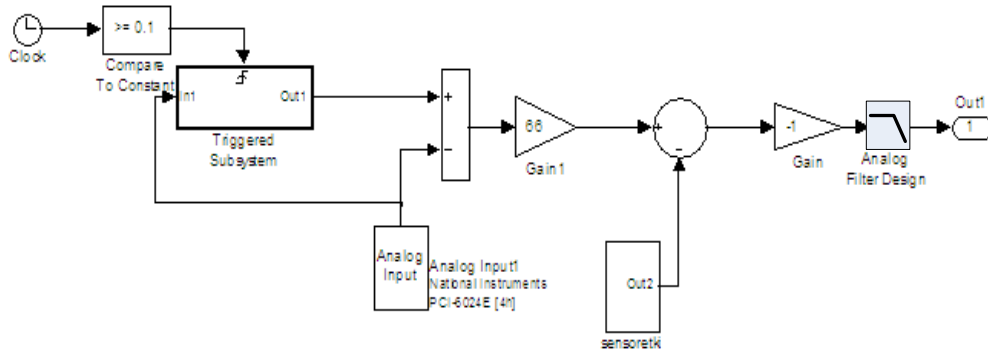
$$\Delta R = S_a \cdot R_o \cdot \varepsilon$$

ΔR : Strain gauge direnç değer değişimi

S_a : Strain gauge in gauge faktörü

R_o : Strain gauge in gerilmeden önceki direnç değeri

Kuvvet bilgisinin alınmasına ilişkin MATLAB-Simulink modeli Şekil A.15' de verilmiştir. Model çalıştığında K/T kontrolöründe gelen analog sinyal bilgisi değeri kompanze edilir. Gain1 kazanç bloğundaki katsayı ile çarpılan değerden algılayıcının çalışma uzayının değişmesinden kaynaklanan hata değeri çıkarılıp bir alçak geçiren filtreden geçirilir.



Şekil A.15 Kuvvet Bilgisinin Alınmasına İlişkin MATLAB-Simulink Modeli

A.5 KUVVET ALGILAYICI, SERVO MOTOR VE REDÜKTÖR KATALOG BİLGİLERİ



The Delta F/T transducer is made of hardened stainless steel, and the standard mounting adapter is made of high-strength aircraft aluminum.

"I use the ATI Delta force transducers to measure multi-axial forces and moments applied by the foot during pedaling of an experimental bicycle ergometer. These transducers are a simple, accurate, and cost-effective measurement tool and they enable me to collect data on movement behavior in healthy individuals and persons with post-stroke hemiparesis."

David A. Brown, PT, PhD - Physical Therapist Scientist

BENEFITS AND FEATURES

Extremely High Strength

- Precision machined from high-strength stainless steel.
- Overload pin stops make this an especially rugged transducer.
- Maximum allowable overload values are 3.3 to 14.8 times rated capacities.

High Signal-to-Noise Ratio

Silicon strain gauges provide a signal 75 times stronger than conventional foil gauges. This signal is amplified, resulting in near-zero noise distortion.

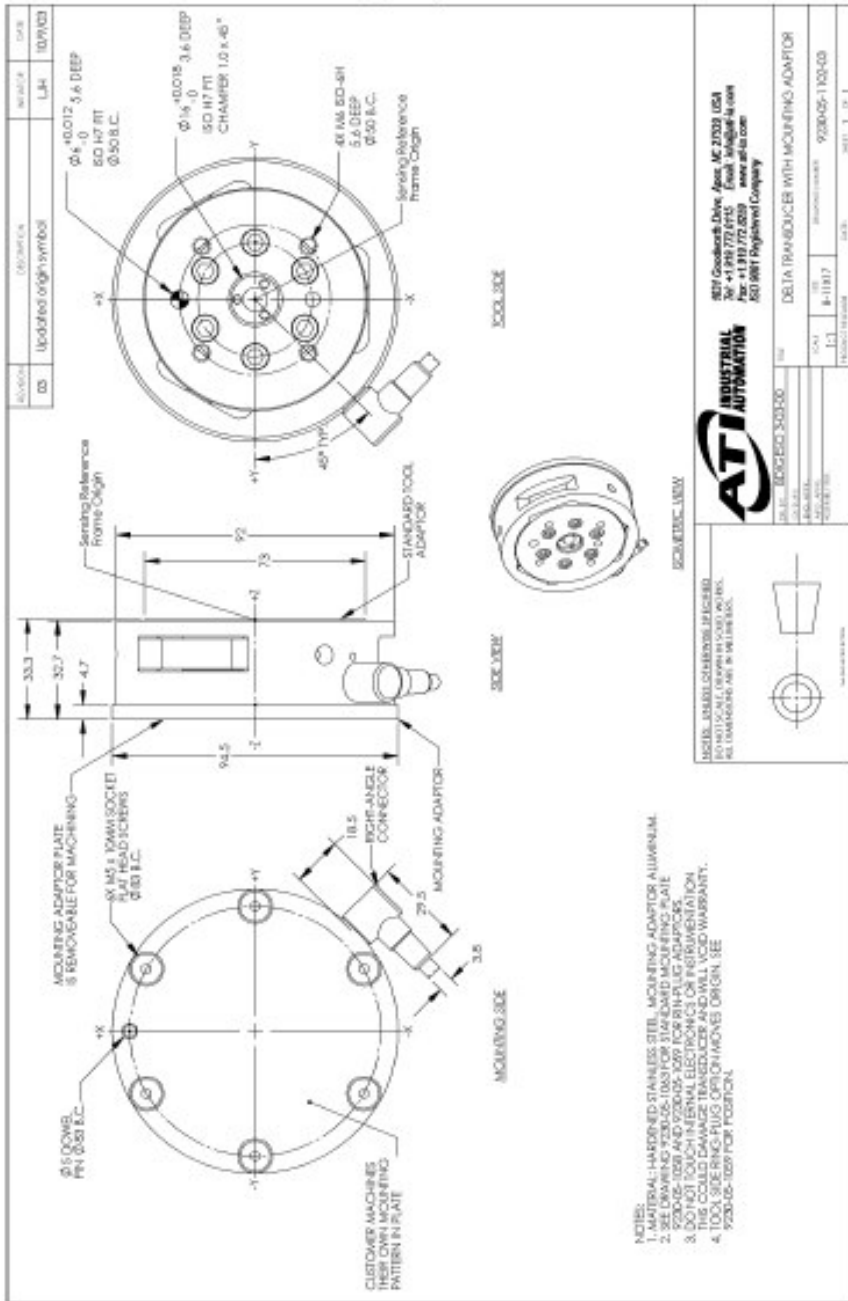
TYPICAL APPLICATIONS

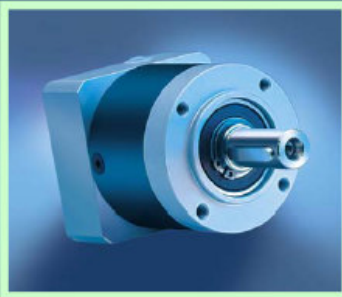
- Real-time force control
- Haptics feedback
- Robotic assembly
- Rehabilitation research

English-Calibrated Sensing Ranges	US-50-150		US-75-300		US-150-600	
F _x , F _y (\pm lb)	50		75		150	
F _z (\pm lb)	150		225		450	
T _x , T _y (\pm in-lb)	150		300		600	
T _z (\pm in-lb)	150		300		600	
Resolution						
F/T System Type †	CON	DAQ	CON	DAQ	CON	DAQ
F _x , F _y (lb)	1/32	1/512	1/16	1/256	1/8	1/128
F _z (lb)	1/16	1/256	1/8	1/128	1/4	1/64
T _x , T _y (in-lb)	3/32	3/512	3/16	3/256	3/8	3/128
T _z (in-lb)	1/16	1/256	1/8	1/128	1/4	1/64

