T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEŞHİS VE TEDAVİ AMAÇLI ZEKİ ROBOTİK REHABİLİTASYON SİSTEMİ

MEHMET EMİN AKTAN

DOKTORA TEZİ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERHAN AKDOĞAN

İSTANBUL, 2018

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEŞHİS VE TEDAVİ AMAÇLI ZEKİ ROBOTİK REHABİLİTASYON SİSTEMİ

Mehmet Emin AKTAN tarafından hazırlanan tez çalışması 30.03.2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN

Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Prof. Dr. Kadriye Banu KURAN

Yeni Yüzyıl Üniversitesi _____

Prof. Dr. Vasfi Emre ÖMÜRLÜ

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Prof. Dr. Duygun EROL BARKANA

Yeditepe Üniversitesi _____

Dr. Öğr. Üyesi Cüneyt YILMAZ

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Bu çalışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'nün 2015-06-04-DOP01 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocam sayın Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN'a, ilgisini ve yardımlarını esirgemeyen sayın Prof. Dr. K. Banu KURAN'a, Dr. Merve AKTAN SÜZGÜN'e, Dr. Cüneyt YILMAZ'a, Dr. Ahmet Taha KORU'ya ve Fzt. Büşra ILICA'ya teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Çalışmalarıma desteklerinden dolayı TÜBİTAK'a teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca yardımını hiç esirgemeyen değerli arkadaşlarım Mümin ÖZGÜR'e ve Yılmaz SONGUR'a teşekkürü bir borç bilirim ve çalışmalarım boyunca maddi manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme sonsuz teşekkürler ederim.

Mart, 2018

Mehmet Emin AKTAN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ viii

KISALTMA LİSTESİ x

ŞEKİL LİSTESİ xi

ÇİZELGE LİSTESİ xiv

ÖZET xv

ABSTRACT xvii

BÖLÜM 1

GİRİŞ 1

1.1 Literatür Özeti 2
1.1.1 Tedavi Amaçlı Robotik Sistemler 2
1.1.2 Teşhis Amaçlı Robotik Sistemler ve Yazılımlar 14
1.2 Tezin Amacı 15
1.3 Orijinal Katkı 18

BÖLÜM 2

REHABİLİTASYON TEORİSİ VE BİLEK – ÖNKOL ANATOMİSİ 20

2.1 Hareket Tipleri 20
2.2 Terapatik Egzersiz Türleri 21
2.2.1 Eklem Hareket Açıklığını Artırma Egzersizleri 22
2.2.2 Güçlendirme Egzersizleri 23
2.3 Bilek ve Önkol Anatomisi 23

BÖLÜM 3

TEŞHİS VE TEDAVİ AMAÇLI ZEKİ ROBOTİK REHABİLİTASYON SİSTEMİ 26

3.1 Giriş 26
3.2 Mekanik Tasarım 29

3.3 Statik Analizler 34
3.4 Dinamik Analizler 37
3.4.1 Sistemin Tanımlanması ve Parametre Kestirimi 38
3.5 Elektronik Donanım 42
3.6 Zeki Kontrolcü 44
3.6.1 Genel Yapı 44
3.6.2 Merkezi İşlem Birimi 44
3.6.3 Sağlıklı İnsan Veri Tabanı 45
3.6.4 Korelasyon Analizi Ünitesi 49
3.6.5 Regresyon Analizi Ünitesi 51
3.6.6 Biyomekanik Parametre Çıkarım Ünitesi 53
3.6.7 Terapatik Egzersiz Veri Tabanı 54
3.6.8 Konvansiyonel Kontrolör 55
3.6.8.1 PID Kontrol 56
3.6.8.2 Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrol 57
3.6.8.3 Değişken Empedans Kontrol 59
3.6.9 Egzersiz Türleri 61
3.6.9.1 Pasif Egzersiz 61
3.6.9.2 Aktif Yardımlı Egzersiz 62
3.6.9.3 Germe Egzersizi 63
3.6.9.4 İzometrik Egzersiz 63
3.6.9.5 İzotonik Egzersiz 64
3.6.9.6 Rezistif Egzersiz 65
3.6.9.7 Vario – Rezistif ve Hibrid Rezistif Egzersiz 66
3.6.10 Teşhis ve Tedavi Önerisi İşlemi 67
3.7 Mobil Uygulama 68

BÖLÜM 4

İSTATİSTİKSEL ANALİZ VE İNSANLI DENEY SONUÇLARI 71

4.1 Sağlıklı İnsan Verilerinin Toplanması ve İstatistiksel Analizi 71
4.2 Korelasyon Analizi Sonuçları 74
4.3 Sistemin Terapatik Egzersiz Gerçekleştirme Performansı 77
4.3.1 Pasif Egzersiz 77
4.3.2 Aktif Yardımlı Egzersiz 79
4.3.3 Germe Egzersizi 81
4.3.4 İzometrik Egzersiz 83
4.3.5 İzotonik Egzersiz 85
4.3.6 Rezistif Egzersiz 87
4.3.6.1 Rezistif Mod 88
4.3.6.2 Vario – Rezistif Mod 90
4.3.6.3 Hibrid Rezistif Mod 91
4.4 Sistemin Teşhis Performansının Gerçek Hastalar ile Test Edilmesi 93
4.4.1 Hasta 1 94
4.4.1.1 Hasta Bilgileri 94
4.4.1.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi 94
4.4.1.3 Tedavi Önerileri 96

4.4.2 Hasta 2 98
4.4.2.1 Hasta Bilgileri 99
4.4.2.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi 99
4.4.2.3 Tedavi Önerileri 100
4.4.3 Hasta 3 103
4.4.3.1 Hasta Bilgileri 103
4.4.3.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi 104
4.4.3.3 Tedavi Önerileri 105
4.4.4 Hasta 4 108
4.4.4.1 Hasta Bilgileri 108
4.4.4.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi 108
4.4.4.3 Tedavi Önerileri 110

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER 113

KAYNAKLAR 117

EK-A

SİSTEM DONANIMI ELEMANLARI 124

A-1 Servo Motorlar, Servo Motor Sürücüleri ve Adım Motorları 124
A-2 Kuvvet ve Tork Algılayıcıları 131

EK-B

SAĞLIKLI DENEK KAYIT FORMU 138

EK-C

ETİK KURUL ONAYI 139

ÖZGEÇMİŞ 140

SİMGE LİSTESİ

τ	Motor torku
τ_{harici}	Robot manipülatöre uygulanan harici tork
F_{harici}	Robot manipülatöre uygulanan harici kuvvet
I	Link, motor ve dişlilerin toplam ataleti
$\boldsymbol{J}(\boldsymbol{q})$	Jakobiyen vektörü
q	Açısal konum
$\dot{q}$	Açısal hız
$\ddot{q}$	Açısal ivme
$\dot{x}$	x eksenindeki çizgisel hız
$\dot{y}$	y eksenindeki çizgisel hız
m	Kütle
g	Yerçekimi ivmesi
$r_{c,x}$	Ağırlık merkezinin x eksenindeki konumu
$r_{c,y}$	Ağırlık merkezinin y eksenindeki konumu
f_v	Viskoz sürtünme
f_c	Coulomb sürtünme
$\boldsymbol{W}$	Gözlem matrisi
$\boldsymbol{Y}$	Giriş vektörü
ω_f	Fourier serisinin temel frekansı
N	Harmonik sayısı
$\boldsymbol{\delta}$	Fourier katsayılarını içeren vektör
$\boldsymbol{\delta}^{\approx}$	Gözlem matrisinin koşul numarasını minimize eden Fourier katsayıları vektörü
x_i	Dizinin i. elemanı
$\bar{x}$	Dizinin aritmetik ortalaması
r	Korelasyon katsayısı
s_x	x değişkeninin standart sapması
s_y	y değişkeninin standart sapması
θ_d	Arzu edilen konum
θ_a	Ölçülen konum
θ_e	Konum hatası
K_p	Oran katsayısı
K_i	İntegral katsayısı
K_d	Türev katsayısı
M_d	Arzu edilen kütle

B_d	Arzu edilen sönüm
F_d	Arzu edilen kuvvet
τ_d	Arzu edilen tork
$\boldsymbol{J}(\boldsymbol{q})^{\dagger}$	Jakobiyen vektörünün sözde tersi
l	Dönme merkezi ile uç işlevci arasındaki mesafe
$\boldsymbol{V}$	x ve y eksenlerindeki çizgisel hızları içeren vektör

KISALTMA LİSTESİ

ACT^{3D}	Arm Coordination Training 3D
ARAMIS	Automatic Recovery Arm Motility Integrated System
ARM-GUIDE	Assisted Rehabilitation and Measurement Guide
CAREX	Cable Driven Arm Exoskeleton
CPM	Continuous Passive Motion
EHA	Eklem Hareket Açıklığı
ETS-MARSE	Motion Assistive Robotic Exoskeleton for Superior Extremity
HBP	Hasta Biyomekanik Parametreleri
hCAAR	Home-Based Computer Assisted Arm Rehabilitation
HWARD	Hand Wrist Assisting Robotic Device
IBP	İstenen Biyomekanik Parametreler
iPAM	Intelligent Pneumatic Arm Movement
MIT-MANUS	Massachusetts Institute of Technology - MANUS
MIME	Mirror Image Movement Enabler
N	Newton
NeReBOT	Neurorehabilitation Robot
Nm	Newton-metre
NTUH-ARM	National Taiwan University Hospital-ARM
PID	Proportional – Integral – Derivative
rad	radyan
ReachMAN	Reach and Manipulation
s	saniye
SQL	Structured Query Language
UHD	Universal Haptic Device
VKİ	Vücut Kitle İndeksi

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. 1 MIT-MANUS 2
Şekil 1. 2 Gentle/S 3
Şekil 1. 3 Bi-Manu-Track 3
Şekil 1. 4 REHAROB 4
Şekil 1. 5 RUPERT 4
Şekil 1. 6 Beş çubuk mekanizmasından oluşan robot 5
Şekil 1. 7 MIME 5
Şekil 1. 8 Pneu-WREX 6
Şekil 1. 9 HWARD 6
Şekil 1. 10 ARMin 6
Şekil 1. 11 iPAM 7
Şekil 1. 12 NeReBot 7
Şekil 1. 13 MEDARM 8
Şekil 1. 14 ReachMAN 9
Şekil 1. 15 ARAMIS 9
Şekil 1. 16 ACT-4D 10
Şekil 1. 17 UL-EXO 11
Şekil 1. 18 RehabRoby 11
Şekil 1. 19 ETS-MARSE 12
Şekil 1. 20 E2Rebot 13
Şekil 1. 21 Harmony 13
Şekil 1. 22 PHYSIOTHERABOT©/WF 14
Şekil 2. 1 Bilek ve önkol hareket tipleri 20
Şekil 2. 2 Terapatik egzersiz türleri 21
Şekil 2. 3 Bilek ve önkol kemikleri 24
Şekil 2. 4 Önkol kasları 25
Şekil 3. 1 Sistemin genel blok diyagramı 27
Şekil 3. 2 Sistemin detaylı blok diyagramı 28
Şekil 3. 3 Sistemin genel yapısı ve üniteler 30
Şekil 3. 4 Sıkma kuvveti ölçüm ünitesi 31
Şekil 3. 5 Fleksiyon – ekstansiyon ünitesi 31
Şekil 3. 6 Ulnar – radyal deviasyon ünitesi 32
Şekil 3. 7 Pronasyon – supinasyon ünitesi 32
Şekil 3. 8 Pronasyon – supinasyon ünitesi farklı bağlama şekilleri 33

Şekil 3. 9 Kol sabitleme ünitesi 33
Şekil 3. 10 Pronasyon – supinasyon statik analiz özellikleri 35
Şekil 3. 11 Destek parçalı 6 mm mil ile yer değiştirme analizi sonucu 35
Şekil 3. 12 10 mm kalınlıktaki kiriş ile yapılan statik analiz sonucu 37
Şekil 3. 13 Optimum yörünge 40
Şekil 3. 14 Pronasyon – supinasyon optimum yörünge ve takip hatası 40
Şekil 3. 15 Fleksiyon – ekstansiyon optimum yörünge ve takip hatası 41
Şekil 3. 16 Ulnar – radyal deviasyon optimum yörünge ve takip hatası 41
Şekil 3. 17 Elektronik donanım blok diyagramı 42
Şekil 3. 18 Zeki kontrolcü blok diyagramı 44
Şekil 3. 19 Kolun periferik ölçümleri 48
Şekil 3. 20 Sağ el sıkma kuvveti ölçüm arayüzü 49
Şekil 3. 21 Tek eksenli robot manipülatör eksen takımı 58
Şekil 3. 22 Eklem hareket açıklığı – supinasyon torku ilişkisi 59
Şekil 3. 23 Konum – B_d ilişkisi 60
Şekil 3. 24 Pasif egzersiz akış diyagramı 61
Şekil 3. 25 Aktif yardımlı egzersiz akış diyagramı 62
Şekil 3. 26 Germe egzersizi akış diyagramı 63
Şekil 3. 27 İzometrik egzersiz akış diyagramı 64
Şekil 3. 28 İzotonik egzersiz akış diyagramı 65
Şekil 3. 29 Rezistif ve vario – rezistif egzersiz akış diyagramı 66
Şekil 3. 30 Teşhis işlemi blok diyagramı 68
Şekil 3. 31 Mobil uygulama akış şeması 69
Şekil 3. 32 Mobil uygulama ekran görüntüleri 70
Şekil 4. 1 Sağlıklı insan veri toplama işlemi 72
Şekil 4. 2 Pasif egzersiz kullanıcı arayüzü 78
Şekil 4. 3 Ulnar – radyal deviasyon ünitesi pasif egzersiz sonuç grafiği (Denek B) 78
Şekil 4. 4 Aktif yardımlı egzersiz kullanıcı arayüzü 79
Şekil 4. 5 Supinasyon aktif yardımlı egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A) 80
Şekil 4. 6 Germe egzersizi kullanıcı arayüzü 81
Şekil 4. 7 Pronasyon germe egzersizine ilişkin sonuç grafiği (Denek C) 82
Şekil 4. 8 İzometrik egzersiz oyun ekranı 84
Şekil 4. 9 İzometrik egzersiz kullanıcı arayüzü 84
Şekil 4. 10 Fleksiyon izometrik egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek D) 85
Şekil 4. 11 İzotonik egzersiz kullanıcı arayüzü 86
Şekil 4. 12 Fleksiyon izotonik egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek B) 87
Şekil 4. 13 Rezistif egzersiz oyun ekranı 88
Şekil 4. 14 Rezistif egzersiz kullanıcı arayüzü 89
Şekil 4. 15 Supinasyon rezistif egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A) 89
Şekil 4. 16 Supinasyon vario – rezistif egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A) 90
Şekil 4. 17 Pron. – supin. hibrid rezistif egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A) 92
Şekil 4. 18 Birinci hasta a) hastanede teşhis, b) DIAGNOBOT ile teşhis 94
Şekil 4. 19 Birinci hasta teşhis ekranı 96
Şekil 4. 20 İkinci hasta a) hastanede teşhis, b) DIAGNOBOT ile teşhis 98
Şekil 4. 21 İkinci hasta teşhis ekranı 101
Şekil 4. 22 Üçüncü hasta a) hastanede teşhis, b) DIAGNOBOT ile teşhis 103

Şekil 4. 23 Üçüncü hasta teşhis ekranı 105
Şekil 4. 24 Dördüncü hasta a) hastanede teşhis, b) DIAGNOBOT ile teşhis 108
Şekil 4. 25 Dördüncü hasta teşhis ekranı 110
Şekil A. 1 Motor katalog bilgileri 125
Şekil A. 2 Dişli kutusu katalog bilgileri 126
Şekil A. 3 Enkoder katalog bilgileri 127
Şekil A. 4 Servo motor sürücüsü katalog bilgileri 128
Şekil A. 5 Frenli adım motoru katalog bilgileri 129
Şekil A. 6 Adım motoru katalog bilgileri 130
Şekil A. 7 Yük hücresi katalog bilgileri 131
Şekil A. 8 Kuvvet algılayıcısı katalog bilgileri - 1 132
Şekil A. 9 Kuvvet algılayıcısı katalog bilgileri - 2 133
Şekil A. 10 Yük hücresi katalog bilgileri - 1 134
Şekil A. 11 Yük hücresi katalog bilgileri - 2 135
Şekil A. 12 Tork algılayıcısı katalog bilgileri - 1 136
Şekil A. 13 Tork algılayıcısı katalog bilgileri - 2 137
Şekil B. 1 Sağlıklı denek kayıt formu 138
Şekil C. 1 Etik kurul onayı belgesi 139

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2. 1 Sağlıklı insan eklem hareket açıklıkları 21
Çizelge 2. 2 Önkol kasları 25
Çizelge 3. 1 Fonksiyonel gereksinimler ve tasarım parametreleri 29
Çizelge 3. 2 Statik analiz sonuçları 36
Çizelge 3. 3 Her bir ünite için dinamik parametreler 42
Çizelge 3. 4 Servo motorların özellikleri 43
Çizelge 3. 5 Kuvvet ve tork algılayıcılarının özellikleri 43
Çizelge 3. 6 Sağlıklı insan veri tabanını oluşturan değişkenler 47
Çizelge 3. 7 Egzersiz türlerine göre kontrol yöntemleri 56
Çizelge 4. 1 Sağlıklı insan veri tabanı sayısal değerleri (Erkek) 72
Çizelge 4. 2 Sağlıklı insan veri tabanı sayısal değerleri (Kadın) 73
Çizelge 4. 3 Sağlıklı insan verileri korelasyon katsayıları (Erkek) 74
Çizelge 4. 4 Yüksek korelasyona sahip değişkenler için p değerleri (Erkek) 75
Çizelge 4. 5 Sağlıklı insan verileri korelasyon katsayıları (Kadın) 76
Çizelge 4. 6 Yüksek korelasyona sahip değişkenler için p değerleri (Kadın) 76
Çizelge 4. 7 Sağlıklı deneklerin fiziksel özellikleri 77
Çizelge 4. 8 Birinci hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri 95
Çizelge 4. 9 Birinci hasta için hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri 97
Çizelge 4. 10 İkinci hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri 99
Çizelge 4. 11 İkinci hasta için hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri 102
Çizelge 4. 12 Üçüncü hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri 104
Çizelge 4. 13 Üçüncü için hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri 107
Çizelge 4. 14 Dördüncü hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri 109
Çizelge 4. 15 Dördüncü hasta hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri 112

ÖZET

TEŞHİS VE TEDAVİ AMAÇLI ZEKİ ROBOTİK REHABİLİTASYON SİSTEMİ

Mehmet Emin AKTAN

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN

Bu tez çalışmasında, bilek ve önkol rehabilitasyonu sürecinde fizyoterapist ve doktorlara teşhis ve tedavide yardımcı olmak üzere zeki bir robotik rehabilitasyon sisteminin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Bu kapsamda biyomekanik ölçümleri yapan ve aynı anda iki hastanın tedavisinin mümkün olduğu, konvansiyonel terapatik egzersiz türleri olan pasif, aktif yardımlı, germe, izometrik, izotonik ve rezistif egzersizlerin yanı sıra eklem hareket açıklığına göre değişken direncin uygulandığı değişken dirençli rezistif (vario – rezistif) egzersizleri gerçekleştirebilen özgün bir robotik sistem tasarlanmış ve üretilmiştir. Sistemin kontrolü için bireylerin fiziksel özellikleri (yaş, cinsiyet, boy, kilo, kolun periferik ölçümleri) ile biyomekanik ölçümlerini (sıkma kuvveti, eklem hareket açıklığı, eklem kuvvet/tork değerleri) kullanarak bilgi ve kural tabanlı algoritmalar ile bireyin eklem hareket açıklığı ve eklem kuvvet/tork değerlerindeki eksikliği teşhis eden, bu eksiklik derecesine göre egzersiz tür ve parametrelerini uzmanlara öneren, konvansiyonel kontrol metotları ile tedavi amaçlı olarak terapatik egzersizleri gerçekleştiren yapay zekâ tabanlı bir zeki kontrolcü yapısı geliştirilmiştir. Sistem, fizik tedavi ve rehabilitasyon sürecinde hasta, uzman ve robot arasında iletişimi sağlayan, uzmanların süreci uzaktan izleyerek müdahale edebildiği bir mobil uygulamaya sahiptir.

Sağlıklı ve hasta gönüllülerle yapılan testler sonucunda, geliştirilen zeki robotik rehabilitasyon sisteminin bilek ve önkol fizik tedavi ve rehabilitasyonunda hem teşhis hem de tedaviyi gerçekleştirebildiği gösterilmiştir.

Bu çalışmanın literatüre katkısı, geliştirilen özgün zeki kontrolcü yapısı ve robotik mekanizma sayesinde üst uzuvların fizik tedavi ve rehabilitasyonunda teşhis ve tedaviyi yapabilmesidir.

Anahtar Kelimeler: Üst uzuv rehabilitasyonu, yapay zekâ, teşhis ve tedavi, terapatik egzersiz robotu, değişken empedans kontrol

ABSTRACT

INTELLIGENT ROBOTIC REHABILITATION SYSTEM FOR DIAGNOSIS AND THERAPY

Mehmet Emin AKTAN

Department of Mechatronics Engineering

PhD Thesis

Adviser: Assoc. Prof. Dr. Erhan AKDOĞAN

In this thesis, it is aimed to develop an intelligent robotic rehabilitation system to assist doctors and physiotherapists in the diagnosis and treatment of wrist and forearm rehabilitation.

In this context, a unique robotic system capable of performing biomechanical measurements and conventional therapeutic exercises which were passive, active assistive, stretching, isometric, isotonic, resistive and vario - resistive with variable resistance according to joint range of motion was designed and manufactured. It is possible to treat two patients via this system at the same time. For the control of the system, an artificial intelligence based control structure has been developed that uses information and rule-based algorithms using physical features (age, gender, height, weight, arm peripheral measurements) and biomechanical measurements (grasping force, range of motions, joint force/torque) of patients to identify the lack of joint range of motion and joint force/torque values. According to these deficiencies, the controller can suggest exercise type and parameters to the doctors and can perform therapeutic exercises with conventional control methods. The system has a mobile application that communicates between the patient, the doctor and the robot. With this application, doctors can remotely control the rehabilitation process.

As a result of tests with healthy and patient volunteers, it has been shown that the developed intelligent robotic rehabilitation system can perform both diagnosis and treatment in physical therapy and rehabilitation of the wrist and forearm.

The contribution of this study to literature is that it can diagnose and treat upper limbs with the developed novel intelligent controller structure and robotic mechanism.

Keywords: Upper limb rehabilitation, artificial intelligence, diagnosis and therapy, therapeutic exercise robot, variable impedance control

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Doğuştan veya sonradan meydana gelen kaza, hastalık, yaralanma gibi nedenlerle fiziksel veya anatomik bir bozukluğa, yetersizliğe sahip olan bireylerin fiziksel, ruhsal, sosyal ve mesleki yönden mümkün olan en üst fonksiyonel seviyeye ulaştırılması için uygulanan tedavi süreçlerine **rehabilitasyon** denir [1,2,3].

Dünya nüfusundaki artışa bağlı olarak rehabilitasyona duyulan ihtiyaç da artmaktadır. Yaşlanma, iş ve trafik kazaları, kronik rahatsızlıklar, savaşlar gibi nedenlerle bireylerin çeşitli uzuvlarında meydana gelen kısmî veya genel kayıpların mümkün olan en üst seviyede giderilmesi için rehabilitasyona ihtiyaç duyulur. Bu uzuvlardaki kayıpların giderilmesi, eklem hareket açıklığı (EHA) ve kas kuvvetlerinin artırılması için çok çeşitli tıbbi yöntemler ve tedaviler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden birisi olan terapatik egzersizler, rehabilitasyonda önemli bir yere sahiptir. Terapatik egzersizler, pasif ve aktif egzersizler olmak üzere iki kısma ayrılmaktadır. Bu egzersizler, çeşitli aletler, mekanik veya elektromekanik cihazlar yardımı ile gerçekleştirilebildiği gibi fizyoterapist tarafından el ile yapılabilir veya hastanın durumuna göre kendisi de bu egzersiz hareketlerini yapabilir.

Rehabilitasyon amaçlı robotik sistemlerin geliştirilmesine ilişkin çalışmalar özellikle son 20 yılda ivme kazanmıştır. Robotların kesin doğrulukta hareketleri meydana getirebilme, objektif değerlendirme, tedavi sürecine ulaşım, maliyet ve süre açısından pozitif katkı ve uzaktan erişilebilme gibi özellikleri nedeni ile rehabilitasyonda kullanımı her geçen gün artmaktadır.

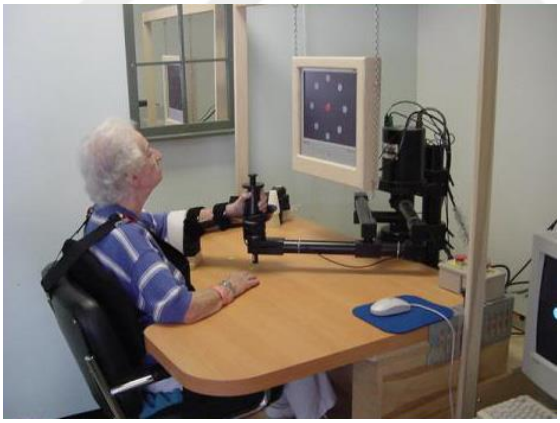
Bu tez çalışması, teşhis ve tedavi amaçlı üst uzuv rehabilitasyonuna yönelik bir robotik sistemin geliştirilmesi ile ilgilidir.

1.1 Literatür Özeti

1.1.1 Tedavi Amaçlı Robotik Sistemler

Literatürde, üst uzuvların fizik tedavi ve rehabilitasyonuna yönelik geliştirilmiş birçok robot bulunmaktadır. Bu robotlar serbestlik dereceleri, kontrol yöntemleri, mekanik özellikleri, geri besleme yapılan parametreleri ve gerçekleştirebildikleri egzersiz tipleri bakımından birbirlerinden ayrılmaktadır.

Krebs vd. [4], [5], [6], MIT - MANUS (Massachusetts Institute of Technology - MANUS) adını verdikleri bir robot tasarlamışlardır (Şekil 1.1). Üst uzuv robotik rehabilitasyon çalışmalarının en bilinenlerinden olan robotun iki tip modülü bulunmaktadır. İki boyutta hareket imkânı veren ve beş çubuk mekanizmasından oluşan düzlemsel modül ile dirsek ve önkol egzersizleri yapılmaktadır. Düzlemsel modül ucuna bağlanan üç serbestlik dereceli modül ile de bilek egzersizleri yapılmaktadır. Empedans kontrol yönteminin kullanıldığı ve oyun tabanlı görevlerin bulunduğu sistem, aktif, pasif ve dirençli egzersizleri gerçekleştirilebilmektedir. InMotion ARM adı ile ticari olarak satışa sunulmuştur.



Şekil 1.1 MIT-MANUS [6]

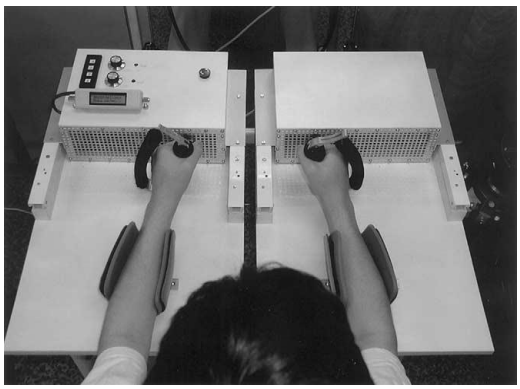
Reinkensmeyer vd. [7], yaptıkları çalışmada ARM - Guide (Assisted Rehabilitation and Measurement) isimli 1 aktif 2 pasif serbestlik derecesine sahip omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik bir robot geliştirilmiştir. Robot, yerçekimi kompanzasyonu, pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri yapabilmektedir. Üzerinde bulunan kayar mekanizma ile uzanma, hedef objeye yönelme egzersizleri de gerçekleştirilebilmektedir.

Loureiro vd. [8], omuz, dirsek, bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri gerçekleştirebilen Gentle/S adını verdikleri bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.2). Sistemde 3 serbestlik dereceli Haptic Master robotu kullanılmıştır. Üç boyutlu görsel ortamlar oluşturularak hastaların bu ortamda görsel ve dokunsal geribeslemeler ile hareketi sağlanmıştır. Hareket ve yörünge planlanmasında minimum jerk yaklaşımı kullanılmıştır. Sistem, 31 hastada denenmiştir.



Şekil 1.2 Gentle/S [8]

Hesse vd. [9], Bi-Manu-Track adını verdikleri iki adet birer serbestlik dereceli robot manipülatörlerden oluşan bir sistem tasarlamışlardır (Şekil 1.3). Sistem, bilek ve önkol rehabilitasyonu için pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Sistemde üç çalışma modu bulunmaktadır. Birincisinde, hız ve eklem hareket açıklığı miktarının ayarlanabildiği pasif egzersizler yapılmaktadır. İkincisinde, robot manipülatörler üzerinden, sağlam uzuv tarafından paretik uzuv hareket ettirilmektedir. Üçüncü modda ise, ikinci moddaki gibi sağlam uzuv ile paretik uzuv hareket ettirilmektedir. Fakat burada paretik uzuv hareketine karşı ek bir direnç uygulanmaktadır. Sistemde pozisyon ve tork kontrol metotları kullanılmıştır.



Şekil 1.3 Bi-Manu-Track [9]

Toth vd. [10],[11], REHAROB adında, önkol, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik pasif egzersizleri gerçekleştirebilen bir sistem tasarlamışlardır (Şekil 1.4). Sistemde iki adet altı serbestlik dereceli endüstriyel robot kol (ABB IRB 140 ve ABB IRB 1400H) kullanılmıştır. Kuvvet kontrol yönteminin kullanıldığı sistemde pasif egzersizler ve kontraktür bulunan eklemlerin açılması gibi tedavi uygulamaları yapılabilmektedir. Geliştirilen sistem bir sağlıklı, altı hasta olmak üzere yedi denek ile test edilmiştir.



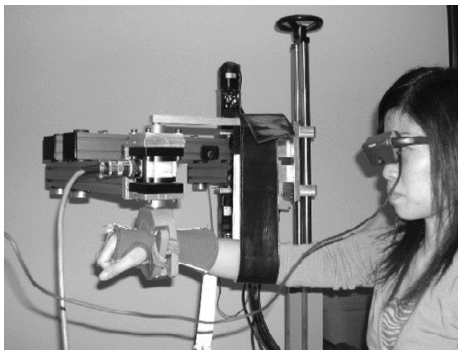
Şekil 1.4 REHAROB [10]

He vd. [12], RUPERT adını verdikleri, omuz, dirsek ve bilek rehabilitasyonuna yönelik dört serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu gerçekleştirmişlerdir (Şekil 1.5). Sistemde "McKibben" tipi pnömatik tahrik elemanları kullanılmıştır. Sistem, pasif ve aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirilebilmektedir.



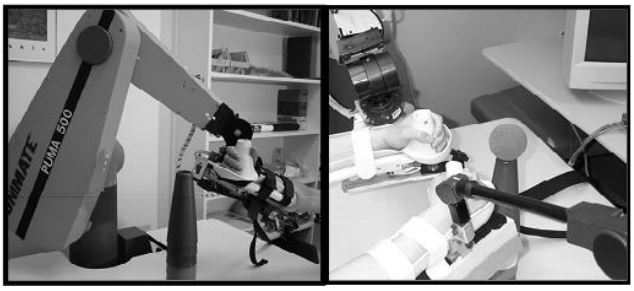
Şekil 1.5 RUPERT [12]

Ju vd. [13], omuz ve dirsek rehabilitasyonu için beş çubuk mekanizmasından oluşan bir robotik sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.6). Farklı yükler altında pasif ve aktif hareketleri gerçekleştirebilmektedir. Sistemde hibrid pozisyon/kuvvet kontrol ile bulanık mantık kullanılmıştır.



Şekil 1.6 Beş çubuk mekanizmasından oluşan robot [13]

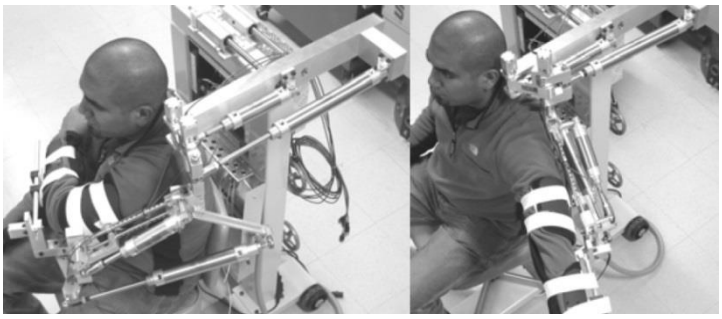
Lum vd. [14], MIME (Mirror Image Movement Enabler) adında üç serbestlik dereceli omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.7). Sistemde iki adet PUMA 560 robotu kullanılmıştır. Yörünge takibi ve bir uzuv ile diğerini kontrol etme (ayna rehabilitasyon metodu) uygulamaları gerçekleştirilebilmektedir. PID ve kuvvet - tork kontrol metotlarının kullanıldığı sistem, pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 1.7 MIME [14]

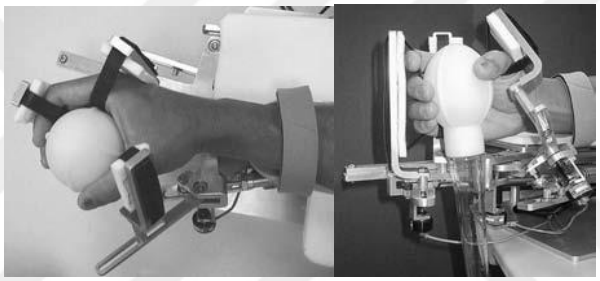
Sukal vd. [15], 3 eksenli Haptic Master robotunu kullanarak Act^{3D} (Arm Coordination Training 3D) adını verdikleri bir sistem tasarlamışlardır. Bu sistem, felçli hastaların omuz ve dirsek rehabilitasyonu için geliştirilmiştir. Yapılacak olan egzersize göre yerçekimi etkisini artırma ve azaltma gibi özellikleri bulunmaktadır. Sistemde kuvvet ve konum kontrol metotları kullanılmıştır. Pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri yaptırabilmektedir.

Sanchez vd. [16], Pneu-WREX adlı omuz ve dirsek rehabilitasyonu için kullanılabilecek, pnömatik tahrikli bir robot tasarlamışlardır (Şekil 1.8). Robotun kontrolünde doğrusal olmayan kuvvet kontrol ve pasif karşı dengeleme metotları kullanılmıştır. Pasif egzersiz gerçekleştirebilme ve yerçekimi kompanzasyonu özelliklerine sahiptir.



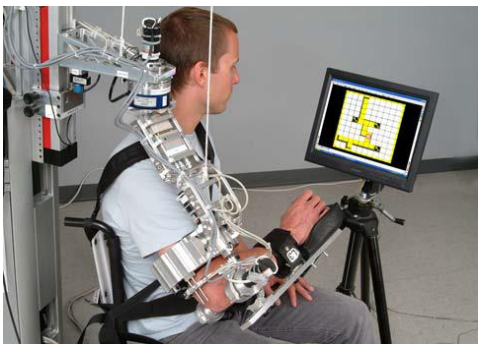
Şekil 1.8 Pneu-WREX [16]

Takahashi vd. [17], HWARD (Hand Wrist Assisting Robotic Device) adlı üç serbestlik dereceli pnömatik tahrikli bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.9). Sistem, felç sonrası el ve bilek rehabilitasyonu amaçlı kavrama ve bırakma egzersizlerini gerçekleştirebilmektedir. Kullanıcıya farklı sertlikte kavrama hissini verebilmektedir.



Şekil 1.9 HWARD [17]

Nef vd. [18], ARMin adını verdikleri omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik dış iskelet robotunu tasarlamışlardır (Şekil 1.10). Bu sistem 4 aktif ve 2 pasif serbestlik dereceli olup pasif ve aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Yer çekimi kompanzasyonu, hedef kütleli uygulamaları gerçekleştirebilme, sesli, görsel ve dokunsal geri besleme verebilme özelliklerine sahiptir. Sistemde PD ve empedans kontrol metotları kullanılmıştır.



Şekil 1.10 ARMin [18]

Jackson vd. [19], iPAM (Intelligent Pneumatic Arm Movement) adını verdikleri omuz, dirsek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik beş serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu geliştirmişlerdir (Şekil 1.11). Pasif ve aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 1.11 iPAM [19]

Montagner vd. [20], L-EXOS adını verdikleri, Salsedo vd. tarafından patentlenmiş olan [21] 5 serbestlik dereceli (4 aktif, 1 pasif), omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik bir dış iskelet robotu tasarlamışlardır. Görsel ve işitsel geribeslemeler ile oyun tabanlı uygulamaların olduğu sistemde, pasif ve aktif yardımlı egzersizler yapılabilmektedir. Sistem, 6 hafta süresince 3 felçli hastada denenmiştir.

Rosati vd. [22], NeReBot (Neurorehabilitation Robot) adını verdikleri omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik 3 serbestlik dereceli bir robot geliştirmişlerdir (Şekil 1.12). 3 adet motor ile uzunlukları kontrol edilen teller vasıtasıyla pasif ve aktif yardımlı egzersiz hareketleri yaptırılmaktadır. Sistemin mekanik tasarımında hastane ortamında rahatça taşınabilmesi ön planda tutulmuştur. Robotta PD konum kontrol yöntemi kullanılmıştır.



Şekil 1.12 NeReBot [22]

Ball vd. [23], [24], felçli hastaların omuz ve dirsek rehabilitasyonu için MEDARM adını verdikleri beş serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu gerçekleştirmişlerdir (Şekil 1.13). Tel ve kayışlar ile hareket aktarımı gerçekleştirilmektedir. Sistem ile pasif ve aktif yardımlı egzersizler uygulanabilmektedir.



Şekil 1.13 MEDARM [23]

Deneve vd. [25], 3 serbestlik dereceli, omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik bir robot geliştirmişlerdir. Pozisyon, kuvvet, empedans ve kuvvet/empedans kontrol metotlarının kullanıldığı sistemde, egzersiz türüne göre gerekli kontrolcüye geçiş yapılmaktadır. Robot, pasif, aktif yardımlı, izotonik ve fizyokinetik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir.

Oblak vd. [26], üst kol, bilek ve önkol rehabilitasyonu amaçlı UHD (Universal Haptic Device) adını verdikleri empedans kontrol metodunun kullanıldığı 2 serbestlik dereceli robotik bir sistem geliştirmişlerdir. Sistemin kol ve bilek olmak üzere mekanik olarak ayarlanan iki modu bulunmaktadır. Kol modunda omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik uzanma ve kavrama tipi egzersizler yapılmaktadır. Bilek modunda ise önkol ve bilek rehabilitasyonuna yönelik egzersizler yapılmaktadır.

Yeong vd. [27], [28], ReachMAN (reach and manipulation) adını verdikleri 3 serbestlik dereceli bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik robot geliştirmişlerdir (Şekil 1.14). Robotun kontrolünde admitans ve empedans kontrol yöntemleri kullanılmıştır. Tut – bırak, yeme – içme ve egzersiz modları bulunmaktadır.

Baker K. yaptığı doktora tez çalışmasında [29] geliştirilen bu robotu hastalar üzerinde deneyerek, tedaviye ne derecede yanıt verdiklerini ve memnuniyet derecelerini anketler ile araştırmıştır.



Şekil 1.14 ReachMAN [29]

Colizzi vd. [30], ARAMIS (Automatic Recovery Arm Motility Integrated System) adını verdikleri bünyesinde iki adet 6 serbestlik dereceli dış iskelet robotu barındıran bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.15). Omuz, dirsek ve önkol için asenkron (fizyoterapistten bağımsız pasif egzersizler), senkron (fizyoterapistin hareketlerine bağlı olarak gerçekleştirilen pasif egzersizler) ve sanal gerçeklik (uzanma, tutma gibi görevlerin yer aldığı) temelli egzersizler gerçekleştirilebilmektedir.



Şekil 1.15 ARAMIS [30]

Wang ve Li [31], bilek, önkol ve omuz rehabilitasyonuna yönelik 3 serbestlik dereceli düzlemsel (planar) bir robotu simülasyon ortamında tasarlayarak hibrid empedans kontrol metodunu uygulamışlardır.

Stienen vd. [32], ACT^{3D} [15] sisteminin modifiye edilmiş versiyonu olan ACT-4D adını verdikleri bilek ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik 4 serbestlik dereceli robotik sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.16). ACT^{3D}'den farklı olarak dirsek döndürme mekanizması eklenmiştir. Sistemde compliant ve stiff olmak üzere iki mod bulunmaktadır. Compliant mod, kütle ve sürtünme değerlerinin en düşük seviyede ayarlandığı, hastanın hareketleri kolayca gerçekleştirebilmesine imkân tanıyan moddur. Stiff mod ise konum ve hız değerlerinin ayarlanarak pasif egzersizlerin gerçekleştirilebildiği moddur. Sistemde admitans kontrol metodu kullanılmıştır.



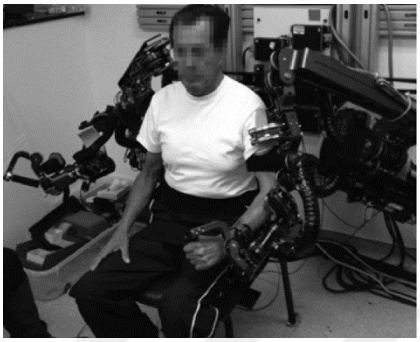
Şekil 1.16 ACT-4D [32]

Kiguchi ve Hayashi [33], omuz, dirsek, önkol ve bilek rehabilitasyonuna yönelik 7 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu geliştirmişlerdir. Empedans kontrol metodunun kullanıldığı robotta kullanıcıların istenilen hareketi gerçekleştirebilmesi için gerekli olan tork miktarı EMG işaretleri yardımıyla tahmin edilmiştir. Sistemin performansı 3 adet erkek sağlıklı denek ile test edilmiştir.

Hsu vd. [34], NTUH-ARM (National Taiwan University Hospital-ARM) adını verdikleri omuz için 6, dirsek için 1 serbestlik derecesine sahip olan bir dış iskelet robotu geliştirmişlerdir. Sistem, pasif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Sistemin kontrolünde, PID ve tork kontrol metotları kullanılmıştır.

Mao ve Agrawal [35], CAREX (Cable-Driven Arm Exoskeleton) adını verdikleri omuz, dirsek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik 5 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu geliştirmişlerdir. Sistemde tüm motorlar üst kısımda konumlandırılmıştır ve eklemler kablolar ile tahrik edilmektedir. Sistemde kuvvet kontrol ve kablo gerginliği kontrolü olmak üzere iki tip kontrol yaklaşımı kullanılmıştır.

Kim vd. [36], UL-EXO7 adını verdikleri, omuz, dirsek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik 2 adet 7 serbestlik dereceli robot manipülatör kullanılan bir sistem geliştirmişlerdir (Şekil 1.17). Sistem, aynı anda iki uzva pasif ve aktif yardımlı egzersizleri yaptırabilmektedir. Sistemde yerçekimi ve sürtünme kompanzasyonu ile konum ve kuvvet kontrol metotları kullanılmıştır.



Şekil 1.17 UL-EXO [36]

Ren vd. [37], IntelliArm adlı 4 aktif, 2 pasif olmak üzere 6 serbestlik dereceli bir dış iskelet robot sistemi geliştirmişlerdir. Empedans kontrol metodunun kullanıldığı sistem, bilek, önkol, dirsek ve omuz rehabilitasyonuna yönelik, pasif, aktif, aktif yardımlı ve dirençli egzersizleri yaptırabilmektedir. Sistem, 5 hasta üzerinde denenmiştir.

Barkana ve Ozkul [38,39], RehabRoby adlı 6 serbestlik dereceli bir dış iskelet robot sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.18). Farklı uzuv boyutlarına göre ayarlanabilen robot, omuz için abduksiyon – adduksiyon ve fleksiyon – ekstansiyon, dirsek için fleksiyon – ekstansiyon, önkol için pronasyon – supinasyon ve bilek için fleksiyon – ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Sistemin kontrolünde admitans kontrol metodu kullanılmıştır.



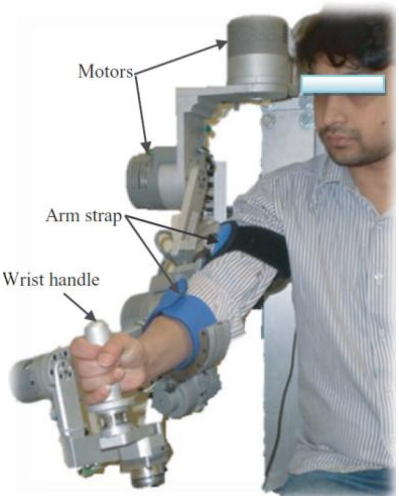
Şekil 1.18 RehabRoby [39]

Jobbagy vd. [40], omuz, dirsek ve bilek rehabilitasyonuna yönelik 7 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu tasarlamışlardır. Sistemde tahrik elemanları olarak pnömatik yapay kaslar kullanılmıştır.

Khor vd. [41], felçli hastaların günlük işlerinde yaptıkları hareket egzersizleri için üst ve alt uzuvlara yönelik bir sistem geliştirmişlerdir. Egzersizler için oransal kontrol (P kontrol) metodu kullanılmıştır.

Sivan vd. [42], hCAAR (Home-Based Computer Assisted Arm Rehabilitation) adında, üst uzuv rehabilitasyonuna yönelik, evde kullanıma uygun, düşük maliyetli bir robotik sistem geliştirmişlerdir. Robotik sistemin evde kullanımında güvenilirliğini, kullanım kolaylığını ve hastalığın tedavisine etkisini incelemişlerdir.

Rahman vd. [43], ETS - MARSE (Motion Assistive Robotic-Exoskeleton for Superior Extremity) adını verdikleri, üst uzuv rehabilitasyonuna yönelik 7 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu geliştirmişlerdir (Şekil 1.19). Omuz, dirsek, önkol ve bilek rehabilitasyonu için geliştirilen sistemde pasif egzersizler yapılabilmektedir. Sistem, ayrıca kullanıcıların günlük işlerini yapmalarına da yardımcı olacak şekilde geliştirilmiştir.



Şekil 1.19 ETS-MARSE [43]

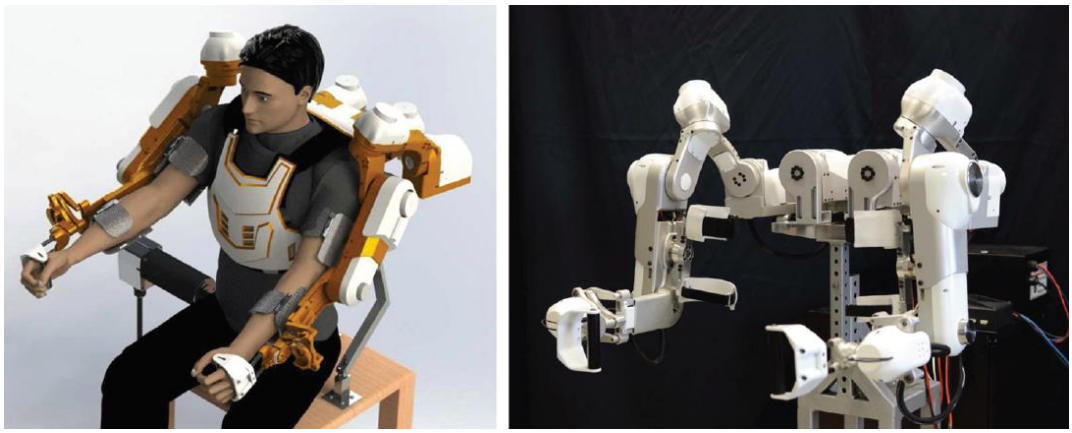
Fraile vd. [44], E2Rebot adını verdikleri, 2 serbestlik dereceli omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik bir robot geliştirmişlerdir (Şekil 1.20). Düzlemsel olarak X ve Y eksenlerinde hareket edebilen robot üzerinde hastaların kavradığı bir tutamak bulunmaktadır. Robotun kontrolünde empedans kontrol yöntemi kullanılmıştır.



Şekil 1.20 E2Rebot [44]

Khor vd. [45], taşınabilir ve farklı hareket tipleri için mekanik olarak ayarlanabilir tek serbestlik dereceli bir robot geliştirmişlerdir. Omuz, dirsek, önkol ve bilek rehabilitasyonuna yönelik hareketlerinin farklı tutuş pozisyonlarında gerçekleştirilebilmesine imkân tanımaktadır. Pasif ve aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebilen robot, felçli hastalara yöneliktir. 7 hastada denenmiştir ve hastaların ciddi gelişme kaydettiği gözlemlenmiştir.

Kim vd. [46], Harmony adını verdikleri omuz, dirsek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik sağ ve sol kollar için 5 + 5 serbestlik dereceli bir dış iskelet robotu geliştirmişlerdir (Şekil 1.21). Robotun kontrolünde empedans kontrol metodu kullanılmıştır.



Şekil 1.21 Harmony [46]

Higuma vd. [47], bilek fleksiyon/ekstansiyon ve abduksiyon/adduksiyon hareketlerini gerçekleştirebilen bir "bilek dış iskelet mekanizması" gerçekleştirmişlerdir. Bu mekanizmanın özgün yanı, bileğin iki serbestlik dereceli yapısını doğru şekilde modelleyebilmesi ve hareketleri gerçekleştirmek için iki adet yaprak yay ve lineer

motor kullanılmış olmasıdır. Kamera ile eklem hareket açıklığı, kuvvet algılayıcısı ile de eklem kuvvetleri ölçülerek, mekanizmanın performans analizi yapılmıştır.

Akdoğan vd. [48], üst uzuv bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik 3 serbestlik dereceli PHYSIOTHERABOT©/WF [49] adlı bir robot geliştirmişlerdir (Şekil 1.22). Hibrid empedans kontrol metodunun kullanıldığı robot, pasif ve dirençli terapatik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Robot, sağlıklı ve hasta denekler ile denenmiş ve hastaların iyileşme kaydettiği gözlemlenmiştir.



Şekil 1.22 PHYSIOTHERABOT©/WF [48]

Mancisidor vd. [50], Universal Haptic Pantograph (UHD) adını verdikleri, omuz ve dirsek rehabilitasyonuna yönelik seri elastik aktüatörler ile tahrik edilen 2 serbestlik dereceli bir robot geliştirmişlerdir. Robot, pantograf yapısına sahiptir.

1.1.2 Teşhis Amaçlı Robotik Sistemler ve Yazılımlar

Literatürde, tedavi amacı ile geliştirilmiş birçok robotik sistem bulunmasına karşılık, teşhis alanında robotik sistemler ve yazılımlar oldukça az sayıdadır. Bu bölümde tıbbi teşhis amacı ile geliştirilmiş robotik sistemler ve yazılımlar incelenecektir.

Akdoğan yaptığı doktora tez çalışmasında [51], kas derecesi tespiti yapabilen bir algoritma geliştirmiştir.

Natarajan yaptığı doktora tez çalışmasında [52], felçli hastalarda hemiparetik kollar için uzman sistem tabanlı bir robotik rehabilitasyon sistemi geliştirmiştir. Sistemde MIT – MIT-MANUS robotunun ticari versiyonu olan InMotion2 robotu kullanılmıştır. Uzman sistem yardımıyla egzersiz esnasında parametreleri (eklem hareket açıklığı, hareket hızı ve takip hatası) gözlemleyerek, bir sonraki egzersiz için fizyoterapistlere öneri sunabilmektedir.

Lin vd. [53], yaşlı insanlarda düşme nedeniyle oluşan yaralanmaları engellemek için, yürüme esnasındaki hareketlerin analizini yaparak düşme olasılığını ve nedenini teşhis edebilen bir sistem geliştirmişlerdir. Hareket analizi kameralar ile yapılmaktadır. Sistem, yaşları 22 ile 75 arasında değişen 26 denek ile denenmiştir.

Tojo vd. [54], hastaların kuvvet seviyelerini ve performanslarını teşhis eden robotik bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistemde hastalar XY düzlemi üzerinde bulunan bir tutamağa ekranda gösterilen yönlerde ve seviyelerde kuvvet uygulamaktadır. Hastaların bu hedef kuvvet seviyelerine hangi oranda çıkabildikleri belirlenmektedir. Sistem 8 sağlıklı bireyde ve 4 felçli hastada denenmiştir.

