

**MANYETOREOLOJİK (MR) SİLİNDİRLİ YARI ETKİN DİZ
EKLEMİNİN SONLU DURUM DENETİMİ**

**FINITE STATE CONTROL OF SEMI ACTIVE KNEE JOINT
WITH MAGNETORHEOLOGICAL (MR) DAMPER**

AMIRMAHDI SADEGHIMORAD

**Doç. Dr. ATİLA YILMAZ
Tez Danışmanı**

Hacettepe Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

2013

AMIRMAHDI SADEGHIMORAD'ın hazırladığı “**Manyetoreolojik (MR) Silindirli Yarı Etkin Diz Eklemının Sonlu Durum Denetimi**” adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **ELEKTRİK ve ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan
Prof. Dr. H. Selçuk GEÇİM

Danışman
Doç. Dr. Atila YILMAZ

Üye
Doç. Dr. Ali Ziya ALKAR

Üye
Yrd. Doç. Dr. Yakup Özkazanç

Üye
Yrd. Doç. Dr. İsmail ŞAHİN

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak onaylanmıştır.

Prof. Dr. Fatma SEVİN DÜZ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

/ / 2013

Amirmahdi SADEGHIMORAD

ÖZET

MANYETOREOLOJİK (MR) SİLİNDİRLİ YARI ETKİN DİZ EKLEMİNİN SONLU DURUM DENETİMİ

AMIRMAHDI SADEGHIMORAD

Yüksek Lisans, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü

Tez Danışmanı: Doç. Dr. ATİLA YILMAZ

Ağustos 2013, 102 sayfa

Bu tez çalışmasında, en genel anlamda MR silindirli yarı etkin diz protezinin sonlu durum denetimi gerçekleştirilmiştir. Bu amaç doğrultusunda protezli yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiş ve normal yürüyüşten elde edilen veriler temel referans veri olarak kullanılarak hata değerleri hesaplanmıştır. Görüntü tabanlı hareket inceleme sistemi tarafından hem protezli hem de normal yürüyüşlerin görüntüleri toplanmış ve yürüyüş özellikleri incelenmiştir. Protezli yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için en yüksek diz açısı ve çevrim süresi kriterler olarak dikkate alınmış ve normal yürüyüşlerle karşılaştırılmıştır. Çalışmanın ikinci safhasında farklı hızlarda ve farklı silindir sertliklerle gerçekleşen yürüyüşlerde, kişilerin rahat olduğu silindir sertlikleri belirlenmiştir. Buna paralel olarak yürüyüş çevrimleri incelenmiş ve beş farklı evreye bölünmüştür. Evreleri kestirmek üzere, deneğin baldırına takılmış olan jiroskoptan, doğrudan hareket inceleme sistemi ile toplanan veriler normalize edilerek evre kestirimi yöntemi gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada elde edilen faz ve hız bilgileri üzerine MR silindirli protez için sonlu durum denetimi gerçekleştirilmiştir. Sonlu durum denetimini gerçekleştirmek için gerekli eşik değerleri de jiroskoptan toplanan verilerin normalize edilip nicelenmesi ile bulunmuştur. Bu eşik değerler kullanılarak denetim performansını yükseltecek kurallar belirlenmiş ve uygulanmıştır. Uygulama sonucunda yürüyüş çevrimi esnasında gerçekleşen evre belirleyici önemli olaylar birbirinden daha hatasız ayırt edilebilmektedir. Geliştirilen algoritma MR silindirli proteze uygulanmış ve farklı hızlarda, farklı deneklerde ve farklı evrelerde başarımları sınanmıştır. Son aşamada protezin denetimli ve denetimsiz durumlardaki başarımları incelenmiş, denetimli MR ve pnömatik silindirli protezlerin başarımları karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Diz Protezi, MR Silindir, Sonlu Durum Denetim