Metric-Calibrated Sensing Ranges	SI-165-15		SI-330-30		SI-660-60	
F _x , F _y (\pm N)	165		330		660	
F _z (\pm N)	495		990		1980	
T _x , T _y (\pm N-m)	15		30		60	
T _z (\pm N-m)	15		30		60	
Resolution						
F/T System Type †	CON	DAQ	CON	DAQ	CON	DAQ
F _x , F _y (N)	1/8	1/128	1/4	1/64	1/2	1/32
F _z (N)	1/4	1/64	1/2	1/32	1	1/16
T _x , T _y (N-m)	1/132	1/2112	3/200	3/3200	3/100	3/1600
T _z (N-m)	1/132	1/2112	3/200	3/3200	3/100	3/1600

Contact ATI for complex loading information. Resolutions are typical. † CON = Controller F/T System, DAQ = 16-bit DAQ F/T System



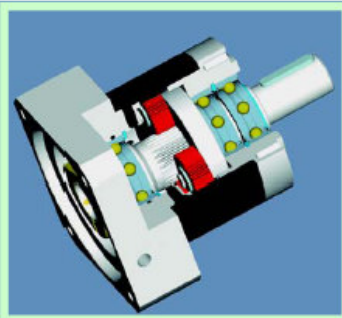


PLE in-line Planetary Servo Gearhead

the Neugart "E-series" offers precision, reliability, high torque density in a well balanced compact package

...an exceptional customer value

- Highest torque density in the industry
- 4 planet gears in the output stage
- All gears plasma case hardened
- Highest input speed (up to 18000 rpm)
- Planet gears hard finished by honing
- Mounts to any motor in minutes
- Patented Precision Clamping System
- Any mounting position without modifications
- Many standard and custom options
- IP 54 / IP 55 protection class
- Lifetime lubricated, maintenance free
- 5 year warranty on gearing
- Highest customer value servo gearhead

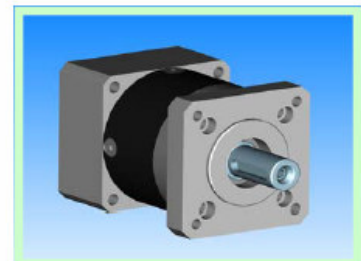
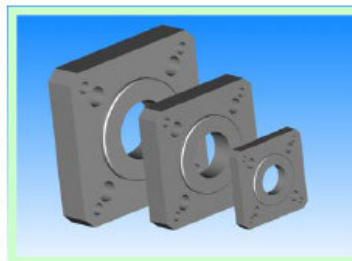


- Integral one piece plasma hardened steel ring-gear / housing
- Integral one piece steel carrier / output shaft
- Sealed output bearings
- Output bearing fully seated in a dedicated output housing
- Output shaft with key standard
- Planet gears supported in high density needle bearings without cage
- Input pinion (sun gear) supported / positioned in sealed ball bearing
- Aluminum input housing, adaptable to virtually any motor
- Corrosion resistant nitrated housing and aluminum exterior parts

PLE unit Sizes / Basic engineering data	PLE 40	PLE 60	PLE 80 PLE80/90	PLE 120 PLE120/115	PLE 160
Rated torque ¹ 1-stage Nm (lbin)	6 (53) 20 (177)	18(141) 44 (389)	50 (442) 120 (1062)	120 (1062) 260 (2301)	450 (3982) 800 (7080)
Backlash ² 1-stage arcmin	23 27	15 19	9 13	6 9	4 7
Peak Input speed ³ rpm	18000	13000	7000	6500	6500
Radial load ⁴ N (lb)	200 (45)	500 (112)	950 (213) 2500 (562)	2000 (450) 3500 (787)	6000 (1350)
Noise level ⁵ dB(A)	55	58	60	65	70
Housing diameter mm (in)	40 (1.574)	60 (2.362)	80 (3.149)	115 (4.527)	160 (6.299)
Shaft diameter mm (in)	10 (.393)	14 (.551)	20 (.787)	25 (.984)	40 (1.574)
Max. motor shaft mm (in)	8 (.315)	14 (.551)	19 (.748)	24 (.945)	35 (1.377)
<i>Wide range of bushings available to match motors with smaller shaft diameter</i>					
Ratios ⁶ -:1	1-stage 2-stage 3-stage	3, 4, 5, 8, 9, 12, 15, 16, 20, 25, 32, 40, 64, 60, 80, 100, 120, 160, 200, 256, 320, 512			

¹ Continuous duty (S1) torque - see exact values for each ratio in the comprehensive detailed Neugart catalog
² Average backlash values - worst case guaranteed maximum backlash value is about 30% higher
³ Peak input rpm is for intermittent duty -actual limitation is the max gearbox temperature of 90°C (194°F)
⁴ Output shaft radial loading at shaft mid point, at L10 -10 000 hrs and 100 rpm mean output shaft speed
⁵ Values measured at no load, 100 rpm output speed, 1m distance
⁶ Three stage ratios currently not available in 160 size

Optional bolt on or integrated square output flanges
 Integrated flanges: PLE80/90 - 90x90 mm flange, PLE120/115 - 115x115 mm flange
 Bolt on : PLE40 / NEMA 17, PLE60 / NEMA 23, PLE80 / NEMA 34
 PLE80 / NEMA 42, PLE120 / NEMA 42



Other standard and custom options:

Solid free input shaft - OP1,
 Custom specified output flanges, Custom output shafts
 Special lubricants such as USDA approved food grade, for low or high temperature
 Vacuum prepared gearheads, custom coatings and anodizing etc.

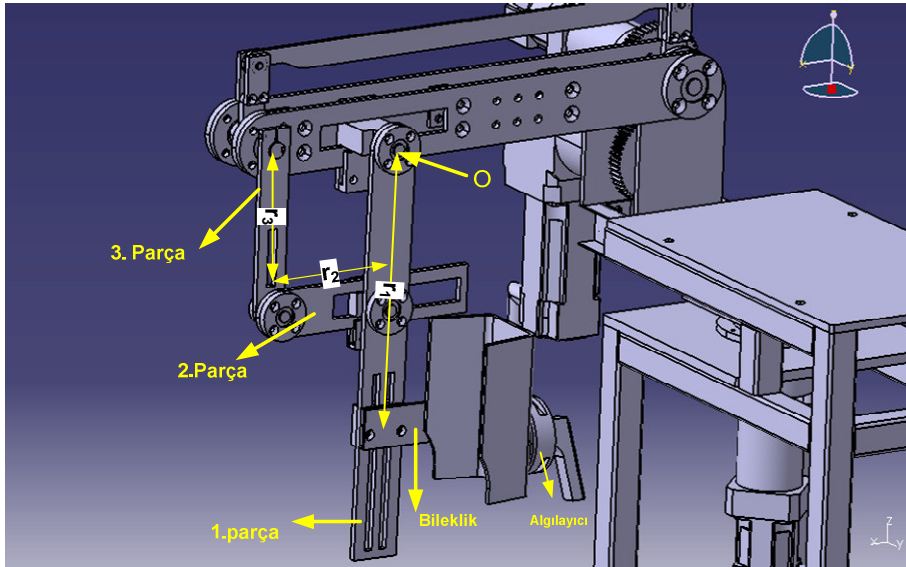
For more detailed product data please request our comprehensive catalog and / or visit our website.