Mireles vd. [55], geliştirdikleri haptik sistemde sağlıklı insanların üst uzuvlarını iki boyutlu uzayda hareket ettirirken ortaya çıkan kas kasılma seviyelerini ve bu kasılma seviyelerine karşılık gerçekleştirilen mekanik hareketleri elde ederek, bu kasılma seviyelerinin hastalarda teşhis amacı ile kullanılabileceğini belirtmişlerdir. EMG işaretleri, üst kol kasları üzerinden 5 kanal olarak alınmıştır.

1.2 Tezin Amacı

Rehabilitasyonda teşhis ve tedavi süreçlerinde çeşitli zorluklar ve kısıtlılıklar bulunmaktadır. Nüfus yoğunluğu fazla olan ülkelerde fizik tedavi ve rehabilitasyon alanında kişi başına düşen doktor ve fizyoterapist sayısının yeterli olmaması, özellikle yatağa bağlı ve yaşlı hastaların tedavi merkezlerine ulaşımı, tedavi sürecinin kayıt altına alınması ve takibi, tedavi süresinin uzunluğu, maliyet vb. zorluklar bunlardan bazılarıdır. T.C. Sağlık Bakanlığı'nın raporuna göre, Türkiye'de her 100.000 kişiye düşen fizyoterapist sayısı 4'tür ve Romanya ile birlikte Avrupa ülkeleri içindeki en düşük orandır. Diğer Avrupa ülkelerine bakıldığında, en yüksek oranın 100.000 kişiye 202 fizyoterapist ile Finlandiya'ya ait olduğu görülmektedir [56]. Bu durum, hastanelerde ve terapi merkezlerinde hastalara günler sonrasına randevu verilmesine neden olmaktadır. Ayrıca geleneksel rehabilitasyonda biyomekanik parametrelerin tam ve objektif olarak ölçülememesi teşhis aşamasında doktorların yaşadığı zorluklardandır. Bu durum tedavi sürecinin kaydı ve hastanın gelişiminin takibi açısından da problem teşkil etmektedir.

Literatür incelemesinde görüldüğü üzere, rehabilitasyondaki bu problemlerin giderilebilmesi için tedaviye yönelik birçok robotik sistem geliştirilmiştir. Bu sistemlerin rehabilitasyon sürecine katkıları aşağıda verilmiştir.

- Robotlar, rehabilitasyonda uygulanan tekrarlı hareketleri istenen sayı ve sürede gerçekleştirir.
- Robotlar, egzersizler için gerekli olan kuvvet ve eklem hareket açıklığı değerlerini yüksek hassasiyet ve kesinlikte sağlar.
- Robotlar uzaktan kontrol edilebilme özellikleri sayesinde, özellikle yatağa ve tekerlekli sandalyeye bağlı hastaların hastaneye gitmelerine gerek kalmadan evlerinde tedavi olmalarına imkân sağlayarak hem hastalar hem de yakınları için zaman ve maliyet tasarrufu sağlar.
- Robotlar, tüm tedavi süreçlerini ve parametrelerini kayıt altına alabilir ve objektif değerlendirme yapar.

Bu avantajların yanında mevcut sistemlerde çeşitli kısıtlılıklar bulunmaktadır. Özellikle hem teşhis hem de tedavi işlemini gerçekleştirecek donanıma ve yazılım yapısına sahip bir sisteme literatürde rastlanamamıştır. İnsan eklem ve kas yapısının doğası gereği, farklı eklem açılarında üretilebilen kuvvet değeri de farklılık göstermektedir. Bu nedenle dirençli egzersizde eklem açısına göre değişken direnç uygulanan bir egzersiz moduna ihtiyaç duyulmaktadır. Üst uzuvlar için aynı anda iki hastanın tedavisine imkân veren bir tasarım da literatürde yer almamaktadır. Rehabilitasyon sürecinin tüm aşamalarının takip edilebildiği ve yönlendirilebildiği bir mobil uygulama da bulunmamaktadır.

Sıkma kuvveti, eklem hareket açıklığı, eklem kuvvetleri gibi biyomekanik parametrelerin yüksek doğrulukta ölçülerek tedavi yöntemi önerisi ile birlikte doktorlara sunulması hem doktorların iş yükünü azaltarak daha fazla hasta kabulüne imkân sağlayacak, hem de teşhis ve tedavi sürecinin kaydı ve objektif değerlendirilmesine önemli katkı sağlayacaktır. Direncin değişken olduğu bir egzersiz modunun geliştirilmesi, hastanın terapatik egzersizleri tüm eklem hareket açıklıklarında verimli bir şekilde gerçekleştirebilmesini mümkün kılacaktır. Aynı anda iki hastanın

tedavi edilebildiği bir tasarım, hasta kabul sayısını artıracaktır. Sistem tarafından önerilen egzersiz türlerinin ve parametrelerinin izlenebildiği ve değiştirilebildiği, tedavi öncesi ve sonrası ölçümlerin ve egzersiz performanslarının takip edilebildiği, hasta, doktor ve robot arasında iletişim kurabilen bir mobil uygulamanın geliştirilmesi, tüm rehabilitasyon sürecinin uzaktan takip ve kontrolüne imkân verecektir.

Bu tezde, rehabilitasyon sürecinde ortaya konan problemlerin çözümü için,

- Bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik,
- biyomekanik ölçümleri (sıkma kuvveti, eklem hareket açıklığı, üretilen kuvvet veya tork değeri) bünyesinde bulundurduğu algılayıcılar vasıtasıyla yapan, bilgi ve kural tabanlı geliştirilen, istatistiksel algoritmalar ile desteklenmiş, konvansiyonel kuvvet kontrol metotlarından empedans kontrol ile birleştirilerek meydana getirilmiş yapay zeka tabanlı zeki kontrolcüsü ile hem teşhis, hem de tedavi (terapatik egzersizler) yapabilen,
- bu zeki kontrolcü yapısı ile teşhis sonucunu, tedavi yöntemini ve tedavi parametrelerini belirleyerek doktora ileten ve onay ve değişikliğe izin vererek hasta, doktor ve robot arasında iletişim kurabilen mobil uygulama destekli arayüzü olan,
- bilek için fleksiyon/ekstansiyon ve ulnar/radyal deviasyon, önkol için pronasyon/supinasyon hareketlerini yaptırabilen terapatik egzersiz ve biyomekanik parametre ölçüm ünitelerine sahip, aynı anda iki hastanın tedavisine imkân veren özgün mekanik yapıya sahip olan,
- konvansiyonel terapatik egzersiz türleri olan pasif, aktif yardımlı, izometrik, izotonik ve rezistif egzersizlerin yanısıra eklem hareket açıklığına göre *değişken direncin* uygulandığı değişken dirençli rezistif (vario – rezistif) egzersizleri gerçekleştirebilen,
- doktorlar ve fizyoterapistlerden alınan bilgiler ile oluşturulmuş *terapatik egzersiz veritabanı* ve sağlıklı insanların eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork değerlerini içeren *sağlıklı insan veritabanına* sahip olan,

- tedavi öncesi ve sonrası hasta bilgilerinin ve tedavi sonuçlarının internet ortamında (SQL) kaydedilmesi sayesinde bu bilgilere istenildiği anda erişimi ve sürekli güncellenebilmelerini mümkün kılan,

teşhis ve tedavi amaçlı zeki robotik rehabilitasyon sisteminin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Türkiye'de, fizik tedavi ve rehabilitasyona yönelik teşhis ve tedavi işlemini birlikte gerçekleştirebilen üst uzuvların rehabilitasyonu için geliştirilmiş robotik bir sistem bulunmamaktadır. Bu tez çalışması kapsamında üretilen yapay zeka tabanlı zeki bir robotik sistemin ülkemizin teknolojik gelişimine katkısı, ihracat imkanı doğurması, hastanelerde ve terapi merkezlerinde kullanıma sunularak hastalara, doktorlara ve fizyoterapistlere fayda sağlaması en büyük amacımız ve motivasyonumuz olmuştur.

1.3 Orijinal Katkı

Bu tez çalışması,

"doktor ve fizyoterapistlere destek olmak üzere, üst uzuvların fizik tedavi ve rehabilitasyonu için teşhis ve tedavi, robotik bir sistem tarafından gerçekleştirilebilir"

hipotezinden yola çıkılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu amaçla tez çalışmasında, aynı anda iki hastanın tedavisini mümkün kılan, biyomekanik ölçümleri ve terapatik egzersizleri gerçekleştirebilecek mekanik yapıya ve elektronik donanıma sahip **özgün bir robotik platform** tasarlanmıştır. Bireylerin biyomekanik ölçümleri (sıkma kuvveti, eklem hareket açıklığı, eklem kuvvet/tork değerleri) ile fiziksel özelliklerini (yaş, cinsiyet, boy, kilo, kolun periferik ölçümleri) kullanarak bünyesinde bulunan bilgi ve kural tabanlı, istatistiksel teknikleri de kullanarak bireyin eklem hareket açıklığı ve eklem kuvvet/tork değerlerinde eksiklik olup olmadığını teşhis eden, bu eksiklik derecesine göre tedavi yöntemi ve egzersiz parametrelerini doktorlara öneren, konvansiyonel kontrol metotları ile desteklenerek tedavi amaçlı olarak terapatik egzersizler için gerekli komutları üreten yapay zekâ tabanlı bir **zeki kontrolcü yapısı** geliştirilmiştir. Sağlıklı insanlardan alınan bilek ve önkol kuvvet/tork verilerinin istatistiksel analizleri yapılmıştır. İnsanların fiziksel özellikleri (boy, kilo, önkol boyu, kol çevresi, cinsiyet, yaş) ile bilek ve önkol kuvvet/tork değerleri

arasındaki korelasyon incelenmiştir. Rezistif egzersizleri gerçekleştirmekte zorlanan hastaların egzersiz performanslarını yükseltmek amacı ile eklem hareket açıklığı değerlerine göre farklı dirençlerin uygulandığı **vario – rezistif egzersiz modu** ve bununla birlikte rezistif ile vario rezistif modları arasında otomatik geçiş yapılan **hibrid rezistif mod** geliştirilmiştir. Fizik tedavi ve rehabilitasyon sürecinde hasta, doktor ve robot arasında iletişimi sağlayan, doktorların süreci uzaktan izleyebildiği ve müdahale edebildiği bir **mobil uygulama** geliştirilmiştir.

Sağlıklı ve hasta deneklerle yapılan testler sonucunda, geliştirilen zeki rehabilitasyon destek sisteminin bilek ve önkol fizik tedavi ve rehabilitasyonunda teşhis ve tedaviyi gerçekleştirebildiği gösterilmiştir.

Bu çalışmanın literatüre katkısı, geliştirilen özgün zeki kontrol yapısı, robotik mekanizma ve mobil uygulama sayesinde üst uzuvlar için teşhis ve tedavi yapabilmesidir.

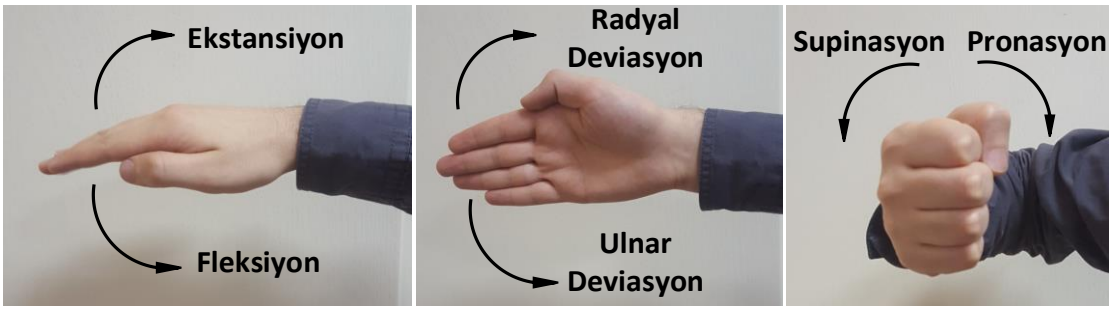
BÖLÜM 2

REHABİLİTASYON TEORİSİ VE BİLEK – ÖNKOL ANATOMİSİ

Bu bölümde tez çalışmasıyla ilgili olarak bilek ve önkol rehabilitasyonuna ilişkin tanımlar, egzersiz türleri, hareket tipleri açıklanmıştır. Ayrıca bilek ve önkol anatomisi ile ilgili gerekli bilgiler verilmiştir.

2.1 Hareket Tipleri

Tez çalışması kapsamında geliştirilen robotik sistem, bilek için fleksiyon – ekstansiyon ve ulnar – radyal deviasyon, önkol için pronasyon – supinasyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. El ayası aşağı bakar durumda iken el bileğinin aşağı doğru bükülmesine **fleksiyon**, yukarı doğru bükülmesine **ekstansiyon** denilmektedir. Başparmak yukarı bakar durumda iken el bileğinin aşağı yönde bükülmesine **ulnar deviasyon**, yukarı yönde bükülmesine ise **radyal deviasyon** denilmektedir. Önkolun kendi ekseni etrafında döndürülerek el ayasının yukarı bakar konuma getirilmesine **supinasyon**, aşağı bakar konuma getirilmesine de **pronasyon** denilmektedir. Bilek ve önkol hareket tipleri Şekil 2.1'de verilmiştir.



Şekil 2.1 Bilek ve önkol hareket tipleri

Eklem hareket açıklığı, eklemlerin hareket sınırlarını tanımlamaktadır. Her bir eklem, en fazla kendine özgü eklem hareket açıklığı miktarı kadar hareket edebilmektedir. Sağlıklı insanlarda her bir hareket tipi için maksimum eklem hareket açıklığı değerleri Çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1 Sağlıklı insan eklem hareket açıklıkları [57]

Hareket Tipi	**Eklem Hareket Açıklığı**
Fleksiyon	80°
Ekstansiyon	70°
Ulnar Deviasyon	35°
Radyal Deviasyon	20°
Pronasyon	70°
Supinasyon	85°

2.2 Terapatik Egzersiz Türleri

Terapatik egzersizler, fiziksel engel oluşturan problemlerin giderilmesine, kişinin hareketliliğinin sağlanması yoluyla fiziksel fonksiyonlarının artırılmasına yönelik egzersizlerdir. Terapatik egzersizlerin amacı; eklemlerin esnekliğini ve hareketliliğini, kas kuvvetini, dayanıklılığını, koordinasyonunu ve becerisini geliştirmektir [58]. Terapatik egzersiz türleri Şekil 2.2'de görülmektedir.



Şekil 2.2 Terapatik egzersiz türleri [58]

Kontraktür: Çeşitli nedenlerle eklemlerde oluşan hareket kısıtlılığıdır. Uzun süren immobilizasyon, travma veya hastalık sonucunda ortaya çıkan ödem, spastisite ve kırık durumlarında atel uygulanması sonucu eklem hareketinin kısıtlanması durumunda fibrotik değişikliklerin ortaya çıkması ve buna bağlı olarak bağ dokusu boyunda kısalma olması sonucu kontraktür oluşmaktadır [58].

2.2.1 Eklem Hareket Açıklığını Artırma Egzersizleri

Eklem hareket açıklığındaki kısıtlılıkları tedavi etmek için yapılan egzersizlerdir. Pasif egzersizler, aktif egzersizler ve germe egzersizleri olarak 3 türde uygulanmaktadır.

Pasif EHA Egzersizleri: Eklem hareket açıklığı kısıtlılıklarını gidermek için yapılan egzersizlerdir. Hasta, uzvunu hiç hareket ettirememekte veya hareket ettirmesi istenmemektedir. Hareketler, fizyoterapist tarafından elle, sürekli pasif hareket cihazı (CPM - Continuous Passive Motion) ile veya robotik cihazlar ile yaptırılabilmektedir. Mümkün olan en yüksek EHA değerine ulaşılması hedeflenmektedir. Eklem cerrahisi sonrasında, felçli hastalarda ve kontraktür ortaya çıkmış hastalarda uygulanmaktadır. Bu egzersiz tipi, kas kuvvetinde ve dayanıklılığında artış sağlamamaktadır.

Aktif EHA Egzersizleri: Hasta, hareketleri kendisi gerçekleştirmektedir. Hareketler fizyoterapist tarafından hastaya öğretilir ve hastanın bu hareketleri uygulaması sağlanır. Aktif EHA egzersizlerinde kuvvet ve dayanıklılık artmaktadır.

Aktif Yardımlı EHA Egzersizleri: Bu egzersiz tipinde, hastanın hareketi tamamlayamadığı durumlarda hareketi tamamlayabilmesi için yardımcı olunmaktadır. Hasta, uzvunu hareket ettirebildiği noktaya kadar hareket ettirmektedir. Sonrasında hareket dışsal bir kuvvet ile tamamlanmaktadır. Pasif egzersizden farklı olarak kas kuvvetinde bir miktar artış sağlamaktadır.

Germe Egzersizleri: Kontraktür oluşmuş dokularda uygulanmaktadır. Düşük germe ile yavaş ve kalıcı bir uzama meydana getirilmektedir. Bağ dokusuna dışsal bir yük uygulandığında, doku boyunda bir uzama meydana gelmektedir. Bu yük kısa süreli uygulandığında, dokuda elastik deformasyon meydana gelmektedir ve yük kaldırıldığında doku boyu tekrar eski haline dönmektedir. Uygulanan yük uzun süreli uygulandığında ise dokuda plastik deformasyon meydana gelmektedir ve yük

kaldırıldığında doku eski boyutuna dönememektedir. Germe egzersizlerinde, eklem hareket sınırlılığı oluşmuş dokuda bu prensip kullanılarak EHA geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

2.2.2 Güçlendirme Egzersizleri

Kas kütlesini ve kuvvetini artırmaya yönelik yapılan egzersizlerdir. Aktif dirençli egzersizler de denilmektedir. Bir dirence karşı uygulanmaktadır. İzometrik, izotonik ve izokinetik olmak üzere 3 tipte uygulanmaktadır.

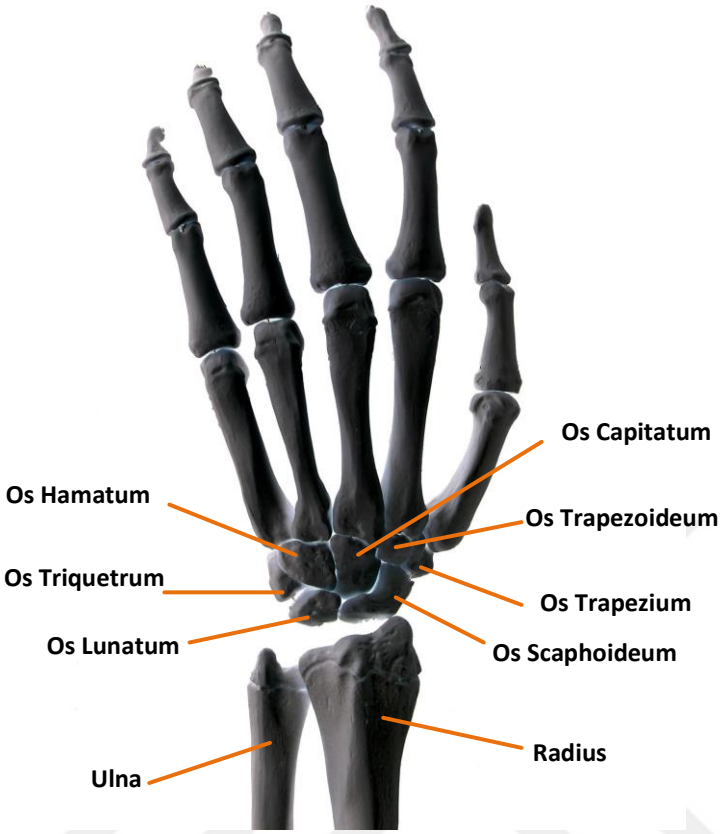
İzometrik Egzersizler: Kasın boyunda herhangi bir uzama olmadan kas kasılmasının olduğu statik egzersizdir. Duran bir cisme kuvvet uygulamak, eklemi hareket ettirmeden belli bir ağırlığı tutmak gibi uygulamalar izometrik egzersizlerdir. Kasta kuvvet kazanımının sağlanabilmesi için kas kasılmasının en az 6 saniye sürmesi gerekmektedir.

İzotonik Egzersizler: Eklemin, EHA sınırları içerisindeki hareketi esnasında kas uzayıp kısalırken direnç uygulanması prensibi ile yapılan dinamik egzersizlerdir. Direnç, fizyoterapist tarafından elle veya mekanik cihazlar ile uygulanmaktadır.

İzokinetik Egzersizler: Eklemin sabit bir açısal hızda hareket ettirildiği ve bu hareket esnasında değişken bir direncin uygulandığı dinamik bir egzersizdir. Kas kasılma hızı, mekanik bir cihaz ile kontrol edilmektedir.

2.3 Bilek ve Önkol Anatomisi

Üst ekstremitede el ile kolun birleştiği bölgeye bilek, bilek ile dirsek arasına da önkol (antebrachium) denilmektedir. El bilek kemiklerine Ossa Carpi (carpalia) adı verilmektedir. Her birinde 4 adet olmak üzere iki yatay sıra halinde dizilmiş 8 adet kısa spongiöz kemikten oluşmaktadır. Önkol iskeletinde ise ulna ve radius adı verilen iki adet uzun ve tübüler kemik bulunmaktadır [59]. Bilek ve önkol kemikleri Şekil 2.3'te gösterilmiştir.

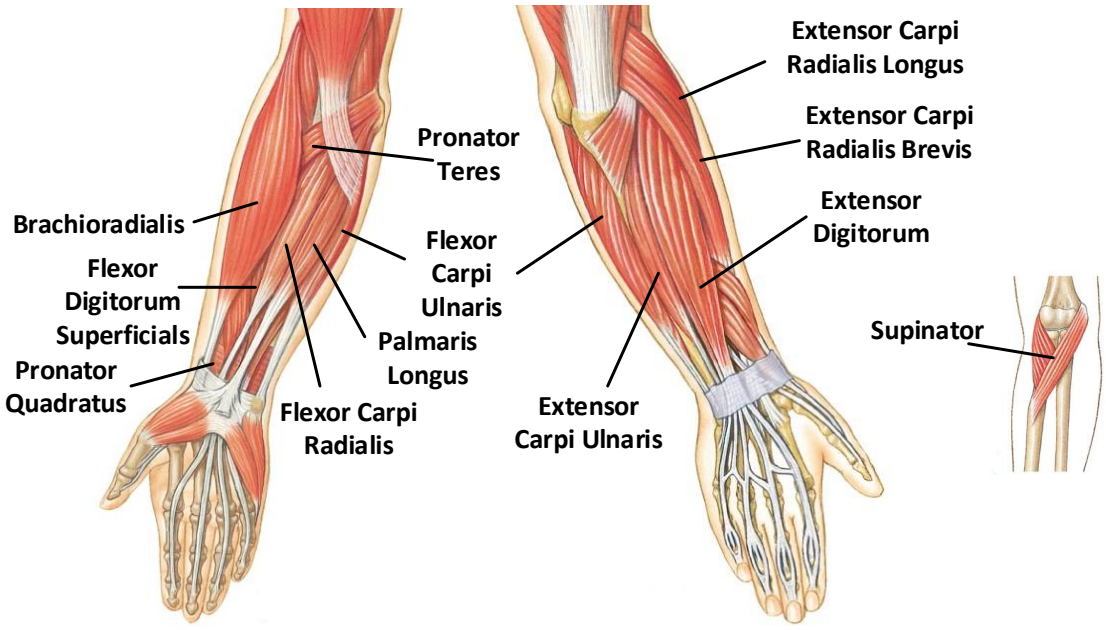


Şekil 2.3 Bilek ve önkol kemikleri [60]

Önkolda ön ve arka grup kasları bulunmaktadır. Ön grup kaslar, ağırlıklı olarak fleksör ve pronator, arka grup kaslar ise ekstansör ve supinator etkili kaslardır [59] . Her bir kas grubunda yüzeyel ve derin kaslar bulunmaktadır. Derinin hemen altında bulunan kaslara yüzeyel kaslar, kemik etrafında yer alan kaslara ise derin kaslar denilmektedir. Bilek ve önkol hareketlerinden her biri, bir veya birden fazla kasın kasılması ile gerçekleştirilmektedir. M. Flexor Carpi Ulnaris kası, bilek ekleminin esas ulnar deviasyon kasıdır. M. Pronator Quadratus kası önkolun esas pronator, M. Supinator kası ise önkolun esas supinator kasıdır. Ön grup kaslarının bir kısmı ulnar, bir kısmı ise median sinir ile uyarılırken, arka grup kaslarının tümü radial sinir ile uyarılmaktadır. Çizelge 2.2'de bilek ve önkol hareketlerini gerçekleştiren kaslar ve fonksiyonları görülmektedir. Parmak hareketlerinden sorumlu önkol kaslarına çizelgede yer verilmemiştir. Şekil 2.4'te ise önkol kasları görülmektedir.

Çizelge 2.2 Önkol kasları [59]

		Kas	Fonksiyonu
Ön Grup Kaslar	**Yüzeyel**	M. Pronator Teres	Pronasyon
		M. Flexor Carpi Radialis	Fleksiyon / Radyal Deviasyon
		M. Palmaris Longus	Fleksiyon
		M. Flexor Carpi Ulnaris	Fleksiyon / Ulnar Deviasyon
		M. Flexor Digitorum Superficialis	Fleksiyon
	Derin	M. Pronator Quadratus	Pronasyon
		M. Flexor Digitorum Profundus	Fleksiyon
Arka Grup Kasları	**Yüzeyel**	M. Extensor Carpi Radialis Longus	Ekstansiyon / Radyal Deviasyon
		M. Extensor Carpi Radialis Brevis	Ekstansiyon / Radyal Deviasyon
		M. Extensor Carpi Ulnaris	Ekstansiyon / Ulnar Deviasyon
	Derin	M. Supinator	Supinasyon



Şekil 2.4 Önkol kasları [61]

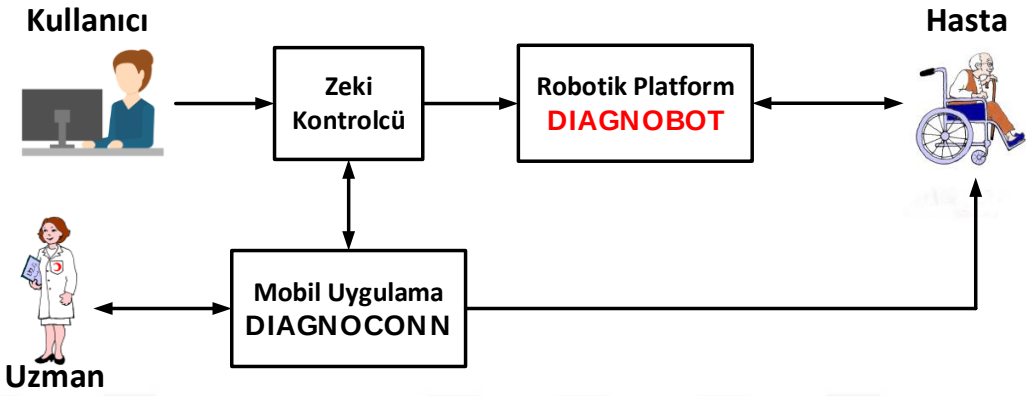
BÖLÜM 3

TEŞHİS VE TEDAVİ AMAÇLI ZEKİ ROBOTİK REHABİLİTASYON SİSTEMİ

3.1 Giriş

Bir sistemin "zeki" olarak nitelendirilebilmesi için sahip olması gerekli özellikler şunlardır: algılama, kavrama, bilgi toplama, öğrenme, sonuç çıkarma, karar verme ve uygulama [62]. Geliştirilen robotik sistem, kuvvet ve konum algılayıcılar sayesinde eklem hareket açıklığı, sıkma kuvveti ve eklem kuvvet/torklarını **algılayabilir**. Algılayıcılardan gelen bilgileri veri toplama kartları ile bilgisayar ortamına aktararak **bilgi toplayabilir**. Geliştirilen sistem, bünyesinde barındırdığı sürekli güncellenen sağlıklı insan veri tabanı ile sağlıklı insanlara ait eklem hareket açıklığı ve kuvvet örüntülerini istatistiksel yöntemler ile değerlendirip, hastalardan aldığı biyomekanik ölçümler ile karşılaştırarak **makine öğrenmesi** (veri tabanlarında bulunan verileri istatistiksel ve matematiksel yöntemler ile değerlendirerek bilinmeyen hakkında çıkarımlar yapan yapay zekâ tabanlı algoritma [63], [64]) gerçekleştirir ve hastaya ait eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork eksikliği derecesi hakkında **sonuç (teşhis) ortaya koyabilir**. Ortaya koyduğu bu sonuca göre egzersiz yöntemine ve parametrelerine **karar verebilir**. Verilen karara göre robot manipülatörleri sayesinde terapatik egzersizleri **uygulayabilir**. Sürekli güncellenen sağlıklı insan veri tabanı sayesinde sonuç çıkarma algoritmasında değişikliğe giderek farklı koşullara ve farklı hasta popülasyonlarına **uyum sağlayabilir**. Sahip olduğu doktor ve hastalara yönelik mobil uygulamalar ile doktor, hasta ve robot arasındaki **iletişimi sağlayabilir**. Geliştirilen rehabilitasyon destek sistemi bu özellikleri ile **zeki** bir sistemdir.

Geliştirilen sistem *hasta, uzman, kullanıcı, zeki kontrolcü,* DIAGNOBOT®[1] adı verilen *robotik platform* ve DIAGNOCONN©[2] adlı *mobil uygulama* olmak üzere altı üniteden oluşmaktadır. Sistemin genel blok diyagramı Şekil 3.1'de verilmiştir.



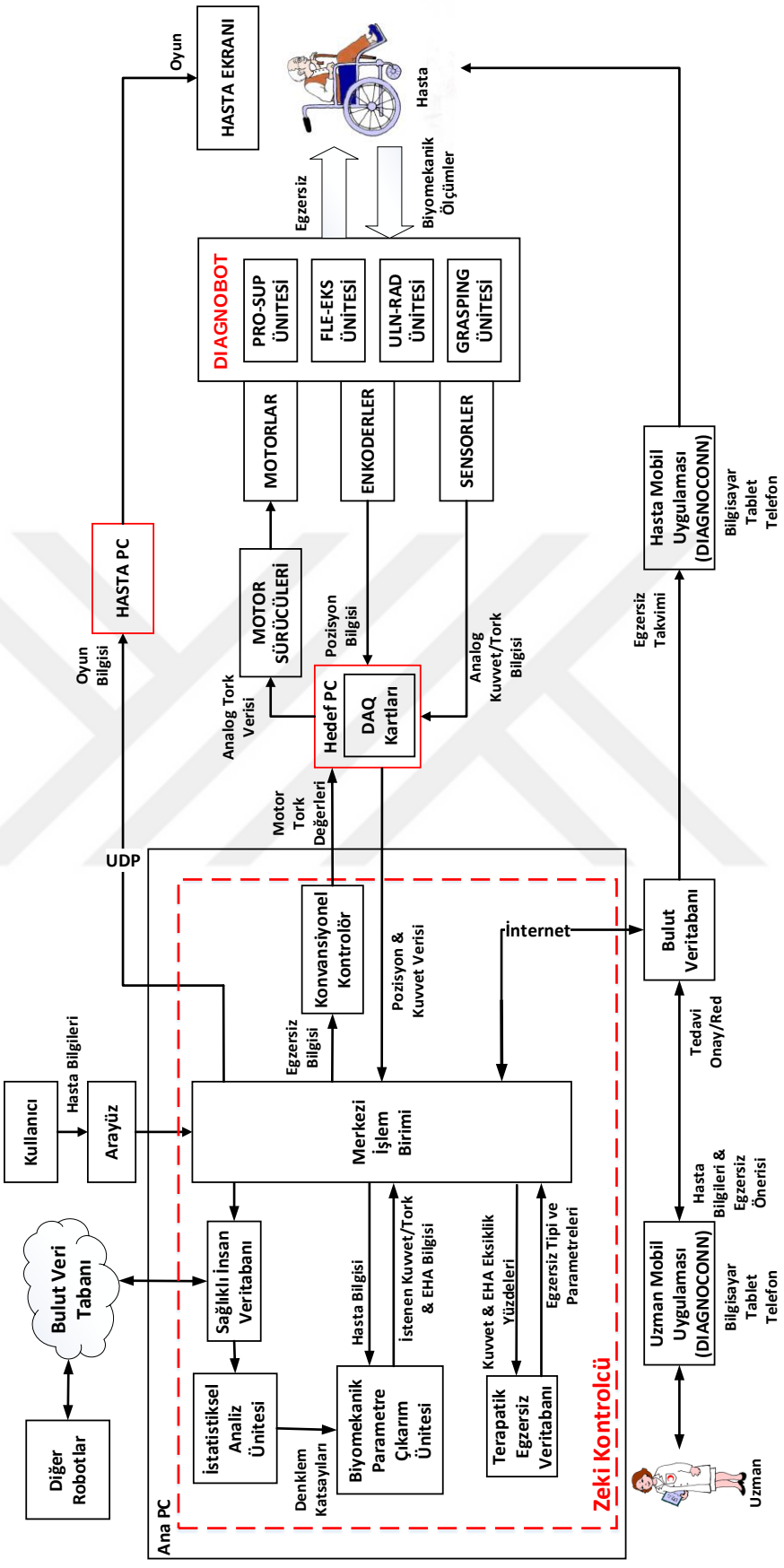
Şekil 3.1 Sistemin genel blok diyagramı

Kullanıcı, arayüz üzerinden hastaya ait bilgileri (ad - soyad, cinsiyet, yaş, boy, kilo, önkol boyu, önkol çevresi, iletişim bilgileri) girer. Zeki kontrolcü robotik platform üzerinden hastanın biyomekanik ölçümlerini (sıkma kuvveti, eklem hareket açıklıkları, eklem kuvvet ve tork değerleri) alır ve bünyesinde bulunan karar destek sistem yapısı sayesinde eklem hareket açıklığı ve kuvvet değerlerindeki eksikliklere yönelik teşhis işlemini yaparak uygulanması gereken egzersiz türlerini ve parametrelerini belirler. Bunları mobil uygulama üzerinden uzmana göndererek onayını veya gerekli ise değişiklikleri ister. Uzmandan gelen onay veya değişikliklere göre belirlenen egzersizleri hastaya yaptırır. Egzersiz sonuçlarını yine mobil uygulama üzerinden uzmana gönderir. Sistemin detaylı blok diyagramı Şekil 3.2'de verilmiştir.

Bu bölümde üst uzuvların fizik tedavi ve rehabilitasyonu için teşhis ve tedaviyi gerçekleştirmek üzere geliştirilen zeki robotik rehabilitasyon sisteminin detayları verilmiştir. Buna göre, mekanik tasarım, statik ve dinamik analizler, elektronik donanım, sağlıklı insan veri tabanı, terapatik egzersiz veri tabanı, kullanılan kontrol yöntemleri, egzersiz tipleri ve modellenmesi, mobil uygulamanın yapısı ve özellikleri ile teşhis yönteminin detayları açıklanmıştır.

[1] Tescil No: 2015 96586

[2] Başvuru No: 2018 03264



Şekil 3.2 Sistemin detaylı blok diyagramı

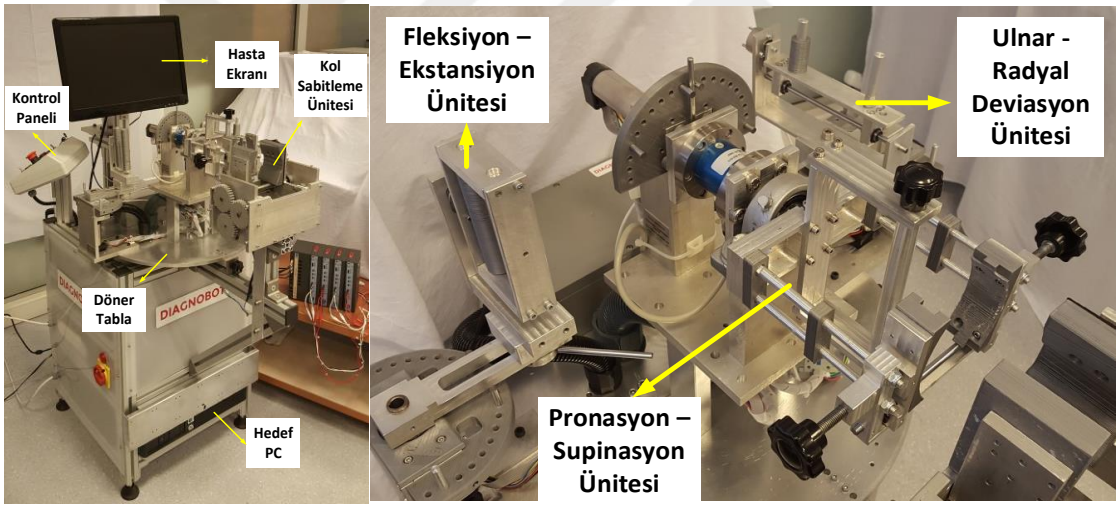
3.2 Mekanik Tasarım

Geliştirilen robotik sistemin fonksiyonel gereksinimleri ve tasarım parametreleri Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Fonksiyonel gereksinimler ve tasarım parametreleri

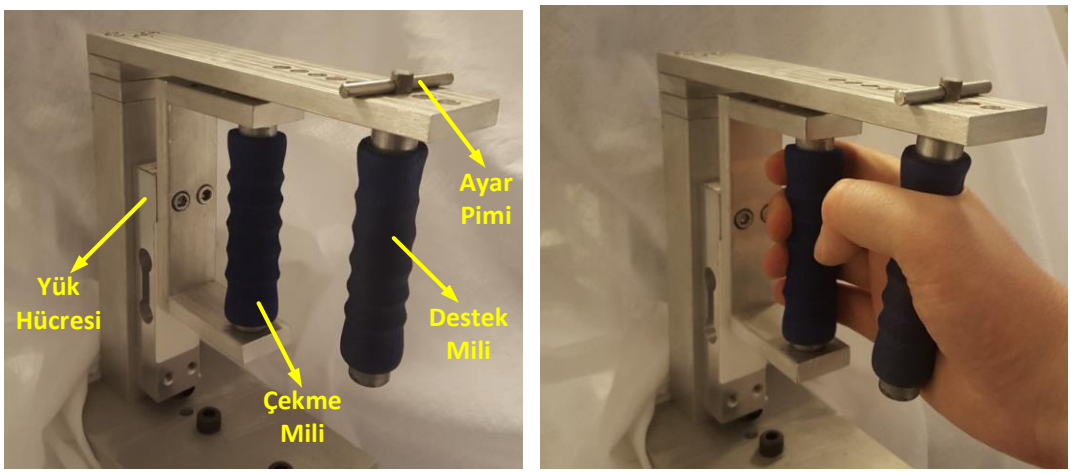
Fonksiyonel Gereksinimler	Tasarım Parametreleri
Bilek için fleksiyon-ekstansiyon, ulnar-radyal deviasyon, önkol için pronasyon-supinasyon hareketlerini gerçekleştirebilmelidir.	Her bir hareket için birer robotik ünite tasarlanmıştır.
Bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik eklem hareket açıklığı ve güçlendirme egzersizlerini gerçekleştirebilmelidir.	Kontrolcü yapıları pasif, aktif yardımlı, germe, izometrik, izotonik ve rezistif egzersizleri gerçekleştirebilecek şekilde oluşturulmuştur.
Kuvvet ve konum bilgilerini kayıt altına alabilmelidir.	Sisteme kuvvet ve konum algılayıcıları entegre edilmiştir.
El sıkma kuvvetini ölçebilmelidir.	Kuvvet algılayıcısı ihtiva eden sıkma kuvveti ölçüm ünitesi tasarlanmıştır.
Pronasyon/supinasyon hareketini hem manipülatörü kavrayarak hem de bileği sabitleyerek gerçekleştirebilmelidir.	Pronasyon/supinasyon ünitesi her iki tip sabitlemeye de uygun tasarlanmıştır.
Aynı anda iki hastanın tedavisine imkân vermelidir.	Her bir hareket için manipülatörler ayrı ayrı tasarlanarak döner tabla üzerine yerleştirilmiştir.
Manipülatörler hasta uzuv boyutuna göre ayarlanabilmelidir.	Her bir manipülatör için ayar mekanizmaları eklenmiştir.
Ev ve hastane şartlarında kullanıma uygun olmalıdır.	Sistemin fiziksel ölçüleri hastane ve ev ortamına uygun tasarlanmıştır.
Oluşabilecek herhangi bir probleme karşı birden çok güvenlik önlemi alınmalıdır.	Her bir ünitede mekanik sınırlar, 2 adet acil durdurma butonu, motorlar için akım sınırlaması ve yazılımsal güvenlik sağlanmıştır.

Bilek ve önkol rehabilitasyonunda uygulanan *fleksiyon-ekstansiyon, ulnar-radyal deviasyon* ve *pronasyon-supinasyon* hareketlerini gerçekleştirmek amacıyla **üç adet** robotik ünite tasarlanmıştır. Bu üniteler frenli bir adım motoru ile tahrik edilen döner tabla üzerine aralarında 90° açı olacak şekilde yerleştirilmiştir. Yapılacak olan egzersiz ve hareket tipine göre ilgili ünite, tablanın dönüşü ile hastanın önüne gelmektedir. Hastanın sıkma kuvvetini ölçmek için bir sıkma kuvveti ölçüm ünitesi tasarlanmıştır. Fleksiyon-ekstansiyon ve ulnar-radyal deviasyon hareketlerinde hastanın önkolunun sabitlenmesi gerekmektedir. Bunun için bir kol sabitleme ünitesi geliştirilmiştir. Döner tabla ve kol sabitleme ünitesi kontrol paneli üzerinden kontrol edilmektedir. Kontrol paneli üzerinde bir acil durdurma butonu da bulunmaktadır. Hastanın yönlendirilmesi ve oyun tabanlı geliştirilmiş egzersizler için bir hasta ekranı sistem üzerine yerleştirilmiştir. Sistemin genel yapısı ve döner tabla üzerine yerleştirilmiş üniteler Şekil 3.3'te görülmektedir.



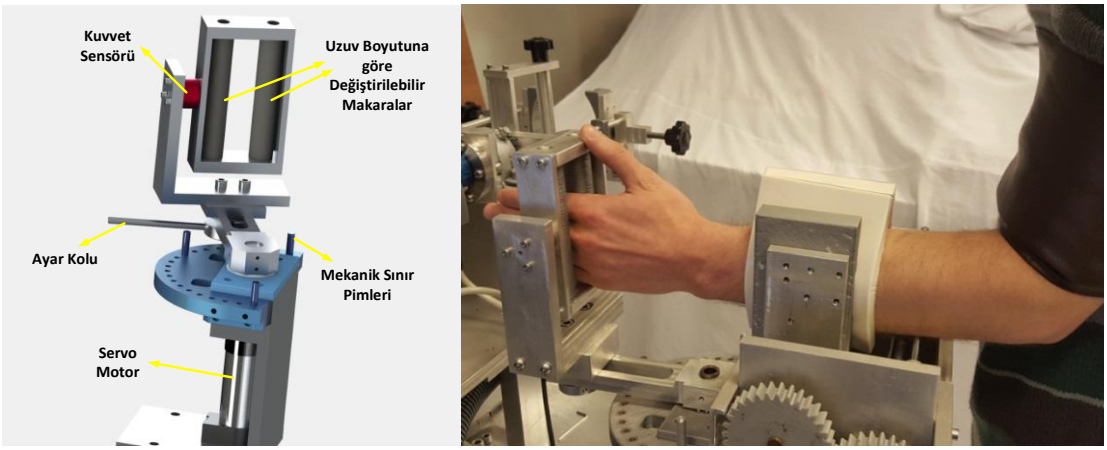
Şekil 3.3 Sistemin genel yapısı ve üniteler

Günlük aktivitelerde en çok kullanılan hareketlerden olan sıkma kuvveti, teşhis amaçlı yapılan biyomekanik ölçümlerdendir. Sıkma kuvvetinin ölçümü için üzerinde çekme yönlü yük hücresi bulunan bir ünite tasarlanmıştır. Ünite üzerinde çekme mili ve destek mili olmak üzere iki adet mil bulunmaktadır. Kuvvet, çekme mili üzerine uygulanmaktadır. Destek mili üzerinde bulunan pim sayesinde el büyüklüğüne göre ayar yapılabilmektedir. Sıkma kuvveti ölçüm ünitesi Şekil 3.4'te verilmiştir.



Şekil 3.4 Sıkma kuvveti ölçüm ünitesi

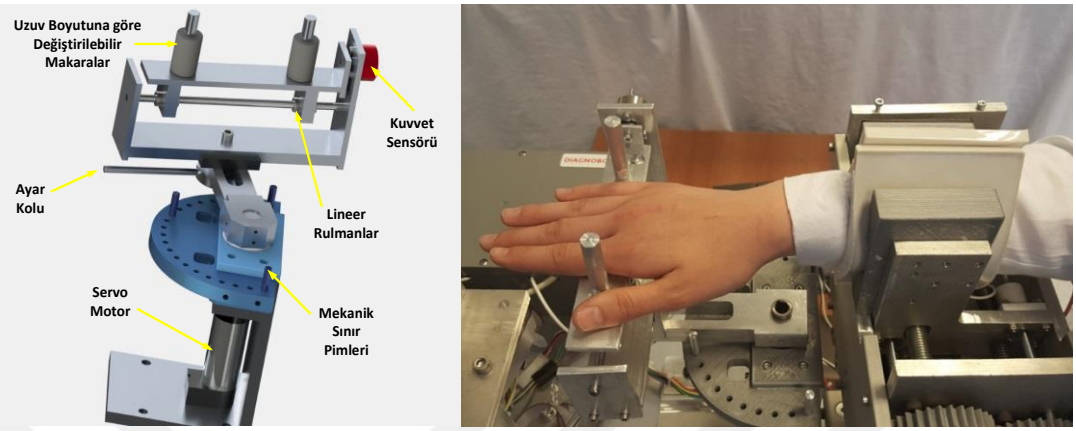
Fleksiyon – ekstansiyon ünitesi, bilek için fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirmek için tasarlanmıştır (Şekil 3.5). Servo motor ile tahrik edilen tek serbestlik dereceli bir robot manipülatördür. Kuvvet algılayıcısının bağlandığı kaide ayar kolu ile gevşetilip bağlı bulunduğu kanal içinde hareket ettirilerek uzuv boyutuna göre ayarlanabilmektedir. Felçli veya kavrama hareketini yapamayan hastaların kullanımına uygun olması için uzman görüşleri doğrultusunda geliştirilmiş tutamağı kavramaya gerek kalmadan, parmakların iki tutamak arasına yerleştirildiği bir tasarım gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.5 Fleksiyon – ekstansiyon ünitesi

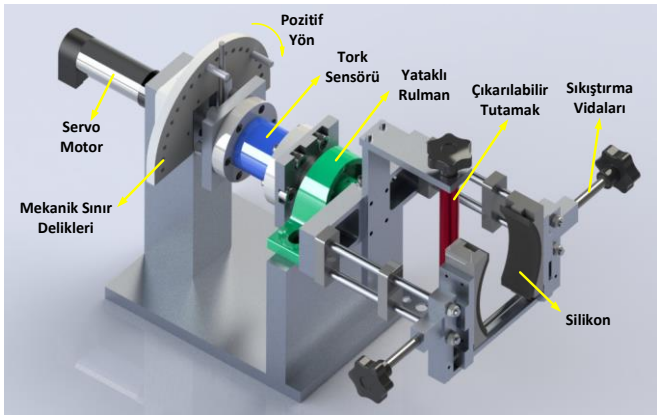
Ulnar – radyal deviasyon ünitesi, bilek için ulnar ve radyal deviasyon hareketlerini gerçekleştirmek için tasarlanmıştır (Şekil 3.6). Tek serbestlik dereceli bir robot manipülatördür ve servo motor ile tahrik edilmektedir. Üzerinde çift yönlü bir kuvvet algılayıcısı bulunmaktadır. Değiştirilebilir makaralar ile el genişliğine göre ayar

yapılabildiği gibi ayar kolu ile de el uzunluğuna göre ayar yapılabilmektedir. Kuvvet algılayıcısına bağlanmış olan elin yerleştirildiği kısmın kuvvet algılayıcısı üzerinde radyal yük oluşturmaması için lineer rulmanlar ile desteklenmiştir.

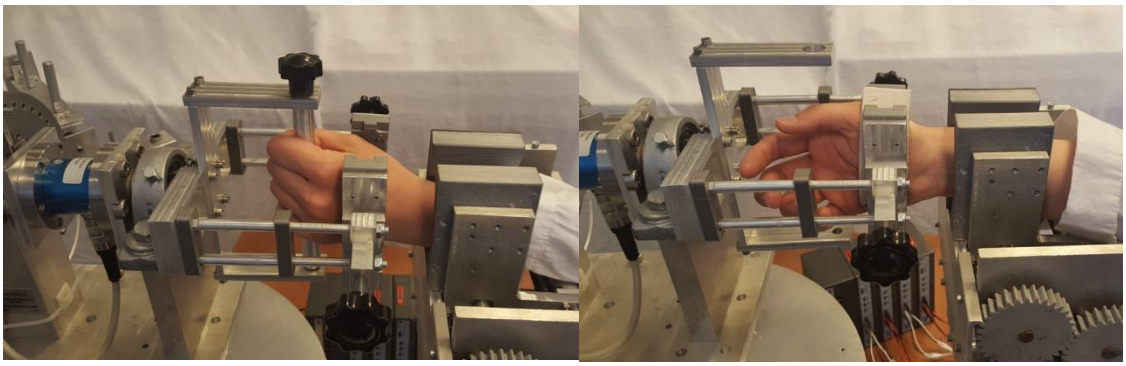


Şekil 3.6 Ulnar – radyal deviasyon ünitesi

Pronasyon - supinasyon ünitesi, önkol için pronasyon ve supinasyon hareketlerini gerçekleştirmek için tasarlanmıştır. Servo motor ile tahrik edilen tek serbestlik dereceli bir robot manipülatördür. Üzerinde eklem tarafından uygulanan torku ölçmek için çift yönlü bir tork algılayıcısı bulunmaktadır. Servo motor üzerindeki radyal yükü almak için yataklı rulman kullanılmıştır. Bilek üniteye iki şekilde sabitlenmektedir. Birincisinde çıkarılabilir tutamak kavranarak egzersizler ve ölçümler gerçekleştirilir. Felçli veya sinir kesisi nedeniyle elini kapatamayan hastalarda bu yöntem uygulanamamaktadır. Bu hastalar için diğer sabitleme yöntemi kullanılır. Bilek, çıkarılabilir tutamak sökülerek sıkıştırma vidaları ile iki çene arasında sabitlenir. Çeneler üzerinde silikon bantlar bulunmaktadır. Pronasyon – supinasyon ünitesinin genel yapısı Şekil 3.7'de görülmektedir. İki farklı bilek sabitleme yöntemi ise Şekil 3.8'de verilmiştir.

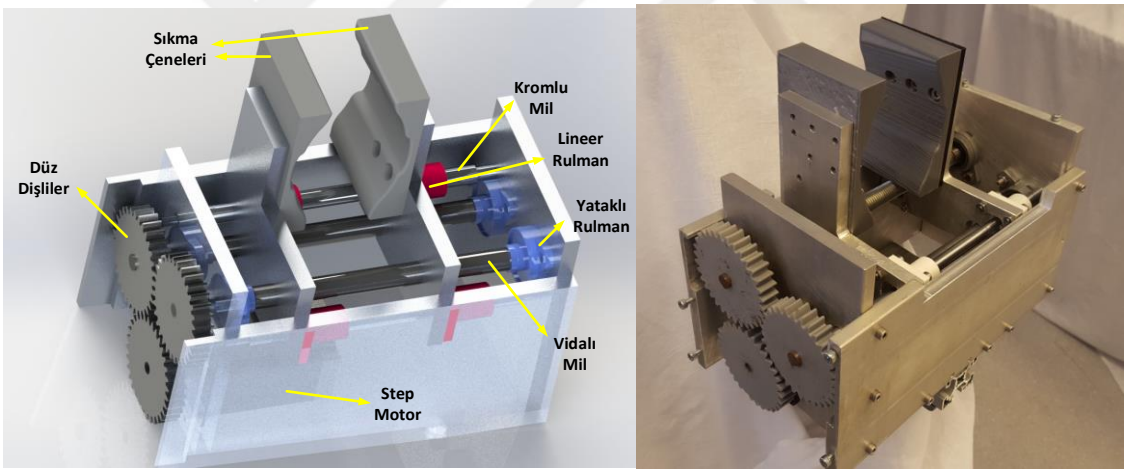


Şekil 3.7 Pronasyon - supinasyon ünitesi



Şekil 3.8 Pronasyon - supinasyon ünitesi farklı bağlama şekilleri

Kol sabitleme ünitesi, fleksiyon - ekstansiyon ve ulnar – radyal deviasyon hareketlerinde önkolun hareket etmemesini sağlamak için tasarlanmıştır. Önkol hareketi olan pronasyon – supinasyonda kol sabitlenmemektedir. Adım motoru ile tahrik edilmektedir. Üretilen hareket, dişliler yardımıyla farklı yönlere doğru hareket eden sıkıştırma çenelerine aktarılmaktadır. Çenelerin üzerinde kola zarar vermemeleri için silikon tabakalar bulunmaktadır. Kol sabitleme ünitesi Şekil 3.9'da görülmektedir.