ABSTRACT

FINITE STATE CONTROL OF SEMI ACTIVE KNEE JOINT WITH MAGNETORHEOLOGICAL (MR) DAMPER

AMIRMAHDI SADEGHIMORAD

**Master of Science, Department of Electrical Electronics
Engineering**

Supervisor: Doç. Dr. ATİLA YILMAZ

August 2013, 102 pages

In this study, in the most general sense, the finite state control for the semi active knee prosthesis with MR cylinder is realized. For this purpose, the similarities between gaits with the prosthetics and the normal gaits are examined morphologically and the error values are determined by using reference data set obtained from healthy subjects. The images of the regular and prosthetic gaits are collected and analyzed by the image-based motion analysis system. In order to examine the performance of the prosthetics, the highest knee angle and gait cycle duration are taken into the consideration as performance criteria and compared the performances with those of regular gaits. In the second phase of the study, necessary cylinder stiffness levels are determined through the set of different gait tests on the different gait speeds and cylinder stiffness levels. In parallel to this effort, the gait cycles are examined and divided into five different gait phases. To predict the gait phases, the phase estimation method based on the normalized data collected from thigh gyroscope via direct type motion analysis system is implemented. The finite state control of the prosthesis with MR cylinder is developed on the information provided by gait phase and speed estimation. In this phase, necessary threshold values demanded by the control algorithm are defined on quantized gyroscope data. To improve the performance of the control algorithm, important rules using these thresholds are listed and used with the control algorithm. This increases the accuracy of the estimation of main events during the gait cycle. The control algorithm applied to the MR cylinder prosthesis has been tested for different gait phases, different gait speeds and different subjects. Finally, performances of the prosthesis for controlled and uncontrolled situations are investigated while performances of prostheses with pneumatic and MR cylinder on the similar control paradigm are compared.

Keywords: Knee Prosthesis, MR Cylinder, Finite State Control

TEŞEKKÜR

Bu çalışma boyunca bilgi ve tecrübesiyle yoluma hep ışık tutan ve hayatımda gerçekleşen bütün olumsuzluklara rağmen bütün destekleri ve gösterdiği sonsuz anlayışı için Atila Hocama;

Her daim beni canla dinleyen, hayatım boyunca bana çok şey öğreten, lisans eğitimim süresince başlayan desteğini, yüksek lisans eğitimim devamında da benden hiç esirgemeyen Feza Hocama;

Gerçekleştirdikleri çalışmalarıyla bu çalışmanın alt yapısını oluşturan ve hiç bir zaman desteklerini benden esirgemeyen Kurtuluş Hocama ve değerli arkadaşlarım Emre, Tuna ve Evren'e;

Bu çalışma boyunca kendilerini denek olarak feda eden ve çalışmama değer kazandıran sevgili arkadaşlarım Merve Deniz, Betül Demir, Efsun Devrik ve Harun Hindioğlu'na;

Gösterdiği anlayış ve desteği için Sayın Kerem Or'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Hayatım boyunca beni hep destekleyen, cesaretlendiren, canla başla eğitimim için çalışıp kendini ailesi için feda eden babama, dualarıyla hep beni yad eden ve yurtdışında bizim için bütün zorlukları sineye çeken anneme ve beni hep merak eden ve bu zorlu süreçte güler yüzüyle hep yanımda olan ablama minnettarım.

Hiç beni yalnız bırakmayan, her zaman beni destekleyen, bu çalışmada yetersiz kalan Türkçeme ilaç gibi gelen, sabırlı, güler yüzlü ve fedakar eşim, yoldaşım ve en yakın arkadaşıma ne kadar teşekkür etsem azdır. Seni çok seviyorum ve hep yanımdayım...