EK B

LİNK 2 İÇİN ATALET MOMENTLERİ VE YERÇEKİMİ KUVVETİ KOMPANZASYONU

B.1 LİNK 2 İÇİN ATALET MOMENTLERİ



Şekil B.1 FİZYOTERABOT Atalet Momentleri Hesabında Kullanılan Parçalar

Tablo B.1 Parçaların Kütle Ve Kütle Merkezleri

Parça No	m , Kütle [kg]	r , Kütle Merkezi [m]
1	$m + algılayıcı = 3.25$	$r_1 =$ Bileklik konumuna göre değişken
2	$m_2 = 0.75$	$r_2 =$ değişken
3	$m_3 = 0.18$	$r_3 = 0.09$

m_i : i. parçanın kütlesi

r_i : i. parçanın kütle merkezi

Tablo B.2 Bileklik Konumuna Göre r_1 Kütle Merkezinin Değeri

Konum (bileklik alt ucuna göre)	r_1 [m]
1	0.328
2	0.35
3	0.39

Tablo B.3 Aparat konumuna göre r_2 kütle merkezinin değeri

Konum (aparatin sağ ucuna göre)	r_2 [m]
1	0.095
2	0.11
3	0.125
4	0.15
Son	0.17

Link2 için toplam atalet momenti Denklem B.1' de verilmiştir.;

$$I_2 = I_{021} + I_{022} + I_{023} + I_{dizaltı} \text{ [kgm}^2\text{]} \quad (\text{B.1})$$

I_{02i} : İkinci linkin i. parçasının atalet momenti

$I_{dizaltı}$: İnsan diz altı uzvu atalet momenti

Tüm parçaların atalet momentleri paralel eksen teoreminden hesaplanabilir;

$$I_o = I_G + md^2 \quad (\text{B.2})$$
$$I_G = mgr / f_n^2 4\pi^2$$

I_o : Atalet Momenti [kgm²]

I_G : Kütle merkezi atalet momenti [kgm²]

m :Kütle [kg]

d :paralel eksenler arası uzaklık [m]

g : Yerçekimi ivmesi [m/s²]

r : Kütle merkezi ile dönme noktası arası uzaklık [m]

f_n : Frekans [Hz]

Kütle merkezinin atalet momentini geometrik olarak hesaplamak zor olduğundan deneysel olarak bulunmuştur. Mekanizma parçalarının frekansları deneysel olarak hesaplanmıştır. Parçalar dönme noktalarından bir çubuk ile asılmış ve bir sarkaç gibi salınmıştır. Aynı hızda aynı noktadan kaç kere ve ne kadar zamanda geçtiği tespit edilerek saniyedeki salınım sayısı bulunmuştur.

Tablo B.4 Parça Numaralarına Göre Kütle, Kütle Merkezi Ve Frekans Değerleri

Parça	m	r	$f_n^{(1)}$
1	3.25	r_1	0.6
2	0.75	r_2	1
3	0.18	0.09	1

(¹) Frekans değerleri deneysel olarak bulunmuştur.

Parçaların atalet momentleri;

1. Parça:

$$I_{G21} = 2.243r \quad (\text{B.3})$$

$$I_{o21} = 2.243r_1 + m_1r_1^2 \quad (\text{B.4})$$

2. Parça:

$$I_{o22} = m_2l_3^2 \quad (\text{B.5})$$

$$I_{o22} = 0.03 \quad (\text{B.6})$$

l_3 : 3 nolu parçanın uzunluğu [m]

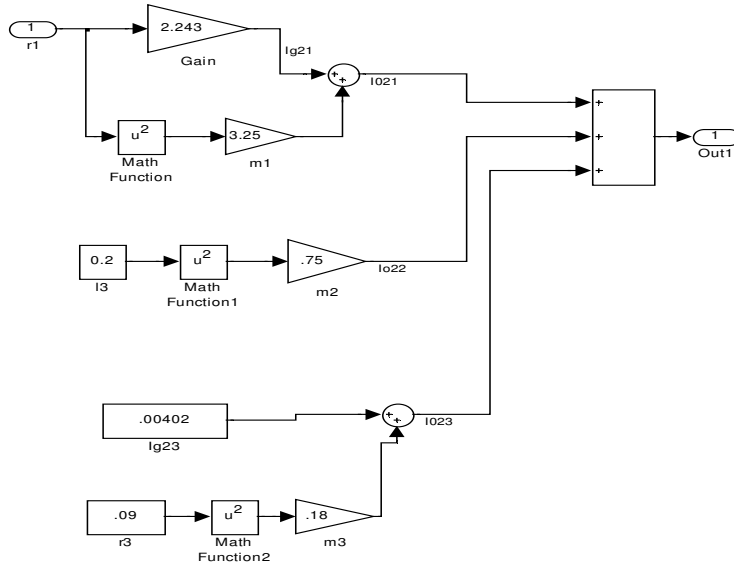
3. Parça:

$$I_{G21} = 4.02 \times 10^{-3} \quad (\text{B.7})$$

$$I_{o23} = 4.02 \times 10^{-3} + m_3r_3^2 \quad (\text{B.8})$$

$$I_{o23} = 0.005478 \quad (\text{B.8})$$

Link2 atalet momenti MATLAB-Simulink Modeli Şekil B.2' de verilmiştir.



Şekil B. 2 Link 2 Ataleti Momenti MATLAB Modeli

İnsan diz altı bölümü ayak ve ayak baldırından oluşur. Buna göre toplam atalet momenti;

$$I_{dizaltı} = I_{baldır} + I_{ayak} \quad (B.9)$$

$I_{baldır}$: Diz ile ayak arası ataleti [kgm^2]

I_{ayak} : Ayak ataleti [kgm^2]

Ayak baldır ve ayak ataleti denklem III de verilmiştir.

$$I_{baldır} = (5,434(1000.m_{insan}) + 37.127)10^{-7} + m_{baldır} \left(\frac{l_{insan} 43.3}{3 \times 10^4} \right)^2 \quad (B.10)$$

$$I_{ayak} = (0.433(1000.m_{insan}) + 5.371)10^{-7} + m_{ayak} r_a^2 10^{-4}$$

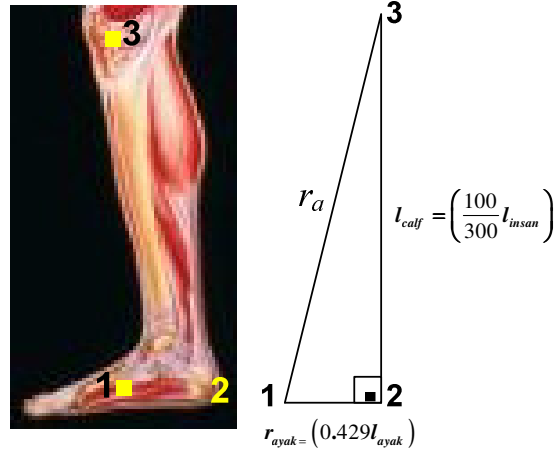
m_{insan} : insan kütlesi [kg]

$m_{baldır}$: Ayak baldır kütlesi [kg]

l_{insan} : İnsan uzunluğu (boyu) [cm]

m_{ayak} : Ayak kütlesi [kg]

r_a : Ayak kütle merkezinin dönme merkezine uzaklığı [m]



Şekil B.3 Ayak kütle merkezinin dönme noktasına uzaklığı

$$r_a^2 = \left(\frac{100}{300} l_{insan} \right)^2 + (0.429 l_{ayak})^2 \quad (B.11)$$

l_{ayak} : Ayak uzunluğu [cm]

B.2 LİNK 2 VE İNSAN DİZALTI YERÇEKİMİ KUVVETİ

Yerçekimi kompanzasyonu yapabilmek için hem link2 mekanizmasının hem de insan dizaltı kütesinin bilinmesi gerekir. Buna göre yerçekimi etkisini kompanze edecek tork değeri Denklem B.12' de verilmiştir.

$$\tau_{yer2} = g \sin \theta_2 (m_1 r_1 + m_2 l_3 + m_3 r_3) + \tau_{yerdizaltı} \quad (B.12)$$

$$\tau_{yerdizaltı} = m_{dizaltı} g r_{dizaltı} \sin \theta_2 \quad (B.13)$$

τ_{yer2} : Link2 mekanizma yerçekimi kompanzasyonu torku [Nm]

$\tau_{yerdizaltı}$:Diz altı yerçekimi kompanzasyonu torku [Nm]

θ_2 : Link2'nin z eksenine göre yaptığı açı [derece]