Şekil 3.9 Kol sabitleme ünitesi

İnsanlarla etkileşim halinde olan robotlarda özellikle de medikal alanda güvenlik son derece önemlidir. Geliştirilen sistemde mekanik, elektronik ve yazılımsal güvenlik önlemleri alınmıştır.

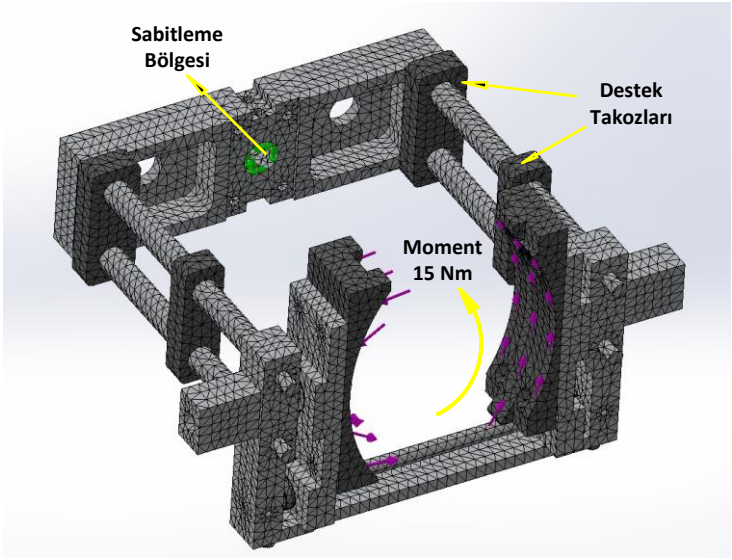
- Her bir ünitenin hareket aralığı, maksimum bilek ve önkol eklem hareket açıklığı kadardır.
- Tüm servo motorlarda akım sınırlaması yapılmıştır.
- Kullanıcı ve hasta için birer adet acil durdurma butonu bulunmaktadır.

- 220 V'luk gerilim bağlantıları, robot gövdesinden ayrı olarak yalıtımlı muhafaza içerisine yerleştirilmiştir.
- Her bir ünitenin hareketi yazılımsal olarak da maksimum eklem hareket açıklığında sınırlanmıştır.

3.3 Statik Analizler

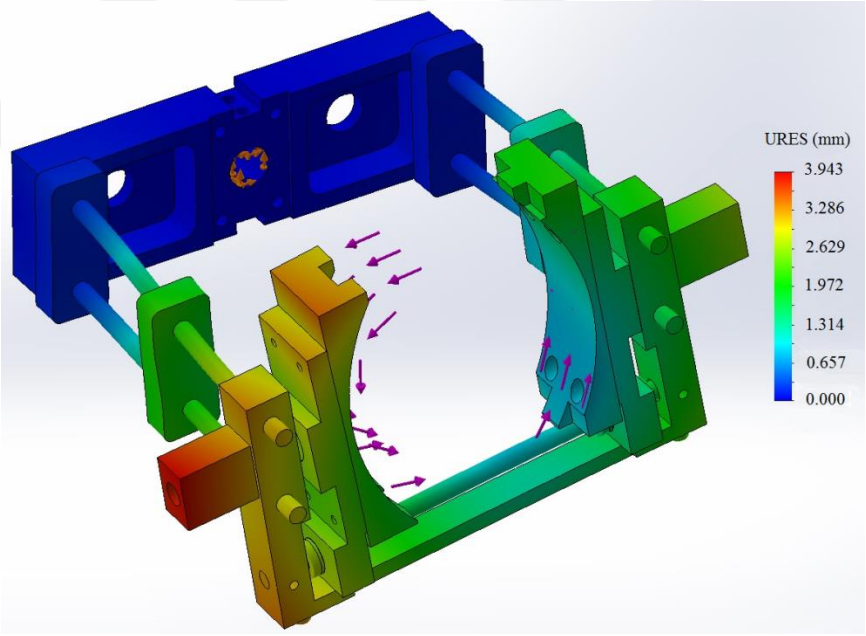
Tasarlanan robotik üniteler kuvvet ve tork etkisi altındadır. Bu kuvvet ve tork değerleri insan kolu ile uygulandığı için plastik deformasyon oluşturacak kadar büyük değildir. Uygulanan kuvvete göre elastik deformasyon sonucu bir miktar sehim oluşmaktadır ve bunun mümkün olduğunca az olması istenir. Bunun yanında sistemin ataletinin de mümkün olduğunca az olması gerekir. Bu nedenle statik analizler yapılarak farklı profildeki mekanik yapının yaptığı deformasyon miktarları ve ağırlıkları karşılaştırılarak en ideal profil seçilir.

Pronasyon – supinasyon ünitesinin mekanik yapısı Bölüm 3.2'de açıklanmıştı. Alüminyum çubukların yük altındaki deformasyonları sonucunda uç işlevci kısmında bir yer değiştirme oluşmaktadır. Bu yer değiştirme miktarı çubukların çapına ve destek takozlarına bağlıdır. Farklı çubuk çapları ve destek takozlarının var olup olmama durumuna göre statik analizler yapılmıştır. Analizlerde, maksimum 2 mm'lik yer değiştirmeyi sağlayacak mekanik yapının elde edilmesi hedeflenmiştir. Çubuk çapının artması deformasyon miktarını azaltmakta, ağırlığı ise artırmaktadır. Ünite üzerinde bulunan tork algılayıcısı ±10 Nm ölçebilmektedir. Bu değerin %50 fazlasına kadar yükleme yapılabilmektedir. Bu nedenle dış yük olarak saat yönünün tersinde 15 Nm'lik bir moment uygulanmıştır. Analizi yapılan geometri, sabitleme noktası ve uygulanan moment Şekil 3.10'da görülmektedir.



Şekil 3.10 Pronasyon- supinasyon statik analiz özellikleri

Analiz işlemi 6, 8 ve 10 mm'lik 6000 serisi alüminyum çubuklar ile yapılmıştır. Şekil 3.11'de 6 mm çaplı çubuklar ve destek takozları ile yapılmış analiz sonucu yer değiştirme miktarları görülmektedir.



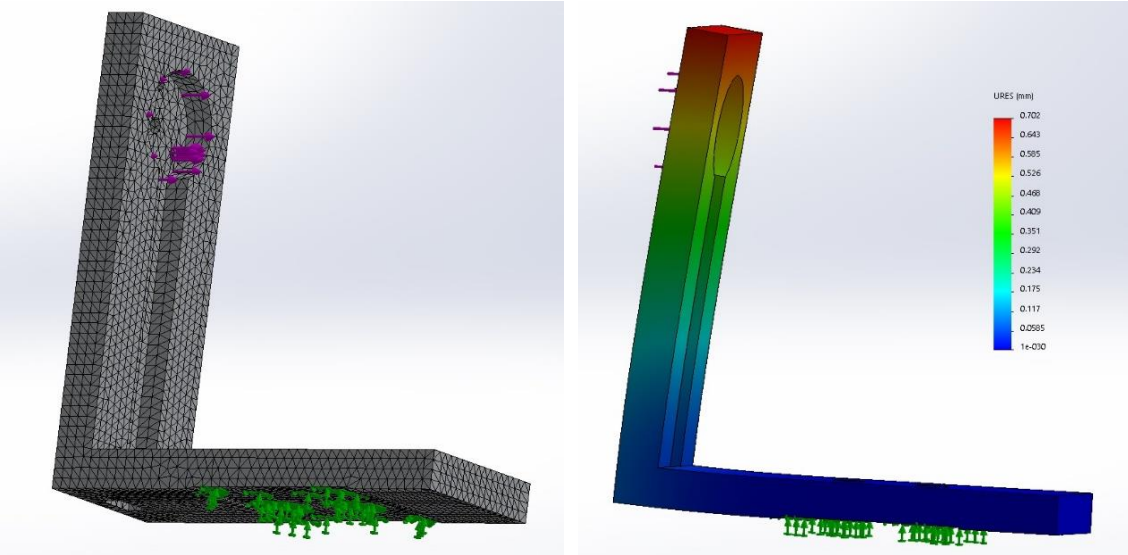
Şekil 3.11 Destek parçalı 6 mm mil ile yer değiştirme analizi sonucu

Çizelge 3.2'de analiz sonuçları verilmiştir. Çizelgedeki sonuçlara göre destek takozlarının kullanıldığı 8 mm'lik çubuklar ile yapılan tasarımın hedef olarak belirlenen maksimum 2 mm'lik yer değiştirmeyi sağlayabildiği görülmektedir. Bu nedenle pronasyon – supinasyon ünitesinin tasarımında 8 mm'lik alüminyum çubuklar kullanılmıştır.

Çizelge 3.2 Statik analiz sonuçları

Mil Çapı	**Maksimum Yer Değiştirme (mm)**	**Ağırlık (g)**
6 mm (desteksiz)	6,271	41
6 mm (destekli)	3,943	63
8 mm (desteksiz)	2,574	80
8 mm (destekli)	2,006	102
10 mm (desteksiz)	1,793	124
10 mm (destekli)	1,711	146

Fleksiyon – ekstansiyon ve ulnar radyal deviasyon ünitelerinde motor tarafından döndürülen kütle ve kuvvet uygulama noktası Şekil 3.12'de verilmiştir. Burada en çok yer değiştirme kuvvet algılayıcısının sabitlendiği kirişte meydana gelmektedir. Yer değiştirme miktarı kiriş kalınlığı ve geometrisine bağlıdır. En fazla izin verilen yer değiştirme miktarı 1 mm olarak belirlenmiştir. Bu ünitelerde motor tarafından hareket ettirilen kütlenin ağırlığı fleksiyon – ekstansiyon ünitesinde 1176 gram, ulnar – radyal deviasyon ünitesinde ise 912 gramdır. Kuvvet algılayıcısının bağlandığı kirişin ağırlığı toplam kütle ile kıyaslandığında çok küçük kalmaktadır. Bu nedenle kiriş kalınlığı ile toplam yer değiştirme ilişkisinin tespiti için karşılaştırmalı analiz yapılmasına gerek görülmemiştir. Statik analiz, 200 N kuvvet ile yapılmıştır. 10 mm kalınlıkta kiriş kullanılarak yapılan analizde 0,702 mm yer değiştirme gözlemlenmiştir. Bu değer hedeflenen yer değiştirmeden düşüktür ve 10 mm kalınlıkta kiriş kullanılması uygun görülmüştür. Yapılan statik analiz sonucu Şekil 3.12'de görülmektedir.



Şekil 3.12 10 mm kiriş kalınlığı ile yapılan analiz sonucu

3.4 Dinamik Analizler

Robot kontrolünde, sistem dinamik modelinin yüksek doğrulukta elde edilmesi son derece önemlidir. Buna mukabil empedans kontrol metodunun yüksek performanslı olarak çalışabilmesi için sistemin matematiksel modelinin elde edilmesi kritik önemi haizdir. Bu bölümde, sistemin dinamik denklemleri elde edilmiş ve parametre kestirim metodu ile dinamik parametreleri hesaplanmıştır.

Tek serbestlik dereceli pronasyon – supinasyon ünitesinin dinamik denklemi;

$$\tau = I\ddot{q} + gmr_{c,y}\sin(q) + gmr_{c,x}\cos(q) + f_v\dot{q} + f_c sign(\dot{q}) + \tau_{harici} \quad (3.1)$$

ile verilir. Tek serbestlik dereceli fleksiyon – ekstansiyon ve ulnar – radyal deviasyon ünitelerinin dinamik denklemi ise;

$$\tau = I\ddot{q} + gmr_{c,y}\sin(q) + gmr_{c,x}\cos(q) + f_v\dot{q} + f_c sign(\dot{q}) + J^T F_{harici} \quad (3.2)$$

ile verilir. Burada;

τ : Motor torku (Nm)

τ_{harici} : Robot manipülatöre uygulanan harici tork (Nm)

F_{harici} : Robot manipülatöre uygulanan harici kuvvet (N)

I : Link, motor ve dişlilerin toplam ataleti (kgm^2)

$\boldsymbol{J}$: Jakobiyen vektörü

q: açısal konum (rad)

m: eklem kütlesi (kg)

g: Yerçekimi ivmesi (m/s^2)

$r_{c,x}$: ağırlık merkezinin x eksenindeki konumu (m)

$r_{c,y}$: ağırlık merkezinin y eksenindeki konumu (m)

f_v : viskoz sürtünme (Nms/rad)

f_c: Coulomb sürtünme (Nm)'dir.

Bu denklemde, robot manipülatör tek serbestlik dereceli olduğu için Coriolis kuvveti ortaya çıkmamaktadır. Çok düşük hızlarda hareket ettiği için de merkezkaç kuvveti ihmal edilmiştir.

3.4.1 Sistemin Tanımlanması ve Parametre Kestirimi

Denklem 3.1 ve 3.2 ile verilen robotik sisteme ait dinamik denklemlerin (harici kuvvet ve torkların yer almadığı) ters dinamiği;

$$\tau = [\ddot{q} \quad gsin(q) \quad gcos(q) \quad \dot{q} \quad sign(\dot{q})] \begin{bmatrix} I \\ mr_{c,y} \\ mr_{c,x} \\ f_v \\ f_c \end{bmatrix} \tag{3.3}$$

$$= \emptyset(q, \dot{q}, \ddot{q})\boldsymbol{p}$$

ile verilir. Bu denklemde robot konumu, hızı ve ivmesi bilinen, ***p*** vektörü ise bilinmeyen parametrelerdir. En az 6 farklı $\emptyset$ vektörü ve karşılık gelen τ değerleri bilindiğinde, ***p*** vektörü hesaplanabilir. Buna **parametre kestirim metodu** denir [65].

Ancak robot torku ile link hız ve ivmelerinin ölçümünde hatalar bulunmaktadır. Bu sebeple 6 farklı noktadan çok daha fazlası kullanılır ve bir PID kontrolcü vasıtasıyla robot linkinin önceden belirlenmiş bir yörüngeyi takip etmesi sağlanır. Yörüngenin $i \in 1, \ldots\ldots, M$ adet örnekleme noktasındaki $q^i, \dot{q}^i, \ddot{q}^i$ ve τ^i değerleri için;

$$\boldsymbol{W} = \begin{bmatrix} \emptyset\,(q^1, \dot{q}^1, \ddot{q}^1) \\ \emptyset\,(q^2, \dot{q}^2, \ddot{q}^2) \\ | \\ \emptyset\,(q^M, \dot{q}^M, \ddot{q}^M) \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{Y} = \begin{bmatrix} \tau^1 \\ \tau^2 \\ | \\ \tau^M \end{bmatrix} \tag{3.4}$$

gözlem matrisi ***W*** ve giriş vektörü ***Y***'yi elde edersek,

$$\boldsymbol{Y} = \boldsymbol{W} * \boldsymbol{p} \tag{3.5}$$

olur. Burada $\boldsymbol{W}$ matrisinin koşul numarası değeri, doğrusal olmayan diferansiyel denklemin çözümüne ne kadar yaklaşıldığını gösterir [66]. Matematiksel olarak ifade edilmiş bir problemin girişinde meydana gelen küçük bir değişim çıkışta da aynı oranda değişime neden oluyorsa bu denklem "well-conditioned" olarak adlandırılır. Problemin girişindeki küçük değişim çıkışta büyük değişime neden olduğunda ise bu problem "ill-conditioned" olmaktadır. Bu durum koşul numarası ile ifade edilir. Koşul numarası sonsuz olan matrise **tekil matris** denir. Koşul numarası Denklem 3.6 ile tanımlanır.

$$sonuç\ değişimi = koşul\ numarası * giriş\ değişimi \tag{3.6}$$

$\boldsymbol{W}$ matrisinin koşul numarasını minimum yapan en optimal çözüm bulunmuştur. Çözüm için MATLAB programının *fmincon* fonksiyonu kullanılmıştır. Optimum yörünge sonlu Fourier serisi olarak gösterilirse;

$$q(t) = \sum_{l=1}^{N} \frac{a_l}{\omega_f l} \sin\left(\omega_f l t\right) - \frac{b_l}{\omega_f l} \cos\left(\omega_f l t\right) + q_0 \tag{3.7}$$

$$\dot{q}(t) = \sum_{l=1}^{N} a_l \cos\left(\omega_f l t\right) - b_l \sin\left(\omega_f l t\right) \tag{3.8}$$

$$\ddot{q}(t) = \sum_{l=1}^{N} -a_l \omega_f l \sin\left(\omega_f l t\right) + b_l\, \omega_f l \cos\left(\omega_f l t\right) \tag{3.9}$$

olur. Burada ω_f Fourier serisinin temel frekansı, a_l ve b_l katsayılar, N ise harmonik sayısıdır. Optimal yörüngenin tespitinde konum, hız ve ivme için sınır şartları verilebilir. Bu sınır şartları aşağıdaki şekilde ifade edilir;

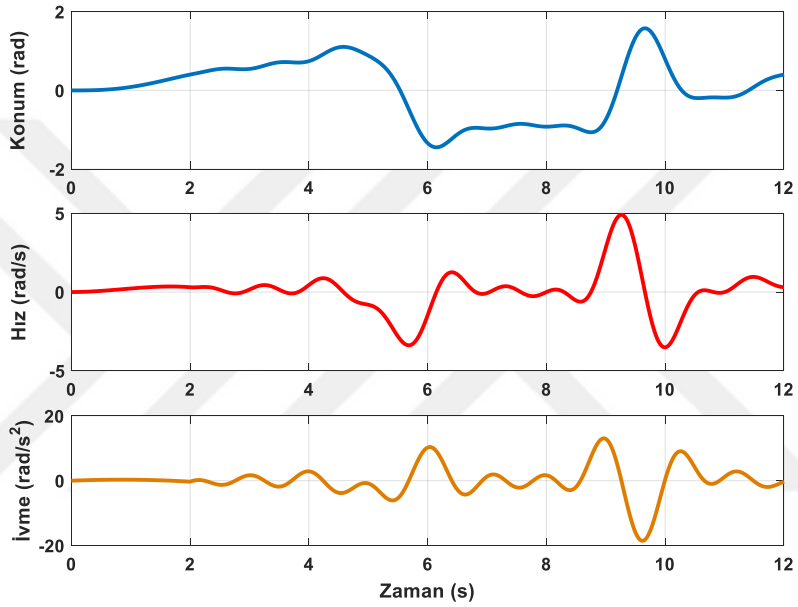
$$\delta^{\approx} = \arg\min cond\ (\delta, \omega_f) \tag{3.10}$$

$$q_{min} \leq q(t) \leq q_{max} \tag{3.11}$$

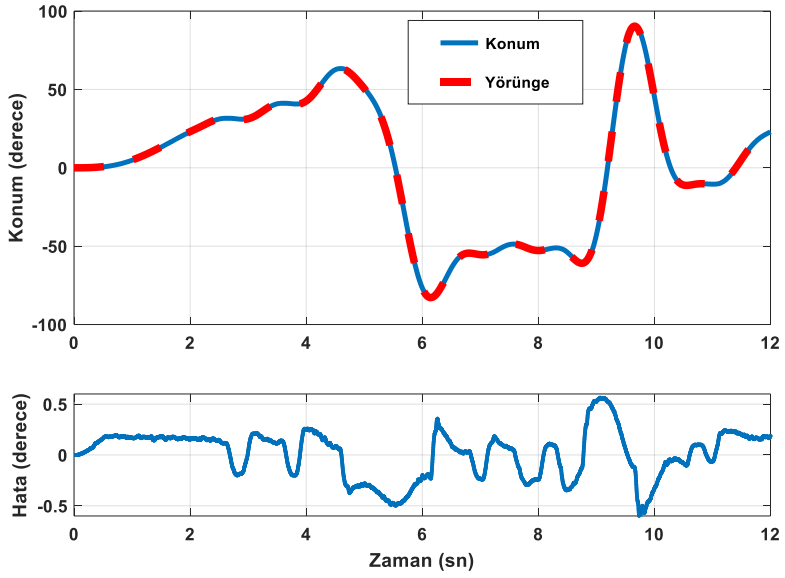
$$\dot{q}_{min} \leq \dot{q}(t) \leq \dot{q}_{max} \tag{3.12}$$

$$\ddot{q}_{min} \leq \ddot{q}(t) \leq \ddot{q}_{max} \tag{3.13}$$

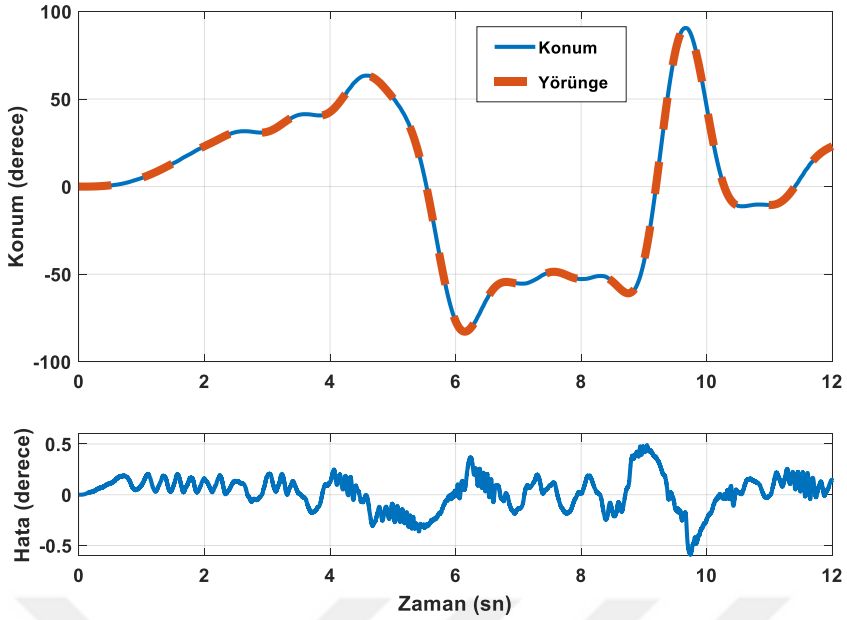
Burada $\boldsymbol{\delta}$ Fourier katsayılarını içeren vektör, $\boldsymbol{\delta}^{\approx}$ ise $\boldsymbol{W}$ matrisinin koşul numarasını minimize eden $\boldsymbol{\delta}$ vektörüdür. Yapılan optimizasyon işleminde $\omega_f = 0.1$, $N = 5$, $q_{min} = -90°$ ve $q_{max} = 90°$ olarak seçilmiştir. Elde edilen optimum yörünge Şekil 3.13'te görülmektedir. Bir PID kontrolcü vasıtası ile her bir ünite için robot manipülatörün bu yörüngeyi takip etmesi sağlanmış ve $q, \dot{q}, \ddot{q}$ değerleri kaydedilerek $\boldsymbol{W}$ vektörü elde edilmiştir. Pronasyon – supinasyon, fleksiyon – ekstansiyon ve ulnar – radyal deviasyon üniteleri için robot manipülatör konumları ve takip hataları Şekil 3.14, 3.15 ve 3.16'da görülmektedir.



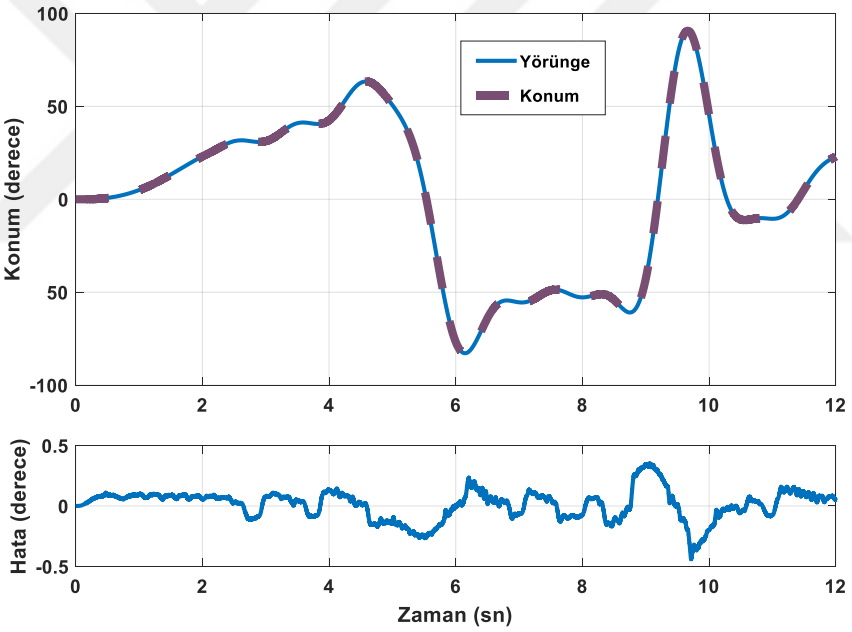
Şekil 3.13 Optimum yörünge



Şekil 3.14 Pronasyon – supinasyon optimum yörünge ve takip hatası



Şekil 3.15 Fleksiyon - ekstansiyon optimum yörünge ve takip hatası



Şekil 3.16 Ulnar – radyal deviasyon optimum yörünge ve takip hatası

Robot manipülatörlerin optimum yörüngeyi takibi esnasında motorlar tarafından uygulanan tork değerleri kaydedilerek $\boldsymbol{Y}$ vektörü elde edilmiştir. *En küçük kareler tahmin* yöntemi ile;

$$\boldsymbol{p} = (\boldsymbol{W}^T\boldsymbol{W})^{-1}\boldsymbol{W}^T\boldsymbol{Y} \tag{3.14}$$

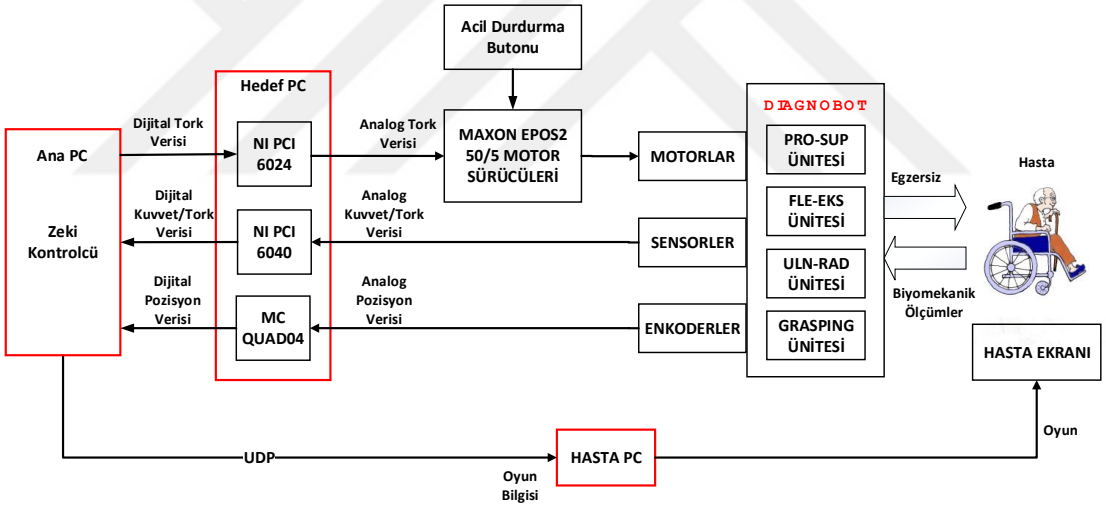
olarak parametre kestirimi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen dinamik parametreler Çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3 Her bir ünite için dinamik parametreler

Parametre	Pro - Sup	Fle - Eks	Uln - Rad Dev.	Birim
I	0,0277	0,0091	0,0177	kgm^2
$mgcos$	0,0082	0,2501	0,1878	kgm
$mgsin$	0,0182	0,4811	0,2733	kgm
f_v	0,0733	0,2433	0,3741	Nms/rad
f_c	0,1333	0,0766	0,0821	Nm

3.5 Elektronik Donanım

Geliştirilen elektronik sistem donanımında servo ve adım motorları, motor sürücüleri, kuvvet ve tork ölçümü için kuvvet ve tork algılayıcıları, veri alışverişi için veri toplama kartları bulunmaktadır. Sistemin elektonik donanımına ilişkin blok diyagram Şekil 3.17'de verilmiştir.



Şekil 3.17 Elektronik donanım blok diyagramı

Zeki kontrolcü ana bilgisayarda çalışmaktadır. Veri toplama kartları hedef bilgisayarda yer almaktadır. Egzersizlerde kullanılan oyunları hastalara iletmek için bir oyun bilgisayarı bulunmaktadır. Terapatik egzersizleri gerçekleştiren robotik ünitelerde tahrik elemanları olarak servo motorlar (Maxon EC-max 30) ve sürücüleri (Maxon EPOS2 50/5) kullanılmıştır. Her bir ünitede bulunan motor özellikleri Çizelge 3.4'te verilmiştir. Ünitelerin hasta önüne getirilmesini sağlayan döner tablanın hareketi için frenli adım motoru (Leadshine 60PH28-B) ve sürücüsü (Leadshine DM556), kol

sabitleme ünitesinin hareketi için adım motoru (Leadshine 57PH12) ve sürücüsü (Leadshine DM442) kullanılmıştır.

Çizelge 3.4 Servo motorların özellikleri

Ünite	Çevrim Oranı	Enkoder	Verim	Çıkış Torku
Fleksiyon - Ekstansiyon	103:1	500 pals/devir	%70	4,34 Nm
Ulnar – Radyal Deviasyon	86:1	500 pals/devir	%70	3,65 Nm
Pronasyon - Supinasyon	103:1	500 pals/devir	%70	4,34 Nm

Kuvvet ve tork ölçümü için kullanılan algılayıcılar ve özellikleri Çizelge 3.5'te verilmiştir.

Çizelge 3.5 Kuvvet ve tork algılayıcılarının özellikleri

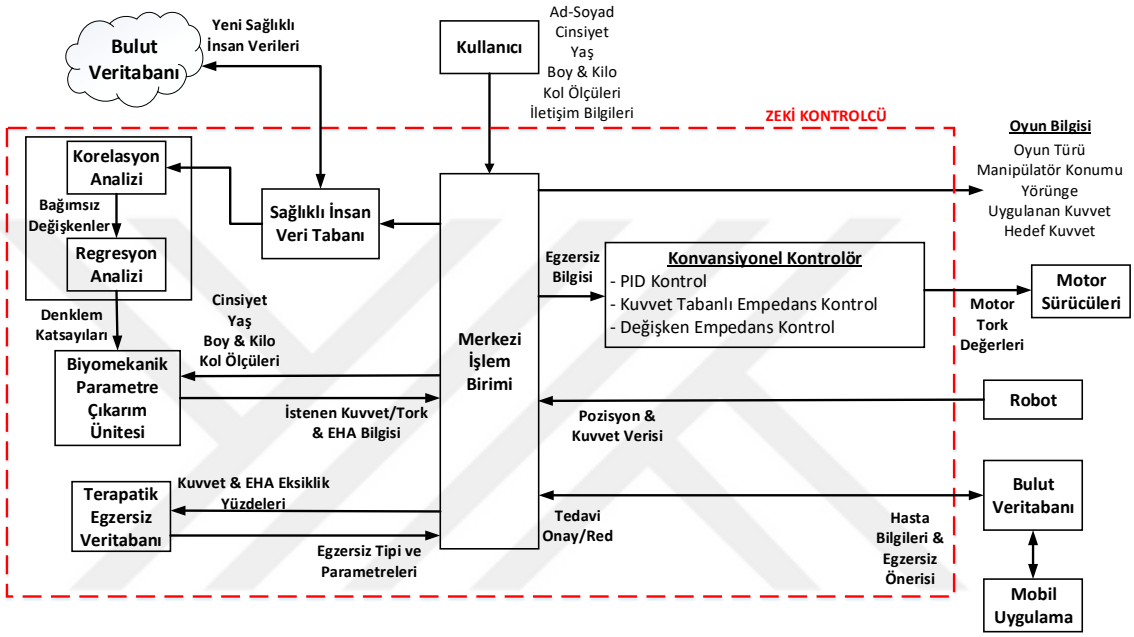
Ünite	Algılayıcı	Ölçüm Aralığı
Fleksiyon - Ekstansiyon	Schunk Nano25 Kuvvet Algılayıcısı	±125 N
Ulnar – Radyal Deviasyon	Burster 8523-200 Kuvvet Algılayıcısı	±200 N
Pronasyon - Supinasyon	Burster 8627-5010 Tork Algılayıcısı	±10 Nm
Sıkma Kuvveti Ölçüm Üni.	Loadstar RSP1 Kuvvet Algılayıcısı	50 kg

Zeki kontrolörden gelen dijital konum ve kuvvet verileri hedef bilgisayar üzerine yerleştirilmiş olan veri toplama kartları ile analog gerilim değerlerine dönüştürülerek motor sürücülerine gönderilmekte ve motorların hareketi sağlanmaktadır. Robot manipülatörlerden gelen dijital konum verileri enkoder kartı (Measurement Computing QUAD04), kuvvet/tork algılayıcılarından gelen analog kuvvet/tork değerleri analog giriş kartları (National Insturements PCI 6024 ve PCI 6040) ile bilgisayara aktarılmaktadır. Sistemde kontrol ve benzetim yazılımı olarak Matlab 2017a ve Simulink Real Time Simulation (Lisans Numarası: 40578168) kullanılmıştır. Donanım elemanları ile ilgili detaylı bilgiler Ek-A'da verilmiştir.

3.6 Zeki Kontrolcü

3.6.1 Genel Yapı

Zeki kontrolcü, sistemin işleyişinden sorumlu yönetim birimidir. Genel yapısı Şekil 3.18'de verilmiştir. Bu bölümde, zeki kontrolcüyü oluşturan birimler detaylı olarak açıklanmıştır.



Şekil 3.18 Zeki kontrolcü blok diyagramı

3.6.2 Merkezi İşlem Birimi

Zeki kontrolcünün yönetim birimidir. Kontrolcüyü oluşturan birimler arasında veri iletişimini sağlar. Çevre birimlerden aldığı bilgileri kullanarak eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork eksiklik teşhisini yapan birimdir. Merkezi işlem biriminin görevleri;

- kullanıcı tarafından girilen hasta bilgilerinin ve robot manipülatörler ile yapılan biyomekanik ölçümlerin alınması,
- sağlıklı insan veri tabanına sağlıklı insan verilerinin girilmesi,
- cinsiyet, yaş, boy, kilo, önkol boyu ve önkol çevresi verilerini biyomekanik parametre çıkarım ünitesine gönderilmesi,

- biyomekanik parametre çıkarım ünitesinden gelen istenen eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork bilgilerinin alınması,
- istenen eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork değerlerinden hastanın değerlerinin çıkarılması ve eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork eksiklik yüzdelerinin teşhis edilmesi,
- eksiklik yüzdelerininin terapatik egzersiz veri tabanına gönderilerek uygulanması gereken egzersiz tipi ve parametrelerinin alınması,
- egzersiz tipi ve parametrelerinin mobil uygulama üzerinden uzmanlara gönderilmesi,
- uzmandan gelen onay veya düzeltmelere göre konvansiyonel kontrolörde bulunan uygun kontrol yönteminin seçilerek gerekli motor tork değerinin hesaplanması ve motor sürücülere gönderilmesi,
- oyun tabanlı egzersizlerde oyun türü, yörünge, manipülatör konumu, uygulanan kuvvet ve hedef kuvvet gibi oyun bilgilerinin hasta bilgisayarına iletilmesidir.

Merkezi işlem biriminin hastanın biyomekanik parametrelerindeki (eklem hareket açıklığı, kuvvet, tork) eksiklik yüzdesini teşhisi Denklem 3.15 ile belirlenir;

$$Eksiklik\ Yüzdesi = \frac{(IBP-HBP)*100}{IBP} \tag{3.15}$$

Burada IBP istenen biyomekanik parametreler, HBP ise hasta biyomekanik parametrelerini temsil etmektedir. IBP biyomekanik parametre çıkarım ünitesi tarafından hesaplanır. HBP ise hastalardan alınan ölçümlerdir.

3.6.3 Sağlıklı İnsan Veri Tabanı

Sistemin teşhis işlemini gerçekleştirebilmesi için kullanılan, sağlıklı insanlara ait bilek ve önkol biyomekanik parametrelerinin yer aldığı veri tabanıdır. Bu bölümde sağlıklı insan veri tabanının oluşturulması ile ilgili detaylı bilgiler bulunmaktadır.

Geliştirilen sistemde veri tabanı yönetim sistemi olarak MySQL kullanılmıştır. SQL, yapılandırılmış sorgulama dili (Structured Query Language) adı verilen veri tabanları ile

kullanıcı arasındaki iletişimi sağlayan bir dildir. Sisteme ait tüm veri tabanları "www.diagnobot.xyz" alan adı altında saklanmaktadır.

Bilek ve önkol rehabilitasyonu açısından bakıldığında sağlıklı insan tanımına uyan insanların, kas kuvvetini olumsuz etkileyen diyabet, kemik kırığı, ampütasyon, tiroit, boyun fıtığı, nöropati, böbrek ve karaciğer yetmezliği ve romatizma hastalıklarına sahip olmaması gerekmektedir. Bu bireyler veri toplanması için uygundur. Veri toplama işlemi öncesi doldurulan form ile (EK-B) deneklerin bu hastalıklara sahip olup olmadığı kayıt altına alınmıştır.

Sağlıklı insan veri tabanı oluşturulurken en az kaç kişiden veri alınması gerektiğinin belirlenmesi için çeşitli hesaplamalar yapılmıştır. Türkiye Cumhuriyeti nüfusunun yaşlara göre dağılımına bakıldığında, 18-60 yaş arası nüfusun 2016 yılında 50.894.638 olduğu görülmektedir [67]. Yapılan çalışmada denek olarak yer alınabilmesi için bir önceki bölümde yer alan hastalıklara sahip olunmaması gerekmektedir. Uluslararası diyabet federasyonunun verilerine göre Türkiye'de 2016 yılı itibari ile diyabetli hasta sayısı 6.339.000'dir [68]. Tiroit hastası sayısı ise yaklaşık 1 buçuk milyondur. Toplam nüfustan denek olmayı etkileyecek diğer hastalıklar da çıkarıldığında hedef popülasyon büyüklüğü yaklaşık 35 milyon olarak belirlenmiştir. Bu sayı çok büyük popülasyon kapsamına girmektedir ve örnek sayısı hesaplanırken Denklem 3.16 kullanılmıştır [69].

$$\text{Örnek Sayısı} = \frac{Z\text{-}Skor^2 * Standart\ Sapma * (1 - Standart\ Sapma)}{Hata\ Payı^2} \tag{3.16}$$

Burada Z-Skor değeri, güvenirlik seviyesi ile ilişkilidir ve %90 güvenirlik seviyesi seçildiğinde Z-Skor değeri tablodan 1.645 olarak alınır. Standart Sapma 0.5 olarak seçilmiştir. Son olarak hata payı da ±%9 olarak belirlenmiştir. Bu değerlere göre gerekli örnek sayısı;

$$\text{Örnek Sayısı} = \frac{1.645^2 * 0.5 * (1 - 0.5)}{0.09^2} = 84 \tag{3.17}$$

olarak bulunur. Verilerin eksik, hatalı ölçümü ve veri setinde aşırı değerlerin bulunması ihtimallerine karşılık 55'i erkek, 45'i kadın olmak üzere 100 denekten veri alınmıştır.

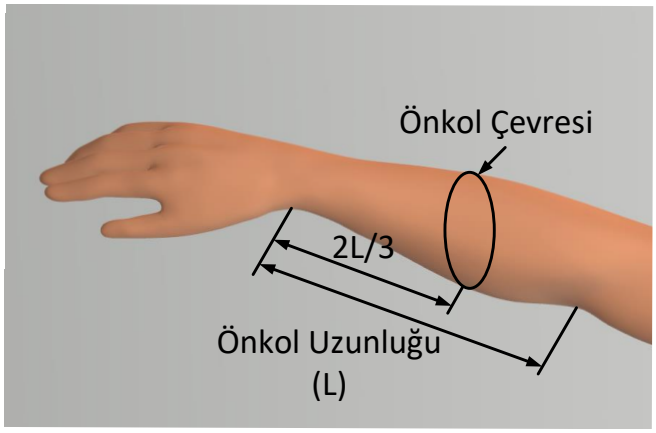
Aralarında sebep sonuç ilişkisi bulunan değişkenler bağımlı ve bağımsız değişken olarak sınıflandırılır. Bağımsız değişken, herhangi bir sebep sonuç ilişkisinde sebep durumunda olan değişkendir. Bağımlı değişken ise sebep sonuç ilişkisinde sonuç özelliği taşıyan değişkendir. Bağımlı değişkenin bağımsız değişkenden etkilenerek, ona bağlı olarak değişmesi beklenir. Çizelge 3.6'da sağlıklı insan veri tabanını oluşturan bağımlı ve bağımsız değişkenler verilmiştir.

Sağlıklı insan veri tabanını oluşturan değişkenlerden cinsiyet ve dominant el değişkenleri nitel ve süreksiz değişkenlerdir. Bunların haricindeki tüm değişkenler nicel ve sürekli değişkenlerdir.

Çizelge 3.6 Sağlıklı insan veri tabanını oluşturan değişkenler

Bağımsız Değişkenler	**Bağımlı Değişkenler**
Cinsiyet	Sıkma kuvveti (kg)
Yaş	Pronasyon – supinasyon eklem hareket açıklığı (derece)
Boy (cm)	Fleksiyon – ekstansiyon eklem hareket açıklığı (derece)
Kilo (kg)	Ulnar – radyal deviasyon eklem hareket açıklığı (derece)
Kol uzunluğu (cm)	Pronasyon torku (Nm)
Kol çevresi (cm)	Supinasyon torku (Nm)
Dominant el	Fleksiyon kuvveti (N)
	Ekstansiyon kuvveti (N)
	Ulnar deviasyon kuvveti (N)
	Radyal deviasyon kuvveti (N)

Şekil 3.19'da bağımsız değişkenlerden olan kol çevresi ve kol uzunluğunun ölçümü verilmiştir. Bu ölçümlere kolun **periferik ölçümleri** denilmektedir.



Şekil 3.19 Kolun periferik ölçümleri

Vücut kitle indeksi (VKİ) ise Denklem 3.18'deki formül ile hesaplanır.

$$VK\dot{I} = \frac{Kilo}{Boy^2} \tag{3.18}$$

Verilerin anlamlılığının ve birbirleri ile ilişkilerinin tespiti için çeşitli istatistiksel yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler, verilerin cinsi, sürekliliği ve veri sayısı gibi özelliklerine göre seçilir. Sağlıklı insan veri tabanındaki değişkenler ile yapılan istatistiksel hesaplamalar aritmetik ortalama, ortanca, tepe değer standart sapma ve açıklıktır. Bu hesaplamalara ilişkin formüller Denklem 3.19, 3.20, 3.21 ve 3.22'de verilmiştir.

$$Mod = Dizideki\ en\ çok\ tekrar\ eden\ sayı \tag{3.19}$$

$$Aritmetik\ Ortalama = \frac{Serideki\ tüm\ sayıların\ toplamı}{Serinin\ eleman\ sayısı} \tag{3.20}$$

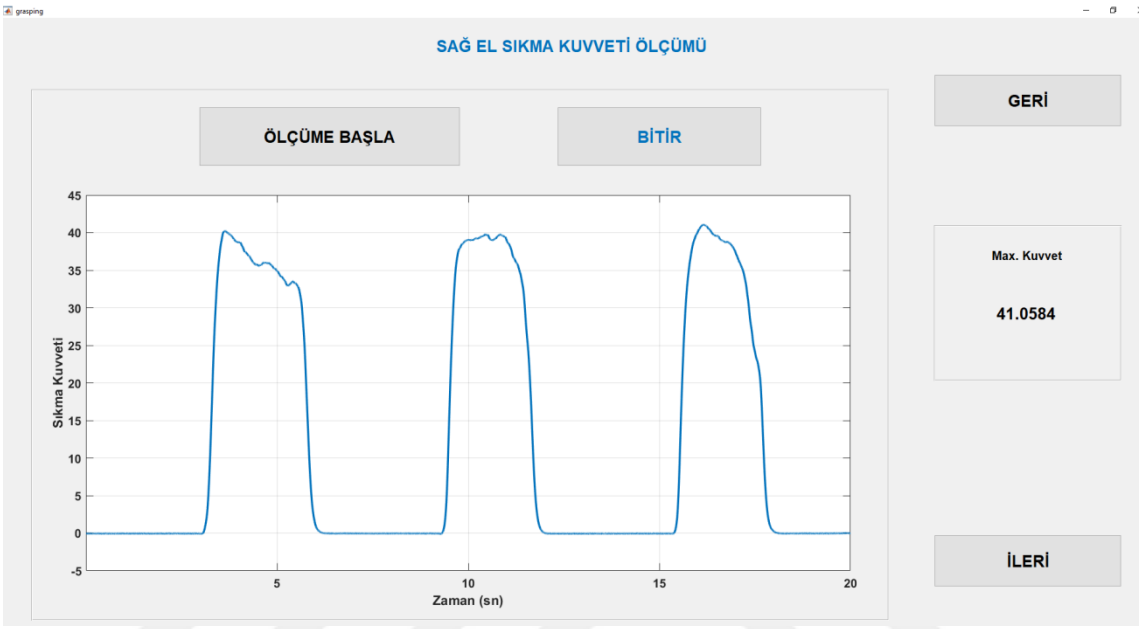
$$Standart\ Sapma\ \sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2} \tag{3.21}$$

burada N dizinin eleman sayısı, x_i dizinin i. elemanı, $\bar{x}$ dizinin aritmetik ortalamasıdır.

$$Açıklık = En\ Büyük\ Değer - En\ Küçük\ Değer \tag{3.22}$$

Sağlıklı insan veri tabanını oluşturmak için bir grafik kullanıcı arayüzü oluşturulmuştur. Bu arayüzden ilk olarak hastanın ad soyad, yaş, cinsiyet, telefon, e-mail, meslek, meslekte geçirdiği süre, sportif aktivite derecesi, dominant el, boy, kilo, önkol boyu ve önkol çevresi bilgileri girilerek kaydedilir. Kaydet tuşuna basıldığında otomatik olarak hasta bilgileri Excel tablosuna kaydedilir ve hasta adı ile oluşturulan klasöre gönderilir. Ardından sırası ile sağ ve sol el sıkma kuvveti, fleksiyon – ekstansiyon kuvveti, ulnar –

radyal deviasyon kuvveti, pronasyon – supinasyon kuvveti değerleri ölçülür. Denekten her bir ölçümde üç kere üç saniye boyunca kuvvet/tork uygulaması istenmektedir. Oluşan üç tepe değerin birbirlerine göre farkı hesaplanır. Eğer %10'dan fazla fark var ise ölçüm tekrarlanır. Tepe değerlerin ortalaması alınarak ilgili kuvvet/tork değeri belirlenir. Örnek olarak sağ el sıkma kuvveti ölçümü arayüzü Şekil 3.20'de verilmiştir.



Şekil 3.20 Sağ el sıkma kuvveti ölçüm arayüzü

Tüm ölçümler tamamlandığında sonuç arayüzü ekrana gelmektedir. Burada "Verileri Klasöre Kaydet", " Verileri Mail ile Gönder" ve "Verileri Bulut Veri Tabanına Gönder" seçenekleri yer almaktadır. Klasöre kaydet seçeneği seçildiğinde veriler denek adına oluşturulmuş olan klasöre kaydedilir. Mail ile gönder seçeneği seçildiğinde ise veriler yedekleme amacı ile "diagnobot@gmail.com" adresine gönderilir. Bulut veri tabanına gönder seçildiğinde ise veriler MySQL üzerinden internet ortamında bulunan tabloya gönderilir ve sağlıklı denekten veri toplama işlemi tamamlanmış olur. Sağlıklı insan veri tabanını oluşturan tablonun sütunlarını bağımlı ve bağımsız değişkenler oluşturmaktadır. Kişilere ait veriler ise satırlara işlenmektedir.

3.6.4 Korelasyon Analizi Ünitesi

Korelasyon analizi ünitesinin görevi, sağlıklı insan veri tabanındaki bağımlı değişkenler üzerinde etkili olan bağımsız değişkenleri belirleyerek regresyon analizi ünitesine göndermektir.

Kovaryans ve korelasyon, değişkenler arasındaki ilişkiyi tespit etmek için kullanılan istatistiksel yöntemlerdir. Kovaryans;

$$COV(x,y) = \frac{\sum_{i=1}^{N}(x_i-\bar{x})(y_i-\bar{y})}{N-1} \quad (3.23)$$

denklemi ile hesaplanır. Burada N toplam veri sayısı, x_i x değişkeni , $\bar{x}$ x değerlerinin ortalaması, y_i y değişkeni ve $\bar{y}$ y değerlerinin ortalamasıdır.

Kovaryanstan farklı olarak korelasyon, değişkenler arasındaki ilişkinin derecesini gösterir. Bu ilişki derecesine korelasyon katsayısı (r) denir. Korelasyon katsayısı;

$$r = \frac{COV(x,y)}{s_x s_y} \quad (3.24)$$

denklemi ile hesaplanır. Burada $COV(x,y)$ x ve y değişkenlerinin kovaryansı, s_x x değişkeninin standart sapması, s_y ise y değişkeninin standart sapmasıdır.

Korelasyon katsayısının yorumlanabilmesi için, p değerine bakılması gerekmektedir. *p* değeri, değişkenler arası bir karşılaştırmada, istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olup olmadığı kararının verileceği durumda olası hata miktarını belirtir. *p* değerinin maksimum kabul edilebilir değeri 0,05 olarak belirlenmiştir. Bu değerin altındaki *p* değerlerinde, karşılaştırma sonucu anlamlı farkın var olduğu kabul edilebilir.

Korelasyon analizi ile ilişkinin şiddeti belirlenmektedir. Korelasyon katsayısının (r) aldığı değere göre aşağıdaki şekilde yorum yapılmaktadır [70];

- r < 0,2 ise çok zayıf ilişki veya korelasyon yok,
- 0,2 < r < 0,4 ise zayıf korelasyon,
- 0,4 < r < 0,6 ise orta dereceli korelasyon,
- 0,6 < r < 0,8 ise yüksek korelasyon,
- 0,8 < r ise çok yüksek korelasyon

Korelasyon analizi ünitesinde yüksek ve çok yüksek korelasyona sahip değişkenler regresyon analizi ünitesine gönderilir.

3.6.5 Regresyon Analizi Ünitesi

Basit bir tek değişkenli regresyon modeli;

$$Y = a + bX + u \tag{3.25}$$

ile verilir. Burada Y ve X sırası ile bağımlı ve bağımsız değişken, b regresyon katsayısı, a sabit sayı ve u hata terimidir. Regresyon katsayısı, X'teki bir birim değişimin Y'de meydana getirdiği değişim miktarıdır.

Hata terimi, ilişkiyi temsil eden denklem ile gerçek denklem arasındaki farktır. Modelde olması gerektiği halde çeşitli sebeplerle modele alınamamış bütün bağımsız değişkenleri temsil etmektedir [71]. Bu sebepler;

- bağımlı değişkeni etkileyen tüm sebeplerin tespit edilememesi,
- tüm sebepler tespit edilse bile verilerin elde edilememesi,
- basitlik ilkesi gereği etkisi çok küçük olan değişkenlerin modele dahil edilmemesi,
- insanlar üzerinden alınan verilerde insanların aynı şartlar altında gerek psikolojik gerekse fiziksel sebeplerle aynı davranışları göstermemesinin etkisi,
- ölçüm yanlışlarıdır.