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. İNSANIN YÜRÜYÜŞ HAREKETİ VE HAREKET İNCELEME SİSTEMLERİ....	7
2.1 Yürüyüş Çevrimi ve Evreler	7
2.2 Hareket İnceleme Sistemleri.....	9
2.2.1 Görüntü Tabanlı Hareket İnceleme Sistemi	10
2.2.2 Doğrudan Hareket İnceleme Sistemi	15
3. ELEKTRONİK DİZ PROTEZİN DONANIMI	18
3.1 Mekanik Aksam	19
3.1.1 Pnömatik Sönümlendirici	19
3.1.2 MR Sönümlendirici.....	20
3.1.3 Özel Soket Tasarımı	23
3.2 Elektronik Aksam.....	23
3.2.1 Duyargalar	24
3.2.2 Mikrodenetleyici.....	25
3.2.3 Pnömatik Silindirin Denetleyicisi	25
3.2.4 MR Silindirin Denetleyicisi	26
3.2.4.1 Akım Kaynağı.....	26
3.2.4.2 Akım Kaynağı Tasarımı.....	28
4. EVRE KESTİRİMİ	32
4.1 İşlenmemiş Tek Duyarga Verisi ile Evre Analizi.....	33
4.2 Filtrelenmiş Duyarga Verileri ile Evre Kestirimi	33

4.3	Normalize Edilmiş Veriler ile Evre Kestirimi	34
5.	ELEKTRONİK DİZ ÜSTÜ PROTEZİN SİLİNDİR SERTLİK SEVİYELERİNİN BELİRLENMESİ	38
5.1	MR Silindirli Protezde Farklı Hızlarda Kişiyeye Özel Silindir Sertlik Seviyelerinin Belirlenmesi.....	42
5.2	Pnömatik Silindirli Protezde Farklı Hızlarda Kişiyeye Özel Silindir Sertlik Seviyelerinin Belirlenmesi.....	51
6.	ELEKTRONİK DİZ ÜSTÜ PROTEZİN DENETİMİ	57
6.1	Sonlu Durum Denetim Yöntemi	59
6.2	Elektronik Diz Üstü Protezinde Sonlu Durum Denetim Yönteminin Uygulanması	60
6.3	MR Silindirli Protezin Sonlu Durum Yöntemiyle Denetimi	67
6.4	Denetimli ve Denetimsiz MR Silindirli Protezin Karşılaştırılması.....	76
7.	MR VE PNÖMATİK SİLİNDİRLİ PROTEZLERİN KARŞILAŞTIRILMASI.....	83
7.1	Farklı Hızlarda ve Farklı Deneklerle MR ve Pnömatik Silindirli Protezle Gerçekleşen Yürüyüşlerin Karşılaştırılması.....	83
7.2	Farklı Hızlarda Denetimli MR ve Pnömatik Silindirli Protezle Gerçekleşen Yürüyüşlerin Karşılaştırılması.....	89
8.	SONUÇLAR.....	92
	KAYNAKLAR.....	98
	EKLER	101
	ÖZGEÇMİŞ	102

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1 Eski protezlerden bir örnek [5]	2
Şekil 1.2 Ticari olarak üretilen C-leg (soldaki), IntelligentKnee (ortadaki) ve RheoKnee (sağdaki) diz protezleri	4
Şekil 2.1 Bir yürüyüş çevrimi	7
Şekil 2.2 Yürüyüş evreleri ve bağıl diz açısıyla ilişkisi [13]	8
Şekil 2.3 Görüntü tabanlı hareket inceleme sistemi [16].....	10
Şekil 2.4 Kullanılan koordinat sistemi	12
Şekil 2.5 İşaretleyici konumları ve eklem açıları	13
Şekil 2.6 Görüntü işleme süreci.....	14
Şekil 2.7 Doğrudan hareket inceleme sistemi [18].....	15
Şekil 2.8 Mikroelektronika LV24-33 geliştirme kartı.....	16
Şekil 3.1 Elektronik diz üstü protezinin donanımsal bileşenleri [12].....	18
Şekil 3.2 Diz protezin gövdesi [16]	19
Şekil 3.3 Pnömatik Silindir [16]	20
Şekil 3.4 Manyetik alanın varlığına ve yokluğuna göre MR sıvısının yapısı	21
Şekil 3.5 MR sönümlendirici, a) iç yapısı b) MR sıvının boşluklardan geçişi [17] .	21
Şekil 3.6 MR silindirin kuvvet ölçüm testleri sonucunda elde edilen hız ve tepki kuvveti ilişkisi.....	22
Şekil 3.7 Özel tasarlanmış soket [16]	23
Şekil 3.8 Pnömatik silindir denetleme devresi [22]	25
Şekil 3.9 Kullanılan ayarlanabilir akım kaynağı [24]	27
Şekil 3.10 Uygulanan denetim sinyalinin gerilim seviyesiyle çıkışta oluşan akım şiddetinin ilişkisi.....	28
Şekil 3.11 LTC3600 entegresi, içyapısı ve ilgili bacaları	29
Şekil 3.12 I ² C protokolü ile gönderilen bit çerçeve yapısı	30
Şekil 5.1 Elde edilen bağıl diz açısı (Sağlam bacak - Hız 1 km/sa)	38