$r_{dizaltı}$ = diz altı kütle merkezi [m]

$m_{dizaltı}$ = dizaltı kütle [kg]

$$m_{dizaltı} = m_{baldır} + m_{ayak} \quad (B.14)$$

$m_{baldır}$ = diz ile ayak arası kütle [kg]

m_{ayak} = ayak kütle [kg]

Uzuv kütle denklem B.15 ile verilir. İlgili uzvun katsayıları ise Tablo B.5' de verilmiştir. (<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>)

$$m_{uzuv} = B_0 + B_1 m_{insan} + B_2 l_{insan} \quad (B.15)$$

Tablo B.5 Uzuvlara Göre Ağırlık Katsayıları

Uzuv	B ₀ [kg]	B ₁	B ₂ [kg/cm]
Ayak	-0.829	0.0077	0.0073
Baldır	-1.592	0.03616	0.0121

$$m_{ayak} = -0.829 + 0.0077 m_{insan} + 0.0073 l_{insan} \quad (B.16)$$

$$m_{baldır} = -1.592 + 0.03616 m_{insan} + 0.0121 l_{insan} \quad (B.17)$$

m_{insan} = insan kütle [kg]

l_{insan} = insan boyu [cm]

Diz altı kütle merkezi;

$$r_{dizaltı} = \frac{m_{ayak} r_{ayak} + m_{baldır} r_{baldır}}{m_{ayak} + m_{baldır}} \quad (B.18)$$

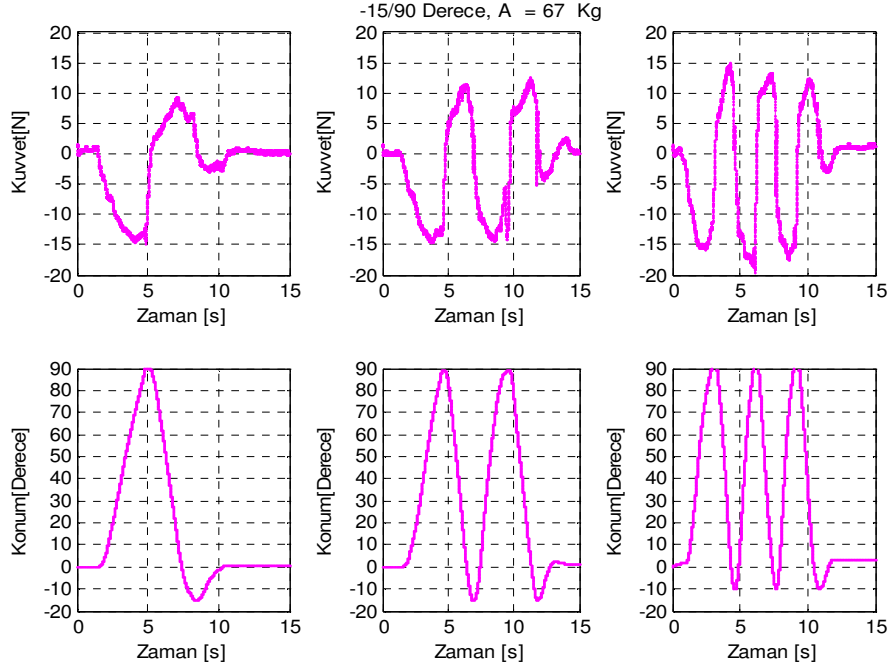
$$\begin{aligned}
r_{ayak} &= \text{ayağın kütle merkezi [m]} \\
r_{baldır} &= \text{Ayak baldırı kütle merkezi [m]} \\
r_{dizaltı} &= \frac{m_{ayak} (l_{ayak} 10^{-2} 0,429 + a \sin \theta_2) + m_{baldır} (l_{insan} 10^{-2} (43,3/300) \sin \theta_2)}{m_{ayak} + m_{baldır}} \quad (\text{B.19})
\end{aligned}$$

l_{ayak} : ayak uzunluğu [cm]

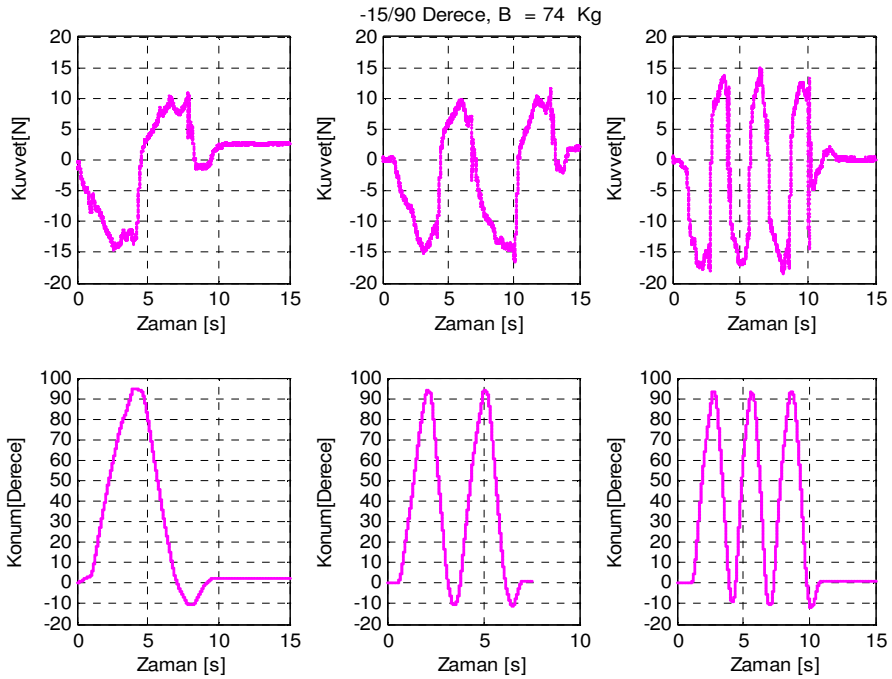
a : ayak kütle merkezi O noktasına olan uzaklığı [m]