Tek değişkenli regresyon modeli çoğunlukla uygulamalarda yetersiz kalmaktadır. Çoğu zaman bağımlı değişkene etki eden birden fazla etmen bulunmaktadır. Bu durumda, iki ya da daha çok bağımsız değişken içeren regresyon modeline ihtiyaç duyulmaktadır. Çok değişkenli regresyon modelinde kullanılacak olan bağımsız değişkenlerin kendi arasında korelasyona sahip olmaması gerekmektedir. Çok değişkenli regresyon modeli;

$$Y = a_1 + a_2X_1 + a_3X_2 \dots\dots\dots\dots\dots\dots + a_nX_{n-1} \tag{3.26}$$

olarak ifade edilebilir. Burada Y bağımlı değişken, $X_1, X_2, \dots, X_n$ bağımsız değişkenlerdir. a_1 sabit terimdir ve bağımsız değişkenlerin tümü sıfır olduğunda bağımlı değişkenin ortalama değeridir. $a_2, a_3 \dots a_n$ katsayılarına kısmi regresyon katsayıları denir. Kısmi regresyon katsayıları tahmin edilerek regresyon modeli oluşturulur. Bu tahmin işlemi için en küçük kareler metodu (EKK) kullanılır. EKK metodu ile en az hata içeren regresyon modeli elde edilir. İki bağımsız değişkenden ve gerçek değerlerden oluşan bir ana kütle regresyon fonksiyonu;

$$Y = a_1 + a_2X_1 + a_3X_2 + u \quad (3.27)$$

olarak ifade edilir. Bu ana kütle regresyon fonksiyonunun tahminini veren regresyon fonksiyonu ise;

$$\hat{Y} = \widehat{a_1} + \widehat{a_2}X_1 + \widehat{a_3}X_2 + \hat{u} \quad (3.28)$$

olarak gösterilir. $\hat{Y}$, Y'nin tahmin edilmiş değeridir. En küçük kareler metodu ile $\sum \hat{u}^2$ ifadesini en küçük yapan a_1, a_2 ve a_3 katsayıları bulunur.

$$\sum(Y - \hat{Y})^2 = \sum(Y - \hat{a}_1 - \hat{a}_2X_2 - \hat{a}_3X_3)^2 = minimum \quad (3.29)$$

olması için a_1, a_2 ve a_3 katsayılarına göre kısmi türevler alınıp sıfıra eşitlenerek üç tane birinci dereceden üç bilinmeyenli denklem elde edilir [69];

$$\sum \hat{Y} = n\hat{a}_1 + \hat{a}_2 \sum X_2 + \hat{a}_3 \sum X_3 \quad (3.30)$$

$$\sum X_2\hat{Y} = \hat{a}_1 \sum X_2 + \hat{a}_2 \sum X_2^2 + \hat{a}_3 \sum X_2X_3 \quad (3.31)$$

$$\sum X_3\hat{Y} = \hat{a}_1 \sum X_3 + \hat{a}_2 \sum X_2X_3 + \hat{a}_2 \sum X_3^2 \quad (3.32)$$

Bu denklemler çözülerek a_1, a_2 ve a_3 katsayıları bulunur.

m tane bağımlı değişken ve n tane bağımsız değişkenden oluşan bir regresyon modeli;

$$\boldsymbol{Y}_{(mx1)} = \boldsymbol{A}_{(mx(n+1))}\boldsymbol{X}_{((n+1)x1)} \quad (3.33)$$

olarak ifade edilir. Burada $\boldsymbol{Y}$ bağımlı değişkenler vektörü, $\boldsymbol{X}$ bağımsız değişkenler vektörü, $\boldsymbol{A}$ katsayılar matrisi, m bağımlı değişken sayısı, n ise bağımsız değişken sayısıdır.

Geliştirilen zeki teşhis ve tedavi sisteminde fleksiyon kuvveti, ekstansiyon kuvveti, ulnar deviasyon kuvveti, radyal deviasyon kuvveti, pronasyon torku ve supinasyon torku olmak üzere altı bağımlı değişken bulunmaktadır. Bağımsız değişkenler ise, her teşhis işleminden önce sağlıklı insan veri tabanındaki veriler ile yapılan korelasyon analizi sonucunda bulunur. Bulunan bağımsız değişkenler regresyon analizi ünitesine gönderilir. Bu bağımsız değişkenlere göre regresyon modeli oluşturulur. Altı bağımlı değişken, n adet bağımsız değişkenden oluşan regresyon modeli,

$$\begin{bmatrix} Fleksiyon\ Kuv. \\ Ekstansiyon\ Kuv. \\ Ulnar\ Dev.Kuv. \\ Radyal\ Dev.Kuv. \\ Pronasyon\ Torku \\ Supinasyon\ Torku \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 & \cdots & a_{n+1} \\ b_1 & b_2 & b_3 & \cdots & b_{n+1} \\ c_1 & c_2 & c_3 & \cdots & c_{n+1} \\ d_1 & d_2 & d_3 & \cdots & d_{n+1} \\ e_1 & e_2 & e_3 & \cdots & e_{n+1} \\ f_1 & f_2 & f_3 & \cdots & f_{n+1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

olarak ifade edilir. Korelasyon analizi ünitesinde yapılan analiz sonucunda bağımsız değişkenler olarak kilo ve kol çevresi belirlendiği varsayıldığında, regresyon modeli;

$$\begin{bmatrix} Fleksiyon\ Kuv. \\ Ekstansiyon\ Kuv. \\ Ulnar\ Dev.Kuv. \\ Radyal\ Dev.Kuv. \\ Pronasyon\ Torku \\ Supinasyon\ Torku \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \\ e_1 & e_2 & e_3 \\ f_1 & f_2 & f_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ Kilo \\ Kol\ Çevresi \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

olacaktır.

Sonuç olarak regresyon analizi ünitesinin görevi katsayılar matrisini oluşturmaktır. Korelasyon analizi ünitesinden gönderilen seçilmiş bağımsız değişkenler ile altı bağımlı değişken arasındaki ilişkiyi kuran kısmi regresyon katsayılarından oluşan katsayılar matrisini Matlab programı ile hesaplayarak biyomekanik parametre çıkarım ünitesine gönderir. Buradaki bağımsız değişkenlerin sayısını korelasyon analizi ünitesi belirlemektedir.

3.6.6 Biyomekanik Parametre Çıkarım Ünitesi

Biyomekanik parametre çıkarım ünitesinin görevi, merkezi işlem biriminden gelen hasta fiziksel özellikleri (cinsiyet, yaş, boy, kilo, kol uzunluğu, kol çevresi) ve regresyon analizi ünitesinden gelen katsayılar matrisini kullanarak istenen biyomekanik parametreleri (eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork) belirlemektir.

Regresyon analizi ünitesinden, bağımsız değişkenler ile altı bağımlı değişken arasındaki ilişkiyi ortaya koyan denklem katsayıları alınır. Bu denklemlerde yer alan bağımsız değişkenler korelasyon analizi ünitesi ile belirlenmiştir. Bu bağımsız değişken değerleri yerlerine koyularak altı hareket tipi için istenen kuvvet/tork değerleri elde edilir. Eklem hareket açıklıkları ise literatürde yer alan ve Bölüm 2'de verilmiş olan değerlere göre belirlenir. Belirlenen bu değerler merkezi işlem birimine gönderilir.

3.6.7 Terapatik Egzersiz Veri Tabanı

Terapatik egzersiz veri tabanında egzersiz türlerinin ve bu egzersizlerin hangi durumlarda uygulanacağının bilgisi ile her bir sette uygulanması gereken eklem hareket açıklığı ve kuvvet değerleri yer almaktadır. Terapatik egzersiz veri tabanı, üç fiziksel tıp ve rehabilitasyon hekimi (K.B.K., H.S. ve Z.İ.) ve beş fizyoterapistten (B.I., P.E., E.N.Ç., H.T. ve S.N.Y.) oluşan sekiz kişilik ekipten alınan bilgiler ile oluşturulmuştur.

Merkezi işlem birimi, terapatik egzersiz veri tabanına kuvvet ve eklem hareket açıklığı eksiklik yüzdelerini gönderir. Bu eksiklik yüzdelerine göre egzersiz tipi ve egzersiz parametreleri belirlenerek merkezi işlem birimine gönderilir. Terapatik egzersiz veri tabanında eklem hareket açıklığı ve kuvvet eksiklik değerleri yüzde olarak değişik dilimlerle kategorize edilmiştir. Veri tabanının yapısı kurallardan oluşmaktadır. Her bir eklem hareket açıklığı ve kuvvet eksikliği değeri kurallara göre kontrol edilerek egzersiz önerisi yapılmaktadır. Buna göre örnek bir kural aşağıda verilmiştir;

Kural *<Eğer **f_a_EHAx**>%10 ve **f_a_EHAx**>**f_p_EHAx** ise ve **f_p_EHAx**==**f_max** ise Eg1=aktif yardımlı egzersiz>*

Burada ***f_a_EHAx*** ifadesi **fleksiyon** yönünde **aktif** eklem hareket açıklığındaki eksikliği belirtir. ***f_p_EHAx***, yine **fleksiyon** yönünde **pasif** eklem hareket açıklığındaki eksikliği ifade eder. ***f_max*** ise fleksiyon hareketi için sağlıklı bir insanda olması gereken eklem hareketi açıklığıdır. Bu kuralda hastanın aktif eklem hareket açıklığındaki eksiklik, pasif eklem hareket açıklığındaki eksiklikten büyüktür ve pasif eklem hareket açıklığı sağlıklı bir insanda olması gereken eklem hareket açıklığına eşittir. Yani hasta eklemi pasif olarak maksimuma kadar açılabilmektedir. Bu durum, eklemde kontraktür olmadığının göstergesidir. Bu nedenle birinci egzersiz (Eg1) olarak aktif yardımlı egzersiz önerilmiştir. Diğer bir örnek kural aşağıda verilmiştir;

Kural *<Eğer **f_a_EHAx**>%10 ve **f_a_EHAx**==**f_p_EHAx** veya **f_a_EHAx**>=**f_p_EHAx+ f_p_EHAx***1/20 ise Eg1=f_germe egzersizi>*

Bu kuralda hastanın aktif eklem hareket açıklığı eksiklik değeri %10'un üzerindedir. Hastanın pasif ve aktif eklem hareket açıklığı birbirine eşit veya pasif eklem hareket açıklığı %5 oranında daha fazladır. Yani uzuv pasif olarak da maksimum eklem hareket açıklığına getirilememektedir. Bu durum, eklemde kontraktür olduğunun göstergesidir.

Bu nedenle birinci egzersiz (Eg1) olarak germe egzersizi önerilmiştir. Diğer bir örnek kural aşağıda verilmiştir;

Kural *<Eğer **f_kuvvetx**>%30 ve **f_kuvvetx**<%45 ise Eg1=f_izometrik egzersiz Eg2=f_rezistif egzersiz - orta>*

Bu kuralda ***f_kuvvetx*** değeri hastanın fleksiyon kuvvet eksiklik değerini ifade etmektedir. Hastanın kuvvet eksikliği değeri %30 ile %45 arasındadır. Bu nedenle izometrik egzersiz önerilmiştir. Bunun yanında kuvvet eksikliği değeri %50'nin üzerinde olmadığı için ikinci egzersiz olarak "Orta" zorluk seviyesinde rezistif egzersiz önerilmiştir.

Egzersiz türü belirlendikten sonra egzersiz parametreleri de yine kurallar yardımıyla belirlenmektedir. Örnek bir kural aşağıda verilmiştir.

Kural *<Eğer **Eg1**==**f_germe egzersizi** ise Eg1p==**f_p_EHA**+5>*

Bu kuralda ***f_p_EHA,*** fleksiyon yönündeki pasif eklem hareket açıklığını ifade etmektedir. *Eg1p* ise birinci egzersiz parametresidir. Fleksiyon germe egzersizi parametresi olarak pasif eklem hareket açıklığının 5° fazlası önerilmiştir. Diğer bir örnek kural aşağıda verilmiştir;

Kural *<Eğer **Eg1**==**f_izometrik** ise Eg1p==**f_kuvvet/2**>*

Bu kuralda ***f_kuvvet,*** hastanın fleksiyon yönündeki maksimum kuvvetini ifade etmektedir. Fleksiyon izometrik egzersiz ilk tekrar parametresi olarak maksimum kuvvetin yarısı önerilmiştir.

Terapatik egzersiz veri tabanında toplamda 240 tane kural bulunmaktadır.

3.6.8 Konvansiyonel Kontrolör

Konvansiyonel kontrol ünitesinin görevi, merkezi işlem biriminden gelen egzersiz türü ve parametrelerine göre uygun kontrolcüyü seçip gerekli tork değerlerini hesaplayarak motor sürücülerine göndermektir.

Rehabilitasyon robotiğinin temelini insan – robot etkileşimi oluşturmaktadır. Bu etkileşime en uygun kontrol metodu empedans kontroldür [51], [72], [73]. Neville Hogan tarafından temelleri atılan [74] empedans kontrol metodu, kuvvet ve konum

tabanlı çalışabilmektedir. Robot uç işlevcisinin mekanik empedansının ayarlanması ile konum ve kuvvet kontrolünün gerçekleştirilmesidir. Pasif empedans yönteminde, mekanik empedans yay ve damper gibi mekanik elemanlar ile sağlanır. Aktif empedansta ise robot uç işlevcisinin konum, hız, ivme ve temas kuvveti gibi parametrelerinin ölçülerek kapalı çevrim kontrol sistemi oluşturulması ve eklem tahrik elemanlarının sürülmesi esasına dayanır.

Terapatik egzersizler, kuvvet ve konum kontrolü gerektiren egzersizlerden oluşur. Geliştirilen robotik sistemde gerçekleştirilen egzersizlerin kontrolünde temel olarak empedans ve PID kontrol metotları kullanılmıştır. Egzersiz türlerine göre kontrol yöntemi seçimi zeki kontrolcü tarafından yapılmaktadır. Egzersizlerin kontrol gereksinimlerine göre **PID kontrol**, **kuvvet tabanlı empedans kontrol** ve tez kapsamında geliştirilen ve eklem açısına bağlı olarak mekanik empedansın değiştiği **değişken empedans kontrol** modları arasında geçiş yapılmaktadır. Kuvvet kontrolü gerektiren egzersizlerde empedans tabanlı kontrol yöntemleri, konum kontrolü gerektiren egzersizlerde ise PID kontrol yöntemi kullanılmıştır. Egzersiz türleri ve kontrol yöntemleri Çizelge 3.7'de verilmiştir.

Çizelge 3.7 Egzersiz türlerine göre kontrol yöntemleri

Egzersiz	**Kontrol Yöntemi**
Pasif Egzersiz	PID Kontrol
Aktif Yardımlı Egzersiz	Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrol + PID Kontrol
Germe Egzersizi	PID Kontrol
İzometrik Egzersiz	PID Kontrol
İzotonik Egzersiz	Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrol
Rezistif Egzersiz	Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrol
Vario – Rezistif Egzersiz	Değişken Empedans Kontrol

3.6.8.1 PID Kontrol

Bir konum kontrol yapısında, arzu edilen konum θ_d, konum algılayıcısından ölçülen konum θ_a ile gösterildiğinde konum hatası;

$$\theta_e = \theta_d - \theta_a \tag{3.36}$$

olur. PID kontrol kuralı;

$$\tau = K_p\theta_e + K_i\int_0^t \theta_e dt + K_d\dot{\theta}_e \quad (3.37)$$

ile verilir. Burada K_p, K_d ve K_i sırası ile oran, türev ve integral katsayılarıdır. Bu katsayılar ayarlanarak yörünge takibi gerçekleştirilir.

3.6.8.2 Kuvvet Tabanlı Empedans Kontrol

Kuvvet tabanlı empedans kontrol modunda sistemin dinamik davranışı fleksiyon – ekstansiyon ve ulnar – radyal deviasyon üniteleri için;

$$M_d\ddot{x} + B_d\dot{x} - F_d = -F_{harici} \quad (3.38)$$

ile verilir. Burada M_d, B_d ve F_d sırası ile arzu edilen kütle, sönüm ve kuvvettir. $\dot{x}$ ve $\ddot{x}$ sırası ile çizgisel hız ve ivmedir. Denklem 3.38'den $\ddot{x}$ çekilirse;

$$\ddot{x} = {M_d}^{-1}(-B_d\dot{x} + F_d - F_{harici}) \quad (3.39)$$

elde edilir. Açısal hız ($\dot{q}$) ve açısal ivme ($\ddot{q}$)'den çizgisel hız ve ivmeye geçilirse;

$$\dot{x} = J(q)\dot{q} \quad (3.40)$$

$$\ddot{x} = J(q)\ddot{q} + \dot{J}(q)\dot{q} \quad (3.41)$$

elde edilir. Denklem 3.41'den $\ddot{q}$ çekilirse;

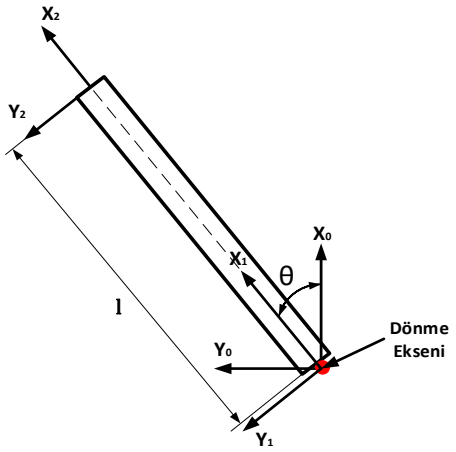
$$\ddot{q} = J(q)^{\dagger}(\ddot{x} - \dot{J}(q)\dot{q}) \quad (3.42)$$

olur. Burada $J(q)^{\dagger}$, $J(q)$ Jakobiyen vektörünün sözde tersini ifade etmektedir. Burada $\ddot{x}$ yerine Denklem 3.39'daki ifade yazılırsa;

$$\ddot{q} = J(q)^{\dagger}(({M_d}^{-1}(-B_d\dot{x} + F_d - F_{harici})) - \dot{J}(q)\dot{q}) \quad (3.43)$$

elde edilir. Bu ifade 3.2 numaralı tork denkleminde yerine yazılarak genel tork denklemi elde edilir.

$$\tau = IJ^{\dagger}\left((M_d^{-1}(F_d - F_{harici} - B_d\dot{x})) - \dot{J}(q)\dot{q}\right) + gmr_{c,y}\sin(q) + gmr_{c,x}\cos(q) + f_v\dot{q} + f_c sign(\dot{q}) + J^T F_{harici} \quad (3.44)$$



Şekil 3.21 Tek eksenli robot manipülatör eksen takımı

Tek eklemli döner bir mekanizma Şekil 3.21'de görülmektedir. θ açısına göre robot kolu uç noktasının x ve y eksenlerindeki yer değiştirmesi;

$$x = l\,cos\theta \tag{3.45}$$

$$y = l\,sin\theta \tag{3.46}$$

ile verilir. Burada l, dönme merkezi ile uç işlevci arasındaki mesafedir. Açısal hız ile çizgisel hız arasındaki ilişkiyi kuran Jakobiyen vektörü;

$$V = J\dot{\theta} \tag{3.47}$$

olarak gösterilir. Burada V, x ve y eksenlerindeki çizgisel hızları içeren vektördür.

$$\begin{bmatrix}\dot{x}\\ \dot{y}\end{bmatrix} = J\dot{\theta} \tag{3.48}$$

Bu ifadede θ'ya göre türevler alınırsa;

$$J = \begin{bmatrix}\frac{\partial x}{\partial \theta}\\ \frac{\partial y}{\partial \theta}\end{bmatrix} \tag{3.49}$$

$$J = \begin{bmatrix}-l\,sin\theta\\ l\,cos\theta\end{bmatrix} \tag{3.50}$$

olarak Jakobiyen vektörü elde edilir.

Pronasyon – supinasyon ünitesi için kuvvet tabanlı empedans kontrol modunda sistemin dinamik davranışı;

$$I_d\ddot{q} + B_d\dot{q} - \tau_d = -\tau_{harici} \tag{3.51}$$

ile verilir. I_d *ve* τ_d sırası ile arzu edilen atalet ve torktur. Burada $\ddot{q}$ çekilirse,

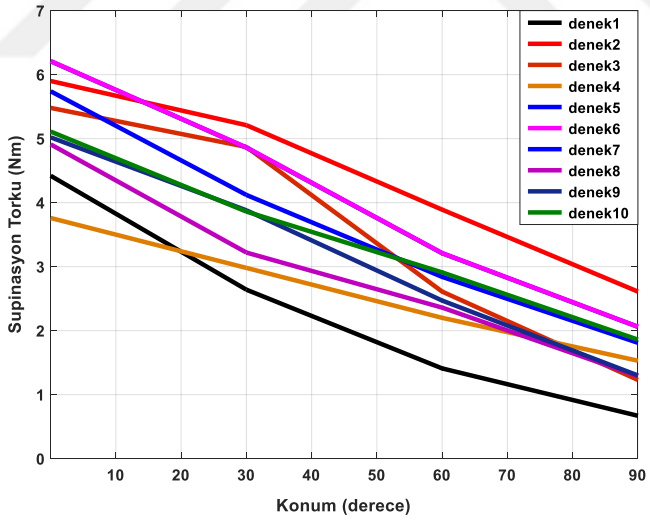
$$\ddot{q} = I_d^{-1}(\tau_d - \tau_{harici} - B_d\dot{q}) \quad (3.52)$$

elde edilir. Bu ifade 3.1 numaralı tork denkleminde yerine yazılarak genel tork denklemi elde edilir.

$$\tau = I\, I_d^{-1}(\tau_d - \tau_{harici} - B_d\dot{q}) + gmr_{c,y}\sin(q) + gmr_{c,x}\cos(q) + f_v\dot{q} + f_c sign(\dot{q}) + \tau_{harici} \quad (3.53)$$

3.6.8.3 Değişken Empedans Kontrol

Değişken empedans kontrol, eklem hareket açıklığına göre empedans parametrelerinin değiştiği bir kontrol yöntemidir. İnsan ekleminin doğası gereği eklem hareket açıklığı arttıkça ortaya çıkan kuvvet/tork değeri düşmektedir. Bu durum, 10 sağlıklı denek ile yapılan testler ile incelenmiş ve ortaya konmuştur. Supinasyon hareketi için 0°, 30°, 60° ve 80° eklem hareket açıklıklarında yapılan izometrik tork ölçümleri sonucu elde edilen değerler Şekil 3.22'de gösterilmiştir.



Şekil 3.22 Eklem hareket açıklığı – supinasyon torku ilişkisi

Şekil 3.22'de görüldüğü gibi eklem hareket açıklığı ile eklemde üretilen tork değeri arasında ters ilişki olduğu görülmektedir. Diğer hareketlerde de bu durum ortaya çıkmaktadır. Hareket açısı arttıkça eklemde üretilen kuvvet/tork düşmektedir. Dirençli egzersiz performansını artırmak için bu durum dikkate alınmalıdır. Bir önceki bölümde elde edilen genel tork denkleminde B_d sabit bir sayı olarak yer almaktadır. Geliştirilen

açıya bağlı olarak değişen empedans kontrol yönteminde ise B_d, eklem açısına göre değişmektedir. Eklem 0°de iken B_d maksimum değeri almaktadır ($B_{d_{max}}$). Eklem, maksimum eklem hareket açıklığı değerine doğru hareket ederken B_d azalır ve maksimum θ değerine (θ_{max}) ulaştığında B_d en küçük değeri alır ($B_{d_{min}}$);

$$\Delta B_d = B_{d_{max}} - B_{d_{min}} \tag{3.54}$$

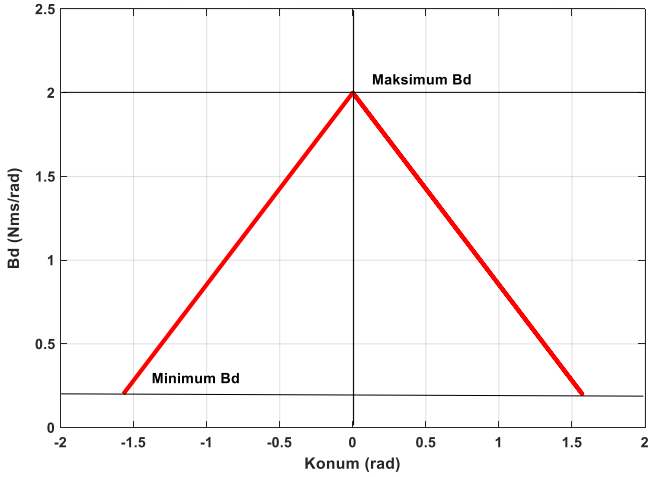
B_d değişimi güncel konum (θ) ve maksimum konuma (θ_{max}) bağlı olarak yazılırsa;

$$B_d = \Delta B_d \frac{(\theta_{max} - |\theta|)}{\theta_{max}} \tag{3.55}$$

olur. θ değeri θ_{max} değerine ulaştığında $B_d = 0$ olmaktadır. Bu durum sistemin kararsız olmasına neden olmaktadır. Bu nedenle B_d denklemine $B_{d_{min}}$ değeri eklenir ve aşağıdaki değişken B_d denklemi elde edilir.

$$B_d = \left[(\theta_{max} - |\theta|)\left(B_{d_{max}} - B_{d_{min}}\right)(\theta_{max})^{-1}\right] + B_{d_{min}} \tag{3.56}$$

$\theta_{max} = 90°$, $B_{d_{max}} = 2\ Nms/rad$ ve $B_{d_{min}} = 0.2\ Nms/rad$ iken konum - B_d ilişkisi Şekil 3.23'te gösterilmiştir.



Şekil 3.23 Konum – B_d ilişkisi

Denklem 3.56 ile verilen değişken B_d eşitliği Denklem 3.44 ve Denklem 3.53'te yerlerine konulduğunda;

$$\tau = IJ^{\dagger}\left(M_d^{-1}\left(F_d - F_{harici} - \left(\left[(\theta_{max} - |\theta|)\left(B_{d_{max}} - B_{d_{min}}\right)(\theta_{max})^{-1}\right] + B_{d_{min}}\right)\dot{x}\right)\right) + gmr_{c,y}\sin(q) + gmr_{c,x}\cos(q) + f_v\dot{q} + f_c sign(\dot{q}) + J^T F_{harici} \tag{3.57}$$

$$\tau = II_d^{-1}\left(\tau_d - \tau_{harici} - \left(\left[(\theta_{max} - |\theta|)\left(B_{d_{max}} - B_{d_{min}}\right)(\theta_{max})^{-1}\right] + B_{d_{min}}\right)\dot{q}\right) + gmr_{c,y}\sin(q) + gmr_{c,x}\cos(q) + f_v\dot{q} + f_c sign(\dot{q}) + \tau_{harici} \quad (3.58)$$

denklemleri elde edilir.

3.6.9 Egzersiz Türleri

Geliştirilen sistem, eklem hareket açıklığına yönelik pasif, aktif yardımlı ve germe egzersizlerini, kuvvet kazandırmaya yönelik izometrik, izotonik, dirençli ve değişken dirençli egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Bu egzersiz tipleri ile ilgili detaylar ve uygulama prosedürleri bu bölümde verilmiştir.

3.6.9.1 Pasif Egzersiz

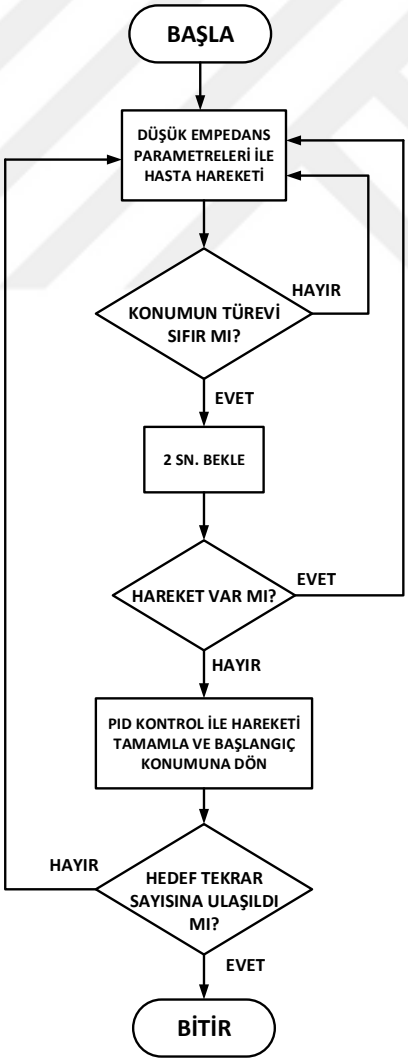
Bu egzersiz türünde, hasta uzvu, istenilen eklem hareket açıklığı sınırlarında hareket ettirilmektedir. Hastadan herhangi bir kuvvet veya tork geri beslemesi alınmamaktadır. Hasta pasif, robot ise aktiftir. Zeki kontrolcü tarafından hareket türü, eklem hareket açıklığı ve egzersiz hızı belirlenmektedir. Eklem hareket açıklığı değeri ile eklemin kaç dereceye kadar hareket ettirileceği, hız parametresi ile bir hareketin kaç saniyede tamamlanacağı belirlenir. Egzersiz sonunda elde edilen çıktılar ise, konum ve konum hatasıdır. Pasif egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil 3.24'te verilmiştir.



Şekil 3.24 Pasif egzersiz akış diyagramı

3.6.9.2 Aktif Yardımlı Egzersiz

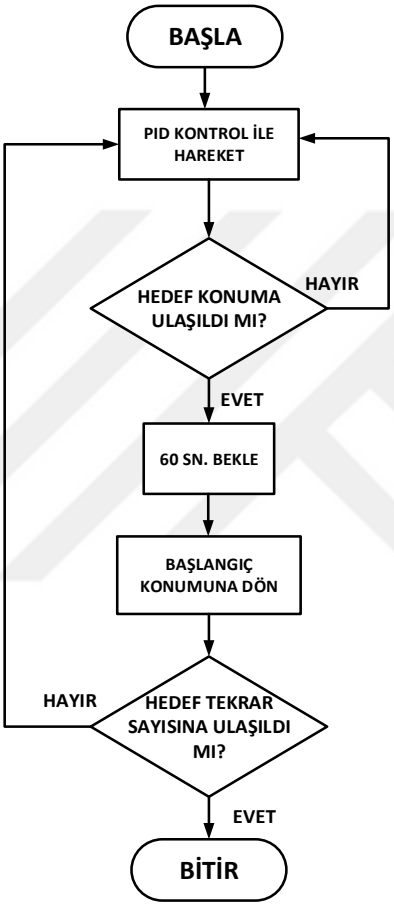
Aktif yardımlı egzersizler, hastaların aktif olarak hedef eklem hareket açıklığına ulaşamadıkları durumda uygulanır. Zeki kontrolcü tarafından hedef konum belirlenir. Uzuv, bu konuma ulaşabilmek için harekete başlar ve gelebildiği konuma kadar gelir. Uzuv hareketi durduğu anda konumun türevi sıfır olur. Bu andan itibaren 2 sn. boyunca beklenir. Bu süre içerisinde hasta hareketine devam edemezse hasta uzvu hedef konuma robot tarafından PID kontrol yöntemi ile götürülür ve başlangıç konumuna geri döner. Hastanın aktif olduğu bölgede kuvvet tabanlı empedans kontrol yöntemi devrededir. Hastanın uzvunu rahatça hareket ettirebilmesi için empedans parametreleri en düşük seviyede ayarlanır. Aktif yardımlı egzersize ait akış diyagramı Şekil 3.25'te verilmiştir.



Şekil 3.25 Aktif yardımlı egzersiz akış diyagramı

3.6.9.3 Germe Egzersizi

Germe egzersizinde amaç kontraktür bulunan dokuları açmaktır. Hasta uzvu robot tarafından hedef eklem hareket açıklığına götürülür. Hedef eklem hareket açıklığı zeki kontrolcü tarafından belirlenir. Uzuv, 60 sn. boyunca hedef konumda tutulur ve başlangıç konumuna geri döner. Bu işlem hedef tekrar sayısı kadar gerçekleştirilir. Germe egzersizine ait akış diyagramı Şekil 3.26'da verilmiştir.

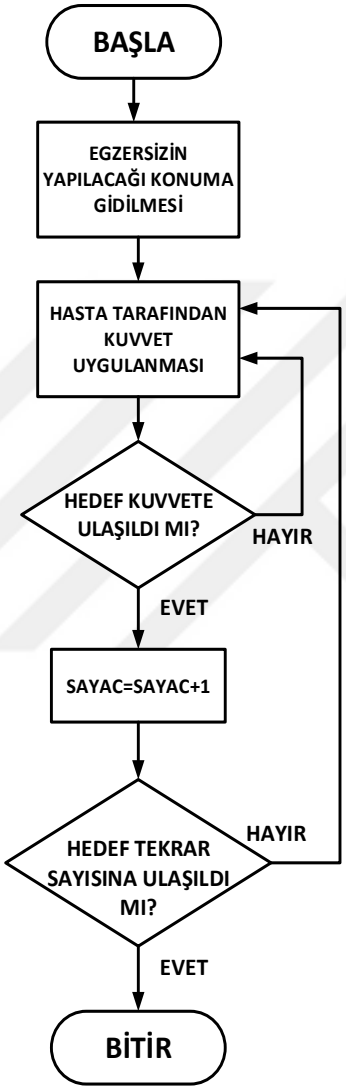


Şekil 3.26 Germe egzersizi akış diyagramı

3.6.9.4 İzometrik Egzersiz

Bu egzersiz türünde, robot uç işlevcisi sabit bir konumda iken hastanın hedef kuvvet veya tork değerine ulaşması istenir. Egzersiz başlatıldığında robot manipülatör egzersizin yapılacağı konuma PID kontrolcü ile gider ve durur. Hastadan manipülatöre kuvvet uygulayarak hedef kuvvete ulaşmasını bekler. Bu esnada hasta, önündeki ekranda gösterilen oyun yardımıyla hedefe ulaşıp ulaşamadığını takip edebilir. Egzersiz sonunda elde edilen çıktılar, kuvvet ve kuvvet hatasıdır. Zeki kontrolcü tarafından

hareket tipi ve hedef kuvvet değeri belirlenir. Hasta manipülatöre kuvvet uyguladığında, hasta bilgisayarındaki oyun ekranında bulunan top da hareket etmektedir. Hastanın uyguladığı bu kuvvet hedef kuvvet değerine ulaştığında top da hedef olarak belirlenen duvara ulaşmakta ve hasta hedefi gerçekleştirdiğini görebilmektedir. İzometrik egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil 3.27'de verilmiştir.

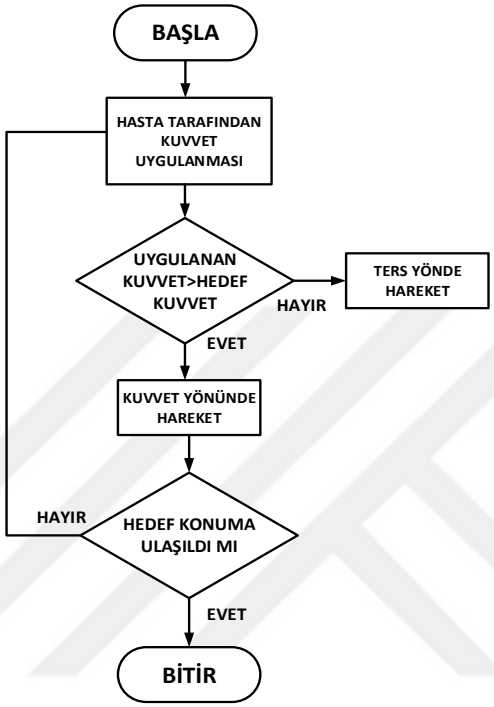


Şekil 3.27 İzometrik egzersiz akış diyagramı

3.6.9.5 İzotonik Egzersiz

Bu egzersiz türünde hasta, zeki kontrolcü tarafından belirlenen hedef kuvvet değerini yenerek, robot manipülatörü hareket ettirmektedir. Hastanın uyguladığı kuvvet, hedef kuvvetin altında olduğu sürece robot manipülatör hasta uzvunu uygulanan kuvvet yönünün tersine hareket ettirmektedir. Hasta, hedef kuvvete eşit bir kuvvet

uyguladığında robot manipülatör sabit kalmaktadır. Hedef kuvvet değeri geçildiğinde ise robot manipülatör kuvvet uygulama yönünde hareket etmektedir. Burada amaç, hastaya sabit kuvvet ile iş yaptırmaktır. Hasta robot manipülatörü hareket ettirerek hasta ekranındaki oyunda bulunan topu hedef konuma götürmeye çalışır. İzotonik egzersize ilişkin akış diyagramı Şekil 3.28'de verilmiştir.



Şekil 3.28 İzotonik egzersiz akış diyagramı

3.6.9.6 Rezistif Egzersiz

Bu egzersiz türünde, hastanın çeşitli zorluk seviyelerinde ve eklem hareket açıklığı değerlerinde, hareketli bir hedefi takip edebilmesi beklenir. Burada hedef, hasta ekranında yer alan topu takip etmektir. Topun hızı, eklem hareket açıklığı ve robot manipülatörün sertlik derecesi zeki kontrolcü tarafından belirlenir. *Çok kolay, kolay orta, zor* ve *çok zor* olmak üzere beş sertlik derecesi vardır. Örnek oyun ekranı Bölüm 4'te yer almaktadır. Oyun ekranında iki top bulunmaktadır. Mavi top hasta tarafından hareket ettirilen, kırmızı top ise hastanın takip etmesi gereken, yörüngesi ve hızı zeki kontrolcü tarafından belirlenen toptur. Sertlik derecesi, egzersiz esnasında robot manipülatörün hastaya karşı oluşturacağı direncin seviyesini belirtmektedir. Rezistif egzersizde sertlik derecesi egzersiz süresince aynı kalmaktadır. Bununla birlikte rezistif egzersizin farklı versiyonları olan vario – rezistif ve hibrid rezistif modları geliştirilmiştir.

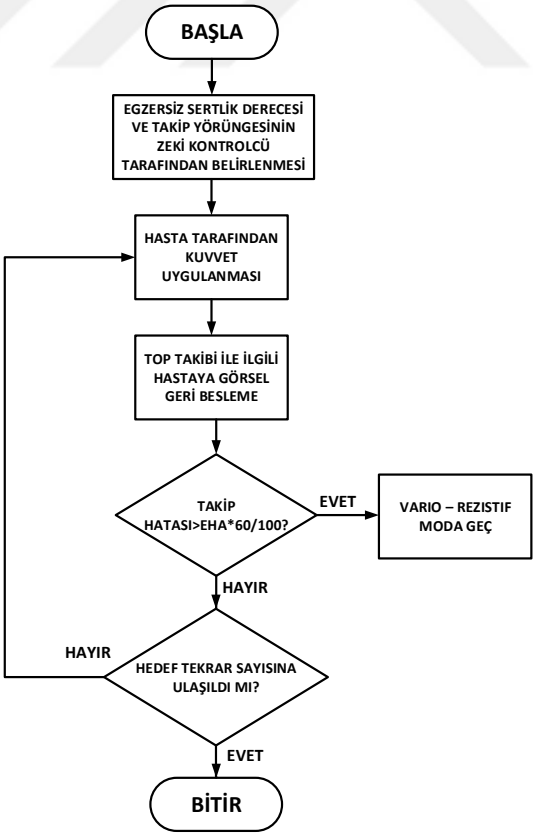
3.6.9.7 Vario – Rezistif ve Hibrid Rezistif Egzersiz

Bu egzersiz tipi rezistif egzersiz ile birebir aynıdır. Tek fark egzersiz öncesinde belirlenen sertlik seviyesinin değişken olmasıdır. Bu egzersiz tipinin neden gerekli olduğundan Bölüm 3.6.4.4'te bahsedilmiştir. Bu modda hastanın eklem hareket açıklığına göre sertlik seviyesi değişmektedir. Böylelikle hasta, uzvunu daha verimli hareket ettirebilmektedir. Bu egzersiz, rezistif egzersizde top takibinde zorlanan hastalar için uygulanmaktadır.

Vario – rezistif egzersiz ile rezistif egzersiz arasında otomatik olarak geçiş yapılan hibrid rezistif egzersiz modu geliştirilmiştir. Takip hatası, hastanın takip ettiği, yörüngesi zeki kontrolcü tarafından belirlenen topun konumu ile hasta tarafından kontrol edilen hasta topunun konumu arasındaki farktır;

$$Takip\ Hatası = Hedef\ Topun\ Konumu - Hasta\ Topu \tag{3.59}$$

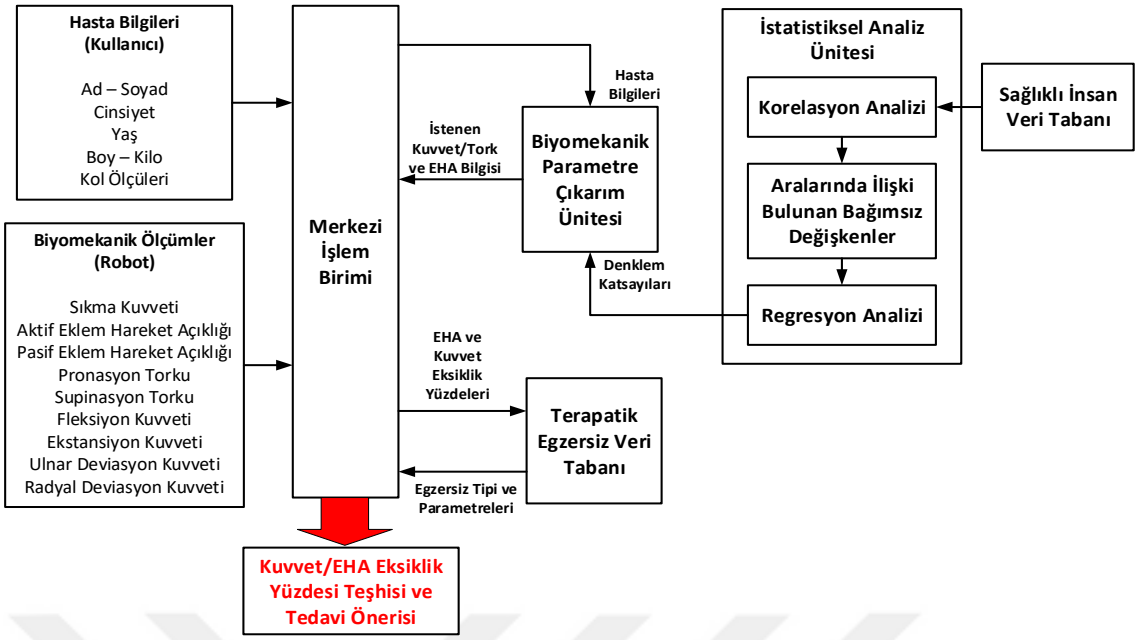
Takip hatası maksimum eklem hareket açıklığının %60'ına ulaştığında hastanın takipte zorlandığı anlaşılır. Bu durumda, vario - rezistif egzersiz moduna geçiş yapılmaktadır.



Şekil 3.29 Rezistif ve vario - rezistif egzersiz akış diyagramı

3.6.10 Teşhis ve Tedavi Önerisi İşlemi

Geliştirilen sistemde teşhis işlemi zeki kontrolcüyü oluşturan birimlerin koordinasyonu ile gerçekleştirilmektedir. Kullanıcı tarafından girilen hasta bilgileri merkezi işlem birimi tarafından alınır. Hastaya ait cinsiyet, yaş, boy, kilo, önkol uzunluğu ve önkol çevresi bilgileri biyomekanik parametre çıkarım ünitesine gönderilir. Biyomekanik parametre çıkarım ünitesi, istatistiksel analiz ünitesinden denklem katsayılarını ister. İstatistiksel analiz ünitesi sağlıklı insan veri tabanındaki veriler ile korelasyon analizi yaparak birbirleri ile ilişkili olan bağımsız değişkenleri belirler. Ardından regresyon analizi yaparak bu bağımsız değişkenler ile bağımlı değişkenler arasındaki ilişkiyi kuran denklem katsayılarını hesaplayarak biyomekanik parametre çıkarım ünitesine gönderir. İstatistiksel analiz ünitesi, sağlıklı insan veri tabanı sürekli olarak güncellendiği için korelasyon ve regresyon analizi işlemlerini her hasta için tekrar yapar. Biyomekanik parametre çıkarım ünitesinde denklemler ve hasta bilgileri kullanılarak normalde olması gereken (istenen) eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork değerleri belirlenerek merkezi işlem birimine gönderilir. Merkezi işlem birimi robot manipülatörler vasıtası ile hastadan alınan biyomekanik ölçümler ile biyomekanik parametre çıkarım ünitesinden gelen verileri karşılaştırarak aradaki farkı yüzde cinsinden belirler. Bu yüzdeleri terapatik egzersiz veri tabanına gönderir. Uygulanması gereken egzersizler ve egzersiz parametreleri terapatik egzersiz veri tabanı tarafından merkezi işlem birimine gönderilir. Böylelikle eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork değerlerindeki eksiklik teşhis edilerek buna uygun tedavi önerisi sunulmuş olur. Teşhis ve tedavi önerisi işleminin detaylı blok diyagramı Şekil 3.30'da verilmiştir.



Şekil 3.30 Teşhis işlemi blok diyagramı

3.7 Mobil Uygulama

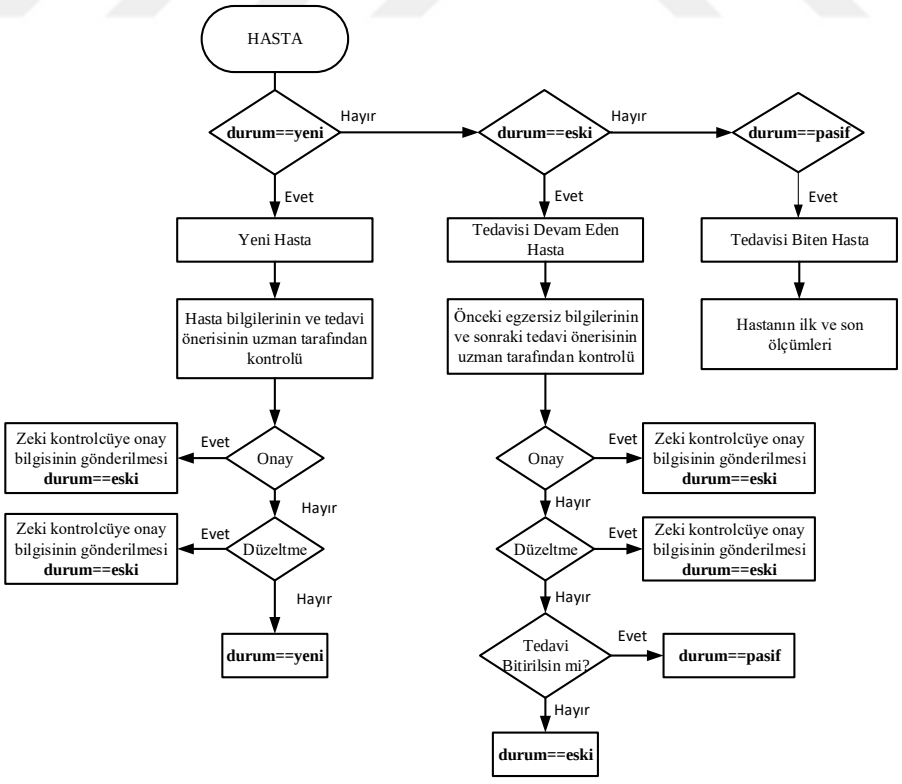
Geliştirilen zeki robotik rehabilitasyon sisteminde hasta, uzman ve robot arasındaki iletişimi mobil uygulama gerçekleştirmektedir. Veri alışverişi, mobil uygulama veri tabanı ve SQL yazılımı üzerinden yapılmaktadır. Mobil uygulama, uzman ve hasta mobil uygulaması olarak ikiye ayrılmaktadır. Uzman mobil uygulamasını, sistemde kayıtlı olan ve kendilerine özel şifreler verilmiş uzmanlar kullanabilmektedir. Zeki kontrolcü tarafından uzmana gönderilecek olan veriler veri tabanına kaydedilir ve uzmana yeni hasta kaydının yapıldığına dair bir "push bildirimi" gönderilir. Uzmanlar şifreleri ile uygulamaya giriş yaptıklarında ana sayfada "Yeni Hastalar", "Tedavisi Devam Eden Hastalar" ve "Tedavisi Biten Hastalar" olmak üzere üç seçenek ile karşılaşırlar. "Yeni Hastalar" butonuna basıldığında, sistem tarafından ölçümleri yeni yapılmış, herhangi bir uzman tarafından tedavisi onaylanmamış hastaların listesi ekrana gelir. Buradaki bir hasta seçildiğinde, yaş, cinsiyet, boy, kilo ve biyomekanik ölçümleri listelenmektedir. Ayrıca bu ekranda "Teşhis" butonu ve "Tedavi Önerisi" butonu bulunmaktadır. Uzman "Teşhis" butonuna bastığında, zeki kontrolcü tarafından belirlenmiş eklem hareket açıklığı ve kuvvet eksiklik yüzdeleri ekrana gelir. "Tedavi Önerisi" butonuna bastığında ise ilk seans için zeki kontrolcü tarafından önerilen egzersiz tipi ve parametreleri listelenir. Eğer uzman bu önerileri kabul ediyorsa, "ONAY" butonuna basar ve bu hasta

artık sadece onay veren uzmanın mobil uygulamasında “Tedavisi Devam Eden Hastalar” kategorisinde listelenir. Eğer uzman tedavi önerisini onaylamıyorsa “RET” butonuna basar ve “Düzeltmeleri giriniz.” ekranı karşısına gelir. Burada yeni tedavi önerisini girer ve “ONAY” butonuna basar. Eğer uzman düzeltme de yapmak istemiyorsa “RET” butonuna basar. Herhangi bir uzman tarafından tedavi yöntemi onaylanmayan hastalar, yeni hastalar kategorisinde listelenmeye devam eder.

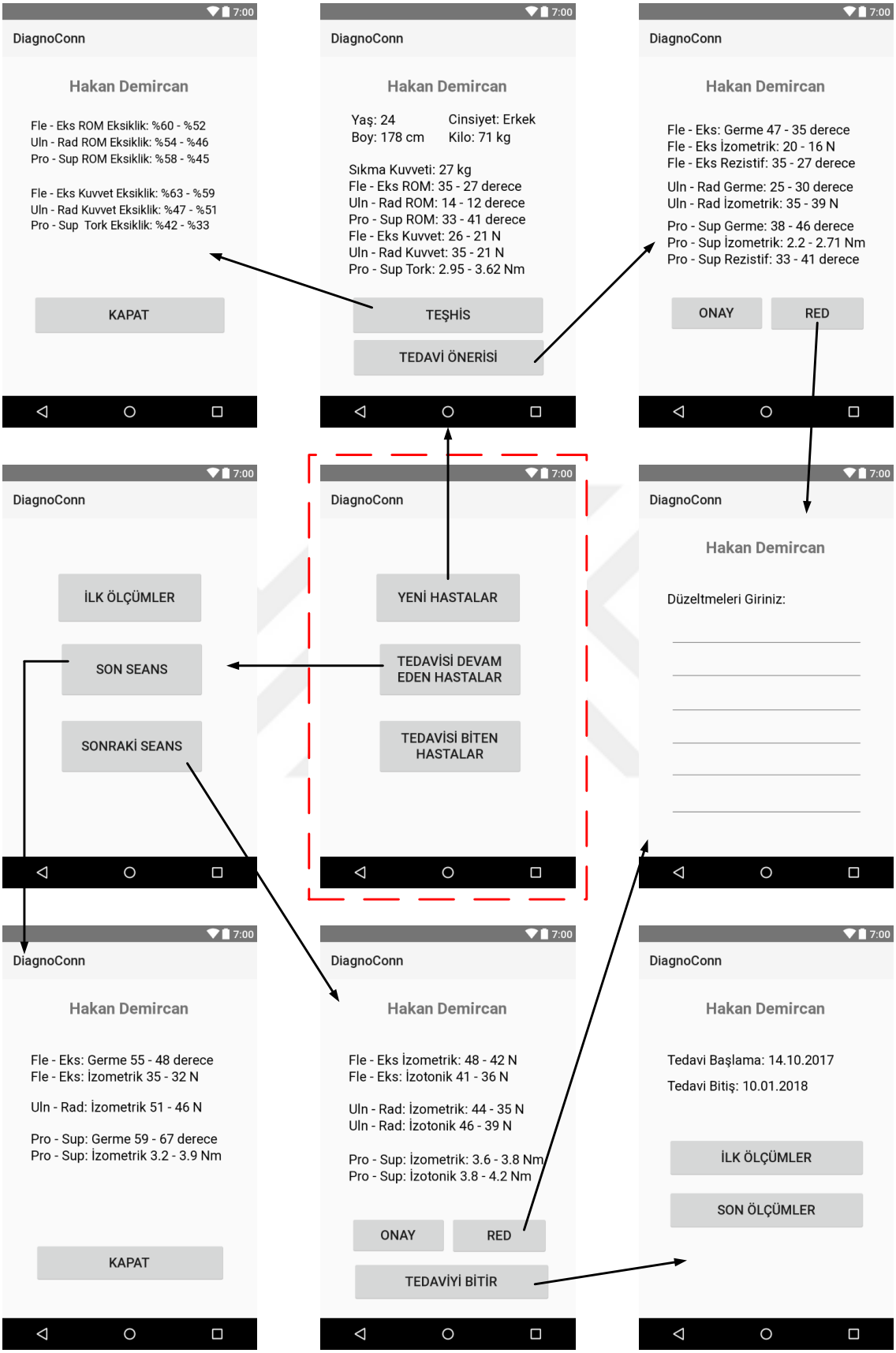
“Tedavisi Devam Eden Hastalar” kategorisinde, uzman tarafından onaylanmış hastalar listelenir. Bu hastaların ilk ölçümleri, son seansında gerçekleştirdiği egzersizler ve sonraki seans için tedavi önerisi listelenir. Eğer uzman hastanın tedavisinin bitirilmesi gerektiğine karar verirse, sonraki seans kısmında bulunan “Tedaviyi Bitir” butonuna basar ve bu hasta “Tedavisi Biten Hastalar” kategorisine alınır.