Şekil 5.2 Farklı hızlarda sağlam bacak ile yapılan yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları	40
Şekil 5.3 Normal yürüyüş çevrimi, protezli yürüyüş çevrimi ve protezli yürüyüş çevriminin aradeğerlendirilmiş hali	41
Şekil 5.4 Birinci deneğin 1 km/sa hızla sağlam bacakla ve sertliği 183-247 mA aralığında ayarlanmış MR silindirli protez ile yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları..	43
Şekil 5.5 Birinci deneğin MR silindirli protezin farklı sertlikleriyle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi	44
Şekil 5.6 İkinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci deneğin MR silindirli protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi	46
Şekil 5.7 Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda MR silindirli protezin farklı sertlikleriyle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi	49
Şekil 5.8 Farklı deneklerin 1 km/sa hızda sağlam bacakla ve kişiye özel sertliklerle ayarlanmış pnömatik silindirli protez ile yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları.....	52
Şekil 5.9 Birinci deneğin farklı hızda sağlam bacakla ve her hıza özel sertliklerle ayarlanmış pnömatik silindirli protez ile yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları.....	55
Şekil 6.1 Protez denetim sistemin blok şeması	58
Şekil 6.2 Bir yürüyüş çevrimi boyunca gerçekleşen önemli periyotlar, olaylar ve evreler	58
Şekil 6.3 Örnek sonlu durum denetiminin blok şeması [3].....	60
Şekil 6.4 Protezle sonlu durum denetiminin fonksiyonel blok şeması.....	61
Şekil 6.5 Nicelenmiş yürüyüş verisi ve türevinin gerçek evrelerle olan ilişkisi	62
Şekil 6.6 Protezde sonlu durum denetiminin blok şeması	64
Şekil 6.7 Bir yürüyüş çevriminin farklı evrelere bölünmüş hali	66
Şekil 6.8 Birinci deneğin MR silindirli protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları.....	68
Şekil 6.9 Birinci deneğin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi	69
Şekil 6.10 Farklı deneklerin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi.....	71
Şekil 6.11 Farklı hızlarda beş evreli yürüyüşler için atanan sertlik seviyeleri.....	74
Şekil 6.12 Farklı hızlarda birinci deneğin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi	75

Şekil 6.13 Farklı deneklerin denetimli ve denetimsiz MR silindirli protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdikleri yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları	77
Şekil 6.14 Farklı deneklerin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri	78
Şekil 6.15 Farklı hızlarda birinci deneğin denetimli ve denetimsiz MR silindirli protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları...	80
Şekil 6.16 Farklı hızlarda birinci deneğin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri.....	81
Şekil 7.1 Farklı deneklerin, MR ve Pnömatik silindirli protezle kişiye özel belirlenmiş en iyi sertlik seviyesiyle gerçekleştirdikleri yürüyüşlerin ortalamaları ve ortalamaya göre değişimi	84
Şekil 7.2 Farklı hızlarda birinci deneğin MR ve pnömatik silindirli protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları	86
Şekil 7.3 Farklı hızlarda birinci deneğin MR ve pnömatik silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri	87
Şekil 7.4 Farklı hızlarda birinci deneğin denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları	89
Şekil 7.5 Farklı hızlarda birinci deneğin denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri	90