EK C

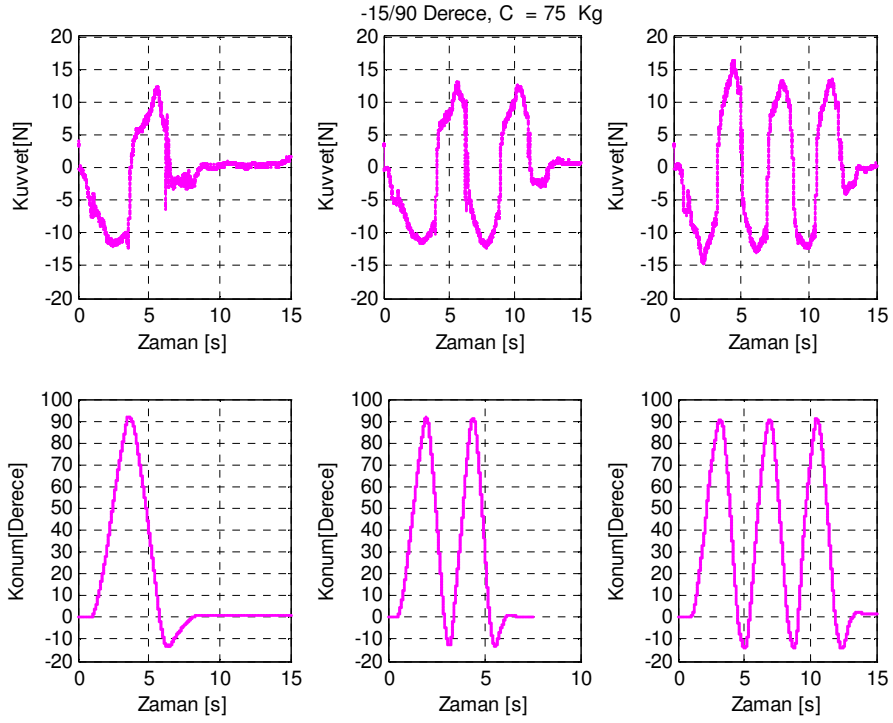
VERİ TABANINDA BULUNAN SAĞLIKLI İNSANLARA İLİŞKİN KUVVET VE KONUM VERİLERİ



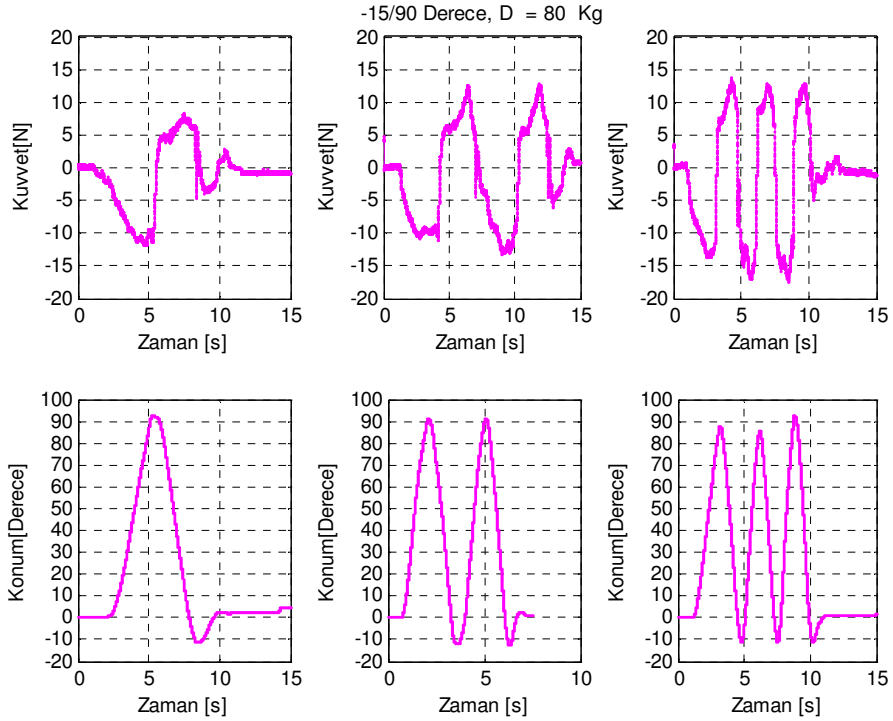
Şekil C.1 Denek A için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi



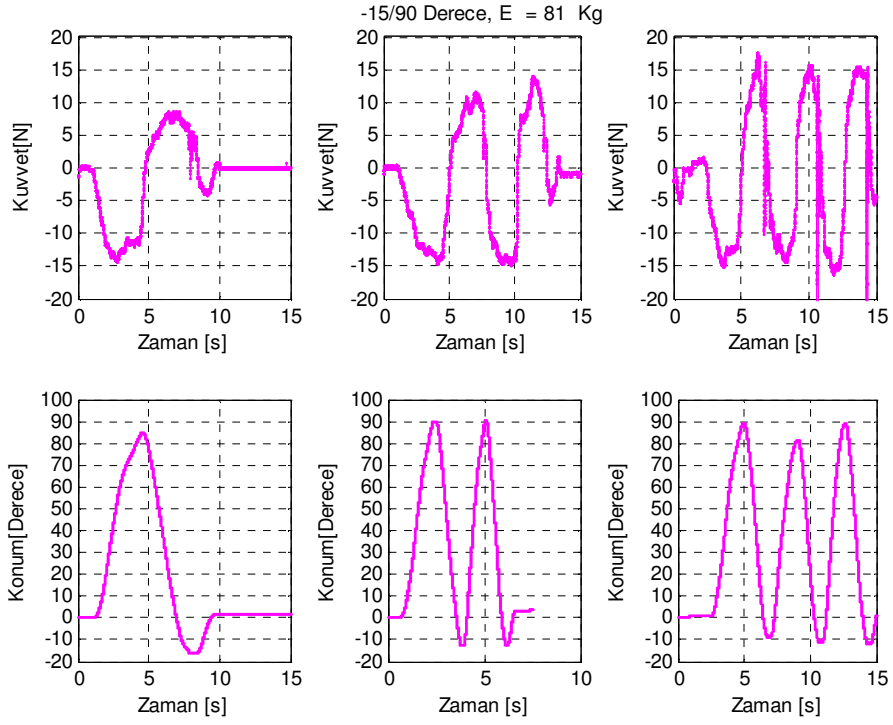
Şekil C.2 Denek B için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi



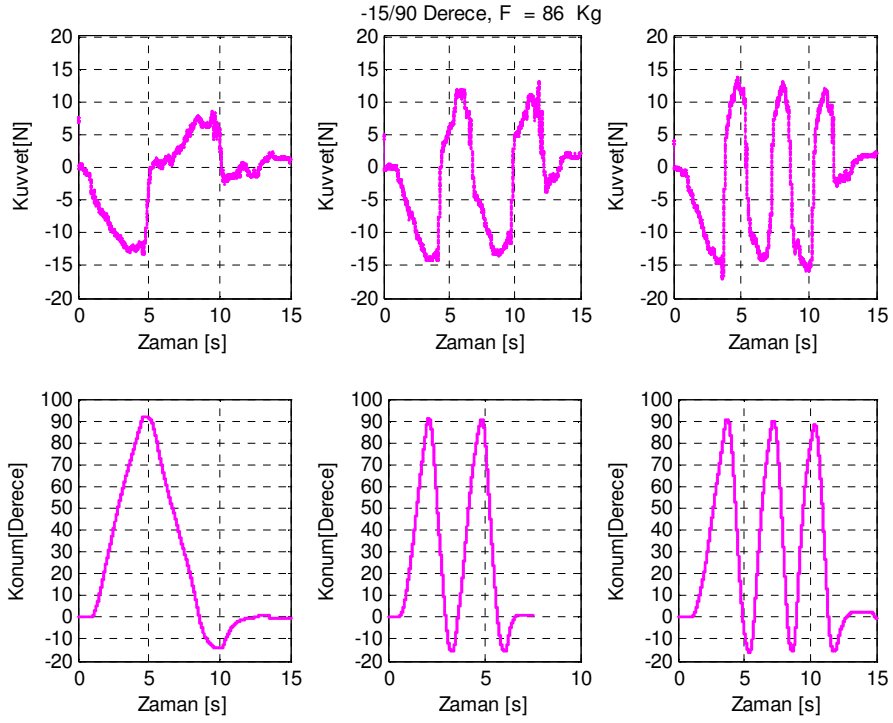
Şekil C.3 Denek C için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi



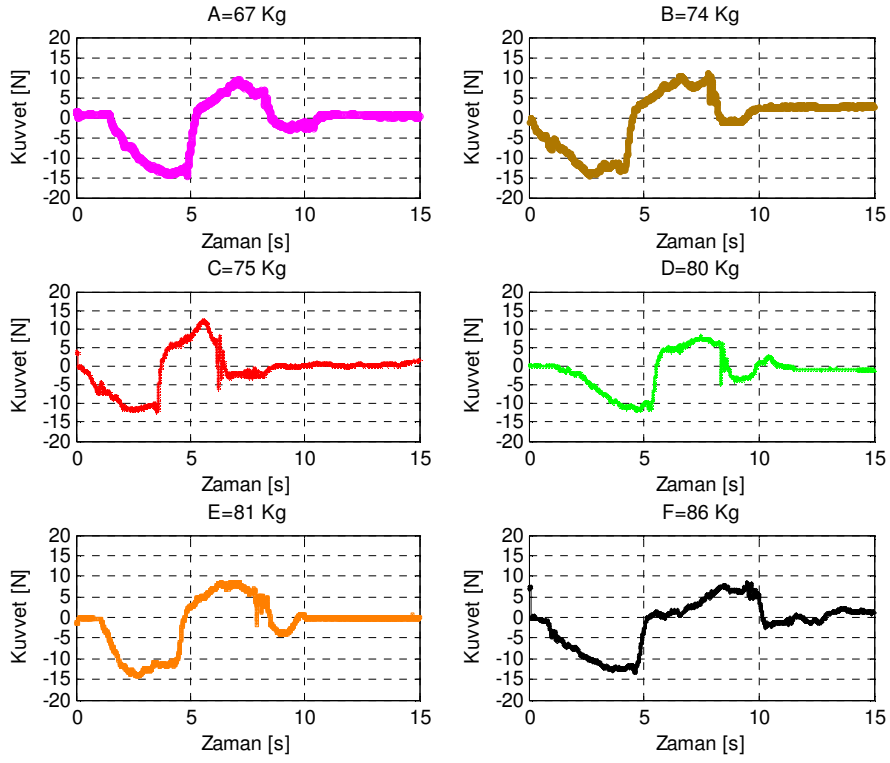
Şekil C.4 Denek D için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi



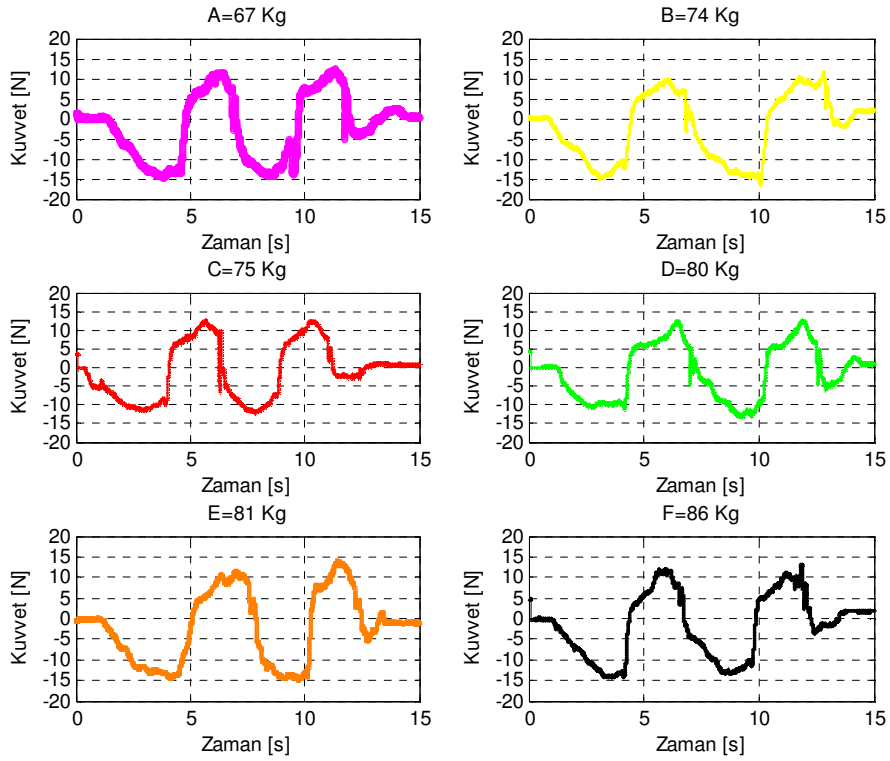
Şekil C.5 Denek E için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi



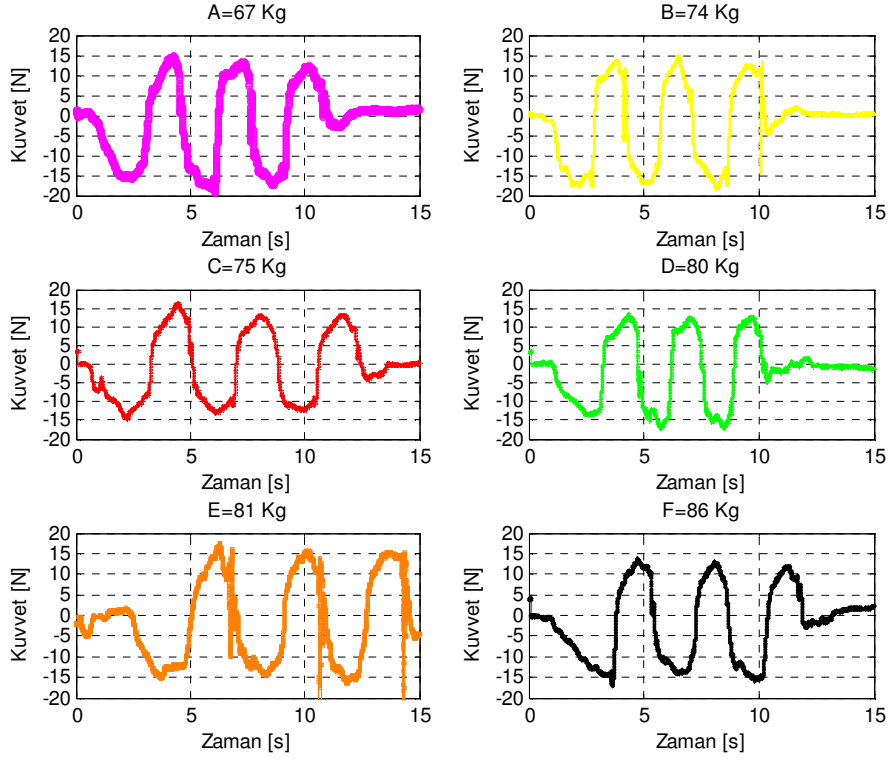
Şekil C.6 Denek F için Farklı Hızlarda Kuvvet ve Konum Değişimi



Şekil C.7 Denekler için Farklı Hızlarda Kuvvet Değişimi (Bir Tekrar)



Şekil C.8 Denekler için Farklı Hızlarda Kuvvet Değişimi (İki Tekrar)



Şekil C.9 Denekler için Farklı Hızlarda Kuvvet Değişimi (Üç Tekrar)

EK D

ROBOTERAPİ KURAL TABANI KURALLARI

- Kural 1** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 0$ ve $MK < 15$ ise A klasörünün "1" adlı dosyasını al >
- Kural 2** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 15$ ve $MK < 25$ ise A klasörünün "2" adlı dosyasını al >
- Kural 3** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 25$ ve $MK < 35$ ise A klasörünün "3" adlı dosyasını al >
- Kural 4** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 35$ ve $MK < 45$ ise A klasörünün "4" adlı dosyasını al >
- Kural 5** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 45$ ve $MK < 55$ ise A klasörünün "5" adlı dosyasını al >
- Kural 6** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 55$ ve $MK < 65$ ise A klasörünün "6" adlı dosyasını al >
- Kural 7** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 65$ ve $MK < 75$ ise A klasörünün "7" adlı dosyasını al >
- Kural 8** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 75$ ve $MK < 85$ ise A klasörünün "8" adlı dosyasını al >
- Kural 9** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq 85$ ve $MK < 95$ ise A klasörünün "9" adlı dosyasını al >
- Kural 10** < Eğer $HA \geq 67$ ve $HA < 70$ ise ve $MK \geq -30$ ve $MK < 0$ ise A klasörünün "10" adlı dosyasını al >

- Kural 11** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 0$ ve $MK < 15$ ise B klasörünün "1" adlı dosyasını al >
- Kural 12** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 15$ ve $MK < 25$ ise B klasörünün "2" adlı dosyasını al >
- Kural 13** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 25$ ve $MK < 35$ ise B klasörünün "3" adlı dosyasını al >
- Kural 14** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 35$ ve $MK < 45$ ise B klasörünün "4" adlı dosyasını al >
- Kural 15** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 45$ ve $MK < 55$ ise B klasörünün "5" adlı dosyasını al >
- Kural 16** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 55$ ve $MK < 65$ ise B klasörünün "6" adlı dosyasını al >
- Kural 17** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 65$ ve $MK < 75$ ise B klasörünün "7" adlı dosyasını al >
- Kural 18** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 75$ ve $MK < 85$ ise B klasörünün "8" adlı dosyasını al >
- Kural 19** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq 85$ ve $MK < 95$ ise B klasörünün "9" adlı dosyasını al >
- Kural 20** < Eğer $HA \geq 70$ ve $HA < 74$ ise ve $MK \geq -30$ ve $MK < 0$ ise B klasörünün "10" adlı dosyasını al >