Hasta mobil uygulaması hastalara ilk ölçümlerini, tedavi sonuçlarını ve egzersiz tarih – saat bilgilerini göndermek için kullanılır. Bu bilgiler zeki kontrolcü tarafından üretilir ve gönderilir.

Mobil uygulama akış diyagramı ve ekran görüntüleri Şekil 3.31 ve 3.32’de verilmiştir.



Şekil 3.31 Mobil uygulama akış şeması



Şekil 3.32 Mobil uygulama ekran görüntüleri

BÖLÜM 4

İSTATİSTİKSEL ANALİZ VE İNSANLI DENEY SONUÇLARI

Geliştirilen sistemin eklem hareket açıklığı ve eklem kuvvet/torklarına ilişkin eksiklik yüzdelerini tespit edebilmesi için sağlıklı insanlara ait eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork değerlerine ihtiyaç duyar. Bu amaçla sistemde sağlıklı insan veri tabanı oluşturulmuştur. Veri tabanını oluşturan değişkenlerin özelliklerinin ve birbirleri ile olan ilişkilerinin ortaya konması için istatistiksel analizler yapılmıştır. Bu bölümde sağlıklı insan veri tabanı verileri ile yapılan istatistiksel analiz çalışmaları ve korelasyon analizleri verilmiştir. Daha sonra sağlıklı deneklerle yapılan sistemin terapatik egzersiz **(tedavi)** gerçekleştirme performansını gösteren deneylerin ve sistemin **teşhis** kabiliyetinin gerçek hastalar ile test edilmesine yönelik deneylerin sonuçları verilmiştir.

Sağlıklı insanlardan veri toplanabilmesi ve hastalar ile deneylerin yapılabilmesi için gerekli olan izin Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 03.02.2017 tarih ve 09.2017.175 sayılı belge ile alınmıştır (Ek C).

4.1 Sağlıklı İnsan Verilerinin Toplanması ve İstatistiksel Analizi

Sağlıklı insan veri tabanını oluşturmak için 20 – 30 yaş arası 55 erkek ve 45 kadın sağlıklı denekten veri alınmıştır (Şekil 4.1). Tüm denekler beyaz yaka (öğrenci, öğretmen, akademisyen) meslek grubundandır. Dominant el verilerine ait aritmetik ortalama, mod, medyan, standart sapma ve açıklık değerleri hesaplanmıştır. Erkek deneklerin sonuçları Çizelge 4.1'de, kadın deneklerin sonuçları ise Çizelge 4.2'de verilmiştir.



Şekil 4.1 Sağlıklı insan veri toplama işlemi

Çizelge 4.1 Sağlıklı insan veri tabanı sayısal değerleri (Erkek)

	Ortalama	**Mod**	**Medyan**	**Standart Sapma**	**Açıklık**
Boy (cm)	178	182	178	4,83	17
Kilo (kg)	79	75	75	5,41	48
Vücut kitle indeksi	24	-	23,49	3,71	9,3
Önkol boyu (cm)	26	26	26	1,33	6
Önkol çevresi (cm)	25	25	25	2,07	5
Sıkma kuvveti (kg)	40,3	-	41	5,18	16
Fleksiyon kuvveti (N)	98	-	95	11,6	58
Ekstansiyon kuvveti (N)	76,20	-	73	8,35	47
Ulnar dev. kuvveti (N)	95,5	-	94	9,02	45
Radyal dev. kuvveti (N)	112,7	-	103	10,86	52
Pronasyon torku (Nm)	6,37	-	5,80	2,1	5,3
Supinasyon torku (Nm)	8,03	-	7,90	2,3	6,1

Çizelge 4.1'den görüldüğü üzere erkek sağlıklı deneklerin boy ve kilo ortalaması sırası ile 178 cm ve 79 kg'dır. En uzun denek ile en kısa denek arasındaki fark 17 cm'dir. Maksimum ve minimum kilo farkı 48 kg'dır. Vücut kitle indeksi ortalaması 24'tür. Dünya Sağlık Örgütü'ne göre vücut kitle indeksi 18.50'nin altında olanlar düşük kilolu, 18,50 ile 24,99 arasında olanlar normal kilolu, 25 ile 29,99 arasında olanlar fazla kilolu, 30 ile 40 arasında olanlar obez, 40'ın üzerinde olanlar ise aşırı obez olarak adlandırılmaktadır [75]. Buna göre sistemin veri tabanını oluşturan erkek sağlıklı denekler ortalama olarak "normal kilolu" olarak adlandırılan kısımdadır. Önkol boyu ve önkol çevresi ortalamaları sırası ile 26 ve 25 cm'dir. En uzun ve en kısa önkol boyu

arasındaki fark 6 cm'dir. Maksimum ve minimum kol çevresi farkı 5 cm'dir. Deneklerin ortalama sıkma kuvveti 40,3 kg'dır. En yüksek ve en düşük sıkma kuvveti arasındaki fark 16 kg'dır. Bilek kuvvet değerlerine bakıldığında fleksiyon – ekstansiyon ve ulnar – radyal deviasyon kuvvetleri 76,20 N ile 112,7 N arasında değişmektedir. Önkol tork değerlerinde ise ortalama pronasyon torku 6,37 Nm, ortalama supinasyon torku ise 8,03 Nm olarak ölçülmüştür. Standart sapma değerlerinin 1,33 ile 11,6 arasında değişmesi verilerin ortalama etrafında dağıldığını göstermektedir.

Çizelge 4.2 Sağlıklı insan veri tabanı sayısal değerleri (Kadın)

	Ortalama	**Mod**	**Medyan**	**Standart Sapma**	**Açıklık**
Boy (cm)	165	164	164	3,1	19
Kilo (kg)	57	52	54	2,06	42
Vücut kitle indeksi	22	-	21,3	3,89	7,3
Önkol boyu (cm)	24	23	23,5	1,5	4
Önkol çevresi (cm)	21,5	22	22	1	3,5
Sıkma kuvveti (kg)	23,71	-	22,3	0,5	17
Fleksiyon kuvveti (N)	59,87	-	62,3	5,2	36
Ekstansiyon kuvveti (N)	41,16	-	42,1	4,8	29
Ulnar dev. kuvveti (N)	49	-	43	3,22	34
Radyal dev. kuvveti (N)	61	-	62	3,61	37
Pronasyon torku (Nm)	2,9	-	2,85	0,55	2,1
Supinasyon torku (Nm)	3,74	-	3,70	0,47	3,8

Çizelge 4.2'den görüldüğü üzere kadın sağlıklı deneklerin boy ve kilo ortalaması sırası ile 165 cm ve 57 kg'dır. En uzun denek ile en kısa denek arasındaki fark 19 cm'dir. Maksimum ve minimum kilo farkı 42 kg'dır. Vücut kitle indeksi ortalaması 22'dir ve deneklerin ortalama olarak "normal kilolu" olduğunu gösterir. Önkol boyu ve önkol çevresi ortalamaları 24 ve 21,5 cm'dir. Maksimum ve minimum kol çevresi farkı 3,5 cm'dir. Deneklerin ortalama sıkma kuvveti 23,71 kg'dır. Bu değer yaklaşık olarak erkek deneklerin sıkma kuvvetinin yarısıdır. En yüksek ve en düşük sıkma kuvveti arasındaki fark 17 kg'dır. Bilek kuvvet değerlerine bakıldığında fleksiyon – ekstansiyon ve ulnar –

radyal deviasyon kuvvetleri 59,87 N ile 61 N arasında değişmektedir. Önkol tork değerlerinde ise ortalama pronasyon torku 2,9 Nm, ortalama supinasyon torku ise 3,74 Nm olarak ölçülmüştür. Standart sapmanın 0,47 ile 5,2 arasında değişmesi verilerin erkek denek verilerine göre daha fazla ortalama etrafında dağıldığını göstermektedir.

4.2 Korelasyon Analizi Sonuçları

Sağlıklı insanlardan elde edilen veriler ile korelasyon analizi yapılarak bağımlı değişkenler üzerinde etkili olan bağımsız değişkenler ve etki oranları belirlenmiştir. Dominant el için erkek deneklerle elde edilen sonuçlar Çizelge 4.3, kadın denekler için elde edilen sonuçlar ise Çizelge 4.5'te verilmiştir. Korelasyon katsayılarının anlamı Bölüm 3'te korelasyon analizi ünitesi başlığı altında verilmiştir. Bağımlı ve bağımsız değişkenler arasındaki orta dereceli korelasyon değerleri **yeşil,** yüksek korelasyon değerleri **mavi,** çok yüksek korelasyon değerleri ise **kırmızı** ile işaretlenmiştir.

Çizelge 4.3 Sağlıklı insan verileri korelasyon katsayıları (Erkek)*

	Boy	Kilo	Vücut Kitle İndeksi	Önkol Boyu	Önkol Çevresi	Sıkma Kuv.	Fleksiyon Kuvveti	Ekstansiyon Kuvveti	Ulnar Dev. Kuvveti	Radyal Dev. Kuvveti	Pronasyon Torku	Supinasyon Torku
Boy	1	0,56	0,28	0,38	0,47	0,26	0,48	0,57	0,59	0,55	0,51	0,57
Kilo	0,56	1	0,94	0,26	0,92	0,52	0,78	0,76	0,80	0,68	0,71	0,76
Vücut Kitle İn.	0,28	0,94	1	0,16	0,89	0,14	0,58	0,67	0,64	0,60	0,61	0,64
Önkol Boyu	0,38	0,26	0,16	1	0,15	0,07	0,34	0,42	0,32	0,35	0,20	0,22
Önkol Çevresi	0,47	0,92	0,89	0,15	1	0,61	0,76	0,77	0,74	0,69	0,75	0,76
Sıkma Kuvveti	0,26	0,52	0,14	0,07	0,61	1	0,72	0,64	0,60	0,54	0,45	0,46
Fleksiyon Kuv.	0,48	0,78	0,58	0,34	0,76	0,72	1	0,89	0,77	0,81	0,65	0,80
Ekstansiyon Kuv.	0,57	0,76	0,67	0,42	0,77	0,64	0,89	1	0,64	0,57	0,59	0,72
Ulnar Dev. Kuv.	0,59	0,80	0,64	0,32	0,74	0,60	0,77	0,64	1	0,88	0,74	0,69
Radyal Dev. Kuv.	0,55	0,68	0,60	0,35	0,69	0,54	0,81	0,57	0,88	1	0,71	0,74
Pronasyon Torku	0,51	0,71	0,61	0,20	0,75	0,23	0,65	0,59	0,74	0,71	1	0,84
Supinasyon Torku	0,57	0,76	0,64	0,22	0,76	0,46	0,80	0,72	0,69	0,74	0,84	1

*Deneklerin yağ–kas oranı ölçümü yapılmamıştır. Tüm deneklerin vücut kitle indeksi 19,48 ile 28,77 arasındadır.

Erkek denekler için bağımlı değişkenler üzerinde en yüksek korelasyona sahip bağımsız değişkenler kilo ve kol çevresi olmuştur. Kilo ile ulnar deviasyon ilişkisi tüm veriler içerisinde en yüksek korelasyona sahiptir. Fleksiyon – ekstansiyon kuvvetleri ile supinasyon torku ile kilo arasında 0,75'in üzerinde yüksek korelasyon vardır. Kol çevresi ile fleksiyon – ekstansiyon, ulnar deviasyon kuvvetleri ve pronasyon – supinasyon torkları arasında korelasyon 0,74 ile 0,77 arasında değişmektedir. Bu değişkenler için *p* değerleri Çizelge 4.4'te verilmiştir. Buna göre tüm *p* değerleri 0,05'ten küçüktür ve bu nedenle korelasyon katsayıları güvenilirdir. Kilo ve kol çevresi bağımsız değişkenleri ile bağımlı değişkenler arasında yüksek korelasyon bulunmaktadır.

Çizelge 4.4 Yüksek korelasyona sahip değişkenler için *p* değerleri (Erkek)

	Fle.	**Ekst.**	**Uln. Dev.**	**Rad. Dev.**	**Pro.**	**Sup.**
Kilo	0,002	0,000	0,02	0,015	0,001	0,000
Kol Çevresi	0,003	0,001	0,004	0,002	0,002	0,000

Çizelge 4.5'ten görüldüğü üzere kadın denekler için bağımlı değişkenler üzerinde en yüksek korelasyona sahip bağımsız değişkenler erkek deneklerde olduğu gibi kilo ve kol çevresi olmuştur. Kadın denekler için korelasyon katsayıları genel olarak erkek deneklere göre daha yüksek çıkmıştır. Kilo ile pronasyon ilişkisi tüm veriler içerisinde en yüksek korelasyona sahiptir. Sıkma kuvveti ve ulnar deviasyon kuvveti ile kilo ilişkisi çok yüksek korelasyona sahiptir. Diğer bağımlı değişkenler ile kilo ilişkisi 0,71 ile 0,75 arasında değişen yüksek korelasyona sahiptir. Kol çevresi ile ulnar deviasyon kuvveti ve pronasyon torku arasında çok yüksek korelasyon vardır. Kol çevresi ile radyal deviasyon kuvveti 0,63'lük orta dereceye yakın yüksek korelasyona sahiptir. Diğer bağımlı değişkenler ile kol çevresi ilişkisi 0,71 ile 0,79 arasında değişen yüksek korelasyona sahiptir. Bu değişkenler için *p* değerleri Çizelge 4.6'da verilmiştir. Buradaki tüm *p* değerleri 0,05'ten küçüktür ve bu nedenle korelasyon katsayıları güvenilirdir. Kilo ve kol çevresi bağımsız değişkenleri ile bağımlı değişkenler arasında yüksek korelasyon bulunmaktadır.

Çizelge 4.5 Sağlıklı insan verileri korelasyon katsayıları (Kadın)*

	Boy	Kilo	Vücut Kitle İndeksi	Önkol Boyu	Önkol Çevresi	Sıkma Kuvveti	Fleksiyon Kuvveti	Ekstansiyon Kuvveti	Ulnar Dev. Kuvveti	Radyal Dev. Kuvveti	Pronasyon Torku	Supinasyon Torku
Boy	1	0,19	0,52	0,75	0,16	0,16	**0,66**	**0,52**	0,33	**0,41**	0,20	0,22
Kilo	0,19	1	0,71	0,33	0,91	**0,82**	**0,73**	**0,75**	**0,81**	**0,75**	**0,84**	**0,71**
Vücut Kitle İnd.	0,52	0,71	1	0,29	0,66	**0,60**	0,14	0,25	**0,54**	0,39	**0,55**	0,72
Önkol Boyu	0,75	0,33	0,29	1	0,47	0,20	**0,44**	0,33	0,39	0,20	**0,53**	0,11
Önkol Çevresi	0,16	0,91	0,66	0,47	1	**0,77**	**0,73**	**0,71**	**0,83**	**0,63**	**0,82**	**0,79**
Sıkma Kuvveti	0,16	**0,82**	**0,60**	0,20	**0,77**	1	0,76	0,72	0,68	0,64	0,51	0,47
Fleksiyon Kuvveti	**0,66**	**0,73**	0,14	**0,44**	**0,73**	0,76	1	0,96	0,76	0,75	0,58	0,36
Ekstansiyon Kuvveti	**0,52**	**0,75**	0,25	0,33	**0,71**	0,72	0,96	1	0,72	0,78	0,58	0,41
Ulnar Dev. Kuvveti	0,33	**0,81**	**0,54**	0,39	**0,83**	0,68	0,76	0,72	1	0,80	0,90	0,78
Radyal Dev. Kuvveti	**0,41**	**0,75**	0,39	0,20	**0,63**	0,64	0,75	0,78	0,80	1	0,60	0,43
Pronasyon Torku	0,20	**0,84**	**0,55**	**0,53**	**0,82**	0,51	0,58	0,58	0,90	0,60	1	0,87
Supinasyon Torku	0,22	**0,71**	**0,72**	0,11	**0,79**	0,47	0,36	0,41	0,78	0,43	0,87	1

*Deneklerin yağ – kas oranı ölçümü yapılmamıştır. Tüm deneklerin vücut kitle indeksi 18,12 ile 25,37 arasındadır.

Çizelge 4.6 Yüksek korelasyona sahip değişkenler için *p* değerleri (Kadın)

	Fle.	Ekst.	Uln. Dev.	Rad. Dev.	Pro.	Sup.
Kilo	0,002	0,000	0,04	0,02	0,002	0,001
Kol Çevresi	0,01	0,004	0,02	0,01	0,000	0,000

4.3 Sistemin Terapatik Egzersiz Gerçekleştirme Performansı

Geliştirilen sistem, eklem hareket açıklığı kazandırmaya yönelik pasif, aktif yardımlı ve germe egzersizlerini, kas kuvvetini artırmaya yönelik izometrik, izotonik, rezistif ve vario rezistif egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Bu bölümde, sistemin terapatik egzersizleri gerçekleştirme performansını ortaya koyan deney sonuçları verilmiştir. Deneyler 4 sağlıklı denek ile yapılmıştır. Deneklere ilişkin fiziksel özellikler Çizelge 4.7'de verilmiştir. Fleksiyon – ekstansiyon, ulnar – radyal deviasyon ve pronasyon – supinasyon ünitelerinin her biri için tüm egzersizler gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde gerçekleştirilen egzersizlere ilişkin örneklere yer verilmiştir.

Çizelge 4.7 Sağlıklı deneklerin fiziksel özellikleri

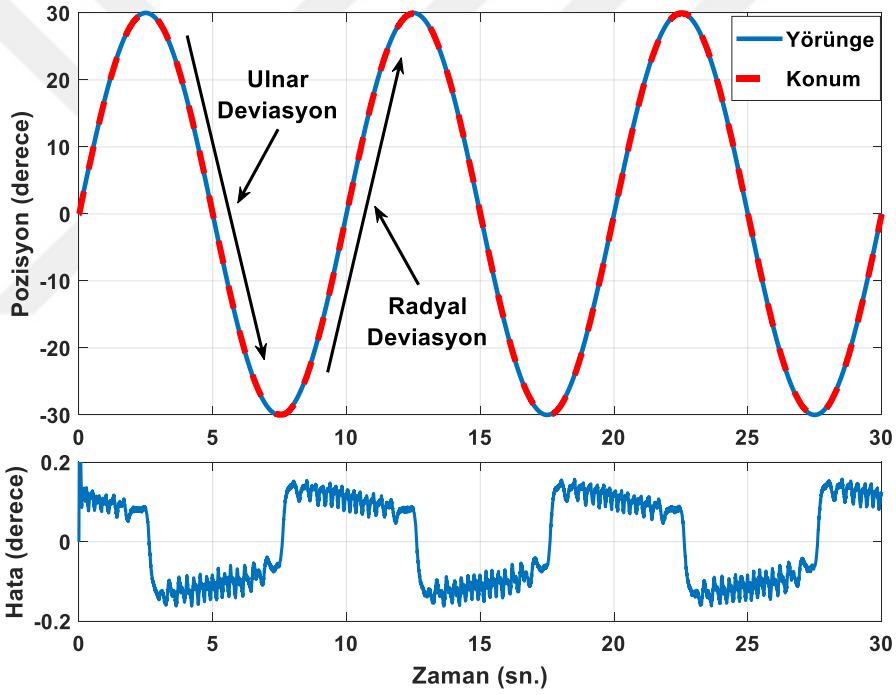
	Denek A	**Denek B**	**Denek C**	**Denek D**
Cinsiyet	Erkek	Erkek	Erkek	Kadın
Yaş	29	30	26	23
Boy	175	177	184	167
Kilo	71	82	73	52

4.3.1 Pasif Egzersiz

Pasif egzersizin amacı hastanın eklem hareket açıklığını artırmaktır. Felç, sinir kesisi gibi sebeplerle eklemlerini hareket ettiremeyen hastalarda uygulanmaktadır. Geleneksel uygulamada fizyoterapist hasta uzvunu el ile hedef konuma kadar açarak egzersizi gerçekleştirir. Pasif egzersizin robot ile modellenmesinde hasta uzvu robot tarafından hedef konuma götürülmektedir. PID kontrol yöntemi kullanılmıştır. Egzersizin giriş parametreleri *hedef konum*, *tekrar sayısı* ve *egzersiz hızı'*dır. Varsayılan olarak tekrar sayısı 10, egzersiz hızı ise her bir periyot için 10 sn. olarak ayarlanmıştır. Hedef konum ise teşhis aşamasında zeki kontrolcü tarafından belirlenmektedir. Giriş parametreleri kullanıcı tarafından pasif egzersiz arayüzü üzerinden değiştirilebilir (Şekil 4.2). Ulnar – radyal deviasyon ünitesi için her iki yönde de 30°'lik eklem hareket açıklığı ile Denek A tarafından gerçekleştirilen pasif egzersize ilişkin sonuç grafiği Şekil 4.3'te verilmiştir.



Şekil 4.2 Pasif egzersiz kullanıcı arayüzü

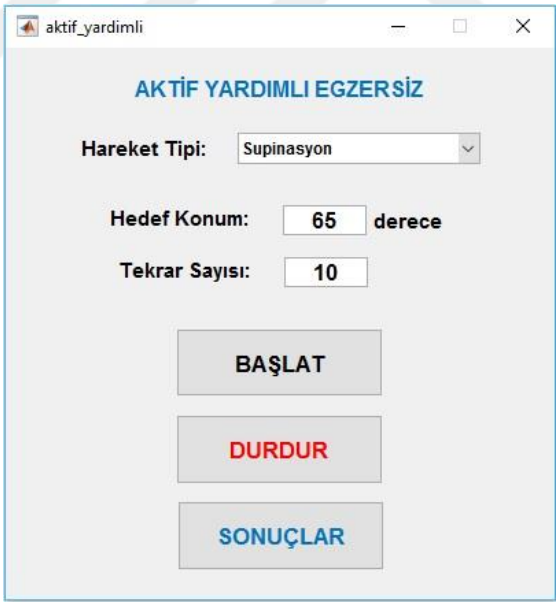


Şekil 4.3 Ulnar – radyal deviasyon ünitesi pasif egzersiz sonuç grafiği (Denek B)

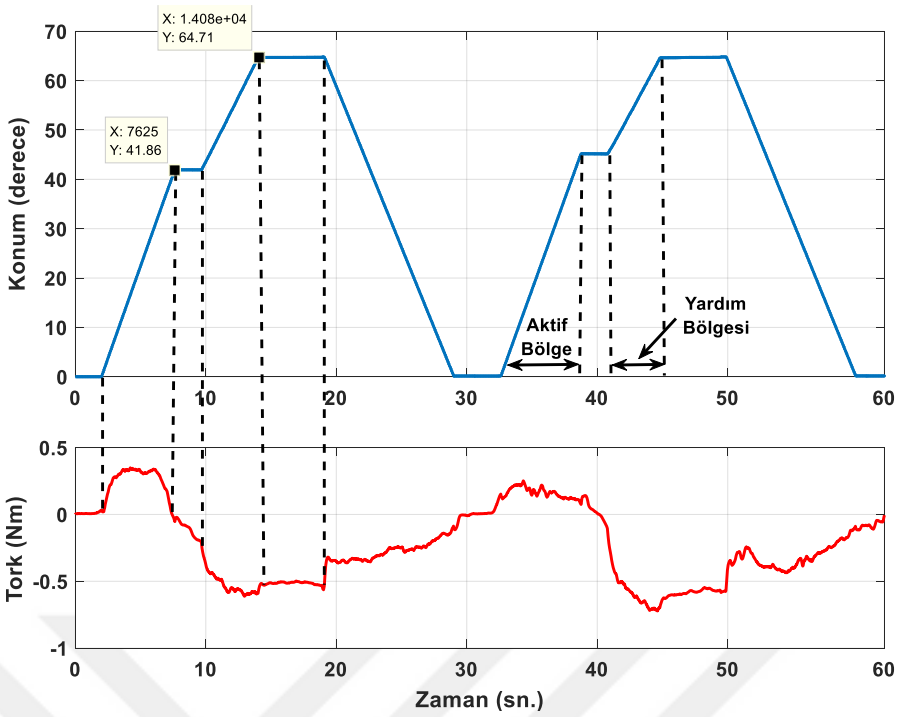
Şekil 4.3'te hedef yörünge hastanın takip etmesi istenen konum yörüngesidir ve sürekli çizgi ile gösterilmiştir. Robot manipülatörün güncel konumu kesikli çizgi ile verilmiştir ve robotun takip ettiği yörüngeyi göstermektedir. Ulnar – radyal deviasyon hareketi için gerçekleştirilen deneyde sistem 30°'lik hedef yörüngeyi maksimum ± 0,2° hata ile takip etmiştir. Bu sonuç geliştirilen sistemin pasif egzersizleri gerçekleştirebildiğini göstermektedir.

4.3.2 Aktif Yardımlı Egzersiz

Aktif yardımlı egzersizde amaç hastanın uzvunu hareket ettirebildiği noktaya kadar kendi iradesi ile hareket ettirmesi, hareketi devam ettiremediği noktadan itibaren hareketin bir dış kuvvet yardımıyla tamamlanmasıdır. Klinik uygulamada bu dış kuvvet fizyoterapist tarafından sağlanmaktadır. Geliştirilen sistemde ise hareket robot manipülatör yardımıyla tamamlanmaktadır. Hastanın hareketi esnasında robot tarafından bir direnç oluşturulmaması için kuvvet tabanlı empedans kontrol modu aktiftir. Atalet ve sönüm değerleri en düşük seviyede ayarlanmıştır. Hareketin robot manipülatör tarafından tamamlanması sırasında ise PID kontrol moduna geçiş yapılır. Egzersiz giriş parametreleri *hedef konum* ve *tekrar sayısı*'dır. Hedef konum teşhis aşamasında zeki kontrolcü tarafından belirlenmektedir. Tekrar sayısı 10 olarak ayarlanmıştır. Bu değerler kullanıcı tarafından aktif yardımlı egzersiz arayüzü üzerinden değiştirilebilir (Şekil 4.4). Supinasyon hareketi için 65° hedef eklem hareket açıklığı ile Denek A tarafından gerçekleştirilen aktif yardımlı egzersize ilişkin sonuç grafiği Şekil 4.5'te verilmiştir.



Şekil 4.4 Aktif yardımlı egzersiz kullanıcı arayüzü



Şekil 4.5 Supinasyon aktif yardımlı egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A)

Şekil 4.5'teki konum – zaman grafiğinde eklemin güncel konumu, tork – zaman grafiğinde ise tork algılayıcısından ölçülen eklem üzerinde oluşan tork değeri görülmektedir. Burada görüldüğü gibi denek uzvunu 7,6 saniyede 41,8°'ye kadar kendisi hareket ettirmiştir. Bu bölgeye **aktif bölge** denilmiştir. Aktif bölgede hasta aktif olduğu için tork algılayıcısında pozitif yönde yaklaşık 0,3 Nm'lik tork ölçülmüştür. Yani denek, 42°'lik eklem hareket açıklığına ulaşabilmek için 0,3 Nm tork uygulamıştır. Hareketin kesildiği 7. saniyeden 9. saniyeye kadarki sürede robot eklem açısının türevi $\dot{\theta} = 0$ olmuş ve model içerisinde yer alan sayaç (timer) aktif olmuştur. Sayacın bekleme zamanı 2 saniye olarak ayarlanmıştır. 2 saniye boyunca $\dot{\theta} = 0$ şartı sağlandığında robot hedef konuma hareket etmektedir. Denek, uzvunu 7. ve 9. Saniyeler arasında hareket ettiremediği için robot tarafından hedef konum olan 65°'ye götürülmüştür. Robotun aktif olduğu bölgeye **yardım bölgesi** adı verilmiştir. Yardım bölgesinde hasta uzvuna robot tarafından tork uygulandığından eksi yönde yaklaşık 0,6 Nm'lik tork ölçülmüştür. Yani robot, hasta uzvunu 65°'lik eklem hareket açıklığına götürebilmek için 0,6 Nm'lik bir tork uygulamıştır. İkinci tekrarda denek uzvunu yaklaşık 46°'ye kadar hareket ettirebilmiştir. Hareketin devamı yine robot tarafından tamamlanmıştır. Geliştirilen model ile deneğin uzvunu aktif olarak hareket ettirebilmesine izin verilmiş, hareketin

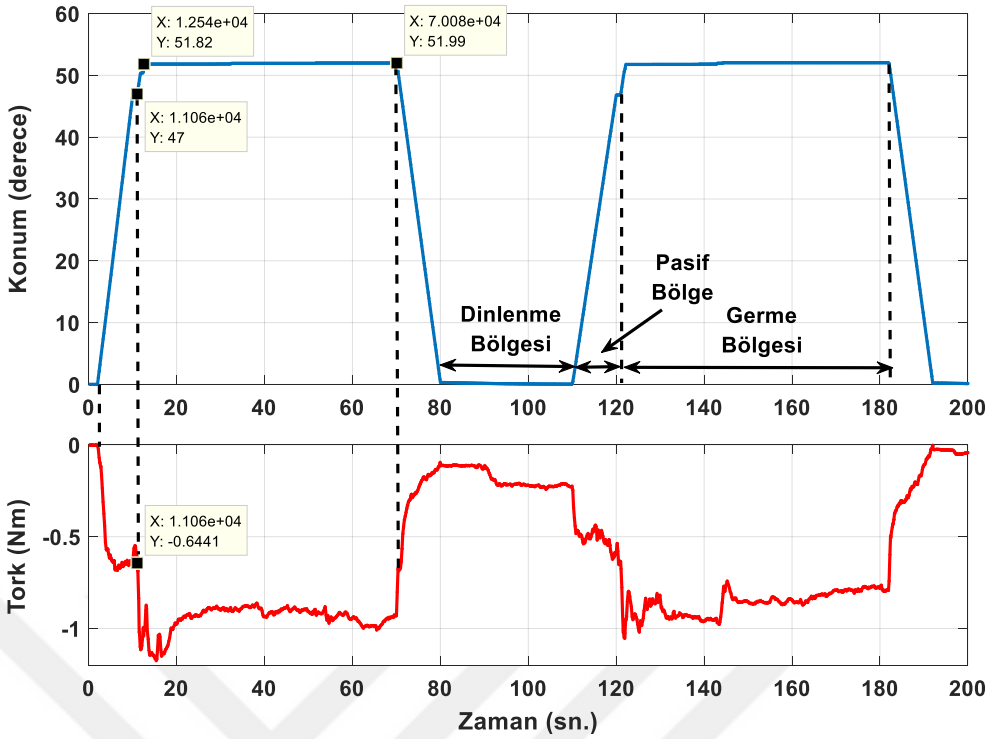
kesildiği noktadan itibaren hedef konuma robot tarafından götürülmüştür. Böylelikle geliştirilen sistemin aktif yardımlı egzersizleri gerçekleştirebildiği ortaya konmuştur.

4.3.3 Germe Egzersizi

Germe egzersizi çeşitli nedenlerle eklemde ortaya çıkan hareket kısıtlılığına (kontraktür) sahip dokuları açmak için yapılır. Pasif egzersizden farklı olarak germe egzersizinin uygulanması için eklemde kontraktür bulunması gerekir. Klinik uygulamada eklem fizyoterapist tarafından zorlanarak kontraktür açılmaya çalışılır. Hasta ekleminin pasif olarak açılabildiği konumdan yaklaşık 5°- 10° fazlası ile germe yapılmaktadır. Etkili bir germe egzersizi için eklem 30 - 60 saniye boyunca zorlanmalıdır [76]. Geliştirilen sistemde germe egzersizinin robot ile gerçekleştirilebilmesi için pasif egzersize benzer bir model oluşturulmuştur. Hasta uzvu robot tarafından hedef konuma götürülür. PID kontrol modu aktiftir. Kontraktürü açmak için bu konumda 60 saniye boyunca beklenir. Ardından uzuv başlangıç konumuna geri getirilir ve 30 saniye beklenir. Egzersiz giriş parametreleri *hedef konum* ve *tekrar sayısı*dır. Hedef konum, hasta uzvunun pasif olarak açılabildiği eklem hareket açıklığının 5 – 10° fazlasıdır ve teşhis aşamasında ölçülen hastanın pasif eklem hareket açıklığına göre zeki kontrolcü tarafından belirlenmektedir. Varsayılan tekrar sayısı 10 olarak ayarlanmıştır. Hedef konum ve tekrar sayısı değerleri kullanıcı tarafından germe egzersizi arayüzünden değiştirilebilir (Şekil 4.6). Pronasyon hareketi için 52° hedef konum ile Denek C ile gerçekleştirilen germe egzersizine ilişkin sonuç grafiği Şekil 4.7'de verilmiştir.



Şekil 4.6 Germe egzersizi kullanıcı arayüzü



Şekil 4.7 Pronasyon germe egzersizine ilişkin sonuç grafiği (Denek C)

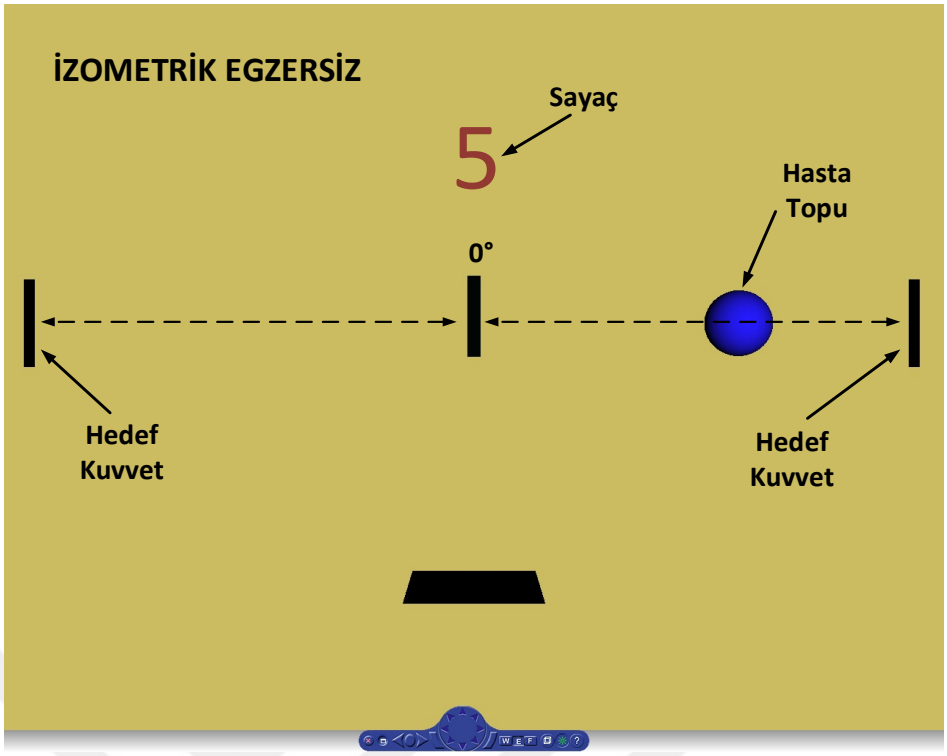
Şekil 4.7'deki konum – zaman grafiğinde eklemin güncel konumu, tork – zaman grafiğinde ise tork algılayıcısından ölçülen eklem üzerinde oluşan tork değeri görülmektedir. Burada görüldüğü gibi hasta uzvu pasif olarak 47°'ye kadar açılabilmektedir. Bu bölgeye **pasif bölge** adı verilmiştir. Hasta uzvu, yaklaşık 0,7 Nm tork ile 47°'ye kadar açılmıştır. 47°'nin üzerinde eklem hareket açıklığı sağlanabilmesi için ekleme daha fazla tork uygulanarak zorla açılması gerekir. Bu nedenle uzuv, 47°'nin 5° fazlası olan 52° eklem hareket açıklığına yaklaşık 1,2 Nm tork uygulanarak getirilmiş ve burada 60 saniye boyunca beklenmiştir. Bu bölgeye **germe bölgesi** adı verilmiştir. Uzvun tekrar başlangıç konumuna getirilip 30 saniye dinlendirildiği bölge ise **dinlenme bölgesi** olarak adlandırılmıştır. Geliştirilen germe modeli sayesinde sistem germe egzersizini gerçekleştirebilmektedir.

4.3.4 İzometrik Egzersiz

İzometrik egzersizde hasta statik bir engele karşı iş yapmaktadır. Eklem hareketi yoktur. Klinik uygulamada izometrik egzersizler masa, duvar gibi sabit engellere karşı kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmektedir. Uygulanan kuvvetin tam olarak ölçülememesi bir dezavantaj oluşturmaktadır. Geliştirilen sistem ile yapılan izometrik egzersizde robot manipülatör hedef konumda sabit tutulurken hasta tarafından kuvvet uygulanmaktadır. Uygulanan bu kuvvet değeri kuvvet algılayıcıları ile ölçülerek hasta ekranındaki oyuna aktarılmaktadır. İzometrik egzersiz oyun ekranı Şekil 4.8'de verilmiştir. Hastanın robot manipülatöre uyguladığı kuvvetin büyüklüğüne göre oyun ekranındaki top hareket eder. Oyunda yer alan hedefler hastanın uygulaması istenen hedef kuvvet değerine göre ayarlanmıştır. Hasta, topu hedefe ulaştırarak burada 6 saniye boyunca tutmaya çalışır. Bunu her başardığında oyun ekranındaki sayaç 1 artar. Her bir sette sayacın 10'a kadar artırılması istenmektedir. İzometrik egzersiz 3 set olarak uygulanmaktadır. Her bir set için uygulama prosedürü aşağıda verilmiştir.

- **1. Set:** Hasta maksimum kuvvetinin %50'si ile 10 tekrar
- **2. Set:** Hasta maksimum kuvvetinin %75'i ile 10 tekrar
- **3. Set:** Hasta maksimum kuvvetinin %100'ü ile 10 tekrar
- 6 sn. kontraksiyon, 20 sn. dinlenme

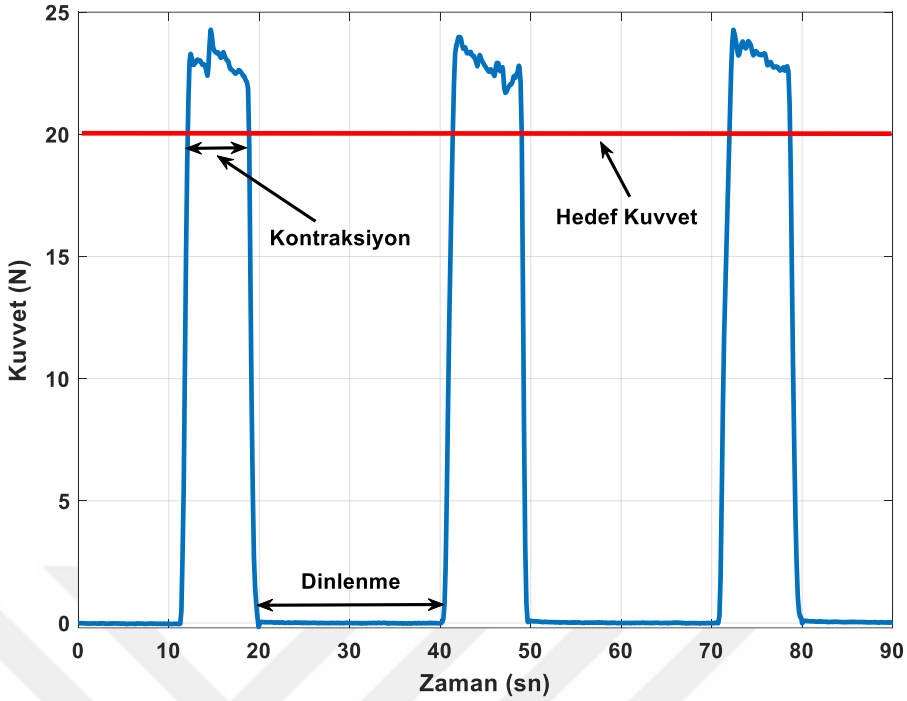
İzometrik egzersiz giriş parametreleri *hedef kuvvet, konum* ve *tekrar sayısı*dır. Hedef kuvvet değeri teşhis aşamasında hastanın biyomekanik ölçümlerinde elde edilen maksimum kuvvet değerine göre zeki kontrolcü tarafından belirlenmektedir. Varsayılan olarak konum 0°, tekrar sayısı ise 10 olarak ayarlanmıştır. Bu değerler kullanıcı tarafından izometrik egzersiz arayüzünden değiştirilebilir (Şekil 4.9). Denek D tarafından 20 N'luk hedef kuvvet ile fleksiyon yönünde gerçekleştirilen izometrik egzersize ilişkin sonuç grafiği Şekil 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4.8 İzometrik egzersiz oyun ekranı



Şekil 4.9 İzometrik egzersiz kullanıcı arayüzü



Şekil 4.10 Fleksiyon izometrik egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek D)

Şekil 4.10'da verilen izometrik egzersizde hedef kuvvet 20 N olarak ayarlanmıştır. Denek 3 kez 20 N kuvvet değerini aşarak bunu 6 saniye boyunca korumuştur. Her tekrar arasındaki 20 saniyelik dinlenme süresi şekilde görülmektedir. Deney sonuçlarına göre geliştirilen sistem ile izometrik egzersizler başarı ile gerçekleştirilebilmektedir. Hasta uzvu ile üretilen kuvvet değeri tam olarak ölçülerek kayıt edilebilmektedir.

4.3.5 İzotonik Egzersiz

İzotonik egzersiz kuvvet kazandırmaya yönelik uygulanan egzersizdir. Klinik uygulamada en bilinen izotonik egzersiz dambıl kaldırmadır. Hasta, dambılı kaldırabilmek için yerçekimi etkisi ile oluşan dambıl ağırlığını yenmek zorundadır. Bu durumun robot ile modellenebilmesi için robot tarafından bir karşı kuvvet oluşturulması gerekmektedir. Bunun için kuvvet tabanlı empedans kontrol metodu kullanılarak hasta uzvuna etki eden bir karşı kuvvet oluşturulmuştur. Hasta, robot manipülatör tarafından uygulanan karşı kuvveti yenerek uzvunu hareket ettirmeye çalışmaktadır. Bu karşı kuvvete *hedef kuvvet* adı verilir. Hasta hedef kuvveti yendiği

anda robot manipülatör harekete başlar. Hasta eklemi tarafından üretilen kuvvet değeri hedef kuvvet değerinin altında kalındığında ise manipülatör hasta uzvunu ters yönde harekete zorlar. Robot ile gerçekleştirilen izotonik egzersizde hedef kuvvet değerinin arayüzden girilerek hassas olarak ayarlanabilmesi uygulamada büyük avantaj sağlamaktadır.

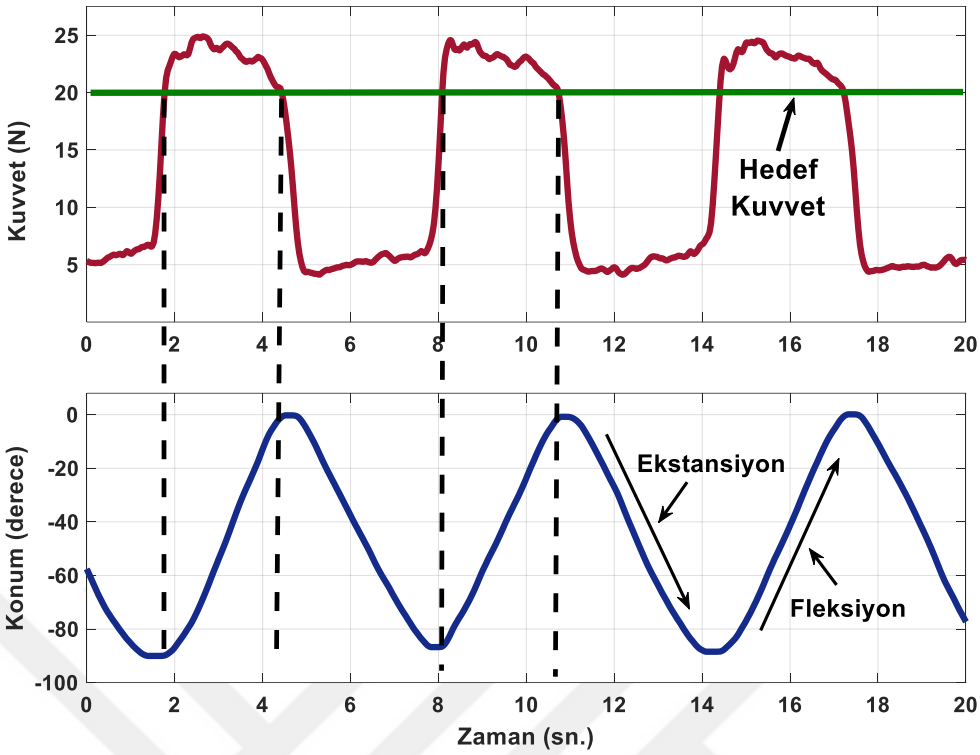
İzotonik egzersiz 3 set olarak uygulanmaktadır. Setlerde uygulanan kuvvet değerleri aşağıda verilen Oxford protokolüne göre belirlenmektedir.

- **1. Set:** Hasta maksimum kuvvetinin %100'ü ile 10 tekrar
- **2. Set:** Hasta maksimum kuvvetinin %75'i ile 10 tekrar
- **3. Set:** Hasta maksimum kuvvetinin %50'si ile 10 tekrar
- Setler arasında 90 saniye dinlenme

İzotonik egzersiz giriş parametreleri *hedef kuvvet* ve *tekrar sayısı*dır. Hedef kuvvet değeri teşhis aşamasında yapılan hastanın biyomekanik ölçümlerindeki maksimum kuvvet değerlerine göre zeki kontrolcü tarafından belirlenmektedir. Tekrar sayısı 10 olarak ayarlanmıştır. Hedef kuvvet ve tekrar sayısı parametreleri kullanıcı tarafından izotonik egzersiz arayüzünden değiştirilebilir (Şekil 4.11). Denek B tarafından fleksiyon yönünde 20 N'luk hedef kuvvet ile gerçekleştirilen izotonik egzersize ilişkin sonuç grafiği Şekil 4.12'de verilmiştir.



Şekil 4.11 İzotonik egzersiz kullanıcı arayüzü



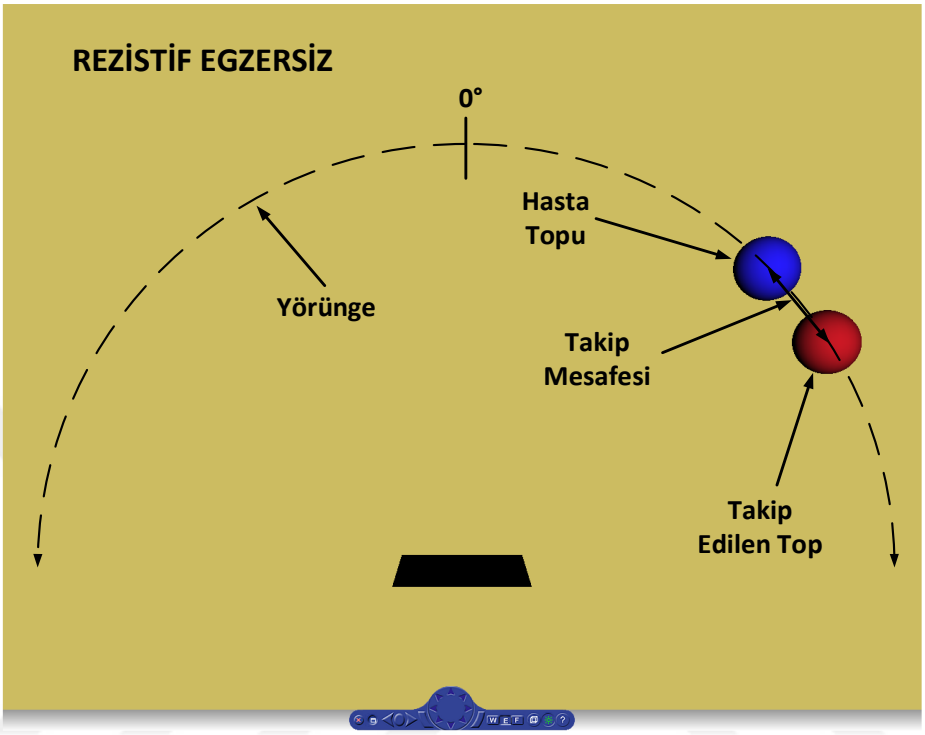
Şekil 4.12 Fleksiyon izotonik egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek B)

Şekil 4.12'de verilen izotonik egzersizde robot, hasta uzvuna ekstansiyon yönünde 20 N'luk bir kuvvet uygulamaktadır. Hasta bu kuvveti yenerek uzvunu fleksiyon yönünde hareket ettirmeye çalışır. Hasta tarafından uygulanan kuvvet 20 N'dan küçük olduğunda uzuv ekstansiyon yönünde hareket etmektedir. Hasta 20 N'u geçtiği anda fleksiyon yönünde hareketi gerçekleştirir. Geliştirilen sistemde izotonik egzersizleri gerçekleştirilebilmektedir.

4.3.6 Rezistif Egzersiz

Rezistif egzersizde amaç farklı direnç seviyeleri ile hareketleri gerçekleştirmektir. Robot ile farklı direnç seviyelerinin modellenebilmesi için kuvvet tabanlı empedans kontrol metodu kullanılmıştır. Kontrol yapısındaki atalet ve sönüm değerleri değiştirilerek farklı direnç seviyeleri elde edilmektedir. Rezistif egzersizde bir oyun arayüzü bulunmaktadır (Şekil 4.13). Hasta, robot manipülatörü hareket ettirdiğinde oyundaki mavi top hareket eder ve hastadan belirli bir yörüngede sabit hızda hareket eden kırmızı topu takip etmesi istenir. Kırmızı topun hızı arayüzden girilen periyot değerine bağlıdır. Robot manipülatörün direnç değeri ayarlanarak hastanın mavi topu farklı zorluk seviyelerinde

hareket ettirmesi sağlanır. *Çok kolay, kolay, orta, zor* ve *çok zor* olmak üzere beş zorluk seviyesi vardır. Kırmızı top ile mavi top arasındaki konum farkına *takip mesafesi* denir ve bu mesafenin mümkün olduğunca küçük olması istenir. Rezistif egzersiz 3 farklı mod ile uygulanabilmektedir. Bunlar *rezistif mod*, *vario – rezistif mod* ve *hibrid mod*dur.