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 3.1 Kullanılan duyargalar ve özellikleri	24
Çizelge 3.2 Mikrodenetleyici ve özellikleri	25
Çizelge 3.3 Tasarımda kullanılan entegreler ve açıklamaları	28
Çizelge 3.4 Çerçeve yapısında kullanılan kısaltmaların açılımı	30
Çizelge 4.1 Rakamlarla ifade edilen yürüyüş evreleri	32
Çizelge 4.2 Filtrelenmiş tek duyarga verisinin eski değerlerinden evre kestirim sonuçları [18].....	34
Çizelge 4.3 Evreler arası geçiş koşulları	35
Çizelge 4.4 Normalize edilmiş jiroskop verisi ile evre kestirimi sonuçları [18].....	36
Çizelge 4.5 Farklı hızlardaki jiroskop ile evre kestirimi sonuçları [18].....	36
Çizelge 5.1 Farklı hız ve deneklerle elde edilen yürüyüş çevrim sayısı	39
Çizelge 5.2 Deneklerin kişisel bilgileri	40
Çizelge 5.3 Birinci deneğin MR silindirli protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	45
Çizelge 5.4 MR silindirli protezde farklı deneklere göre seçilen sertlik aralıkları....	46
Çizelge 5.5 İkinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci deneğin MR silindirli protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları.....	47
Çizelge 5.6 Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda MR silindirli protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	50
Çizelge 5.7 Pnömatik silindirli protezde farklı denekler için kişiye özel belirlenen sertlik seviyeleri	51
Çizelge 5.8 Farklı deneklerin 1 km/sa hızla pnömatik silindirli protezin kişiye özel silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları.....	53
Çizelge 5.9 Pnömatik silindirli protezde farklı hızlara göre belirlenmiş olan sertlik seviyeleri	54
Çizelge 5.10 Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda pnömatik silindirli protezin belirlenmiş silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları.....	56
Çizelge 6.1 Durum geçiş-eylem çizelgesi	60

Çizelge 6.2 Belirlenen kurallar ve kurallar sonucunda gerçekleşen olaylar	62
Çizelge 6.3 Protezde sonlu durum denetimiyle gerçekleşen durumlar, olaylar ve geçişler	65
Çizelge 6.4 Farklı yürüyüş evrelerinde birinci denek için belirlenen MR silindirli protezin sertlik seviyeleri	68
Çizelge 6.5 Birinci deneğin MR silindirli protezle yaptığı iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	69
Çizelge 6.6 Farklı yürüyüş evrelerinde farklı denekler için belirlenen MR silindirli protezin sertlik seviyeleri	70
Çizelge 6.7 Farklı deneklerin MR silindirli protezle yaptığı iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	72
Çizelge 6.8 Farklı hızlarda ve farklı yürüyüş evrelerinde belirlenen MR silindirli protezin sertlik seviyeleri	73
Çizelge 6.9 Farklı hızlarda birinci deneğin MR silindirli protezle yaptığı iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	76
Çizelge 6.10 Farklı deneklerin MR silindirli protezle yaptığı denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	79
Çizelge 6.11 Birinci deneğin farklı hızlarda MR silindirli protezle yaptığı denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	82
Çizelge 7.1 Farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezler için belirlenen sertlik seviyeleri	85
Çizelge 7.2 Birinci deneğin farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	88
Çizelge 7.3 Birinci deneğin farklı hızlarda denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları	91

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	Amper
ADC	Analog Digital Converter
cm	Centimetre
DAE	Diz Azami Esneme
DE	Duruş Esneme
DGM	Darbe Genişlik Modülasyonu
DK	Doğru Kestirilen
DO	Doğruluk Oranı
DU	Duruş Uzama
EDN	Evrelerin Değişim Noktaları
EMG	Elektromiyografi
EON	Evrelerin Orta Noktaları
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
HİS	Hareket İnceleme Sistemi
kg	Kilogram
ÖS	Ön Salınım
mA	miliamper
MAS	Motor Adım Sayısı
MEM	Mikro Elektro Mekanik
MR	Manyetoreolojik
ms	milisaniye
OHK	Ortalama Hata Kare
OMH	Ortalama Mutlak Hata
PYA	Parmak ucu Yerden Ayrılma
PYT	Parmak ucu Yerle Temas