- Kural 21** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 0$ ve $MK < 15$ ise B klasörünün "1" adlı dosyasını al >
- Kural 22** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 15$ ve $MK < 25$ ise B klasörünün "2" adlı dosyasını al >
- Kural 23** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 25$ ve $MK < 35$ ise B klasörünün "3" adlı dosyasını al >
- Kural 24** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 35$ ve $MK < 45$ ise B klasörünün "4" adlı dosyasını al >
- Kural 25** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 45$ ve $MK < 55$ ise B klasörünün "5" adlı dosyasını al >
- Kural 26** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 55$ ve $MK < 65$ ise B klasörünün "6" adlı dosyasını al >
- Kural 27** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 65$ ve $MK < 75$ ise B klasörünün "7" adlı dosyasını al >
- Kural 28** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 75$ ve $MK < 85$ ise B klasörünün "8" adlı dosyasını al >
- Kural 29** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq 85$ ve $MK < 95$ ise B klasörünün "9" adlı dosyasını al >
- Kural 30** < Eğer $HA = 74$ ise ve $MK \geq -30$ ve $MK < 0$ ise B klasörünün "10" adlı dosyasını al >

Kural 31 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 0$ ve $MK < 15$ ise C klasörünün “1” adlı dosyasını al >
Kural 32 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 15$ ve $MK < 25$ ise C klasörünün “2” adlı dosyasını al >
Kural 33 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 25$ ve $MK < 35$ ise C klasörünün “3” adlı dosyasını al >
Kural 34 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 35$ ve $MK < 45$ ise C klasörünün “4” adlı dosyasını al >
Kural 35 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 45$ ve $MK < 55$ ise C klasörünün “5” adlı dosyasını al >
Kural 36 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 55$ ve $MK < 65$ ise C klasörünün “6” adlı dosyasını al >
Kural 37 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 65$ ve $MK < 75$ ise C klasörünün “7” adlı dosyasını al >
Kural 38 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 75$ ve $MK < 85$ ise C klasörünün “8” adlı dosyasını al >
Kural 39 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq 85$ ve $MK < 95$ ise C klasörünün “9” adlı dosyasını al >
Kural 40 < Eğer $HA=75$ ise ve $MK \geq -30$ ve $MK < 0$ ise C klasörünün “10” adlı dosyasını al >

Kural 41 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 0$ ve $MK < 15$ ise D klasörünün “1” adlı dosyasını al >
Kural 42 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 15$ ve $MK < 25$ ise D klasörünün “2” adlı dosyasını al >
Kural 43 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 25$ ve $MK < 35$ ise D klasörünün “3” adlı dosyasını al >
Kural 44 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 35$ ve $MK < 45$ ise D klasörünün “4” adlı dosyasını al >
Kural 45 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 45$ ve $MK < 55$ ise D klasörünün “5” adlı dosyasını al >
Kural 46 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 55$ ve $MK < 65$ ise D klasörünün “6” adlı dosyasını al >
Kural 47 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 65$ ve $MK < 75$ ise D klasörünün “7” adlı dosyasını al >
Kural 48 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 75$ ve $MK < 85$ ise D klasörünün “8” adlı dosyasını al >
Kural 49 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq 85$ ve $MK < 95$ ise D klasörünün “9” adlı dosyasını al >
Kural 50 < Eğer $HA \geq 76$ ve $HA \leq 80$ ise ve $MK \geq -30$ ve $MK < 0$ ise D klasörünün “10” adlı dosyasını al >

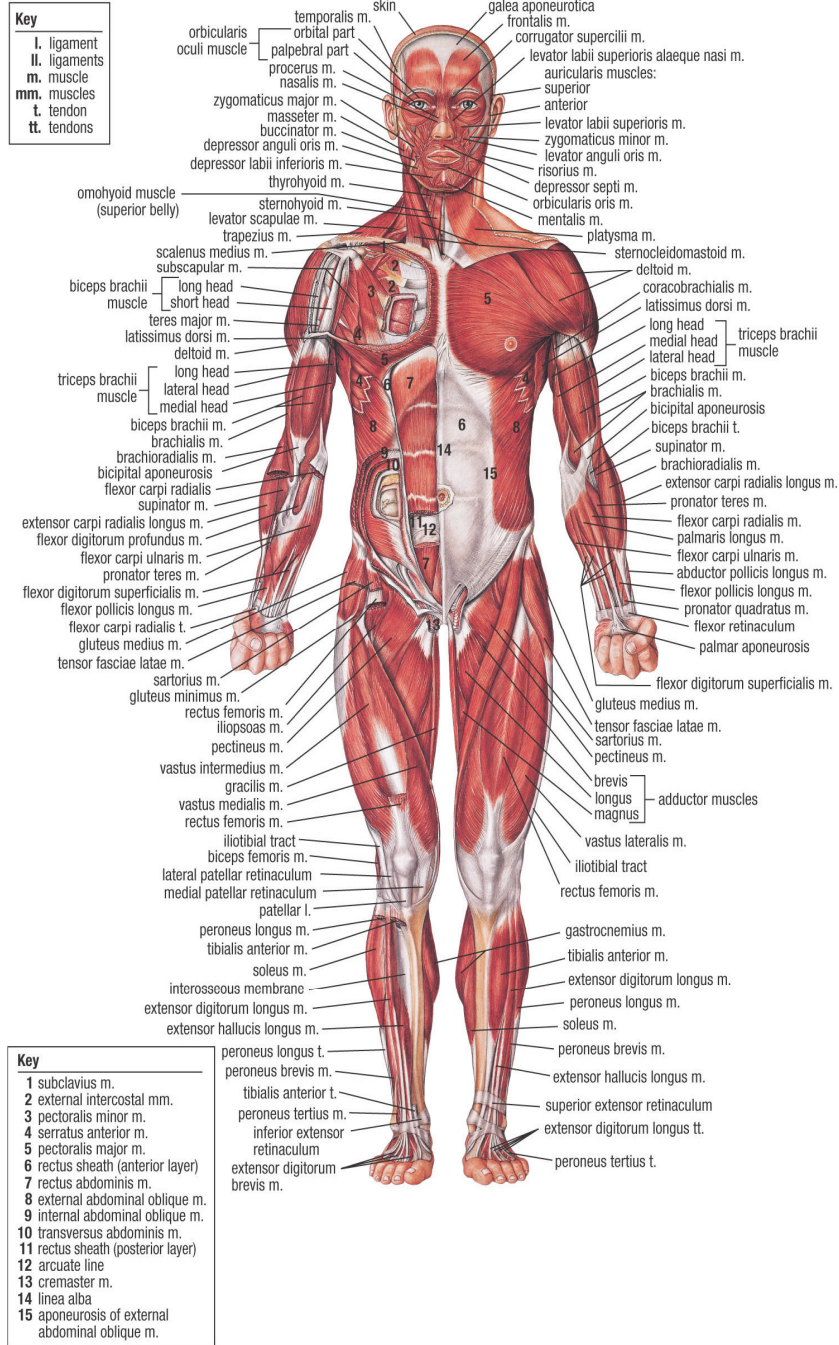
Kural 51 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 0$ ve $MK < 15$ ise E klasörünün “1” adlı dosyasını al >
Kural 52 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 15$ ve $MK < 25$ ise E klasörünün “2” adlı dosyasını al >
Kural 53 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 25$ ve $MK < 35$ ise E klasörünün “3” adlı dosyasını al >
Kural 54 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 35$ ve $MK < 45$ ise E klasörünün “4” adlı dosyasını al >
Kural 55 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 45$ ve $MK < 55$ ise E klasörünün “5” adlı dosyasını al >
Kural 56 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 55$ ve $MK < 65$ ise E klasörünün “6” adlı dosyasını al >
Kural 57 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 65$ ve $MK < 75$ ise E klasörünün “7” adlı dosyasını al >
Kural 58 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 75$ ve $MK < 85$ ise E klasörünün “8” adlı dosyasını al >
Kural 59 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq 85$ ve $MK < 95$ ise E klasörünün “9” adlı dosyasını al >
Kural 60 < Eğer $HA=81$ ise ve $MK \geq -30$ ve $MK < 0$ ise E klasörünün “10” adlı dosyasını al >