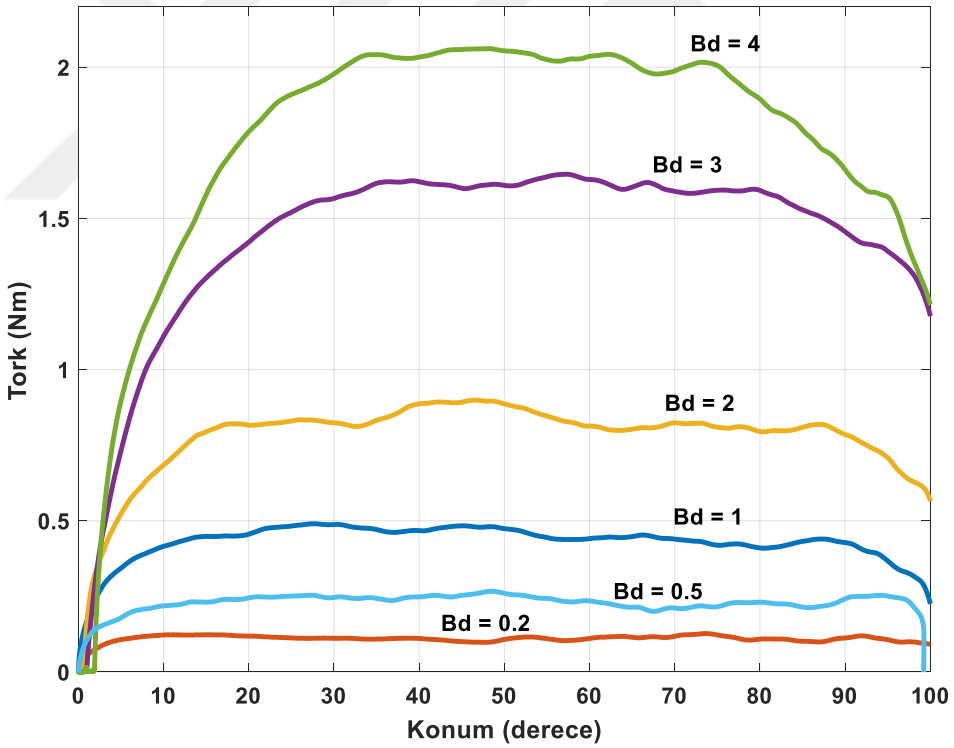
Şekil 4.13 Rezistif egzersiz oyun ekranı

4.3.6.1 Rezistif Mod

Rezistif modda direnç seviyeleri egzersiz başlangıcından sonuna kadar sabittir ve zamana veya eklem hareket açıklığına göre değişmemektedir. Giriş parametreleri *mod, eklem hareket açıklığı*, *zorluk seviyesi* ve *tekrar sayısı*dır. Eklem hareket açıklığı ve zorluk seviyesi teşhis aşamasında yapılan hastanın biyomekanik parametre ölçümlerine göre zeki kontrolcü tarafından belirlenmektedir. Varsayılan tekrar sayısı 10 olarak ayarlanmıştır. Bu değerler kullanıcı tarafından rezistif egzersiz arayüzünden değiştirilebilir (Şekil 4.14). Supinasyon hareketinde farklı direnç değerleri için top takibi esnasında denek tarafından robot manipülatöre uygulanan tork yörüngeleri Şekil 4.15'te görülmektedir.



Şekil 4.14 Rezistif egzersiz kullanıcı arayüzü



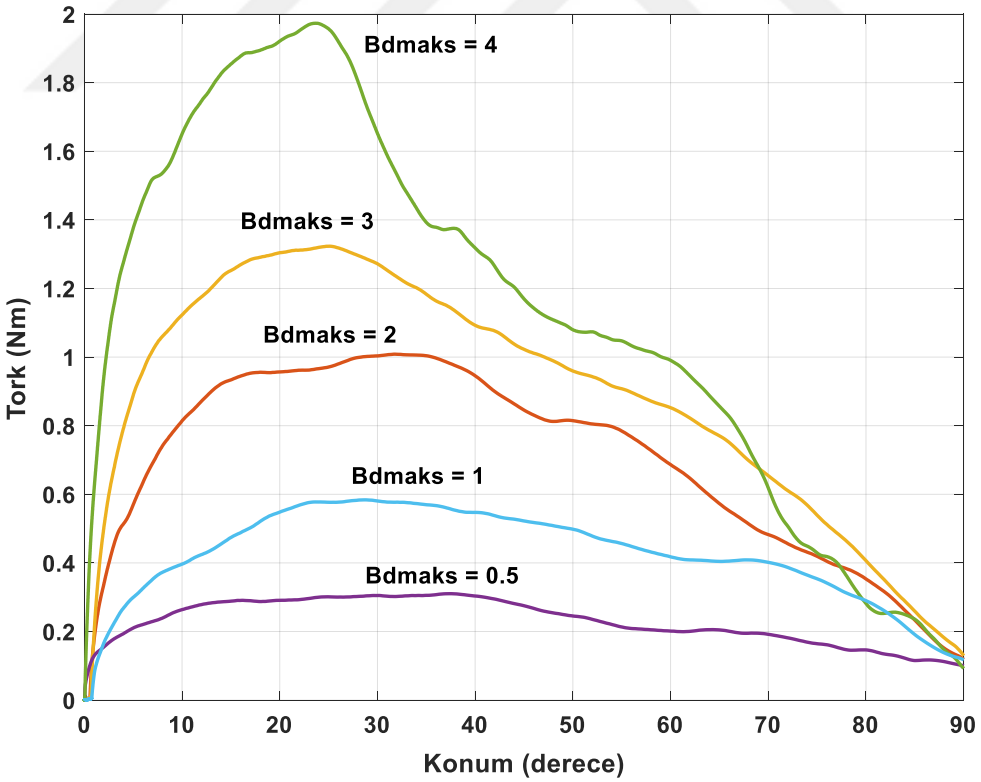
Şekil 4.15 Supinasyon rezistif egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A)

Şekil 4.15'te görüldüğü gibi sönümü ifade eden B_d değeri 0,2 Nms/rad'dan 4 Nms/rad'a doğru arttıkça robot manipülatörü hareket ettirmek için gereken tork değeri de artmaktadır. Bu tork değeri eklem hareket açıklığına göre değişmemekte, yaklaşık

olarak sabit kalmaktadır. Denek tüm eklem hareket açıklıklarında aynı kuvveti harcayarak iş yapmaktadır. Geliştirilen model ile rezistif egzersiz, oyun arayüzü ile desteklenip hastanın motivasyonu üst düzeyde tutularak başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir.

4.3.6.2 Vario – Rezistif Mod

Vario – rezistif egzersiz bir önceki bölümde açıklanan rezistif egzersiz ile aynı prosedüre, giriş parametrelerine ve oyun ekranına sahiptir. Bu modun rezistif egzersizden farkı direnç seviyesinin sabit olmayıp eklem hareket açıklığına bağlı olarak değişmesidir. Bu egzersiz tipinin geliştirilme sebebi Bölüm 3'teki değişken empedans kontrol başlığı altında açıklanmıştır. Robot manipülatör 0°'de iken direnç maksimum seviyededir (B_{dmax}). Eklem hareket açıklığı arttıkça direnç değeri azalmaktadır. Şekil 4.16'da supinasyon hareketinde farklı direnç seviyeleri için konum ve hasta tarafından uygulanan tork ilişkisini gösteren grafik verilmiştir.

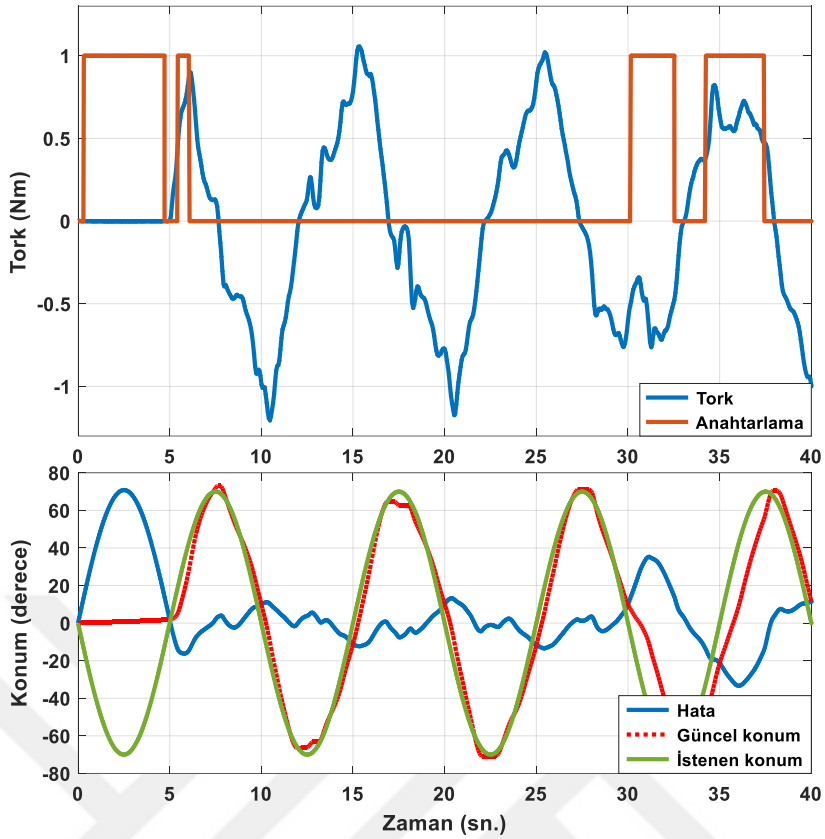


Şekil 4.16 Supinasyon vario – rezistif egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A)

Şekil 4.16'da görüldüğü üzere eklem hareket açıklığı arttıkça tork değeri düşmektedir. Bir önceki bölümde açıklanan rezistif egzersizi uygulamakta zorlanan hastalar için bu modun kullanılması fayda sağlayacaktır. Bölüm 3'te yer alan Şekil 3.22'de görüldüğü gibi, bilek eklem hareket açıklığı arttıkça eklem tarafından üretilen kuvvet/tork değeri düşmektedir. Bu durum, özellikle eklem hareket kısıtlılığı bulunan kimi hastaların belli bir yörüngeyi takipleri esnasında eklem açısı arttıkça takipte zorlanmalarına yol açmaktadır. Bu nedenle *vario – rezistif egzersiz modu* geliştirilerek oyundaki top takibinde zorlanan hastaların büyük eklem açılarında sönümün ve buna bağlı olarak egzersiz zorluk seviyesinin düşürülerek daha kolay takip gerçekleştirebilmeleri sağlanmıştır.

4.3.6.3 Hibrid Rezistif Mod

Rezistif ve vario – rezistif egzersizler ayrı ayrı uygulanabildiği gibi, ikisinin tek yapı altında yer aldığı hibrid rezistif modu ile de kullanılabilir. Hibrid modda, hasta egzersize rezistif olarak başlar. Hastanın egzersizin ilerleyen safhalarında yorgunluk, motivasyon kaybı, eklemde acı ortaya çıkması gibi nedenlerle top takibinde zorlanması durumunda vario - rezistif mod otomatik olarak devreye sokularak zorluk seviyesi düşürülür. Böylelikle hibrid rezistif mod sayesinde hastanın performansına göre egzersiz parametrelerinde zeki kontrolcü tarafından otomatik olarak değişikliğe gidilerek egzersizin zorluk seviyesinin ayarlanması ve böylelikle hasta motivasyonunun üst seviyede tutulması sağlanır. Top takibi esnasında takip mesafesi maksimum eklem hareket açıklığının %25'inden fazla olduğu anda hastanın takipte zorlandığı anlaşılır ve vario – rezistif moda otomatik olarak geçilir. Buradaki %25 değeri varsayılan olarak ayarlanmıştır ve kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Şekil 4.17'de Denek A tarafından pronasyon ve supinasyon hareketi için hibrid modda gerçekleştirilen egzersize ilişkin sonuç grafiği verilmiştir.



Şekil 4.17 Pronasyon - supinasyon hibrid rezistif egzersize ilişkin sonuç grafiği (Denek A)

Şekil 4.17'de anahtarlama değeri hangi modun aktif olduğunu göstermektedir. Sıfır iken rezistif egzersiz modu, 1 iken vario – rezistif egzersiz modu aktiftir. Eklem hareket açıklığı iki yönde de 70°, zorluk seviyesi ise "kolay" olarak ayarlanmıştır. Egzersiz rezistif mod ile başlar. Hasta top takibine hemen başlamadığı için hata değeri 2.saniyeye kadar artmış, hasta takibe başladığı anda giderek küçülerek 5. saniyede sıfır olmuştur. Eklem hareket açıklığı değeri 70°, maksimum izin verilen takip hatası ise %20 olduğu için;

$$Maksimum\ Hata\ Açısı = \frac{70°*25}{100} = 17{,}5° \quad (4.1)$$

olur. Takip mesafesi 17,5 derecenin üzerine çıktığı anda anahtar 1 konumuna geçer ve vario – rezistif egzersiz modu aktif hale gelir. Takip için gerekli olan tork değeri eklem açısına bağlı olarak azalır ve hastanın daha kolay takip edebilmesi sağlanır. Grafikte vario – rezistif mod 6. saniyede aktif hale gelmiştir ve hareket için gerekli tork değeri azalmıştır. Takip mesafesi azaldığı için yaklaşık 1 saniye sonra tekrar rezistif moda dönülerek yaklaşık 25 saniye boyunca rezistif modda takip hatası 17,5 derecenin üzerine çıkmadan egzersize devam edilmiştir. 30. ve 34. saniyelerde takip hatası 30

derecenin üzerine çıkmış ve vario – rezistif mod aktif olmuştur. Vario – rezistif modun aktif olduğu zaman aralıklarında hareketi gerçekleştirmek için gerekli olan tork değerlerinin düştüğü görülmektedir. Yapılan deneyler sonucunda sistemin farklı rezistif egzersiz modlarını başarı ile gerçekleştirebildiği ortaya konmuştur.

4.4 Sistemin Teşhis Performansının Gerçek Hastalar ile Test Edilmesi

Geliştirilen zeki kontrolcü yapısının teşhis kabiliyetinin test edilmesi amacıyla 4 hasta ile deneyler yapılmıştır. Her bir hasta, Şişli Hamidiye Etfal Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon bölümünde hekim (K.B.K.) tarafından muayene edilmiş, eklem hareket açıklığı ve sıkma kuvveti ölçümleri alınarak uygulanması gereken egzersizler hekim tarafından belirlenmiştir.

Daha sonra bu hastaların ölçümleri, geliştirilen zeki kontrolcü tarafından robotik sistem ile gerçekleştirilmiş ve eklem hareket açıklığı ile eklem kuvvet/tork eksiklikleri sistem tarafından teşhis edilerek yine sistem tarafından tedavi önerisi yapılmıştır. Hastanede yapılamayan her bir ekleme ait kuvvet ölçümleri geliştirilen sistemde bulunan uygun mekanizma ve algılayıcılar ile gerçekleştirilmiştir.

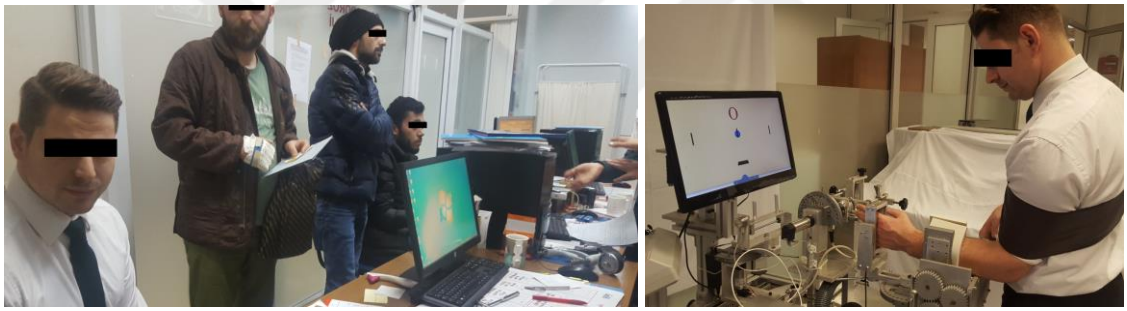
Hastanede hekim tarafından yapılan ölçümler ve tedavi önerileri ile sistem tarafından yapılan ölçümler ve tedavi önerileri karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda sistemin performansı, ölçüm ve teşhis yeteneğinin doğruluğu ortaya konmuştur.

Aşağıda her bir hasta deneyi üç kısımda açıklanmıştır. **Birinci kısımda** hastalığa sebebiyet veren olayı ifade eden hasta hikâyesi, cinsiyet, yaş, boy, kilo, kol uzunluğu, kol çevresi ve meslek bilgilerini içeren hasta bilgileri verilmiştir. **İkinci kısımda** hastanede doktor tarafından yapılan eklem hareket açıklığı ve sıkma kuvveti ölçümleri ile robot ile yapılan eklem hareket açıklığı, sıkma kuvveti ve eklem kuvvet/tork biyomekanik ölçümleri verilmiştir. Zeki kontrolcü tarafından hesaplanan, hastanın fiziksel özelliklerine göre sahip olması gereken hedef biyomekanik değerler ve hastanın bu değerlere göre teşhis edilmiş eksiklik yüzdeleri de bu bölümde verilmiştir. **Üçüncü kısımda** ise doktor tarafından önerilen egzersiz yöntemleri ile zeki kontrolcü tarafından önerilen egzersizler karşılaştırılarak sistemin doğruluğu ortaya konmuştur.

4.4.1 Hasta 1

4.4.1.1 Hasta Bilgileri

- **Hasta Hikâyesi:** Düşme sonucu sol el bilek (karpal kemik) kırığı
- **Cinsiyet:** Erkek
- **Yaş:** 29
- **Boy:** 182 cm
- **Kilo:** 86 kg
- **Önkol Boyu:** 27 cm
- **Önkol Çevresi:** 26 cm
- **Dominant el:** Sağ
- **Tedavi edilen el:** Sol
- **Meslek:** Beyaz yaka (Otel yöneticisi)



(a) (b)

Şekil 4.18 Birinci hasta

a) Hastanede teşhis (08.02.2018, b) DIAGNOBOT ile teşhis (09.02.2018)

4.4.1.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi

Birinci hasta için (Şekil 4.18) hekim tarafından yapılan ölçümler ve sistem ile yapılan ölçümler Çizelge 4.8'de verilmiştir. Birinci sütunda hekim tarafından yapılan biyomekanik ölçümler verilmiştir. İkinci sütunda ise sistem tarafından yapılan biyomekanik ölçümler yer almaktadır. Üçüncü sütunda hekim ve sistem tarafından yapılan ölçümler arasındaki farkın yüzdesi verilmiştir. Dördüncü sütunda regresyon ünitesi tarafından belirlenen denklem kullanılarak zeki kontrolcü tarafından

hesaplanmış istenen biyomekanik parametre değerleri verilmiştir. Son sütunda ise zeki kontrolcü tarafından hesaplanan biyomekanik parametreler ile sistem tarafından ölçülen hastanın biyomekanik parametrelerinin farkı olan eksiklik yüzdeleri verilmiştir.

Çizelge 4.8 Birinci hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri

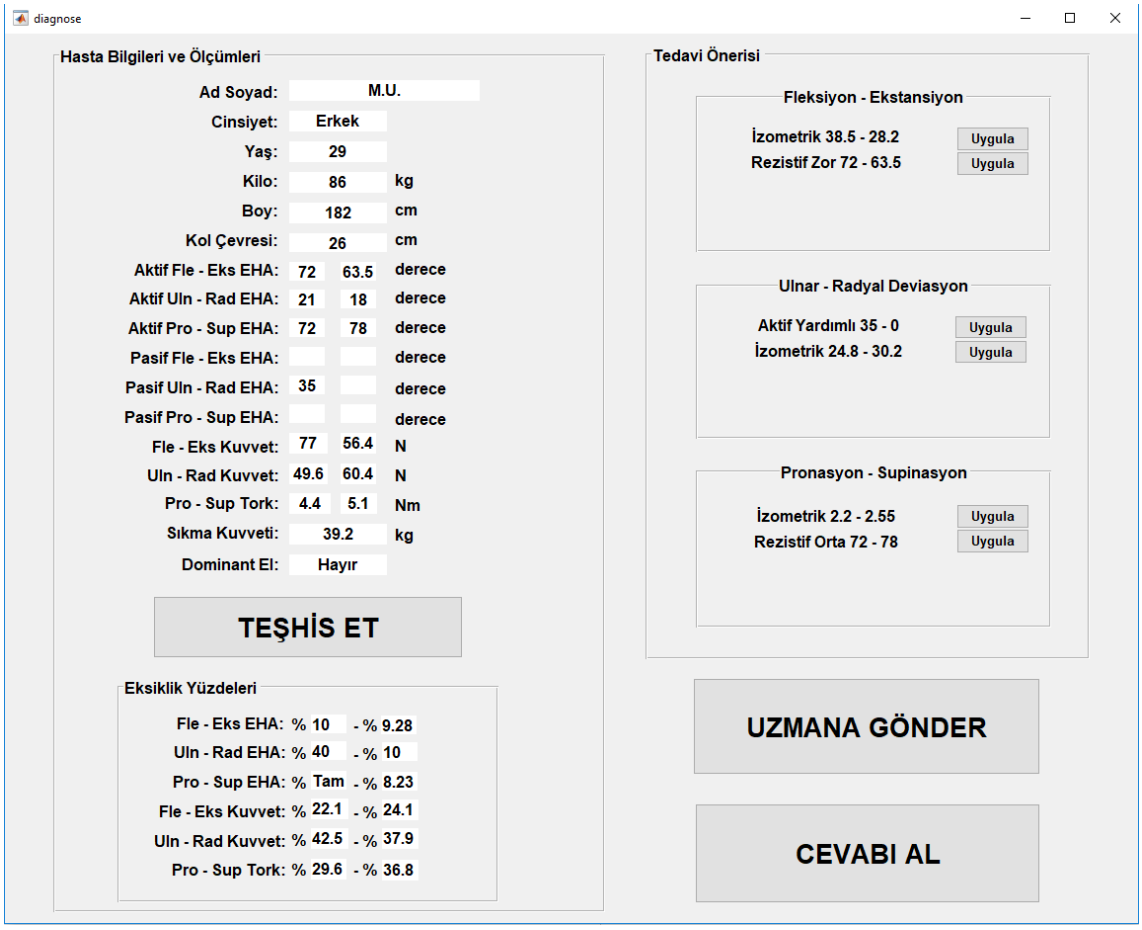
	Hekim Ölçümü	**Sistem Ölçümü**	**Ölçümler Arası Fark**	**Sistem Tarafından Hesaplanan**	**Eksiklik Yüzdesi**
Fleksiyon EHA (derece)	80	72	%10	80	%10
Ekstans. EHA (derece)	65	63,5	%2,3	70	%9,3
Ulnar dev. EHA (derece)	20	21	%5	35	%40
Radyal dev. EHA (derece)	20	18	%10	20	%10
Pronasyon EHA (derece)	70	72	%2,8	70	%0
Supinasyon EHA (derece)	80	78	%2,5	85	%8,2
Sıkma kuvveti (kg)	37	39,2	%5,9	-	-
Fleksiyon kuvveti (N)	-	77	-	98,9	%22,1
Ekstansiyon kuvveti (N)	-	56,4	-	74,4	%24,1
Ulnar dev. kuvveti (N)	-	49,6	-	86,3	%42,5
Radyal dev. kuvveti (N)	-	60,4	-	97,3	%37,9
Pronasyon torku (Nm)	-	4,4	-	6,25	%29,6
Supinasyon torku (Nm)	-	5,1	-	8,08	%36,8

Çizelge 4.8'de verilen değerlere göre eklem hareket açıklıklarında hekim ve robot tarafından yapılan ölçümler arasındaki fark %2,3 ile %10 arasında değişmektedir. Sıkma kuvveti ölçümleri arasında ise 2,2 kg (%5,9) fark bulunmaktadır. Yapılan biyomekanik ölçümler ile hasta fiziksel özelliklerine göre zeki kontrolcü tarafından hesaplanan kuvvet/tork değerleri karşılaştırıldığında %22,1 ile %42,5 arasında değişen eksiklik yüzdeleri teşhis edilmiştir. Ulnar deviasyon haricindeki eklem hareket açıklığı değerlerindeki eksiklik yüzdeleri %10 ve altındadır. Bu nedenle bu eklemler için egzersiz önerilmemiştir. Ulnar deviasyon hareketinin olması gereken eklem hareket açıklığı değeri 35°'dir. Yapılan ölçümlere göre hastanın eklem hareket açıklığı değeri 21°

çıkmıştır. Buna göre ulnar deviasyon hareketi için sistem tarafından %40 eklem hareket açıklığı eksikliği teşhis edilmiştir.

4.4.1.3 Tedavi Önerileri

Hastanede yapılan ölçümler sonucunda hekim tarafından ulnar – radyal deviasyon hareketi için eklem hareket açıklığı egzersizi, tüm hareketlerde ise izometrik ve rezistif egzersiz yapılması önerilmiştir. Robot manipülatörler ile yapılan biyomekanik ölçümler ve hasta bilgileri ile zeki kontrolcü tarafından gerçekleştirilen teşhis ve tedavi önerileri ise Şekil 4.19'da görülmektedir.



Şekil 4.19 Birinci hasta teşhis ekranı

Şekil 4.19'da görüldüğü gibi zeki kontrolcü tarafından fleksiyon yönünde 38,5 N ve ekstansiyon yönünde 28,2 N'luk izometrik egzersiz ve zorluk seviyesi "Zor" olan fleksiyon yönünde 72°, ekstansiyon yönünde 63,5° eklem hareket açıklığı ile rezistif egzersiz önerilmiştir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde eklem hareket açıklığı

eksiklik değerleri %10 ve altında olduğundan eklem hareket açıklığı egzersizi önerilmemiştir.

Ulnar deviasyonda aktif eklem hareket açıklığı eksiklik değeri %40 olarak teşhis edilmiştir. Pasif ölçümde ise eklem hareket açıklığı tamdır. Bu da eklemin pasif olarak açılabildiğini, kontraktür bulunmadığını gösterir. Bu nedenle sistem, ulnar deviasyonda 35°'lik aktif yardımlı egzersiz önermiştir. Bununla birlikte kuvvet artırımı için ulnar ve radyal deviasyon yönlerinde sırasıyla 24,8 ve 30,2 N'luk izometrik egzersiz önerilmiştir.

Pronasyon – supinasyon hareketlerinde eklem hareket açıklığı eksikliği %10 ve altında olduğu için sistem tarafından EHA egzersizi önerilmemiştir. Tork eksikliği sırası ile %29,6 ve %36,8'dir. Bu nedenle pronasyon yönünde 2,2 Nm ve supinasyon yönünde 2,55 Nm'lik izometrik egzersiz ve zorluk seviyesi "Orta" olan pronasyon yönünde 72°, supinasyon yönünde 78° eklem hareket açıklığı ile rezistif egzersiz önerilmiştir.

Hekim tarafından yapılan tedavi önerileri ile zeki kontrolcü tarafından yapılan tedavi önerileri detaylı olarak Çizelge 4.9'da karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.9 Birinci hasta için hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri

Hekim	**Sistem**
Fleksiyon İzometrik Egzersiz	Fleksiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 38,5 N) (2.Set: 57,7 N) (3.Set: 77 N)
Fleksiyon Dirençli Egzersiz	Fleksiyon Rezistif Egzersiz 72° (Zor)
Ekstansiyon İzometrik Egzersiz	Ekstansiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 28,2 N) (2.Set: 42,3 N) (3.Set: 56,4 N)
Ekstansiyon Dirençli Egzersiz	Ekstansiyon Rezistif Egzersiz 63,5° (Zor)
Ulnar Deviasyon EHA Egzersizi	Ulnar Deviasyon Aktif Yardımlı Egzersiz 35°
Ulnar Dev. İzometrik Egzersiz	Ulnar Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 24,8 N) (2.Set: 37,2 N) (3.Set: 49,6 N)
Radyal Dev. İzometrik Egzersiz	Radyal Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 30,2 N) (2.Set: 45,3 N) (3.Set: 60,4 N)
Pronasyon İzometrik Egzersiz	Pronasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 2,2 Nm) (2.Set: 3,3 Nm) (3.Set: 4,4 Nm)

Çizelge 4.9 Birinci hasta hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri (Devam)

Pronasyon Dirençli Egzersiz	Pronasyon Rezistif Egzersiz 72° (Orta)
Supinasyon İzometrik Egzersiz	Supinasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 2,55 Nm) (2.Set: 3,8 Nm) (3.Set: 5,1 Nm)
Supinasyon Dirençli Egzersiz	Supinasyon Rezistif Egzersiz 78° (Orta)

Çizelge 4.9'da görüldüğü gibi birinci hasta için, geliştirilen sistem tarafından yapılan tedavi önerileri ile hastanede hekim tarafından yapılan tedavi önerileri tam uyumludur. Tüm hareketler için izometrik ve rezistif egzersizler hem hekim hem de sistem tarafından önerilmiştir. Ulnar – radyal deviasyon hareketi için hekim tarafından eklem hareket açıklığı egzersizi, sistem tarafından aktif yardımlı egzersiz önerilmiştir. Geliştirilen zeki kontrolcü yapısının birinci hasta için teşhis ve tedavi önerisini başarı ile gerçekleştirmiştir.

4.4.2 Hasta 2



(a) (b)

Şekil 4.20 İkinci hasta

a) Hastanede teşhis (15.02.2018), b) DIAGNOBOT ile teşhis (15.02.2018)

4.4.2.1 Hasta Bilgileri

- **Hasta Hikâyesi:** Brachial Plexus kesisi
- **Cinsiyet:** Erkek
- **Yaş:** 28
- **Boy:** 176 cm
- **Kilo:** 78 kg
- **Önkol Boyu**: 25 cm
- **Önkol Çevresi:** 25 cm
- **Dominant el:** Sol
- **Tedavi edilen el:** Sol
- **Meslek:** Beyaz yaka (Çevirmen)

4.4.2.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi

İkinci hasta için (Şekil 4.20) hekim tarafından yapılan ölçümler ve sistem ile yapılan ölçümler Çizelge 4.10'da verilmiştir. Birinci sütunda hekim tarafından yapılan biyomekanik ölçümler verilmiştir. İkinci sütunda ise sistem tarafından yapılan biyomekanik ölçümler yer almaktadır. Üçüncü sütunda hekim ve sistem tarafından yapılan ölçümler arasındaki farkın yüzdesi verilmiştir. Dördüncü sütunda regresyon ünitesi tarafından belirlenen denklem kullanılarak zeki kontrolcü tarafından hesaplanmış istenen biyomekanik parametre değerleri verilmiştir. Son sütunda ise zeki kontrolcü tarafından hesaplanan biyomekanik parametreler ile sistem tarafından ölçülen hastanın biyomekanik parametrelerinin farkı olan eksiklik yüzdeleri verilmiştir.

Çizelge 4.10 İkinci hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri

	Hekim Ölçümü	**Sistem Ölçümü**	**Ölçümler Arası Fark**	**Sistem Tarafından Hesaplanan**	**Eksiklik Yüzdesi**
Fleksiyon EHA (derece)	80	73	%8,7	80	%8,7
Ekstansiyon EHA (derece)	50	51	%2	70	%27,1
Ulnar dev. EHA (derece)	Nötr	2,5	%0	35	%92,8
Radyal dev. EHA (derece)	Tam	26	%0	20	%0

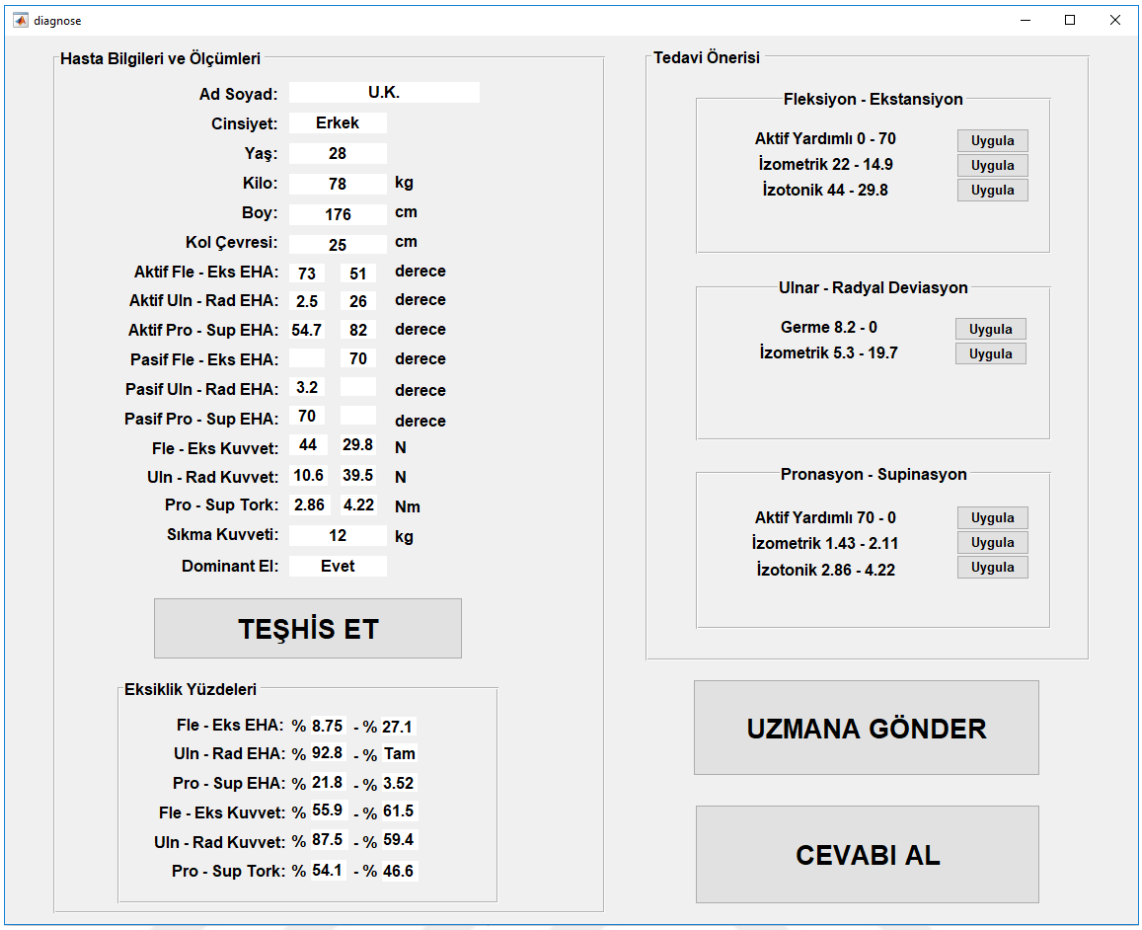
Çizelge 4.10 İkinci hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri (Devam)

Pronasyon EHA (derece)	50	54,7	%9,4	70	%21,8
Supinasyon EHA (derece)	Tam	82	%0	85	%3,5
Sıkma kuvveti (kg)	11	12,06	%9,6	-	-
Fleksiyon kuvveti (N)	-	44	-	99,8	%55,9
Ekstansiyon kuvveti (N)	-	29,8	-	77,4	%61,5
Ulnar dev. kuvveti (N)	-	10,6	-	84,8	%87,5
Radyal dev. kuvveti (N)	-	39,5	-	97,3	%59,4
Pronasyon torku (Nm)	-	2,86	-	6,23	%54,1
Supinasyon torku (Nm)	-	4,22	-	7,9	%46,6

Çizelge 4.10'da verilen değerlere göre eklem hareket açıklıklarında hekim ve robot tarafından yapılan ölçümler arasındaki fark %0 ile %9,6 arasında değişmektedir. Sıkma kuvveti ölçümleri arasında ise 1,06 kg (%9,6) fark bulunmaktadır. Yapılan biyomekanik ölçümler ile hasta fiziksel özelliklerine göre zeki kontrolcü tarafından hesaplanan kuvvet/tork değerleri karşılaştırıldığında %46,6 ile %87,5 arasında değişen eksiklik yüzdeleri teşhis edilmiştir. Ekstansiyon, ulnar deviasyon ve pronasyon hareketlerinde %10'un üzerinde eklem hareket açıklığı eksikliği teşhis edilmiştir. Bu nedenle bu eklemler için eklem hareket açıklığını artırıcı egzersizler önerilmiştir.

4.4.2.3 Tedavi Önerileri

Hastanede yapılan ölçümler sonucunda hekim tarafından ekstansiyon, ulnar deviasyon ve pronasyon hareketleri için eklem hareket açıklığı egzersizleri, tüm hareketlerde ise izometrik ve rezistif egzersiz yapılması önerilmiştir. Robot manipülatörler ile yapılan biyomekanik ölçümler ve hasta bilgileri ile zeki kontrolcü tarafından gerçekleştirilen teşhis ve tedavi önerileri ise Şekil 4.21'de görülmektedir.



Şekil 4.21 İkinci hasta teşhis ekranı

Şekil 4.21'de görüldüğü gibi zeki kontrolcü tarafından fleksiyon ve ekstansiyon yönünde izometrik ve izotonik egzersiz önerilmiştir. Ekstansiyon hareketinde eklem hareket açıklığı eksiklik değerleri %27,1 olarak belirlenmiştir. Pasif ekstansiyon açısı ise tamdır (70°). Bu durum eklemde kontraktür bulunmadığını, eklemin pasif olarak açılabildiğini göstermektedir. Bu nedenle ekstansiyon için 70° eklem hareket açıklığında aktif yardımlı egzersiz önerilmiştir.

Ulnar deviasyonda aktif eklem hareket açıklığı 2,5°'dir. Pasif eklem hareket açıklığı ise 3,2°'dir. Bu da eklemin pasif olarak da açılamadığını, kontraktür bulunduğunu gösterir. Bu nedenle sistem, ulnar deviasyonda 8,2°'lik germe egzersizi önermiştir. Bununla birlikte kuvvet artırımı için ulnar ve radyal deviasyon yönlerinde sırası ile 5,3 N ve 19,7 N'luk izometrik egzersiz önermiştir.

Pronasyon hareketinde aktif eklem hareket açıklığı 54,7°'dir ve eksiklik yüzdesi %21,8'dir. Pasif pronasyon açısı ise tamdır (70°). Bu durum eklemde kontraktür

bulunmadığını, eklemin pasif olarak açılabildiğini göstermektedir. Bu nedenle pronasyon hareketi için sistem tarafından 70° eklem hareket açıklığında aktif yardımlı egzersiz önerilmiştir. Pronasyon – supinasyon hareketinde tork eksikliği sırası ile %54,1 ve %46,6'dır. Kuvvet artışı sağlamak için her iki hareket için de sırası ile 1,43 Nm ve 2,11 Nm'lik izometrik egzersiz ve 2,86 Nm ve 4,22 Nm'lik izotonik egzersiz önerilmiştir.

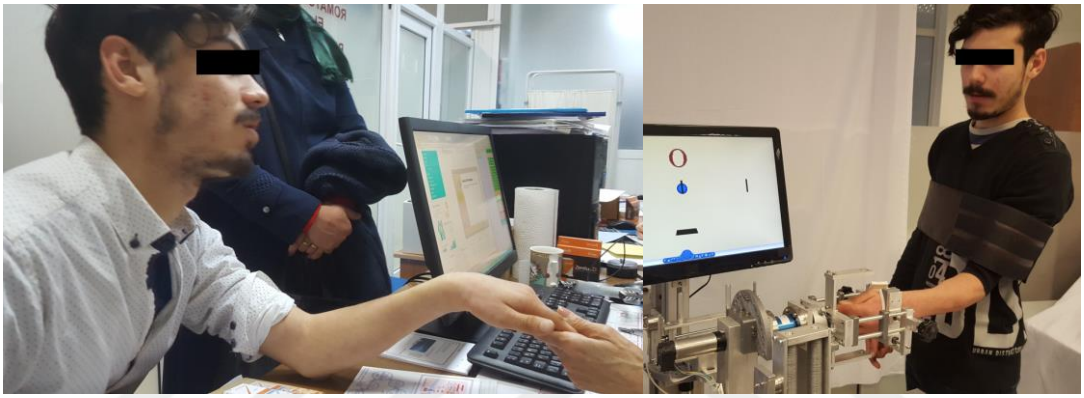
Hekim tarafından yapılan tedavi önerileri ile sistem tarafından yapılan tedavi önerileri detaylı olarak Çizelge 4.11'de karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.11 İkinci hasta için hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri

Hekim	**Sistem**
Fleksiyon İzometrik Egzersiz	Fleksiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 22 N) (2.Set: 33 N) (3.Set: 44 N)
Fleksiyon Dirençli Egzersiz	Fleksiyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 44 N) (2.Set: 33 N) (3.Set: 22 N)
Ekstansiyon EHA Egzersizi	Ekstansiyon Aktif Yardımlı Egzersiz 70°
Ekstansiyon İzometrik Egzersiz	Ekstansiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 14,9 N) (2.Set: 22,3 N) (3.Set: 29,8 N)
Ekstansiyon Dirençli Egzersiz	Ekstansiyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 29,8 N) (2.Set: 22,3 N) (3.Set:14,9 N)
Ulnar Deviasyon EHA Egzersizi	Ulnar Deviasyon Germe Egzersizi 8,2°
Ulnar Dev. İzometrik Egzersiz	Ulnar Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 5,3 N) (2.Set: 7,9 N) (3.Set: 10,6 N)
Radyal Dev. İzometrik Egzersiz	Radyal Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 19,7 N) (2.Set:29,6 N) (3.Set:39,5 N)
Pronasyon EHA Egzersizi	Pronasyon Aktif Yardımlı Egzersiz 70°
Pronasyon İzometrik Egzersiz	Pronasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 1,43 Nm) (2.Set: 2,14 Nm) (3.Set: 2,86 Nm)
Pronasyon Dirençli Egzersiz	Pronasyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 2,86 Nm) (2.Set: 2,14 Nm) (3.Set: 1,43 Nm)
Supinasyon İzometrik Egzersiz	Supinasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 2,11 Nm) (2.Set: 3,16 Nm) (3.Set: 4,22 Nm)
Supinasyon Dirençli Egzersiz	Supinasyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 4,22 Nm) (2.Set: 3,16 Nm) (3.Set: 2,11 Nm)

Çizelge 4.11'de görüldüğü gibi ikinci hasta için, geliştirilen sistem tarafından yapılan tedavi önerileri ile hastanede hekim tarafından yapılan tedavi önerileri tam uyum içerisindedir. Tüm hareketler için izometrik ve dirençli egzersizler hem hekim hem de sistem tarafından önerilmiştir. Ekstansiyon, ulnar deviasyon ve pronasyon hareketlerinde eklem hareket açıklığı eksikliği bulunduğundan hem hekim hem de sistem tarafından EHA egzersizleri önerilmiştir. Geliştirilen zeki kontrolcü yapısı ikinci hasta için teşhis ve tedavi önerisini başarı ile gerçekleştirmiştir.

4.4.3 Hasta 3



(a) (b)

Şekil 4.22 Üçüncü hasta

a) Hastanede teşhis (15.02.2018), b) DIAGNOBOT ile teşhis (16.02.2018)

4.4.3.1 Hasta Bilgileri

- **Hasta Hikâyesi:** Dirsek kırılması
- **Cinsiyet:** Erkek
- **Yaş:** 24
- **Boy:** 177 cm
- **Kilo:** 61 kg
- **Önkol Boyu:** 25 cm
- **Önkol Çevresi:** 23,5 cm
- **Dominant el:** Sağ
- **Tedavi edilen el:** Sol
- **Meslek:** Beyaz yaka (Öğrenci)

4.4.3.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi

Üçüncü hasta için (Şekil 4.22) hekim tarafından yapılan ölçümler ve sistem ile yapılan ölçümler Çizelge 4.11'de verilmiştir. Birinci sütunda hekim tarafından yapılan biyomekanik ölçümler verilmiştir. İkinci sütunda ise sistem tarafından yapılan biyomekanik ölçümler yer almaktadır. Üçüncü sütunda hekim ve sistem tarafından yapılan ölçümler arasındaki farkın yüzdesi verilmiştir. Dördüncü sütunda regresyon ünitesi tarafından belirlenen denklem kullanılarak zeki kontrolcü tarafından hesaplanmış istenen biyomekanik parametre değerleri verilmiştir. Son sütunda ise zeki kontrolcü tarafından hesaplanan biyomekanik parametreler ile sistem tarafından ölçülen hastanın biyomekanik parametrelerinin farkı olan eksiklik yüzdeleri verilmiştir.

Çizelge 4.12 Üçüncü hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri

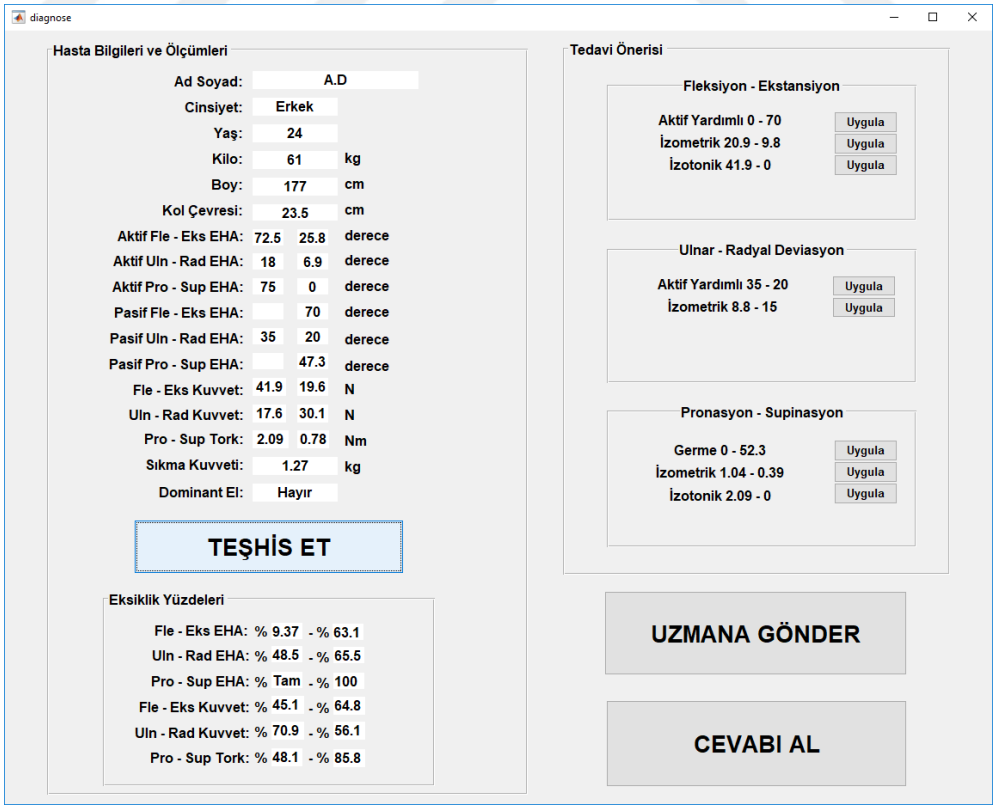
	Hekim Ölçümü	**Sistem Ölçümü**	**Ölçümler Arası Fark**	**Sistem Tarafından Hesaplanan**	**Eksiklik Yüzdesi**
Fleksiyon EHA (derece)	70	72,5	%3,6	80	%9,4
Ekstansiyon EHA (derece)	25	25,8	%3,2	70	%63,1
Ulnar dev. EHA (derece)	15	18	%20	35	%48,5
Radyal dev. EHA (derece)	5	6,9	%38	20	%65,5
Pronasyon EHA (derece)	Tam	75	%0	70	%0
Supinasyon EHA (derece)	0	0	%0	85	%100
Sıkma kuvveti (kg)	0,8	1,27	%58,7	-	-
Fleksiyon kuvveti (N)	-	41,9	-	76,4	%45,1
Ekstansiyon kuvveti (N)	-	19,6	-	55,7	%64,8
Ulnar dev. kuvveti (N)	-	17,6	-	60,8	%70,9
Radyal dev. kuvveti (N)	-	30,1	-	68,8	%56,1
Pronasyon torku (Nm)	-	2,09	-	4,03	%48,1
Supinasyon torku (Nm)	-	0,78	-	5,53	%85,8

Çizelge 4.12'de verilen değerlere göre eklem hareket açıklıklarında hekim ve robot tarafından yapılan ölçümler arasındaki fark %0 ile %38 arasında değişmektedir. %38'lik

fark radyal deviasyon ünitesinde gerçekleşmiştir. Bunun sebebi bu hareketin eklem hareket açıklığı değerinin küçük olması ve robotun hassas olarak ölçüm yapmasıdır. Sıkma kuvveti ölçümleri arasında ise 0,47 kg (%58,7) fark bulunmaktadır. Yapılan biyomekanik ölçümler ile hasta fiziksel özelliklerine göre zeki kontrolcü tarafından hesaplanan kuvvet/tork değerleri karşılaştırıldığında %45,1 ile %85,8 arasında değişen eksiklik yüzdeleri teşhis edilmiştir. Pronasyon ve fleksiyon haricindeki tüm eklem hareket açıklıklarında %10'un üzerinde, %48,5 ile %100 arasında değişen eksiklik teşhis edilmiştir. Hastanın supinasyonu nötr, yani 0°'dir. Bu nedenle pronasyon ve fleksiyon haricindeki tüm eklemler için uygun eklem hareket açıklığı egzersizleri önerilmiştir.

4.4.3.3 Tedavi Önerileri

Hastanede yapılan ölçümler sonucunda hekim tarafından ekstansiyon, ulnar – radyal deviasyon ve supinasyon hareketleri için eklem hareket açıklığı egzersizleri, tüm hareketlerde ise izometrik ve dirençli egzersiz yapılması önerilmiştir. Robot manipülatörler ile yapılan biyomekanik ölçümler ve hasta bilgileri ile zeki kontrolcü tarafından gerçekleştirilen teşhis ve tedavi önerileri ise Şekil 4.23'te görülmektedir.



Şekil 4.23 Üçüncü hasta teşhis ekranı

Şekil 4.23'te görüldüğü gibi sistem tarafından fleksiyon ve ekstansiyon yönünde izometrik ve izotonik egzersiz önerilmiştir. Ekstansiyon hareketinde aktif eklem hareket açıklığı 25,8° ve eksiklik yüzdesi %63,1'dir. Pasif ekstansiyon açısı ise tamdır (70°). Bu durum eklemde kontraktür bulunmadığını, eklemin pasif olarak açılabildiğini göstermektedir. Bu nedenle sistem tarafından ekstansiyon hareketi için 70° eklem hareket açıklığında aktif yardımlı egzersiz önerilmiştir.

Ulnar ve radyal deviasyonda aktif eklem hareket açıklığı değerleri sırasıyla 18° ve 6,9°'dir. Eksiklik değerleri ise sırasıyla %48,5 ve %65,5'tir. Pasif ulnar ve radyal deviasyon açıları ise tamdır (35° ve 20°). Bu durum eklemde kontraktür bulunmadığını, pasif olarak açılabildiğini göstermektedir. Bu nedenle sistem, ulnar deviasyonda 35°, radyal deviasyonda 20°'lik aktif yardımlı egzersiz önermiştir. Bununla birlikte kuvvet artırımı için ulnar ve radyal deviasyon yönlerinde 8,8 N ve 15 N kuvvet değerleri ile izometrik egzersiz önermiştir.

Supinasyonda aktif eklem hareket açıklığı 0°'dir. Pasif eklem hareket açıklığı ise 47°'dir. Bu da eklemin pasif olarak da eklem maksimumu olan 80°'ye kadar açılamadığını, kontraktür bulunduğunu gösterir. Bu nedenle sistem, supinasyonda 52,3°'lik germe egzersizi önermiştir. Kuvvet eksikliği sırası ile %48,1 ve %85,8'dir. Bu nedenle kuvvet kazandırmaya yönelik pronasyon ve supinasyon yönlerinde sırası ile 1,04 Nm ve 0,39 Nm tork değerleri ile izometrik egzersiz, pronasyon yönünde 2,09 Nm ile izotonik egzersiz önerilmiştir. Supinasyon yönünde eklem hareket edemediği için izotonik egzersiz önerilmemiştir.

Hekim tarafından yapılan tedavi önerileri ile zeki kontrolcü tarafından yapılan tedavi önerileri detaylı olarak Çizelge 4.13'te karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.13 Üçüncü hasta için hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri

Hekim	**Sistem**
Fleksiyon İzometrik Egzersiz	Fleksiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 20,9 N) (2.Set: 31,4 N) (3.Set: 41,9 N)
Fleksiyon Dirençli Egzersiz	Fleksiyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 41,9 N) (2.Set: 31,4 N) (3.Set: 20,9 N)
Ekstansiyon EHA Egzersizi	Ekstansiyon Aktif Yardımlı Egzersiz 70°
Ekstansiyon İzometrik Egzersiz	Ekstansiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 9,8 N) (2.Set: 14,7 N) (3.Set: 19,6 N)
Ulnar Deviasyon EHA Egzersizi	Ulnar Deviasyon Aktif Yardımlı Egzersiz 35°
Ulnar Dev. İzometrik Egzersiz	Ulnar Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 8,8 N) (2.Set: 13,2 N) (3.Set: 17,6 N)
Radyal Deviasyon EHA Egzersizi	Radyal Deviasyon Aktif Yardımlı Egzersiz 20°
Radyal Dev. İzometrik Egzersiz	Radyal Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 15 N) (2.Set: 22,6 N) (3.Set: 30,1 N)
Pronasyon İzometrik Egzersiz	Pronasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 1,04 Nm) (2.Set: 1,56 Nm) (3.Set: 2,09 Nm)
Pronasyon Dirençli Egzersiz	Pronasyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 2,09 Nm) (2.Set:1,56 Nm) (3.Set: 1,04 Nm)
Supinasyon Germe Egzersizi	Supinasyon Germe Egzersizi 52,3°
Supinasyon İzometrik Egzersiz	Supinasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 0,39 Nm) (2.Set:0,6 Nm) (3.Set: 0,78 Nm)

Çizelge 4.13'te görüldüğü gibi üçüncü hasta için, geliştirilen sistem tarafından yapılan tedavi önerileri ile hastanede hekim tarafından yapılan tedavi önerileri tam uyum içerisindedir. Tüm hareketler için izometrik egzersizler hem hekim hem de sistem tarafından önerilmiştir. Ekstansiyon, ulnar – radyal deviasyon ve supinasyon hareketlerinde eklem hareket açıklığı eksikliği bulunduğundan hem hekim hem de sistem tarafından eklem hareket açıklığı egzersizleri önerilmiştir. Geliştirilen zeki kontrolcü yapısı ikinci hasta için teşhis ve tedavi önerisini başarı ile gerçekleştirmiştir.

4.4.4 Hasta 4



(a) (b)

Şekil 4.24 Dördüncü hasta

a) Hastanede teşhis (22.02.2018), b) DIAGNOBOT ile teşhis (22.02.2018)

4.4.4.1 Hasta Bilgileri

- **Hasta Hikâyesi:** Cam kırılması sonucu sinir kesisi
- **Cinsiyet:** Erkek
- **Yaş:** 28
- **Boy:** 185 cm
- **Kilo:** 78 kg
- **Önkol Boyu:** 27 cm
- **Önkol Çevresi:** 25 cm
- **Dominant el:** Sağ
- **Tedavi edilen el:** Sol
- **Meslek:** Esnaf

4.4.4.2 Biyomekanik Ölçümler ve Eksiklik Yüzdelerinin Teşhisi

Dördüncü hasta için (Şekil 4.24) hekim tarafından yapılan ölçümler ve sistem ile yapılan ölçümler Çizelge 4.14'te verilmiştir. Birinci sütunda hekim tarafından yapılan biyomekanik ölçümler verilmiştir. İkinci sütunda ise sistem tarafından yapılan biyomekanik ölçümler yer almaktadır. Üçüncü sütunda hekim ve sistem tarafından yapılan ölçümler arasındaki farkın yüzdesi verilmiştir. Dördüncü sütunda regresyon

ünitesi tarafından belirlenen denklem kullanılarak zeki kontrolcü tarafından hesaplanmış istenen biyomekanik parametre değerleri verilmiştir. Son sütunda ise zeki kontrolcü tarafından hesaplanan biyomekanik parametreler ile sistem tarafından ölçülen hastanın biyomekanik parametrelerinin farkı olan eksiklik yüzdeleri verilmiştir.

Çizelge 4.14 Dördüncü hasta biyomekanik ölçümleri ve eksiklik yüzdeleri

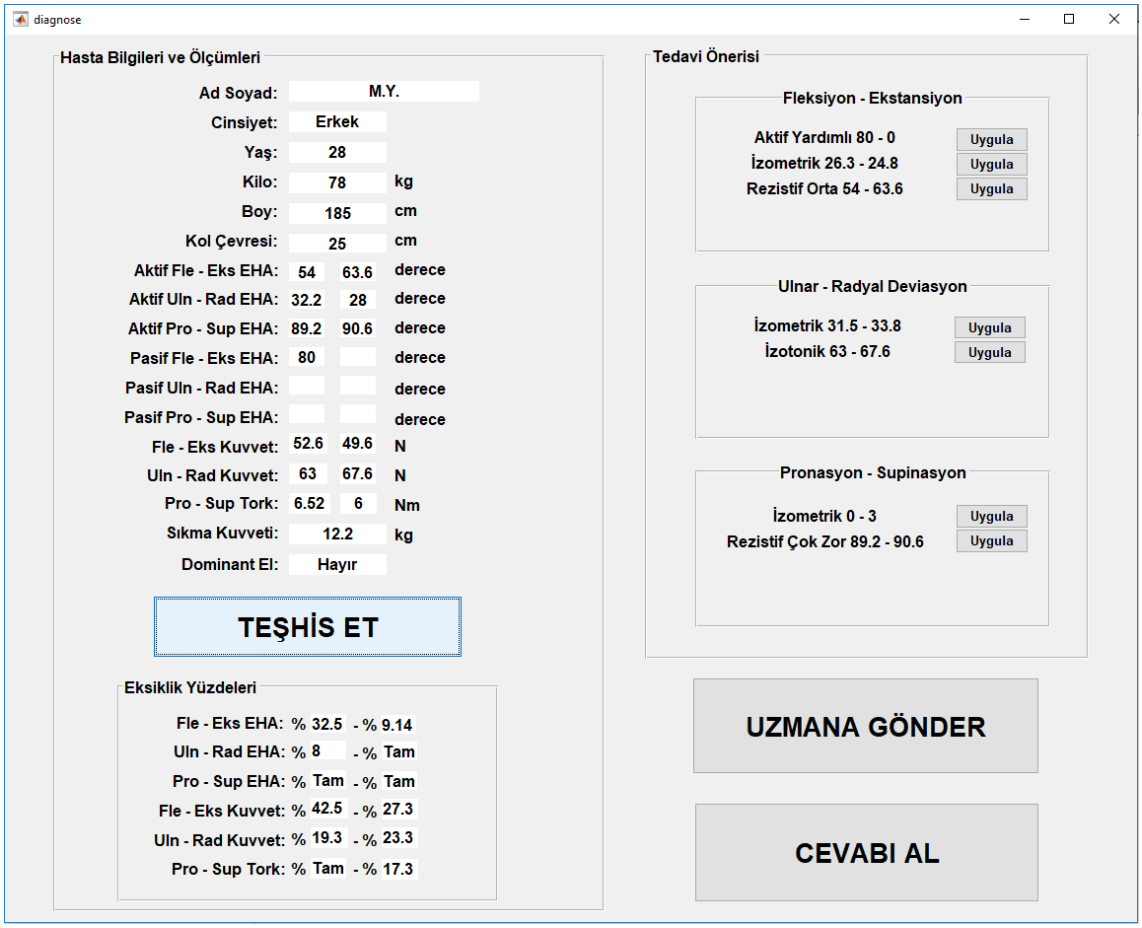
	Hekim Ölçümü	**Sistem Ölçümü**	**Ölçümler Arası Fark**	**Sistem Tarafından Hesaplanan**	**Eksiklik Yüzdesi**
Fleksiyon EHA (derece)	45	54	%20	80	%32,5
Ekstansiyon EHA (derece)	55	63,6	%15,6	70	%9,1
Ulnar dev. EHA (derece)	30	32,2	%7,3	35	%8
Radyal dev. EHA (derece)	25	28	%12	20	%0
Pronasyon EHA (derece)	Tam	89,2	%0	70	%0
Supinasyon EHA (derece)	Tam	90,6	%0	85	%0
Sıkma kuvveti (kg)	12	12,2	%1,6	-	-
Fleksiyon kuvveti (N)	-	52,6	-	91,7	%42,5
Ekstansiyon kuvveti (N)	-	49,6	-	68,4	%27,3
Ulnar dev. kuvveti (N)	-	63	-	78,2	%19,3
Radyal dev. kuvveti (N)	-	67,6	-	88,2	%23,3
Pronasyon torku (Nm)	-	6,52	-	5,54	Tam
Supinasyon torku (Nm)	-	6	-	7,26	%17,3

Çizelge 4.14'te verilen değerlere göre eklem hareket açıklıklarında hekim ve robot tarafından yapılan ölçümler arasındaki fark %0 ile %20 arasında değişmektedir. Sıkma kuvveti ölçümleri arasında ise 0,2 kg (%1,6) fark bulunmaktadır. Yapılan biyomekanik ölçümler ile hasta fiziksel özelliklerine göre zeki kontrolcü tarafından hesaplanan kuvvet/tork değerleri karşılaştırıldığında %17,3 ile %42,5 arasında değişen eksiklik yüzdeleri teşhis edilmiştir. Fleksiyon haricindeki eklem hareket açıklığı değerlerindeki eksiklik yüzdeleri %10'un altındadır. Bu nedenle bu eklemler için egzersiz önerilmemiştir. Fleksiyon hareketinin olması gereken eklem hareket açıklığı değeri

80°'dir. Yapılan ölçümlere göre hastanın eklem hareket açıklığı değeri 54° çıkmıştır. Buna göre fleksiyon hareketi için sistem tarafından %32,5 eklem hareket açıklığı eksikliği teşhis edilmiştir.

4.4.4.3 Tedavi Önerileri

Hastanede yapılan ölçümler sonucunda hekim tarafından fleksiyon hareketi için eklem hareket açıklığı egzersizi, tüm hareketlerde ise izometrik ve dirençli egzersiz yapılması önerilmiştir. Robot manipülatörler ile yapılan biyomekanik ölçümler ve hasta bilgileri ile zeki kontrolcü tarafından gerçekleştirilen teşhis ve tedavi önerileri ise Şekil 4.25'te görülmektedir.



Şekil 4.25 Dördüncü hasta teşhis ekranı

Şekil 4.21'de görüldüğü gibi sistem tarafından fleksiyon yönünde 26,3 N ve ekstansiyon yönünde 24,8 N kuvvet değerleri ile izometrik egzersiz ve zorluk derecesi "Orta" olan fleksiyon yönünde 54°, ekstansiyon yönünde 63,6° eklem hareket açıklığı ile rezistif egzersiz önerilmiştir. Fleksiyon hareketinde eklem hareket açıklığı 54°'dir ve %32,5 eksiklik teşhis edilmiştir. Pasif eklem hareket açıklığı ölçümünde ise 80°'ye kadar açılabilmektedir. Bu durum eklemde kontraktür bulunmadığını göstermektedir. Bu nedenle fleksiyon yönünde 80°'lik aktif yardımlı egzersiz önerilmiştir.

Ulnar ve radyal deviasyonda eklem hareket açıklığı eksiklik değerleri %10'un altında olduğu için eklem hareket açıklığı egzersizi önerilmemiştir. Kuvvet eksikliği sırası ile %19,3 ve %23,3'tür. Bu nedenle kuvvet artırımı için ulnar ve radyal deviasyon yönlerinde sırası ile 31,5 N ve 33,8 N kuvvet değerleri ile izometrik egzersiz önerilmiştir.

Pronasyon – supinasyon hareketlerinde eklem hareket açıklığı eksikliği %10'un altında olduğu için sistem tarafından eklem hareket açıklığı egzersizi önerilmemiştir. Kuvvet eksikliği sırası ile %0 ve %17,3'tür. Bu nedenle zeki kontrolcü tarafından supinasyon yönünde 3 Nm tork ile izometrik egzersiz ve zorluk derecesi "Çok Zor" olan pronasyon yönünde 89,2°, supinasyon yönünde 90,6° eklem hareket açıklığı ile rezistif egzersiz önerilmiştir.

Hekim tarafından yapılan tedavi önerileri ile zeki kontrolcü tarafından yapılan tedavi önerileri detaylı olarak Çizelge 4.15'te karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.15 Dördüncü hasta için hekim ve sistem tarafından yapılan tedavi önerileri

Hekim	**Sistem**
Fleksiyon EHA Egzersizi	Fleksiyon Aktif Yardımlı Egzersiz 80°
Fleksiyon İzometrik Egzersiz	Fleksiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 26,3 N) (2.Set:39,4 N) (3.Set:52,6 N)
Fleksiyon Dirençli Egzersiz	Fleksiyon Rezistif Egzersiz 54° (Orta)
Ekstansiyon İzometrik Egzersiz	Ekstansiyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 24,8 N) (2.Set:37,2 N) (3.Set:49,6 N)
Ekstansiyon Dirençli Egzersiz	Ekstansiyon Rezistif Egzersiz 63,6° (Orta)
Ulnar Deviasyon İzometrik Egzersiz	Ulnar Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 31,5 N) (2.Set:47,2 N) (3.Set:63 N)
Ulnar Deviasyon İzotonik Egzersiz	Ulnar Deviasyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 63 N) (2.Set: 47,2 N) (3.Set: 31,5 N)
Radyal Deviasyon İzometrik Egzersiz	Radyal Deviasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 33,8 N) (2.Set:50,7 N) (3.Set:67,6 N)
Radyal Deviasyon İzotonik Egzersiz	Radyal Deviasyon İzotonik Egzersiz (1.Set: 67,6 N) (2.Set:50,7 N) (3.Set: 33,8 N)
Pronasyon Dirençli Egzersiz	Pronasyon Rezistif Egzersiz 89,2° (Çok Zor)
Supinasyon İzometrik Egzersiz	Supinasyon İzometrik Egzersiz (1.Set: 3 Nm) (2.Set: 4,5 Nm) (3.Set: 6 Nm)
Supinasyon Dirençli Egzersiz	Supinasyon Rezistif Egzersiz 90,6° (Çok Zor)

Çizelge 4.15'te görüldüğü gibi dördüncü hasta için, geliştirilen sistem tarafından yapılan tedavi önerileri ile hastanede hekim tarafından yapılan tedavi önerileri tam uyum içerisindedir. Tüm hareketler için izometrik ve dirençli egzersizler hem hekim hem de sistem tarafından önerilmiştir. Fleksiyon hareketi için hekim tarafından eklem hareket açıklığı egzersizi, sistem tarafından aktif yardımlı egzersiz önerilmiştir. Geliştirilen zeki kontrolcü yapısı, dördüncü hasta için teşhis ve tedavi önerisini başarı ile gerçekleştirmiştir.

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, biyomekanik ölçümleri ve eklem hareket açıklığı kazandırmaya yönelik pasif, aktif yardımlı ve germe egzersizlerini, kuvvet kazandırmaya yönelik izometrik, izotonik ve rezistif egzersizleri gerçekleştirebilen, aynı anda iki hastanın tedavisine imkân veren, tek serbestlik dereceli 3 robot manipülatörden oluşan, özgün tasarıma sahip bir robotik platform ve sıkma kuvveti ölçüm ünitesi tasarlanıp üretilmiştir. Bununla birlikte eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork eksikliklerini teşhis ederek uygun tedavi yöntemlerini ve parametrelerini önerebilen, hasta, doktor ve robot arasında iletişim kurabilen mobil uygulama ile desteklenmiş bilgi ve kural tabanlı özgün bir zeki kontrolcü yapısı geliştirilmiştir. Zeki kontrolcü yapısında sağlıklı insan veri tabanı, terapatik egzersiz veri tabanı, konvansiyonel kontrol metotlarından olan PID ve kuvvet tabanlı empedans kontrol metotları, korelasyon ve regresyon analiz üniteleri bulunmaktadır.

Hastaların rezistif egzersiz uygulamasında zorlandıklarında kulanılmak üzere eklem hareket açıklığına göre sertlik derecesinin değiştiği *vario – rezistif egzersiz* modu geliştirilmiştir. Bununla birlikte rezistif egzersiz esnasında hastanın zorlandığı noktada otomatik olarak vario rezistif egzersize geçişin yapıldığı *hibrid rezistif egzersiz* modu gerçekleştirilmiştir.

Sinir kesisi, eklem veya kemik kırığı sonucu eklem hareket açıklığı ve kuvvet kaybı oluşmuş, travma sonrası immobilizasyon periyodu tamamlanmış, ameliyat sonrası en az 4 hafta geçmiş, açık yarası bulunmayan hastalar sistemde tedaviye uygundur.

İyileşmemiş yaralara sahip hastalar ile yüksek seviye spastisitesi olan hastalar sistemde tedaviye uygun değildir.

Sistemin terapatik egzersizleri başarılı bir şekilde gerçekleştirebildiği sağlıklı denekler ile yapılan deneyler ile ortaya konmuştur.

Sistem, teşhis ve tedavi önerisi aşamasında hastanın biyomekanik ölçümlerini yapmaktadır. Bu ölçümler ile sağlıklı insan veri tabanını kullanarak korelasyon analizi ve regresyon analizi sonucunda eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork eksikliklerine yönelik bir sonuç ortaya koymaktadır. Bu sonuca göre terapatik egzersiz veri tabanını kullanarak her bir hareket için egzersiz tipi ve parametrelerini belirlemektedir. Bu işlemlerin hepsi geliştirilen özgün zeki kontrolcü yapısı tarafından gerçekleştirilmektedir. Sistemin teşhis ve tedavi önerisi performansının değerlendirilmesi için 4 gerçek hasta ile deneyler yapılmıştır. Hastaların biyomekanik ölçümleri hastanede hekim tarafından yapılmış ve tedavi yöntemleri önerilmiştir. Daha sonra aynı hastaların ölçümleri sistem ile yapılmış ve zeki kontrolcü tarafından egzersiz tipleri ve parametreleri önerilmiştir. Hastanedeki hekim ve sistem tarafından ortaya konan sonuçlar karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak sistemin biyomekanik ölçümler ile teşhis ve tedavi önerilerini başarı ile gerçekleştirebildiği görülmüştür.

Geliştirilen sistemin orijinal katkıları;

- Aynı anda iki hastanın tedavisini mümkün kılan, terapatik egzersizleri ve biyomekanik ölçümleri gerçekleştirebilecek mekanik yapıya ve elektronik donanıma sahip özgün bir **robotik platform**,
- teşhis ve tedavi yapabilen, mobil uygulama ile desteklenmiş yapay zekâ tabanlı özgün **zeki kontrolcü yapısı**,
- rezistif egzersizleri gerçekleştirmekte zorlanan hastaların egzersiz performanslarını yükseltmek amacı ile eklem hareket açıklığı değerlerine göre farklı dirençlerin uygulandığı **vario – rezistif egzersiz modu** ve bununla birlikte rezistif ile vario - rezistif modları arasında otomatik geçiş yapılan **hibrid rezistif mod**,
- sağlıklı insanlardan alınan bilek ve önkol kuvvet/tork verilerinin **istatistiksel analizler**i ve insanların fiziksel özellikleri (boy, kilo, önkol boyu, önkol çevresi,

cinsiyet, yaş) ile kuvvet/tork değerleri arasındaki korelasyonların incelenmesi ve sonuçların ortaya konmasıdır.

Bu çalışmanın devamı olarak, farklı uzuvlar için robotik mekanizmalar geliştirilip zeki kontrolcü yapısı ile birleştirilerek diğer uzuvlar için de kullanılabilecek hale getirilebilir. Geliştirilen özgün zeki kontrolcü yapısı tüm uzuvların rehabilitasyonu için kullanılabilecek modüler bir yapıdadır. Bu nedenle diğer uzuvların tedavisi için yapılacak modifikasyonlara ve eklemelere uyum sağlayacaktır.

Bunun yanısıra sağlıklı insan veri tabanındaki veri sayısı çoğaltılarak daha hassas sonuçlar elde edilebilir. Sistemdeki sağlıklı insan veri tabanı 20 - 30 yaş arası 55 erkek 45 kadın denekten oluşmaktadır. Veri sayısı çoğaldığında daha geniş yaş popülasyonu, daha dar yaş aralığı sağlanabilir. Farklı mesleklere göre (beyaz yaka, mavi yaka vb.) gruplandırma yapılarak meslek farklılıklarının etkisi sisteme yansıtılabilir. Ayrıca yıllar geçtikçe toplumdaki insan popülasyonunda eklem hareket açıklığı ve kuvvet/tork değerlerinde değişiklikler olma ihtimali bulunmaktadır. Geliştirilen sistem yukarıda bahsi geçen tüm değişikliklere adapte olabilecek yapıdadır. Her teşhis işleminde korelasyon ve regresyon analizlerinin yeniden yapılması, sistemin bağımlı değişkenler üzerinde etkili olan bağımsız değişkenlerin değişmesi durumunda kendini güncellemesi sistemin adaptasyon yeteneğini ortaya koymaktadır.

Sağlıklı insan veri tabanındaki veri sayısının artırılması ile birlikte derin öğrenme metodu kontrolcü yapısına entegre edilebilir.

Geliştirilen zeki kontrolcü yapısında bulunan tüm veri tabanları internet ortamında tutulmaktadır. Bu durum sisteme daha fazla robotun dahil edilmesini mümkün kılmaktadır. Tüm robotlar bu veri tabanlarına ve mobil uygulama altyapısına erişip teşhis ve tedavi işlemini gerçekleştirebilecektir.

Geliştirilen sistem, klinikte uygulanan bilek ve önkol rehabilitasyonuna yönelik tüm temel terapatik egzersizleri gerçekleştirebilmektedir. Bunların yanında kas gruplarına yönelik kolaylaştırma, güçlendirme ve gevşetme yoluyla fonksiyonel hareketi iyileştirmeye yönelik Proprioseptif Nöromuskuler Fasilitasyon (PNF) tekniklerini gerçekleştirecek şekilde modifiye edilebilir.

Sistemin tedavi yeteneği sağlıklı insanlar ile test edilmiştir. Bu testler gerçek hastalar ile yapılarak klinik sonuçlar elde edilebilir.

Sistemin mekanik yapısı ve değişken empedans kontrol ile ilgili bilgiler [77] referans numaralı makalede, mobil uygulama ile ilgili bilgiler ise [78] referans numaralı bildiride yayınlanmıştır.

KAYNAKLAR

[1] İnal, S., (2003). "Rehabilitasyon Ders Notları", Marmara Üniversitesi BESYO.

[2] Akdemir, N. ve Akkuş, Y., (2006). "Rehabilitasyon ve Hemşirelik (Derleme)", Hemşirelik Yüksekokulu Dergisi, 82-91.

[3] "Disability, including prevention, management and rehabilitation", Fifty eight World health assembly, Toplantı Tutanağı, 25 May 2005.

[4] Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M.L. ve Volpe, B.T., (1998). "Robot - Aided Neurorehabilitation", IEEE Trans Neural Systems Rehabilitation Engineering, 6:75–87.

[5] Hogan, N., Krebs, H. I., Sharon, A. ve Charnnarong, J. (1995). "Interactive Robotic Therapist", U.S. Patent No: US5466213 A.

[6] Krebs, H. I., Ferraro, M., Buerger, S.P., Newbery, M.J., Makiyama, A., Sandmann, M., Lynch, D., Volpe, B.T. ve Hogan, N., (2004). "Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 1:5.

[7] Reinkensmeyer, D. J., Takahashi, C. D., Timozyk W. K., Reinkensmeyer, A. N. ve Khan, L. E., (2001). "Design of Robot Assistance for Arm Movement Therapy Following Stroke", Advanced Robotics, 14(7): 625–637.

[8] Loureiro, R., Amirabdollahian, F., Topping M., Driessen B. ve Harwin W., (2003). "Upper Limb Mediated Stroke Therapy – GENTLE/s Approach". Autonomous Robots, 15:35–51.

[9] Hesse, S., Tigges, G.S., Konrad, M., Bardeleben, A. ve Werner, C., (2003). "Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 84(6):915 - 920.

[10] Toth, A., Arz, G., Fazekas, G., Bratanov, D. ve Zlatov, N., (2004). 25 Post Stroke Shoulder-Elbow Physiotherapy with Industrial Robots, Advances in Rehabilitation Robotics, Lecture Notes in Control and Information Science, Springer, Berlin, 391 - 411.

[11] Toth, A., Arz, G., Fazekas, G., Jurak, M. ve Horvath, M., (2005). "Passive Robotic Movement Therapy of the Spastic Hemiparetic Arm with REHAROB:

Report of the First Clinical Test and the Follow - up System Improvement", Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 28 June – 1 July 2005, Chicago, 127–130.

[12] He, J., Koeneman, E.J., Schultz, R.S., Huang, H., Wanberg, J., Herring, D.E., Sugar, T., Herman, R. Be Koeneman, J.B., (2005). "Design of a Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy Device", Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 28 June – 1 July 2005, Chicago, 95 - 98.

[13] Ju, M.S., Lin, C.C.K., Lin, D.H., Hwang, S. ve Chen S.M., (2005). "A Rehabilitation Robot with Force - Position Hybrid Fuzzy Controller: Hybrid Fuzzy Control of Rehabilitation Robot", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 13(3):349 – 358.

[14] Lum, P.S., Burgar, C.G., Van der Loos, M., Shor, P.C., Majmundar, M. ve Yap, R., (2005). "The MIME Robotic System for Upper - Limb Neuro - Rehabilitation: Results from a Clinical Trial in Subacute Stroke", Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 28 June – 1 July 2005, Chicago, 511 - 514.

[15] Sukal, T.M., Ellis, M.D. ve Dewald, J.P.A., (2005). "Dynamic Characterization of Upper Limb Discoordination Following Hemiparetic Stroke", Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 28 June – 1 July 2005, Chicago, 519 - 521.

[16] Sanchez, R. J., Wolbrecht, E., Smith, R., Liu, J., Rao, S., Cramer, S., Rahman, T., Bobrow, J.E. ve Reinkensmeyer, D.J., (2005). "A Pneumatic Robot for Re-Training Arm Movement After Stroke: Rationale and Mechanical Design", Proceedings of IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 28 June – 1 July 2005, 500 –504.

[17] Takahashi, C.D., Der-Yeghiaian, L., Le, V.H. ve Cramer, S.C., (2005). "A Robotic Device for Hand Motor Therapy After Stroke", Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 28 June – 1 July 2005, Chicago, 17 – 20.

[18] Nef, T., Mihelj, M. ve Riener, R., (2007). "ARMin: a robot for patient - cooperative arm therapy", Medical & Biological Engineering & Computing, 45(9) 887 - 900.

[19] Jackson, A. E., Holt, R. J., Culmer, P. R., Makower, S. G., Levesley, M. C., Richardson, R. C., Cozend, J.A., Williams, M.M. ve Bhakta, B. B. (2007). "Dual robot system for upper limb rehabilitation after stroke: The design process", Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, 221(7):845 – 857.

[20] Montagner, A., Frisoli, A. Ve Borelli, L., (2007). "A Pilot Clinical Study on Robotic Assisted Rehabilitation in VR with an Arm Exoskeleton Device", Proceedings of IEEE virtual rehabilitation, 27 – 29 September 2007, Venice, 57 - 64.

[21] Salsedo, F., Dettori, A., Frisoli, A., Rocchi, F., Bergamasco, M., Franchescini, M., (2004). “Exoskeleton Interface Apparatus”, Patent No. WO2004058458.

[22] Rosati, G., Gallina, P. ve Masiero, S., (2007). “Design, Implementation and Clinical Tests of a Wire-Based Robot for Neurorehabilitation”, IEEE Transactions on Neural Sytems and Rehabilitation Engineering, 15(4): 560 - 569.

[23] Ball, S.J., Brown, I.E. ve Scott S.H., (2007). “MEDARM: A Rehabilitation Robot with 5DOF at the Shoulder Complex”, IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, 4 – 7 September 2007, Zürih, 1 - 6.

[24] Ball, S.J., (2008). Novel Robotic Mechanisms for Upper - Limb Rehabilitation and Assessment, Doktora Tezi, Department of Electrical and Computer Engineering, Queen’s University.

[25] Deneve, A., Moughamir, S., Afilal, L. ve Zaytoon, J., (2008). “Control System Design of a 3-DOF Upper Limbs Rehabilitation Robot”, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 89:202 - 214.

[26] Oblak, J., Cikajlo I. ve Matjacic, Z., (2009). “A Universal Haptic Device for Arm and Wrist Rehabilitation”, IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, 23 – 26 June 2009, Kyoto, 436 – 441.

[27] Yeong, C.F., Calderon, A.M., Gassert, R. ve Burdet, E., (2009). “ReachMAN: a personal robot to train reaching and manipulation”, 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 10 – 15 October 2009, St. Louis, 4080 - 4085.

[28] Yeong, C.F., Karen, B., Calderon, A. M., Burdet. E. ve Playford, E.D., (2010). “ReachMAN to help sub-acute patients training reaching and manipulation”, 2010 IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics, 28 – 30 June 2010, Singapore, 90 - 95.

[29] Baker, K., (2014). The Use of a Robotic Device for Upper Limb Retraining in Subacute Stroke, Doktora Tezi, Institute of Neurology, University College London.

[30] Colizzi, L., Laneve, L., Savino, N., Martini, A., Potenza, A., Cirillo, P., Pignolo, L. ve Dolce, G., (2010). “Aramis: A Virtua-Mechatronic Approach for Neuro-Rehabilitation Purposes”, Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, 3 – 5 November 2010, Korfu.

[31] Wang, J. ve Li, Y., (2010). “Hybrid Impedance Control of a 3 - DOF Robotic Arm Used for Rehabilitation Treatment”, 6th annual IEEE Conference on Automation Science and Engineering, Toronto, 21 - 24 August 2010, 768-773.

[32] Stienen, A. H. A., McPherson, J. G., Schouten, A. C. ve Dewald, J. P. A., (2011). “The ACT-4D: A Novel Rehabilitation Robot for the Quantification of Upper Limb Motor Impairments Following Brain Injury”, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week, Zurich, 29 June – 1 July 2011, 1 - 6.

[33] Kiguchi, K. ve Hayashi, Y., (2012). “An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot”, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part B (Cybernetics), 42(4): 1064-1071.

[34] Hsu, L. C., Wang, W. W., Lee, G. D., Liao, Y. W., Fu, L. C. ve Lai, J. S., (2012). “A Gravity Compensation-Based Upper Limb Rehabilitation Robot”, American Control Conference (ACC), Montréal, 27 - 29 June 2012, 4819-4824.

[35] Mao, Y. ve Agrawal, S. K., (2012). “Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation”, IEEE Trans. on Robotics, 28(4): 922-931.

[36] Kim, H., Miller, L. M., Fedulow, I., Simkins, M., Abrams, G. M., Byl, N. ve Rosen, J., (2013). “Kinematic Data Analysis for Post-Stroke Patients Following Bilateral Versus Unilateral Rehabilitation With an Upper Limb Wearable Robotic System”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 21(2): 153-164.

[37] Ren, Y., Kang, S. H., Park, H. S., Wu, Y. N. ve Zhang, L. Q., (2013). “Developing a Multi-Joint Upper Limb Exoskeleton Robot for Diagnosis, Therapy, and Outcome Evaluation in Neurorehabilitation”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 21(3): 490-498.

[38] Barkana, D.E. ve Ozkul, F.,(2013). “A Robot-Assisted Rehabilitation System – RehabRoby”, Interdisciplinary Mechatronics, John Wiley & Sons, 145 - 162.

[39] Ozkul, F. ve Barkana D.E., (2013). “Upper-Extremity Rehabilitation Robot RehabRoby: Methodology, Design, Usability and Validation”, International Journal of Advanced Robotic Systems, 10(12): 1-13.

[40] Jobbagy, B., Simsik, D., Karchnak, J. ve Onofrejova, D. (2014). “Robotic arm with artificial muscles in rehabilitation”, Procedia Engineering, 96:195 - 202.

[41] Khor, K.X., Rahman, H.A., Fu, S.K., Sim, L.S., Yeong, C.F. ve Su, E.L.M., (2014). “A Novel Hybrid Rehabilitation Robot for Upper and Lower Limbs Rehabilitation Training”, In Procedia Computer Science, 42:293-300.

[42] Sivan, M., Gallagher, J., Makower, S., Keeling, D., Bhakta, B., O’Connor, R.J. ve Levesley, M., (2014). “Home-Based Computer Assisted Arm Rehabilitation (hCAAR) Robotic Device for Upper Limb Exercise after Stroke: Results of a Feasibility Study in Home Setting”, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 11:163.

[43] Rahman, M. H., Rahman, M. J., Cristobal, O. L., Saad, M., Kenné, ,J.P., ve Archambault, P. S., (2015). “Development of a Whole Arm Wearable Robotic Exoskeleton for Rehabilitation and to Assist Upper Limb Movements”, Robotica, 33:19-39.

[44] Fraile, C.J., Turiel, J.P., Bayens, E., Vinas, P., Alonso, R., Cuadrado, A., Martin, M.F., Parra, E., Ayuso, L., Bravo, F.G., Nieto, F. ve Laurentiu, L., (2016). “E2Rebot: A Robotic Platform for Upper Limb Rehabilitation in Patients with Neuromotor Disability”, Advances in Mechanical Engineering, 8(8):1 – 13.

[45] Khor, K.X., Chin, P.J.H., Yeong, C.F., Su, E.L.M., Narayanan, A.L.T., Abdul Rahman H. ve Khan Q.I., (2017). H. Abdul Rahman; Q. I. Khan, "Portable and

Reconfigurable Wrist Robot Improves Hand Function for Post-Stroke Subjects", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 25:1864 - 1873.

[46] Kim, B. ve Deshpande, A.D., (2017). "An Upper-Body Rehabilitation Exoskeleton Harmony with an Anatomical Shoulder Mechanism: Design, Modeling, Control, and Performance Evaluation", The International Journal of Robotics Research, 36(4): 414 - 435.

[47] Higuma, T., Kiguchi, K. ve Arata, J., (2018). "Low-Profile Two-Degree-of-Freedom Wrist Exoskeleton Device Using Multiple Spring Blades", IEEE Robotics and Automation Letters, 3(1):305 - 311.

[48] Akdoğan, E., Aktan, M.E., Koru, A.T., Arslan, M.S., Atlıhan, M. ve Kuran, B., (2018). "Hybrid Impedance Control of a Robot Manipulator for Wrist and Forearm Rehabilitation: Performance Analysis and Clinical Results", Mechatronics, 49:77 – 91.

[49] Atlıhan, M., Akdoğan E. ve Arslan, M.S. (2014). "Development of a Therapeutic Exercise Robot for Wrist and Forearm Rehabilitation", Proceeding of 19th IEEE International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics, 2 – 5 September 2014, Miedzyzdroje, 52 - 57.

[50] Mancisidor, A., Zubizarreta, A., Cabanes, I., Bengoa, P. ve Jung, J.H., (2018). "Kinematical and dynamical modeling of a multipurpose upper limbs rehabilitation robot", Robotics and Computer Integrated Manufacturing, 49:374 - 387.

[51] Akdoğan, E., (2007). Rehabilitasyon Amaçlı Bir Robot Kolunun Kuvvet ve Konumunun Zeki Kontrolü, Elektronik – Bilgisayar Eğitimi Anabilim dalı, Marmara Üniversitesi, İstanbul.

[52] Natarajan, P., (2007). Expert System-Based Post-Stroke Robotic Rehabilitation for Hemiparetic Arm, Doktora Tezi, Department of Electrical Engineering and Computer Science, University of Kansas.

[53] Lin, C.H. ve Faisal, A.A., (2015). "Robotic Psychophysics System for Assessment, Diagnosis and Rehabilitation of the Neurological Causes of Falls in the Elderly", 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 25 – 29 August 2015, 3731 - 3734.

[54] Tojo, N., Toyomasu, I., Shimono, T. ve Ishii, S. (2015). "Robotic Diagnosis of Directional Force Control Performance at an End-Effector of a Limb Toward Physiotherapeutic Support", 41st Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON2015), 9 – 12 November 2015, Yokohama, 3046 - 3051.

[55] Mireles, E.J.A., Sanchez, F.J.R. ve Salazar, O.J., (2015). "EMG Patterns Induced in Upper Limb by Haptic Guidance for Diagnosis and Treatment Evaluation", 12th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), 28 – 30 October 2015, Mexico City, 3046 - 3051.

[56] Küçük, A., Sülekli H.E. ve Mortaş A., (2015). “OECD, Avrupa Birliği Sağlık İstatistikleri ve Türkiye”, T.C. Sağlık Bakanlığı İzleme Ölçme ve Değerlendirme Kurum Başkan Yardımcılığı, 15.

[57] The Electronic Textbook of Hand Surgery, http://www.eatonhand.com/nor/nor002.htm, 14 Ağustos 2017.

[58] Yıldız S., (2011). “Yaşlı Bakım Teknikerliği Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Dersi 2. Ders Notu”, Eğirdir Kemik Eklem Hastalıkları Tedavi ve Rehabilitasyon Hastanesi.

[59] Yıldırım M., (2006). İnsan Anatomisi 1 Genel Anatomi ve Lokomotor Sistem, Nobel Matbaacılık.

[60] Dontbeasalmon web sitesi, http://www.dontbeasalmon.net/archives/ 2010/11/ week-112-bones.html, 21 Temmuz 2017.

[61] Anatomi ve fizyoloji, http://www.pleasanton.k12.ca.us/fhsweb/cuozzo/ Handouts/07muscular.html, 22 Temmuz 2017.

[62] Fukuda, T. ve Arakawa, T., (1997). “Computational Intelligence in Robotics and Automation”, IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems, 17 – 19 September 1997, Budapest, 17 - 23.

[63] Goldberg, D.E. ve Holland, J.H. (1988). “Genetic Algorithms and Machine Learning”, Journal of Machine Learning, 3(2):95-99.

[64] Aladağ, E, kişisel web sitesi, http://www.emrealadag.com/makine-ogrenmesi-nedir.html, 01 Şubat 2018.

[65] Swevers, J., Ganseman, C., De Schutter, J. ve Van Brussel, H., (1996). “Experimental Robot Identification Using Optimised Periodic Trajectories”, Mechanical Systems and Signal Processing, 10(5):561 – 577.

[66] University of Arkansas ders notları, http://cavern.uark.edu/~arnold/4363/condnum_na.pdf, 11 Haziran 2017.

[67] Türkiye nüfusu gruplarına göre dağılımı, http://www.nufusu.com/turkiye-nufusu-yas-gruplari, 17 Şubat 2017.

[68] Uluslararası diyabet federasyonu, http://www.diabetesatlas.org/across-the-globe.html, 17 Şubat 2017.

[69] Scott, M. S., “Determining Sample Size”, Qualtrics, 1-7.

[70] Kul, S, http://www.p005.net/analiz/korelasyon-analizi, 10 Şubat 2018.

[71] Karagöz, Y. (2015). “SPSS 22 Uygulamalı Biyoistatistik”, Nobel Akademik Yayıncılık, 2.Basım, 568-570.

[72] Jung, S. ve Hsia, T.C., (1998). “Neural network impedance force control of robot manipulator”, IEEE Transactions on Industrial Electronics, 45(3): 451 - 461.

[73] Dutta, A. ve Obinata, G., (2002). “Impedance Control of A Robotic Gripper for Cooperation with Humans,”, Control Engineering Practice, 10(4): 379 - 389.

[74] Hogan, N., (1985). “Impedance Control: An approach to manipulation Part I-II-III”, Journal of Dynamic systems, Measurements and Control, 107(1): 1 - 24.

[75] Dünya sağlık örgütü web sitesi, http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html, 16 Şubat 2018.

[76] Alemdaroğlu, U., Koz, M. ve Köklü, Y., (2012). “Germe Egzersizlerinin Performans Üzerine Akut Etkileri”, Spor Bilimleri Dergisi, 23(2): 68 - 76.

[77] Aktan M.E., Akdoğan E., (2018). "Design and Control of a Diagnose and Treatment aimed Robotic Platform for Wrist and Forearm Rehabilitation: DIAGNOBOT", Advances in Mechanical Engineering, 10(1):1-13.

[78] Aktan M.E., Akdoğan E., (2017). "Design and Development of a Mobile Application for a Robotic Rehabilitation Process: DiagnoConn", The 11th IEEE International Conference on Application of Information and Communication Technologies (AICT2017), Moskova, 22-27 Eylül 2017, 410-414.

EK-A

SİSTEM DONANIMI ELEMANLARI

A-1 Servo Motorlar, Servo Motor Sürücüleri ve Adım Motorları

Sistemde egzersiz ünitelerini tahrik etmek için üç tane Maxon EC-max 30 fırçasız DC motor, 32 mm çaplı maksimum 8 Nm tork değerine sahip planet dişli ve 3 kanal 500 CPT enkoder kombinasyonu kullanılmıştır.

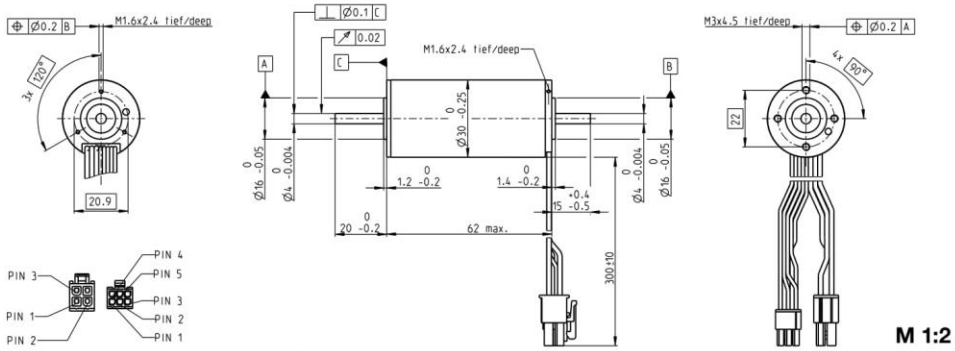
Servo motorları sürmek için Maxon firmasına ait EPOS2 50/5 servo motor sürücüleri kullanılmıştır.

Kol sıkıştırma ünitesini tahrik etmek için 3,5 Nm tork değerine sahip ProMotor 57PH12 model adım motoru kullanılmıştır.

Döner tablayı tahrik etmek için 10 Nm tork değerine sahip 24V DC frenli ProMotor 60Ph28-B model adım motoru kullanılmıştır.

Motor, redüktör, enkoder ve adım motorlarının katalog bilgileri aşağıda verilmiştir.

EC-max 30 ∅30 mm, brushless, 60 Watt



Stock program
Standard program
Special program (on request)

Part Numbers

	272762	272763	272764	272765
Motor Data				
Values at nominal voltage				
1 Nominal voltage V	12	24	36	48
2 No load speed rpm	7980	9340	9490	9350
3 No load current mA	302	191	130	95.4
4 Nominal speed rpm	6590	8040	8270	8130
5 Nominal torque (max. continuous torque) mNm	63.6	60.7	63.7	64.1
6 Nominal current (max. continuous current) A	4.72	2.66	1.88	1.4
7 Stall torque mNm	381	458	522	519
8 Stall current A	26.8	18.8	14.5	10.7
9 Max. efficiency %	80	81	82	82
Characteristics				
10 Terminal resistance phase to phase Ω	0.447	1.27	2.48	4.49
11 Terminal inductance phase to phase mH	0.049	0.143	0.312	0.573
12 Torque constant mNm/A	14.2	24.3	35.9	48.6
13 Speed constant rpm/V	672	393	266	197
14 Speed/torque gradient rpm/mNm	21.2	20.6	18.4	18.2
15 Mechanical time constant ms	4.86	4.73	4.21	4.17
16 Rotor inertia gcm²	21.9	21.9	21.9	21.9

Specifications

Thermal data

17 Thermal resistance housing-ambient	7.4 K/W
18 Thermal resistance winding-housing	0.5 K/W
19 Thermal time constant winding	2.76 s
20 Thermal time constant motor	1000 s
21 Ambient temperature	-40…+100°C
22 Max. winding temperature	+155°C

Mechanical data (preloaded ball bearings)

23 Max. speed	15000 rpm
24 Axial play at axial load < 6.0 N	0 mm
> 6.0 N	0.14 mm
25 Radial play	preloaded
26 Max. axial load (dynamic)	5 N
27 Max. force for press fits (static)	98 N
(static, shaft supported)	1300 N
28 Max. radial load, 5 mm from flange	25 N

Other specifications

29 Number of pole pairs	1
30 Number of phases	3
31 Weight of motor	305 g

Values listed in the table are nominal.

Connection motor (Cable AWG 20)

red	Motor winding 1	Pin 1
black	Motor winding 2	Pin 2
white	Motor winding 3	Pin 3
	N.C.	Pin 4

Connector **Part number**
Molex 39-01-2040

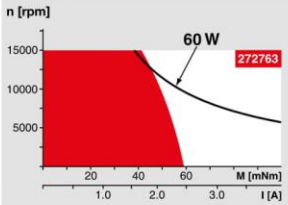
Connection sensors (Cable AWG 26)

yellow	Hall sensor 1	Pin 1
brown	Hall sensor 2	Pin 2
grey	Hall sensor 3	Pin 3
blue	GND	Pin 4
green	V_{Hall} 3…24 VDC	Pin 5
	N.C.	Pin 6

Connector **Part number**
Molex 430-25-0600

Wiring diagram for Hall sensors see p. 41

Operating Range



Comments

Continuous operation
In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.

Short term operation
The motor may be briefly overloaded (recurring).

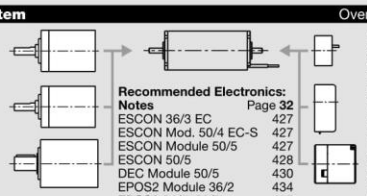
Assigned power rating

maxon Modular System Overview on page 28–36

Planetary Gearhead
∅32 mm
1.0 - 8.0 Nm
Page 339/341

Koaxdrive
∅32 mm
1.0 - 4.5 Nm
Page 343

Planetary Gearhead
∅42 mm
3 - 15 Nm
Page 346



Recommended Electronics:

Notes	Page 32
ESCON 36/3 EC	427
ESCON Mod. 50/4 EC-S	427
ESCON Module 50/5	427
ESCON 50/5	428
DEC Module 50/5	430
EPOS2 Module 36/2	434
EPOS2 24/5, 50/5	435
EPOS2 P 24/5	438
EPOS4 Module/CB 50/5	442
MAXPOS 50/5	447

Encoder MR
500/1000 CPT,
3 channels
Page 404

Encoder HEDL 5540
500 CPT,
3 channels
Page 417

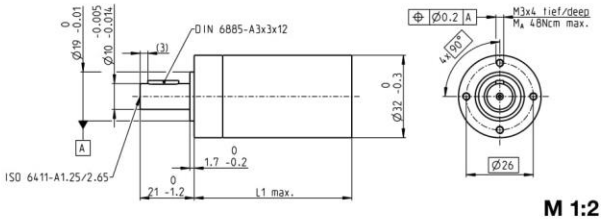
Brake AB 20
24 VDC
0.1 Nm
Page 456

October 2017 edition / subject to change

Şekil A.1 Motor katalog bilgileri

Planetary Gearhead GP 32 HP ∅32 mm, 4.0–8.0 Nm

High Power



M 1:2

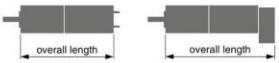
Technical Data

Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel
Bearing at output	ball bearing
Radial play, 10 mm from flange	max. 0.14 mm
Axial play	max. 0.4 mm
Max. axial load (dynamic)	120 N
Max. force for press fits	120 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	8000 rpm
Recommended temperature range	-40...+100°C
Number of stages	2 3 4
Max. radial load, 10 mm from flange	200 N 250 N 300 N

maxon gear

Stock program
Standard program
Special program (on request)

			Part Numbers						
			320247	326663	326664	326668	326672	324947	324952
Gearhead Data									
1	Reduction		14:1	33:1	51:1	111:1	190:1	456:1	706:1
2	Absolute reduction		676/49	529/16	17576/343	13824/125	456976/2401	89401/196	158171/224
3	Max. motor shaft diameter	mm	6	3	6	4	6	3	3
	Part Numbers		326659		326665	326669	324942	324948	324953
1	Reduction		18:1		66:1	123:1	246:1	492:1	762:1
2	Absolute reduction		624/35		16224/245	6877/56	421824/1715	86112/175	19044/25
3	Max. motor shaft diameter	mm	6		6	3	6	6	4
	Part Numbers		326660		326666	326670	324944	324949	324954
1	Reduction		21:1		79:1	132:1	295:1	531:1	913:1
2	Absolute reduction		299/14		3887/49	3312/25	101062/343	331776/625	36501/40
3	Max. motor shaft diameter	mm	6		6	4	6	4	3
	Part Numbers		326661		326667	326671	324945	324950	
1	Reduction		23:1		86:1	159:1	318:1	589:1	
2	Absolute reduction		576/25		14976/175	1587/10	389376/1225	20631/35	
3	Max. motor shaft diameter	mm	4		6	3	6	6	
	Part Numbers		326662		320297		324946	324951	
1	Reduction		28:1		103:1		411:1	636:1	
2	Absolute reduction		138/5		3588/35		359424/875	79488/125	
3	Max. motor shaft diameter	mm	4		6		6	4	
4	Number of stages		2	2	3	3	4	4	4
5	Max. continuous torque	Nm	4	4	8	8	8	8	8
6	Max. intermittent torque at gear output	Nm	6	6	12	12	12	12	12
7	Max. efficiency	%	75	75	70	70	60	60	60
8	Weight	g	178	178	213	213	249	249	249
9	Average backlash no load	°	0.8	0.8	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
10	Mass inertia	gcm²	1.6	0.5	1.5	0.7	1.5	1.5	0.7
11	Gearhead length L1	mm	48.3	48.3	55.0	55.0	61.7	61.7	61.7

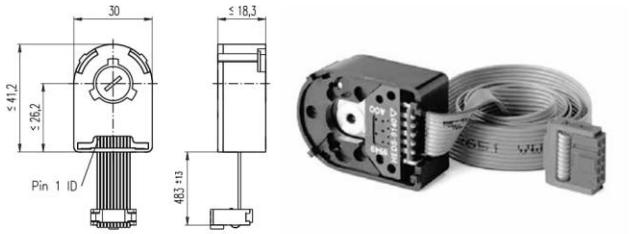


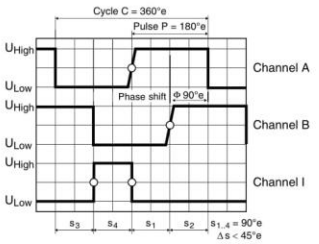
maxon Modular System

+ Motor	Page	+ Sensor/Brake	Page	**Overall length [mm]** = Motor length + gearhead length + (sensor/brake) + assembly parts						
RE 35, 90 W	130			119.4	119.4	126.1	126.1	132.8	132.8	132.8
RE 35, 90 W	130	MR	405	130.8	130.8	137.5	137.5	144.2	144.2	144.0
RE 35, 90 W	130	HED_ 5540	413/415	140.1	140.1	146.8	146.8	153.5	153.5	153.5
RE 35, 90 W	130	DCT 22	421	137.5	137.5	144.2	144.2	150.9	150.9	150.9
RE 35, 90 W	130	AB 28	458	155.5	155.5	162.2	162.2	168.9	168.9	168.9
RE 35, 90 W	130	HEDS 5540/AB 28	413/458	172.7	172.7	179.4	179.4	186.1	186.1	186.1
EC-max 40, 40 W	230			90.2	90.2	96.9	96.9	103.6	103.6	103.6
EC-max 30, 40 W	230	MR	404	102.4	102.4	109.1	109.1	115.8	115.8	115.8
EC-max 30, 40 W	230	HEDL 5540	417	110.8	110.8	117.5	117.5	124.2	124.2	124.2
EC-max 30, 40 W	230	AB 20	456	125.8	125.8	132.5	132.5	139.2	139.2	139.2
EC-max 30, 40 W	230	HEDL 5540/AB 20	417/456	146.4	146.4	153.1	153.1	159.8	159.8	159.8
EC-max 30, 60 W	231			112.2	112.2	118.9	118.9	125.6	125.6	125.6
EC-max 30, 60 W	231	MR	404	124.4	124.4	131.1	131.1	137.8	137.8	137.8
EC-max 30, 60 W	231	HEDL 5540	417	132.8	132.8	139.5	139.5	146.2	146.2	146.2
EC-max 30, 60 W	231	AB 20	456	147.8	147.8	154.5	154.5	161.2	161.2	161.2
EC-max 30, 60 W	231	HEDL 5540/AB 20	417/456	168.4	168.4	175.1	175.1	181.8	181.8	181.8
EC-4pole 30, 100 W	239			95.2	95.2	101.9	101.9	108.6	108.6	108.6
EC-4pole 30, 100 W	239	16 EASY	395/396	109.1	109.1	115.8	115.8	122.5	122.5	122.5
EC-4pole 30, 100 W	239	AEDL/HEDL	412/417	115.8	115.8	122.5	122.5	129.2	129.2	129.2
EC-4pole 30, 100 W	239	AB 20	456	131.4	131.4	138.1	138.1	144.8	144.8	144.8
EC-4pole 30, 100 W	239	AEDL/HEDL/AB 20	412/456	152.2	152.2	158.9	158.9	165.6	165.6	165.6
EC-4pole 30, 200 W	241			112.2	112.2	118.9	118.9	125.6	125.6	125.6
EC-4pole 30, 200 W	241	16 EASY	395/396	126.1	126.1	132.8	132.8	139.5	139.5	139.5
EC-4pole 30, 200 W	241	HEDL 5540	417	132.8	132.8	139.5	139.5	146.2	146.2	146.2
EC-4pole 30, 200 W	241	AB 20	456	148.4	148.4	155.1	155.1	161.8	161.8	161.8
EC-4pole 30, 200 W	241	HEDL 5540/AB 20	417/456	169.2	169.2	175.9	175.9	182.6	182.6	182.6
MCD EPOS, 60 W	453			168.2	168.2	174.9	174.9	181.6	181.6	181.6
MCD EPOS P, 60 W	453			168.2	168.2	174.9	174.9	181.6	181.6	181.6

Şekil A.2 Dişli kutusu katalog bilgileri

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





Direction of rotation cw (definition cw p. 60)

Stock program
Standard program
Special program (on request)

Part Numbers	110512	110514	110516
Type			
Counts per turn	500	500	500
Number of channels	3	3	3
Max. operating frequency (kHz)	100	100	100
Max. speed (rpm)	12000	12000	12000
Shaft diameter (mm)	3	4	6



maxon Modular System

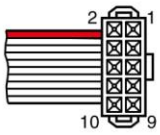
+ Motor	Page	+ Gearhead	Page	+ Brake	Page	Overall length [mm] / ● see Gearhead		
RE 25	125/127					75.3		
RE 25	125/127	GP 26/GP 32	332/334			●		
RE 25	125/127	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	343			●		
RE 25	125/127	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	335/338			●		
RE 25	125/127	GP 32 S	366-368			●		
RE 25, 20 W	126					63.8		
RE 25, 20 W	126	GP 26/GP 32	332/334			●		
RE 25, 20 W	126	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	343			●		
RE 25, 20 W	126	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	335/338			●		
RE 25, 20 W	126	GP 32 S	366-368			●		
RE 25, 20 W	126			AB 28	458	94.3		
RE 25, 20 W	126	GP 26/GP 32	332/334	AB 28	458	●		
RE 25, 20 W	126	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	343	AB 28	458	●		
RE 25, 20 W	126	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	335/338	AB 28	458	●		
RE 25, 20 W	126	GP 32 S	366-368	AB 28	458	●		
RE 25, 20 W	127			AB 28	458	105.8		
RE 25, 20 W	127	GP 26/GP 32	332/334	AB 28	458	●		
RE 25, 20 W	127	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	343	AB 28	458	●		
RE 25, 20 W	127	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	335/338	AB 28	458	●		
RE 25, 20 W	127	GP 32 S	366-368	AB 28	458	●		
RE 30, 15 W	128					88.8		
RE 30, 15 W	128	GP 32, 0.75 - 4.5 Nm	336			●		
RE 30, 60 W	129					88.8		
RE 30, 60 W	129	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	334-340			●		
RE 30, 60 W	129	KD 32, 1.0 - 4.5 Nm	343			●		
RE 30, 60 W	129	GP 32 S	366-368			●		
RE 35, 90 W	130						91.7	
RE 35, 90 W	130	GP 32, 0.75 - 8.0 Nm	334-341				●	
RE 35, 90 W	130	GP 42, 3.0 - 15 Nm	345				●	
RE 35, 90 W	130	GP 32 S	366-368				●	
RE 35, 90 W	130			AB 28	458	124.3		
RE 35, 90 W	130	GP 32, 0.75 - 8.0 Nm	334-341	AB 28	458	●		
RE 35, 90 W	130	GP 42, 3.0 - 15 Nm	345	AB 28	458	●		
RE 35, 90 W	130	GP 32 S	366-368	AB 28	458	●		

Technical Data

Supply voltage V_{CC}	5 V ± 10%
Typical current draw	55 mA
Output signal	EIA Standard RS 422
driver used:	DS26LS31
Phase shift Φ	90°e ± 45°e
Signal rise time (typically, at C_L = 25 pF, R_L = 2.7 kΩ, 25 °C)	180 ns
Signal fall time (typically, at C_L = 25 pF, R_L = 2.7 kΩ, 25 °C)	40 ns
Index pulse width	90°e
Operating temperature range	-40...+100 °C
Moment of inertia of code wheel	≤ 0.6 gcm²
Max. angular acceleration	250000 rad s⁻²
Output current per channel	± 20 mA

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

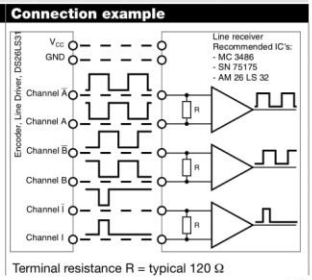
Pin Allocation



1	N.C.
2	V_{CC}
3	GND
4	N.C.
5	Channel $\overline{A}$
6	Channel A
7	Channel $\overline{B}$
8	Channel B
9	Channel $\overline{I}$ (Index)
10	Channel I (Index)

Pin type DIN 41651/ EN 60603-13 flat band cable AWG 28

Connection example



Terminal resistance R = typical 120 Ω

Şekil A.3 Enkoder katalog bilgileri



EPOS2 24/5
Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors and encoder to 120/240 watts.