Kural 61 < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 0$ ve $MK < 15$ ise F klasörünün “1” adlı dosyasını al >
Kural 62 < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 15$ ve $MK < 25$ ise F klasörünün “2” adlı dosyasını al >
Kural 63 < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 25$ ve $MK < 35$ ise F klasörünün “3” adlı dosyasını al >
Kural 64 < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 35$ ve $MK < 45$ ise F klasörünün “4” adlı dosyasını al >
Kural 65 < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 45$ ve $MK < 55$ ise F klasörünün “5” adlı dosyasını al >
Kural 66 < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 55$ ve $MK < 65$ ise F klasörünün “6” adlı dosyasını al >
Kural 67 < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 65$ ve $MK < 75$ ise F klasörünün “7” adlı dosyasını al >

- Kural 68** < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 75$ ve $MK < 85$ ise *F* klasörünün “8” adlı dosyasını al >
- Kural 69** < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq 85$ ve $MK < 95$ ise *F* klasörünün “9” adlı dosyasını al >
- Kural 70** < Eğer $HA > 81$ ve $HA \leq 86$ ise ve $MK \geq -30$ ve $MK < 0$ ise *F* klasörünün “10” adlı dosyasını al >

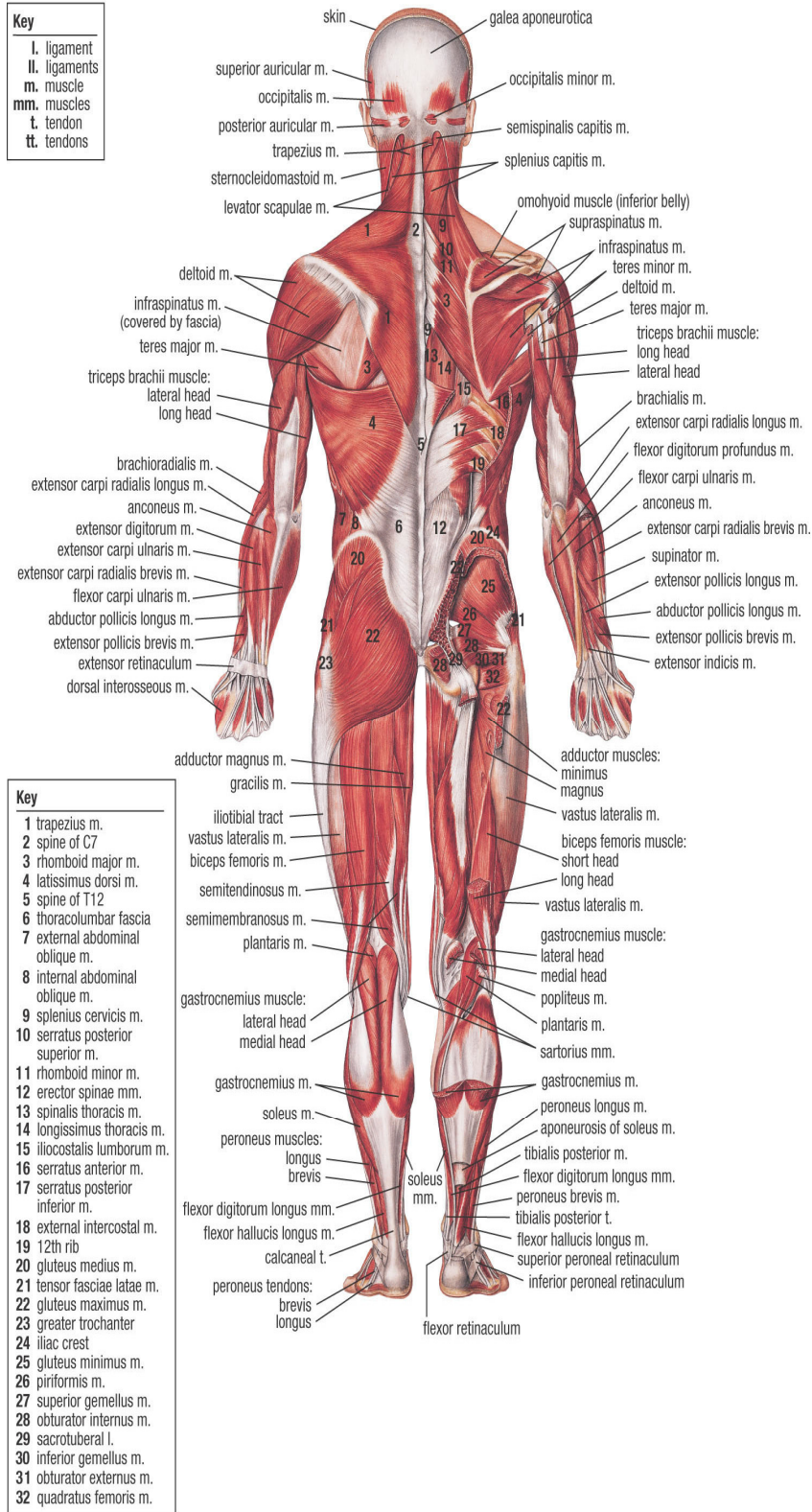
EK E

İNSAN VÜCUDU KASLARI



Şekil E.1 İnsan Kas Yapısı (Önden) (Solomon 2000)

Key	
I.	ligament
II.	ligaments
m.	muscle
mm.	muscles
t.	tendon
tt.	tendons



Şekil E.2 İnsan Kas Yapısı (Arkadan) (Solomon 2000)

Tablo E.1 Alt Uzun Kasları

Kas Grubu	Kas İsmi	Fonksiyon
UYLUĞU HAREKET ETTİREN KASLAR	İliak Kas (<i>m.iliacus</i>)	Uyluğa Fleksiyon
	Gleteus Maksimus (<i>m. Eluteus maximus</i>)	Uyluğa ekstansiyon dış rotasyon
	Gleteus Medyus (<i>m. Gleteus medimus</i>)	Uyluğa iç rotasyon ve abduksiyon
	Gleteus Minimus (<i>m. Gleteus minimus</i>)	Uyluğa dış rotasyon ve abduksiyon
	Adduktok longus ve magnus (<i>m. Adductor langus ve magnus</i>)	Uyluğa adduksiyon , fleksiyon
BACAĞI HAREKET ETTİREN KASLAR	Sartosyus (<i>m. Sartorius</i>)	Uyluğa ve bacağı fleksiyon
	Kuadriceps Femoris (<i>m. Quadriceps femoris</i>)	Bacağı ekstansiyon
	Biceps Femoris (<i>m. Biceps femoris</i>)	Uyluğa ekstansiyon
AYAĞI HAREKET ETTİREN KASLAR	Tibialis anterior (<i>m. Tibialis anterior</i>)	Ayağa dorsifleksiyon
	Peroneus (<i>m. Peroneus</i>)	Ayağa eversiyon ve planter fleksiyon
	Gastroknemyus (<i>m. Gastrocnemius</i>)	Bacağı fleksiyon ayağa plantar fleksiyon
	Soleus (<i>m. Soleus</i>)	Ayağa plantar fleksiyon