EPOS2 50/5
Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors and encoder to 250/500 watts.



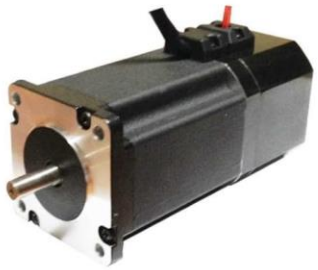
EPOS2 70/10
Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors or encoder to 700/1750 watts.

Controller versions		
CANopen Slave	**CANopen Slave**	**CANopen Slave**
Electrical data		
11 - 24 VDC	11 - 50 VDC	11 - 70 VDC
11 - 24 VDC	11 - 50 VDC	11 - 70 VDC
0.9 x V_{CC}	0.9 x V_{CC}	0.9 x V_{CC}
10 A	10 A	25 A
5 A	5 A	10 A
50 kHz	50 kHz	50 kHz
10 kHz	10 kHz	10 kHz
1 kHz	1 kHz	1 kHz
1 kHz	1 kHz	1 kHz
25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)	25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)	25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)
15 µH / 5 A	22 µH / 5 A	25 µH / 10 A
Input		
H1, H2, H3	H1, H2, H3	H1, H2, H3
A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)	A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)	A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)
6 (TTL and PLC level)	11 (7 optically isolated, 4 differential)	10 (7 optically isolated, 3 differential)
2 (12-bit resolution, 0…+5 V)	2 (differential, 12-bit resolution, ±10 V)	2 (differential, 12-bit resolution, 0…+5 V)
configurable with DIP switch 1…7	configurable with DIP switch 1…7	configurable with DIP switch 1…7
Output		
4	5 (4 optically isolated, 1 differential)	5 (4 optically isolated, 1 differential)
	1 (12-bit, 0…10 V)	
+5 VDC, max 100 mA	+5 VDC, max. 100 mA	+5 VDC, max. 100 mA
+5 VDC, max. 30 mA	+5 VDC, max. 30 mA	+5 VDC, max. 30 mA
V_{CC}, max. 1300 mA	+5 VDC, max. 150 mA	+5 VDC, max. 150 mA; +5 VDC (R_i = 1 kΩ)
Interface		
RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)	RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)	RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)
high; low (max. 1 Mbit/s)	high; low (max. 1 Mbit/s)	high; low (max. 1 Mbit/s)
Data+; Data- (max. 12 Mbit/s)	Data+; Data- (max. 12 Mbit/s)	Data+; Data- (max.12 Mbit/s)
Indicator		
green LED, red LED	green LED, red LED	green LED, red LED
Environmental conditions		
-10…+55°C	-10…+45°C	-10…+45°C
+55…+83°C; Derating: -0.179 A/°C	+45…+80°C; Derating: -0.143 A/°C	+45…+85°C; Derating: -0.250 A/°C
-40…+85°C	-40…+85°C	-40…+85°C
5…90%	5…90%	5…90%
Mechanical data		
Approx. 170 g	Approx. 240 g	Approx. 330 g
105 x 83 x 24 mm	120 x 93.5 x 27 mm	150 x 93 x 27 mm
Flange for M3-screws	Flange for M3-screws	Flange for M3-screws
Part numbers		
367676 EPOS2 24/5	**347717** EPOS2 50/5	**375711** EPOS2 70/10
Accessories		
309687 DSR 50/5 Shunt regulator	**309687** DSR 50/5 Shunt regulator	**235811** DSR 70/30 Shunt regulator
Order accessories separately, see page 449	Order accessories separately, see page 449	Order accessories separately, see page 449

Şekil A.4 Servo motor sürücüsü katalog bilgileri

24VDC Brake, 2 Phase Hybrid Stepper Motor
60PH Series, 1.8 degree, Nema 24, 60 mm

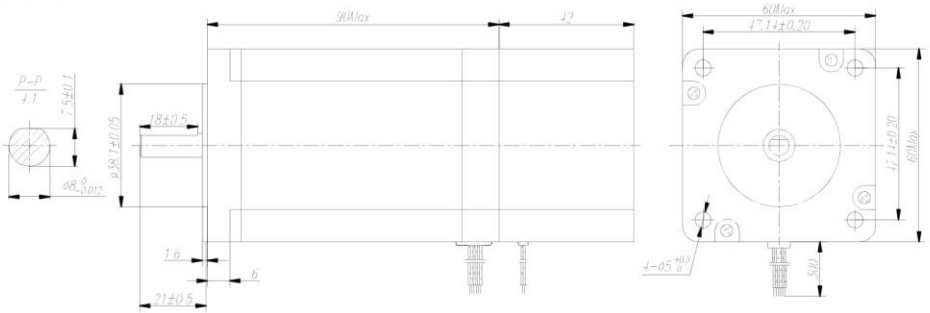
Step Angle	1.8°
Step Angle Accuracy	±5% (full step, no load)
Resistance Accuracy	±10%
Inductance Accuracy	±20%
Temperature Rise	80 °C Max.(rated current, 2 phase on)
Ambient Temperature	-10 °C ~ +50 °C
Insulation Resistance	100 MΩ Min., 500VDC
Dielectric Strength	500 VAC for one minute
Shaft Radial Play	0.02 Max. (450 g-load)
Shaft Axial Play	0.08 Max. (450 g-load)



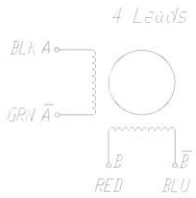
■ Technical Specifications

Model	Current	Resistance	Inductance	Holding Torque	Detent Torque	Rotor Inertia	Bi/Unipolar	Weight	Length
	A/Ø	Ω/Ø	mH/Ø	Nm	Ncm	gcm²	# of Leads	g	mm
60 **PH** 28 - B	3.0	1.4	5.5	2.8	10	780	Bi (4)	1630	90

■ Mechanical Dimension



■ Wiring Diagram



■ Brake

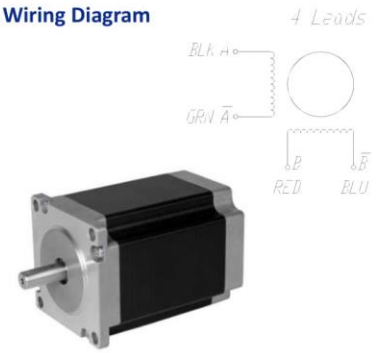
VOLTAGE	24VDC
TORQUE	2N.m

Şekil A.5 Frenli adım motoru katalog bilgileri

2 Phase Hybrid Stepper Motor
57PH Series, 1.8 degree, Nema 23, 57 mm

Step Angle	1.8°
Step Angle Accuracy	±5% (full step, no load)
Resistance Accuracy	±10%
Inductance Accuracy	±20%
Temperature Rise	80 °C Max.(rated current, 2 phase on)
Ambient Temperature	-10 °C ~ +50 °C
Insulation Resistance	100 MΩ Min., 500VDC
Dielectric Strength	500 VAC for one minute
Shaft Radial Play	0.02 Max. (450 g-load)
Shaft Axial Play	0.08 Max. (450 g-load)

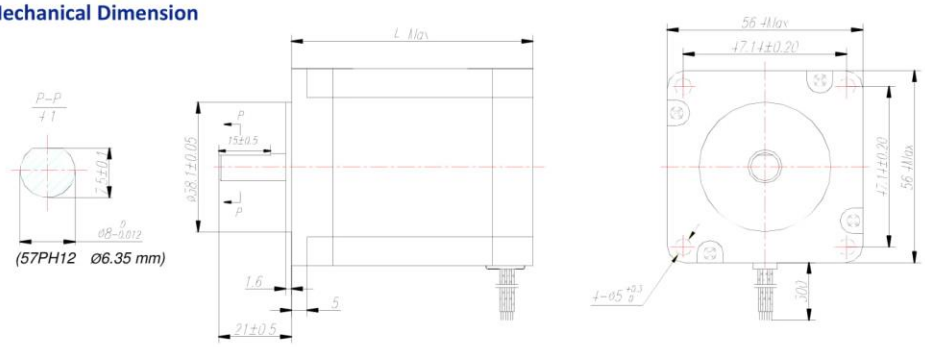
■ Wiring Diagram



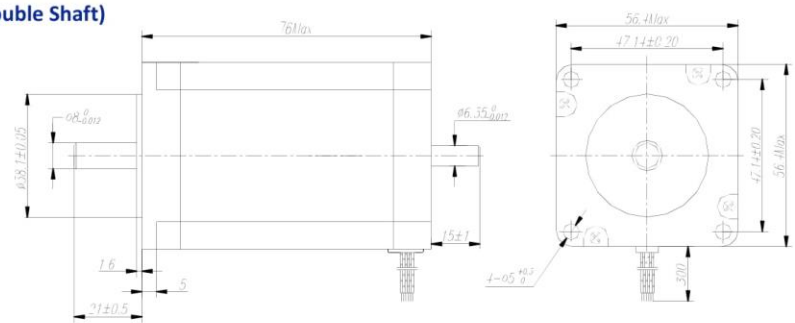
■ Technical Specifications

Model	Current	Resistance	Inductance	Holding Torque	Detent Torque	Rotor Inertia	Bi/Unipolar	Weight	Length
	A/Ø	Ω/Ø	mH/Ø	Nm	Ncm	gcm²	# of Leads	g	mm
57 **PH** 12	2.8	0.8	2.4	1.2	3.5	280	Bi (4)	680	56
57 **PH** 20	3.0	1.0	3.5	2.0	6.0	440	Bi (4)	1050	76

■ Mechanical Dimension



■ 57PH20-D (Double Shaft)



Şekil A.6 Adım motoru katalog bilgileri

A-2 Kuvvet ve Tork Algılayıcıları

Sistemde sıkma kuvvetini ölçmek için Loadstar Sensors firmasına ait 50 kg ölçüm kapasitesine sahip RSP1 çekme yönlü yük hücresi kullanılmıştır. Yük hücresine ait katalog bilgileri Şekil A.7'de verilmiştir.



Load Cells · Resistive

Loadstar SENSORS
Sensing Made Easy

RSP1 Single Point, Aluminum Load Cell

Wiring Information

Cable Color Code	
Red	+ Excitation
Black	- Excitation
Green	+ Signal
White	- Signal

Ordering Information

Multiple Load Cell Capacities	
RSP1	Part No.
5 kilogram	RSP1-005M-A
10 kilogram	RSP1-010M-A
20 kilogram	RSP1-020M-A
50 kilogram	RSP1-050M-A
150 kilogram	RSP1-150M-A

Calibration Options

*C01	Compression
*C02	Tension
*C03	Universal

Mounting Instructions

Dimensions

Capacity	kg	
	3, 5, 10, 20, 50	150 to 250
A	130	130
B	30	50
C	106	106
D	22	22
L	15	24
M	M6	M8

(All dimensions are in mm)

Accuracy Specifications

Accuracy	
Non-linearity	± 0.015% of Full Scale
Hysteresis	± 0.015% of Full Scale
Non-repeatability	± 0.01% of Full Scale

Load Cell Specifications

Zero Balance	± 2%
Safe Overload	to 150% of capacity (200% Ultimate Overload)
Rated Excitation	10V DC (15V Maximum)
Full Scale Output	2 mv/V ± 10%
Connections	450mm Cable
Input Impedance	410 ± 15 Ohm
Output Impedance	350 ± 3 Ohm
Insulation	> 2,000 MΩ / 50 VDC
Creep, in 30 min	± 0.017% of Full Scale
Operating Temperature Range	-20°C to 40°C with TARE
Temperature Effect on Output	0.017% of Full Scale/10°C
Temperature Effect on Zero	0.017% of Full Scale/10°C
Platform Size	250 mm x 300 mm
Seal Type	IP65

Compatible Accessories

Recommended Interfaces			
DI-100U/DI-1000U Digital Load Cell Interface	DI-1000Z Wireless Load Cell Interface	AI-1000 Signal Conditioner	RD-1000 Resistive Load Cell Display

Şekil A.7 Çekme yönlü yük hücresi katalog bilgileri

Fleksiyon - ekstansiyon kuvvetini ölçmek için Schunk firmasına ait ATI Nano25 model 6 eksenli kuvvet algılayıcısı kullanılmıştır. SI-125-3 seçeneği ile kalibre edilmiştir. Z ekseninde 500 N, X ve Y eksenlerinde 125 N'a kadar ölçüm yapabilmektedir. Kuvvet algılayıcısına ait katalog bilgileri Şekil A.8 ve A.9'da verilmiştir.

5.4.4 CTL Calibration Specifications

Table 5.15— Nano25 CTL Calibrations[1, 2, 4]

Sensor	(US) Standard Calibration	Fx,Fy (lbf)	Fz[3] (lbf)	Tx,Ty (lbf-in)	Tz (lbf-in)	Fx,Fy (lbf)	Fz[3] (lbf)	Tx,Ty (lbf-in)	Tz (lbf-in)
Nano25	US-25-25	25	100	25	25	1/112	3/112	1/80	1/160
Nano25	US-50-50	50	200	50	30	1/56	3/56	1/40	1/80
Sensor	**(SI) Metric Calibration**	**Fx,Fy (N)**	**Fz[3] (N)**	**Tx,Ty (Nm)**	**Tz (Nm)**	**Fx,Fy (N)**	**Fz[3] (N)**	**Tx,Ty (Nm)**	**Tz (Nm)**
Nano25	SI-125-3	125	500	3	3	1/24	1/8	1/660	1/1320
Nano25	SI-250-6	250	1000	6	3.4	1/12	1/4	1/330	1/660
		Sensing Ranges				**Resolution (Controller)**			

Notes:
1. CTL resolutions are typical. System resolutions quoted are the effective resolution after dropping eight counts of noise. The effective resolution can be improved with filtering.
2. Applied loads must be within range in each of the six axes for the F/T sensor to measure correctly.
3. For IP68 version see caution on physical properties page.
4. Applying moments beyond ±30 lbf-in (±3.4Nm) in Tz can cause hysteresis and permanent zero-point change in the Nano25 (applies to all versions of the Nano25).

5.4.5 Analog Output

Table 5.16— Nano25 Analog Output

Sensor	(US) Standard Calibration	Fx,Fy (lbf)	Fz[2] (lbf)	Tx,Ty,Tz (lbf-in)	Fx,Fy (lbf/V)	Fz[2] (lbf/V)	Tx,Ty,Tz (lbf-in/V)
Nano25	US-25-25	±25	±100	±25	2.5	10	2.5
Nano25	US-50-50	±50	±200	±50	5	20	5
Sensor	**(SI) Metric Calibration**	**Fx,Fy (N)**	**Fz[2] (N)**	**Tx,Ty,Tz (Nmm)**	**Fx,Fy (N/V)**	**Fz[2] (N/V)**	**Tx,Ty,Tz (Nm/V)**
Nano25	SI-125-3	±125	±500	±3	12.5	50	0.3
Nano25	SI-250-6	±250	±1000	±6	25	100	0.6
		Analog Output Range			**Analog ±10V Sensitivity[1]**		

Notes:
1. ±5V Sensitivity values are double the listed ±10V Sensitivity values.
2. For IP68 version see caution on physical properties page.

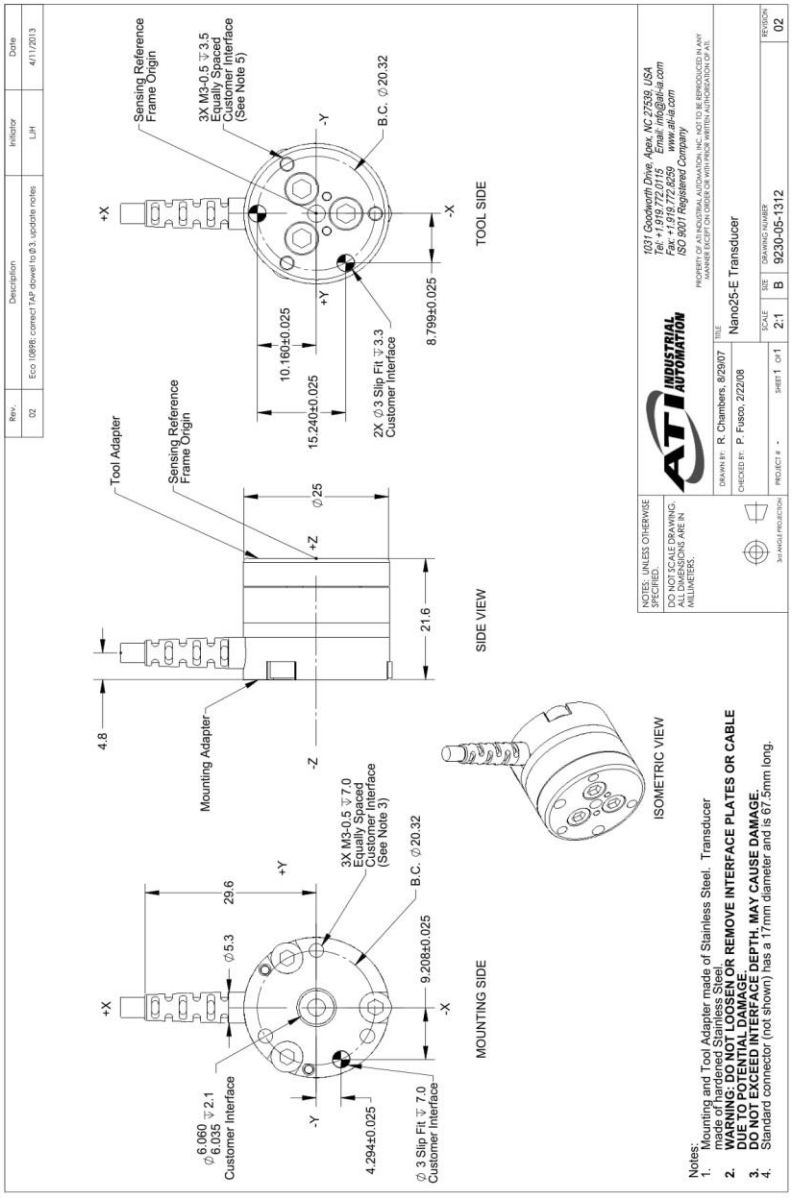
5.4.6 Counts Value

Table 5.17—Counts Value

Sensor	Calibration	Fx, Fy, Fz (/ lbf)	Tx, Ty, Tz (/ lbf-in)	Fx, Fy, Fz	Tx, Ty, Tz
Nano25	US–25–25 / SI-125–3	896	1280	192 / N	10560 / N
Nano25	US–50–50 / SI-250–6	448	640	96 / Nm	5280 / Nm
Nano25	Tool Transform Factor	0.007 in/lbf		0.18182 mm/N	
		Counts Value – Standard (US)		**Counts Value – Metric (SI)**	

Şekil A.8 Kuvvet algılayıcısı katalog bilgileri - 1

5.4.9 Nano25-E Transducer Drawing



Şekil A.9 Kuvvet algılayıcısı katalog bilgileri -2

Ulnar – radyal deviasyon kuvvetini ölçmek için Burster firmasına ait 8523-200 model basma ve çekme yönlü yük hücresi kullanılmıştır. Basma ve çekme yönlerinde 200 N'a kadar ölçüm yapabilmektedir. Yük hücresine ait katalog bilgileri Şekil A.10 ve A.11'de verilmiştir.

burster

Tension-Compression Load Cells

Model 8523
Model 8531

Code:	8523 EN
Delivery:	ex stock
Warranty:	24 months

CAD data 2D/3D for this sensor:
Download directly at www.traceparts.com
Info: refer to data sheet 80-CAD-EN



- **Measuring ranges from 0 ... 20 N to 0 ... 5000 N**
- **Measurement accuracy up to 0.15 % F.S.**
- **Material high-strength aluminium**
- **Standardized nominal characteristic value starting with a measurement range of 0 ... 100 N**
- **Especially inexpensive**

8523 EN

Application

These sensor series are especially suitable for the measurement of static and semi-static tension and compression measurements. The membrane load cells are designed based on proven principles. Their compact design and very solid construction makes them suitable for use in manufacturing plants as well as in laboratories and testing. Sensor characteristic value is standardized with the exception of model 8523-20/50 N. This makes it possible to replace the measurement amplifier without adjusting it. Furthermore it is possible to connect several load with the same measurement range at the same time by totaling the individual forces.

Applications:

- ► Cable force
- ► Measurement of bar, rods and framework forces
- ► Press-fit processes
- ► Balance and test scales
- ► Friction forces
- ► Withdrawal forces

Description

The load to be measured is applied either using a load button or an application specific thread part to the load cell via a M8 thread, which is located in the axis of the tension and compression sensors. A strain gauge full bridge is in the sensor element, which converts the applied load into an electrical signal.
The mounting of the load cells is unproblematic due to the three-point support. This reduces the mounting surface requirements.
In order to achieve an optimal measuring result, the force to be measured must be applied to the sensor axially.
Lateral forces can be avoided by constructional measures like mounting the load cell on movable bearings, guiding sleeves, etc.
Load buttons (see drawings) enable an optimal appliance of the compression forces to the load cells. The measurement error upon non-axial load application is negligible up to an angle error of 3° due to the sensor's convex surface. The output signal is positive in the calibrated direction of motion (compression force). The characteristic value in the direction of tension can deviate from the calibrated direction of compression by up to 0.3 %.

Şekil A.10 Basma çekme yönlü yük hücresi katalog bilgileri - 1

Technical Data

Dim. tolerances acc. ISO 2768-f

Order Code	Load Range	Accuracy[1] [%v.E.]	Sensitivity [mV/V]	ø D [mm]	H [mm]	Natural Frequency [kHz]	Weight [kg]	Wrench Torque for Mounting Screw 12.9
8523-20	0 ... 20 N	≤ ± 0.5	nominal [2] 1.0	54.5	16	0.5	0.15	3 Nm
8523-50	0 ... 50 N	≤ ± 0.5	nominal [2] 1.0	54.5	16	0.75	0.15	3 Nm
8523-100	0 ... 100 N	≤ ± 0.5	standardized 1.5 ± 0.5 %	54.5	16	0.80	0.15	3 Nm
8523-200	0 ... 200 N	≤ ± 0.2	standardized 1.5 ± 0.2 %	54.5	16	1.1	0.15	3 Nm
8523-500	0 ... 500 N	≤ ± 0.2	standardized 1.5 ± 0.2 %	54.5	16	2.3	0.15	3 Nm
8531-1000	0 ... 1000 N	≤ ± 0.25	standardized 1.5 ± 0.2 %	89.5	22	1.0	0.35	6 Nm
8531-2000	0 ... 2000 N	≤ ± 0.15	standardized 1.5 ± 0.2 %	99.5	30	1.8	0.35	6 Nm
8531-5000	0 ... 5000 N	≤ ± 0.15	standardized 1.5 ± 0.2 %	99.5	30	3.0	0.35	6 Nm

[1] Combined value consisting of non-linearity, hysteresis and non-repeatability in constant installation position.
[2] More or less deviation from stated is possible.

Electrical values

Bridge resistance (full bridges): foil strain gauges 350 Ω, nominal [2]

Calibration resistor:
model 8523-20 150 kΩ ± 0.1 %
model 8523-50 100 kΩ ± 0.1 %
others 80 kΩ ± 0.1 %

The bridge output voltage resulting from a shunt resistor of these values is shown in the calibration certificate.

Excitation:
range 0 ... 20 N max. 5 V DC or AC
range ≥ 0 ... 50 N max. 10 V DC or AC

Environmental condition

Temperature operating: - 30 °C ... + 80 °C
Temperature compensated: + 15 °C ... + 70 °C
Temperature effect:
model 8523 ≤ ± 0.01 % F.S./K
model 8531 ≤ ± 0.02 % F.S./K
Temperature effect to span: ≤ + 0.02 % Rdg./K

Mechanical values

Kind of measurement: tension or compression direction (calibrated in compression direction)
Deflection full scale: approx. 80 µm
Overload safe: 130 % of capacity
Overload burst: approx. 300 % of capacity
Dynamic performance: recommended 50 % of capacity, not suitable for large number of load cycles in tension or compression direction.
Casing material: high-grade aluminium, anodized
Natural frequency: see table
Protection class: acc. EN 60529
model 8523 IP52
model 8531 IP64

Electrical termination:
Screened, highly flexible cable with free soldered ends, length approx. 2 m, ø 4.5 mm, bending radius > 40 mm. For model 8523 range ≥ 0 ... 100 N the standardization is integrated in the sensor cable (length 7 cm, ø 8 mm, distance from cable end 30 cm).

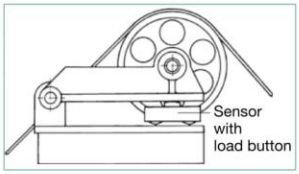
Wiring code:

white	excitation	positive
brown	excitation	negative
yellow	signal output	positive
green	signal output	negative

Dimension: see table and dimensions drawing
Weight: see table
Mounting: wrench torque for mounting screws, strength class 12.9 see table

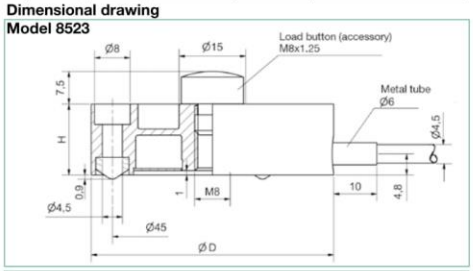
Application example

A stable joint fastening of the arm protects the load cell against impermissible lateral and torsion forces.

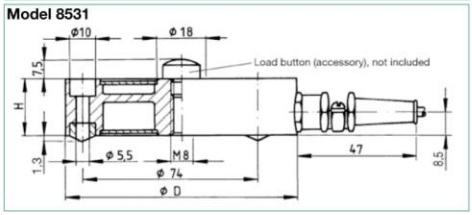


Dimensional drawing

Model 8523



Model 8531



The CAD drawing (3D/2D) for this sensor can be imported online directly into your CAD system.
Download via www.burster.com or directly at www.traceparts.com. For further information about the burster traceparts cooperation refer to data sheet 80-CAD-EN.

Order Information

Compression and tension load cell, range 200 N **Model 8523-200**

Accessories

Mating connector, 12 pin for burster desktop units except for 9163 **Model 9941**
Mating connector, 9 pins, for 9163-V3xxx, 9235 and 9310 **Model 9900-V209**

Mounting of mating connector to conductor cable for general use in preferential direction
in preferential direction (positive signal for compression) **Order Code 99004**
Against preferential direction (positive signal for tension) **Order Code 99007**

Load button for introduction of compressive forces polished and induction hardened (not included delivery) **Model 8580-V008**

Pull plate for measuring tension and compression forces (on both sides rings can be mounted)
for model 8523 **Model 8590-V002**
for model 8531 range 0...1 kN **Model 8590-V006**
for model 8531 range 0...2 kN and 0...5 kN **Model 8590-V007**

Amplifier, analysis and process control devices e.g. digital display 9180, In-line amplifier model 9235, modular amplifier model 9243, DIGIFORCE® 9307 **refer to section 9 of the catalog.**

Factory Calibration Certificate (WKS)

Calibration of a load cell separately as well as connected to an indicator. Standard is a certificate with 11 points, starting at zero, running up and down in 20% increments covering the complete measuring range for preferential direction. Special calibrations on request. Calculation of costs by base price plus additional costs per point.
Order Code 85WKS-85...

Şekil A.11 Basma çekme yönlü yük hücresi katalog bilgileri - 2

Sistemde pronasyon – supinasyon torkunu ölçmek için Burster firmasına ait 8627-5010 model tork algılayıcısı kullanılmıştır. Her iki yönde de 10 Nm ölçüm kapasitesine sahiptir. Tork algılayıcısına ait katalog bilgileri Şekil A.12 ve A.13'te verilmiştir.

burster

Torque Sensor

For static and dynamic applications, non-rotary

Model 8627

Code:	8627 EN
Delivery:	ex stock/4 weeks
Warranty:	24 months



burster TEDS

- **Measurement range from 0 ... 10 Nm to 0 ... 5000 Nm**
- **Linearity error 0.1 % F.S.**
- **Reliable and durable**
- **Simple handling and assembly**
- **Output signal standardized**
- **Optional linearity error 0.05 % F.S.**
- **Optional with burster TEDS**

8627 EN

Application

This torque sensor is qualified for static and dynamic measurements on non-rotary applications.

Further the measurement of reaction torques on rotating machine parts is possible. Especially torque sensors with flanges are preferred. They are mounted between motor and stator, e.g. in agitator drives. This enables a maintenance-free torque measurement.
For individual measuring tasks the design of our torque sensors can be adapted to the customer's installation conditions.

More application examples:

- ► Test structures in the field of precision mechanics
- ► Determination of friction torques
- ► Acquisition of breakage moments on screw caps

Description

The design is optimized regarding overall length, weight and volume, so that axial forces up to relatively high limit values and bending moments of up to 20 % of the measuring range have only a small effect to the influence of the measuring element. Four metal film strain gauges are mounted on the measuring element and connected to form a full bridge. When applying AC or DC voltage on the bridge, the mechanical value torque is converted into electrical voltage. The necessary amplifier either delivers a norm signal (0 ... 10 V, 0/4 ... 20 mA) or – with indicator module – a torque signal truly corresponding to the measured variable.

The sensor output signal is standardized, so that an exchange of the sensor (spare part) does not require any new adjustment of the measuring chain.

The burster TEDS option (electronic data sheet, memory chip with sensor-specific data) allows rapid configuration of compatible evaluation units (instrumentation amplifier, indicator, ...).

Technical changes reserved. All data sheets at www.burster.com

burster praezisionsmesstechnik gmbh & co kg Germany www.burster.com
Talstr. 1-5 Gernsbach 76593 Phone +49-7224-6450 info@burster.com

Şekil A.12 Tork algılayıcısı katalog bilgileri - 1

Technical Data

Order Code	Measuring Range	Dimensions [mm]								Bore Holes		P
		øA	øB	øD	F	G	L	øT	øQ	Number	Pitch	
8627-5010	0 ... ± 10 Nm	20 h7	10	70	12	M8	65	58	45	6	60°	33
8627-5020	0 ... ± 20 Nm	20 h7	10	70	12	M8	65	58	45	6	60°	33
8627-5050	0 ... ± 50 Nm	20 h7	10	70	12	M8	65	58	45	6	60°	33
8627-5100	0 ... ± 100 Nm	20 h7	10	70	12	M8	65	58	45	6	60°	33
8627-5200	0 ... ± 200 Nm	20 h7	10	70	12	M8	65	58	45	6	60°	33
8627-5500	0 ... ± 500 Nm	20 h7	18	100	15	M10	80	82	60	8	45°	39.5
8627-6001	0 ... ± 1000 Nm	20 h7	18	100	15	M10	80	82	60	8	45°	39.5
8627-6002	0 ... ± 2000 Nm	75 h7	20	130	20	M12	100	100	80	12	30°	45
8627-6005	0 ... ± 5000 Nm	75 h7	20	130	20	M12	100	100	80	12	30°	45

Higher measuring ranges upon request.

Electrical values

Resistor bridge (full bridge): foil strain gauge 350 Ω, nominal*
* Deviation from the indicated values are possible.

Excitation voltage: 2 ... 12 V
recommended 10 V

Nominal value: standard, 1 mV/V
10 Nm and 50 Nm: 0.5 mV/V

Environmental conditions

Operating temperature range: - 15 °C ... + 55 °C

Rated temperature range: - 5 °C ... + 45 °C

Temperature effect:
on zero signal: ± 0.02 % F.S./K
on characteristic value: ± 0.01 % F.S./K

Mechanical values

Relative linearity error: ± 0.1 % F.S.

Relative reversibility error: ± 0,1 % F.S.

Relative repeatability error: ± 0,1 % F.S.

Max. operating torque (static): 150 % of nominal value

Torque limit (static): 200 % of nominal value

Breaking moment (static): > 300 % of nominal value

Dynamic load: recommended ≤ 70 % of nominal value

Rated torsion angle: < 0.1°

Material: steel, 1.2826 res. 1.2738

Degree of protection: acc. EN 60529 IP50

Pins assignment:

	Pin
excitation -	1
excitation +	2
shield	3
signal +	4
signal GND	5
NC	6

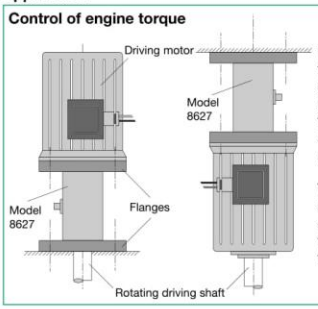
Mechanical connection: both ends with flag

Electrical connection: 6 pins plug connection

Mating: 6 pole model 9953
(included is scope of delivery)

Application

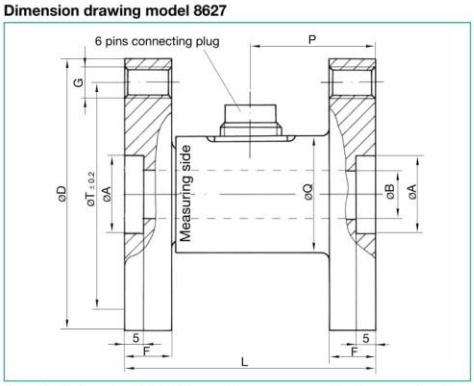
Control of engine torque



Model 8627, with its two flanges on both ends, enables the user to seize reaction torques without any problems and maintenance-free.

The arrangement showed on the left is especially suitable for the measurement of torque on agitators.

Dimension drawing model 8627



The CAD drawing (3D/2D) for this sensor can be imported online directly into your CAD system.
Download via www.burster.com or directly at www.traceparts.com. For further information about the burster traceparts cooperation refer to data sheet 80-CAD-EN.

Order Information

Torque sensor, non-rotary, both ends with flags, burster TEDS, measurement ±100 Nm **Model 8627-5100**

Accessories

Mating connector, 6 pole cable coupling **Model 9953**

Mating connector, 6 pole, 90°- phase shift **Model 9900-V589**

Connection cable with one end free, length 3 m, with connector model 9953 **Model 99553-000A-0110030**

Connection cable, length 3 m
- for burster desktop instruments with 12 pin connectors **Model 99141-553A-0150030**
- for model 9235, model 9311 and model 7281 **Model 99209-553A-0110030**

Amplifier, process indicators, digital displays **see section 9 of the catalog.**

Manufacturer Calibration Certificate (WKS)

Special calibration for clockwise or/and counter clockwise direction torque, in 20 % steps of range up and down.

2683-008627EN-5699-111528

burster praezisionsmesstechnik gmbh & co kg Germany www.burster.com
Talstr. 1-5 Gernsbach 76593 Phone +49-7224-6450 info@burster.com

Şekil A.13 Tork algılayıcısı katalog bilgileri - 2

EK-B

SAĞLIKLI DENEK KAYIT FORMU

	TEŞHİS VE TEDAVİ AMAÇLI ZEKİ REHABİLİTASYON DESTEK SİSTEMİ SAĞLIKLI DENEK KAYIT FORMU	Tarih: …../…../2017 No: Sorumlu Araştırmacı: Mehmet Emin AKTAN

A. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı:

Cinsiyet: ☐ Kadın ☐ Erkek

Doğum Tarihi: …../…../…….

Tel: **E-Mail:**

Meslek:

Günlük İşlerinizde Kullandığınız El: ☐ Sağ ☐ Sol

Spor Yapma Sıklığı: ☐ Hiç ☐ Az ☐ Orta ☐ Sık

Sigara kullanımı: ☐ Hayır ☐ Evet **Kullanım Süresi:** ……. yıl

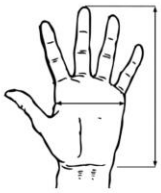
B. Aşağıdaki hastalıklardan sahip olduklarınız varsa lütfen işaretleyiniz.

☐ Kol kırığı ☐ Diyabet ☐ Karaciğer Yetmezliği ☐ Romatizma

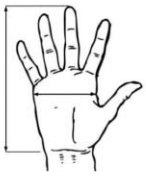
☐ Tiroid ☐ Boyun Fıtığı ☐ Böbrek Yetmezliği

C. Bu kısım araştırmacı tarafından doldurulacaktır.

Boy: cm **Kilo:** kg **Sıkma Kuvveti Ort.:** N



Sol



Sağ

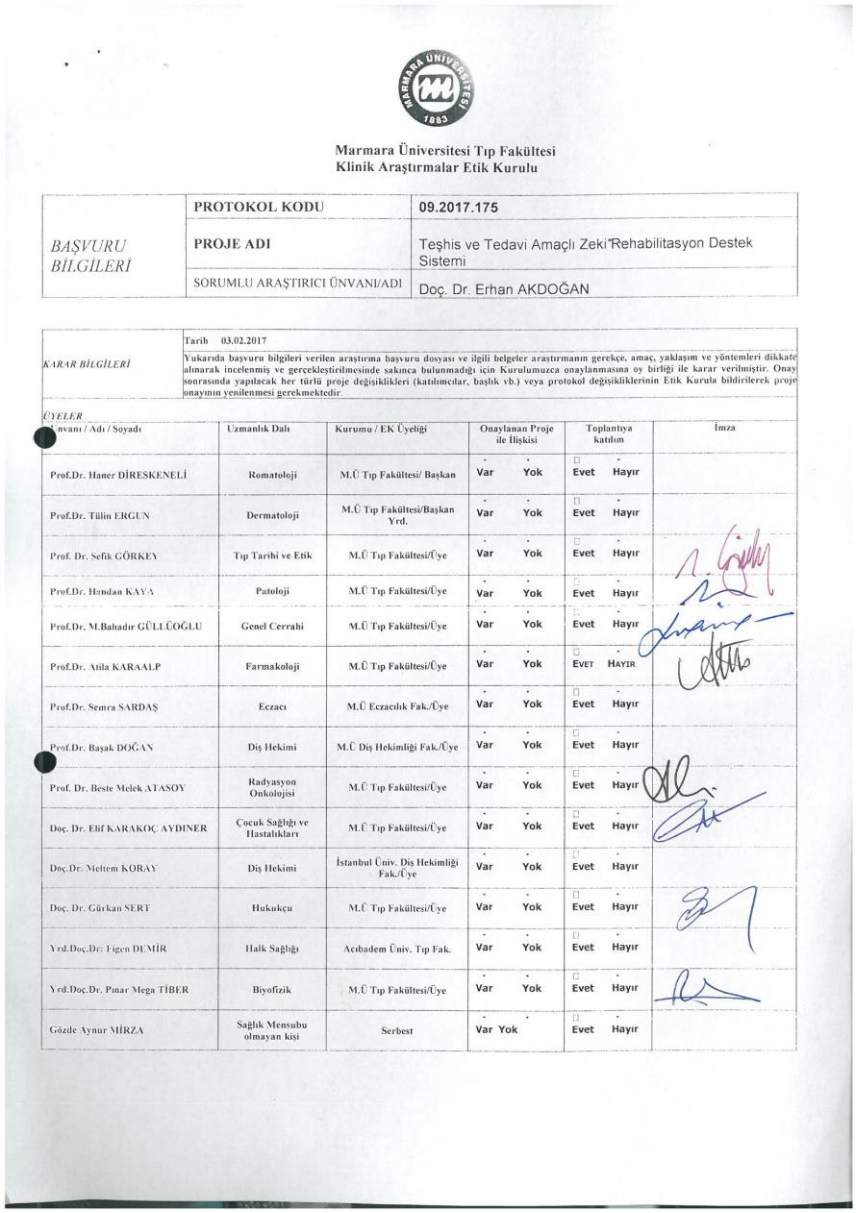
Kol Uzunluğu: cm **El Kalınlığı:** cm

Kol Çapı: cm

Şekil B.1 Sağlıklı denek kayıt formu

EK-C

ETİK KURUL ONAYI



Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

BAŞVURU BİLGİLERİ	**PROTOKOL KODU**	**09.2017.175**
	PROJE ADI	Teşhis ve Tedavi Amaçlı Zeki Rehabilitasyon Destek Sistemi
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI/ADI	Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN

KARAR BİLGİLERİ	Tarih 03.02.2017 Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve gerçekleştirilmesinde sakınca bulunmadığı için Kurulumuzca onaylanmasına oy birliği ile karar verilmiştir. Onay sonrasında yapılacak her türlü proje değişiklikleri (katılımcılar, başlık vb.) veya protokol değişikliklerinin Etik Kurula bildirilerek proje onayının yenilenmesi gerekmektedir.

ÜYELER

Ünvanı / Adı / Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu / EK Üyeliği	Onaylanan Proje ile İlişkisi	Toplantıya katılım	İmza
Prof.Dr. Haner DİRESKENELİ	Romatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/ Başkan	Var Yok	Evet Hayır	
Prof.Dr. Tülin ERGUN	Dermatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Başkan Yrd.	Var Yok	Evet Hayır	
Prof. Dr. Sefik GÖRKEY	Tıp Tarihi ve Etik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Prof.Dr. Handan KAYA	Patoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Prof.Dr. M.Bahadır GÜLLÜOĞLU	Genel Cerrahi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Prof.Dr. Atila KARAALP	Farmakoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	EVET HAYIR	
Prof.Dr. Semra SARDAŞ	Eczacı	M.Ü Eczacılık Fak./Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Prof.Dr. Başak DOĞAN	Diş Hekimi	M.Ü Diş Hekimliği Fak./Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Prof. Dr. Beste Melek ATASOY	Radyasyon Onkolojisi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Doç. Dr. Elif KARAKOÇ AYDINER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Doç.Dr. Meltem KORAY	Diş Hekimi	İstanbul Üniv. Diş Hekimliği Fak./Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Doç. Dr. Gürkan SERT	Hukukçu	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Yrd.Doç.Dr. Figen DEMİR	Halk Sağlığı	Acıbadem Üniv. Tıp Fak.	Var Yok	Evet Hayır	
Yrd.Doç.Dr. Pınar Mega TİBER	Biyofizik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var Yok	Evet Hayır	
Gözde Aynur MİRZA	Sağlık Mensubu olmayan kişi	Serbest	Var Yok	Evet Hayır	

Şekil C.1 Etik kurul onayı belgesi

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Mehmet Emin AKTAN

Doğum Tarihi ve Yeri : 15.01.1988 - Fatih

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : m.emin.aktan@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Mekatronik ABD	Marmara Üniversitesi	2012
Lisans	Biyomedikal Müh.	İstanbul Arel Üniversitesi	2017
Lisans	Mekatronik Eğitimi	Süleyman Demirel Üni.	2010
Lise	Makine	Sultanahmet ATL	2006

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2013	Yıldız Teknik Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2012	Marmara Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2010	Bartın Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Makale

1. Akdoğan E., Aktan M.E., Koru A.T., Arslan M.S., Atlıhan M., Kuran K.B., (2018). "Hybrid Impedance Control of a Robot Manipulator for Wrist and Forearm Rehabilitation: Performance Analysis and Clinical Results", Mechatronics, 49:77-91.

2. Aktan M.E., Akdoğan E., (2018). "Design and Control of a Diagnose and Treatment aimed Robotic Platform for Wrist and Forearm Rehabilitation: DIAGNOBOT", Advances in Mechanical Engineering, 10(1):1-13.

3. Kaya E., Aktan M.E., Koru A.T., Akdoğan E., (2015). "Diagnosis of Anemia in Children via Artificial Neural Network", International Journal of Intelligent Systems and Applications in Engineering, 3(1):24-27.

Bildiri

1. Yavuz A., Akdoğan E., Aktan M.E., Koru A.T., "Design, Produce and Control of a 2DOF Upper Limb Exoskeletal Robot ", International Conference on Advances in Mechanical Engineering, İstanbul, 19-21 Aralık 2017, 1-11.

2. Aktan M.E., Akdoğan E., "Design and Development of a Mobile Application for a Robotic Rehabilitation Process: DiagnoConn", The 11th IEEE International Conference on Application of Information and Communication Technologies (AICT2017), Moskova, 22-27 Eylül 2017, 410-414.

3. Aktan M.E., Göker İ., Akdoğan E., Öztürk B., "Mikrodenetleyici Tabanlı Kablosuz Elektromiyografi Cihazı Tasarımı, Üretimi ve Performans Analizi", Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'17) , TRABZON, 12-14 Ekim 2017, 1-4 .

4. Aktan M.E., Akkuş N., Yilmaz A., Akdoğan E., "Design and Implementation of 3 Axis CNC Router for Computer Aided Manufacturing Courses", 2016 7th International Conference on Mechatronics and Manufacturing, New York, 9-11 Mart 2016, 1-5.

5. Aktan M.E., Akdoğan E., Zengin N., Güney Ö.F., Parlar R.E., "An Artificial Neural Network Design for Determination of Hashimoto’s Thyroiditis Sub-Groups”, CBU

International Conference on Innovations in Science and Education (CBUIC), Prag, 23-25 Mart 2016, 756-762.

6. Zengin N., Aslan F., Artunc T.C., Aktan M.E., Güney Ö.F., "Design of Hydrokinetic Energy Generation System", CBU International Conference on Innovations in Science and Education (CBUIC), Prag, 23-25 Mart 2016, 857-863.

7. Aktan M.E., Akdoğan E., "Bir biyomekatronik laboratuvarının anatomisi", Türkiye Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı (TOK2015), Denizli, 10-12 Eylül 2015, 35-40.

8. Korkmaz F., Yilmaz A., Akdoğan E., Aktan M.E., Atlıhan M., "Estimation of Impedance Control Parameters with Artificial Neural Networks for Variable Robotic Resistive Therapy", 6th International Conference on Modeling, Simulation, and Applied Optimization (ICMSAO), İstanbul, 27-29 Mayıs 2015, 1-5.

Kitap

1. Akdoğan E., Demir H., Aktan M.E., Koru A.T., "Electrical – Electronics Experiments Book", Yıldız Teknik Üniversitesi Basım – Yayın Merkezi, 2017.

2. Akdoğan E., Demir H., Aktan M.E., Koru A.T., "Elektrik – Elektronik Laboratuvarı Deney Kitabı", Yıldız Teknik Üniversitesi Basım – Yayın Merkezi, 2016.

Proje

1. "Sibernetik Rehabilitasyon Destek Sistemi", TÜBİTAK Projesi, 111M603, 2013-2015.

2. "Teşhis ve Tedavi Amaçlı Zeki Rehabilitasyon Destek Sistemi", YTÜ BAP Doktora Projesi, 2015-06-04-DOP01, Araştırmacı, 2015-Devam.

3. "Elastik Bir Silikon Ped Yardımıyla Kuvvet Algılayıcısının Deplasman Ölçmesini Sağlayacak Prototip Bir Modüler Sistemin Geliştirilmesi ve Gerçekleştirilmesi", YTÜ BAP Arastırma Projesi, 2015-06-04-GEP01, Araştırmacı, 2015 – Devam.

Fikri ve Sınai Haklar

1. “Üst Uzuvlar için Robotik Rehabilitasyon Platformu”, Faydalı Model,

Başvuru No: 2016 08657

2. "Yürüme Destekçi Alt Uzuv Dış İskelet Robotu", Endüstriyel Tasarım Tescili,

Tescil No: 2017 00901.

3. "Robotik Üst Uzuv Biyolojik ve Biyomekanik Parametre Ölçüm Düzeneği", Endüstriyel Tasarım Tescili, Tescil No: 2016 00588.

4. "Üst Uzuvlar için Robotik Rehabilitasyon Platformu", Endüstriyel Tasarım Tescili, Tescil No: 2015 07922.

5. “DIAGNOBOT”, Marka Tescili, Tescil No: 2015 96586

6. “DIAGNOCONN”, Marka Tescili, Başvuru No: 2018 03264