SE	Salınım Esneme
SU	Salınım Uzama
TYA	Topuk Yerden Ayrılma
TYT	Topuk Yerle Temas
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
V	Voltaj
VDO	Vurum Doluluk Oranı
YK	Yanlış Kestirilen

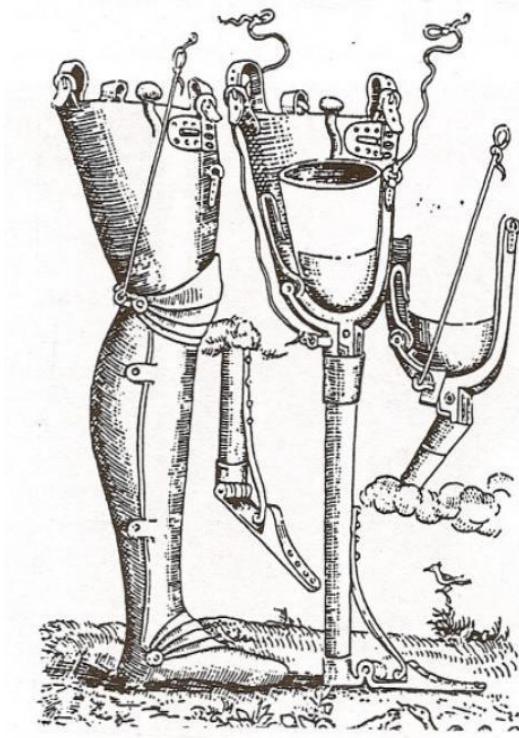
1. GİRİŞ

İnsanoğlu, gelişimine bağlı olarak yürümeyi uzun bir zaman dilimi içinde öğrenmektedir. Yürüyüş sırasında vücudumuzda hareket istikrarını ve dengesini kurabilmemiz için beynimizde sürekli bir öğrenme-uygulama süreci gerçekleşir. En temel ayakta durma eyleminde bile vücudun dengeleme sistemi çok fazla çaba göstermek zorundadır. İnsan yürüyüşü ise çok karmaşık bir mekanizma olmasından dolayı daha fazla denge, düzen ve uyumlu çalışma ister ve biz farkında olmasak bile bunların hepsini kendi içinde kodlanmış bir sistemle yapabiliriz [1].

İnsan hayatı boyunca vücudundaki fiziki engellerle mücadele etmiştir. Engeller doğuştan, sonradan geçirilen hastalıklar veya kazalar sonucu ortaya çıkabilir. Engelli ifadesi teknik olarak vücudun tüm yaşam işlevlerini fazla etkilemeyen, örneğin yürüme engelliliği gibi fiziki hareket özgürlüğünün kısıtlandığı durumları kapsamaktadır. İnsanın hayatını sorunsuzca devam ettirmek istemesi ve engelleri aşma arzusu sürekli devam eden bir çabadır. Bu çabanın sonucunda engelli insanların fiziki hareket özgürlüğünü geri kazanması için protezler ortaya çıkmıştır.

Protez, eksik olan vücut uzuvlarını taklit ederek bu uzuvların işlevlerini geri getirmek için yapılmış aygıtların genel adıdır. Protezlerin konu alanı çok önemli bir yere sahiptir; çünkü protez, engelli olan kişiye normal bir insanın yapabileceği hareketleri geri kazandırma konusunda en başarılı ürünlerden biridir. [2]. Diz protezi, uyluk kemiği ile kaval kemiği arasında kalan diz eklemine kayında kullanılan bir tür protezdir. Diz eklemi insanın yürüyüş hareketinde önemli bir yere sahiptir ve vücut ağırlığını taşıması, darbe emici etkisi, duruş kararlılığını sağlaması, salınım düzenlemesi gibi özellikleri sağlamaktadır [3].

İlk diz üstü protezi 1560'lı yıllarda demirden yapılmıştır. Hollandalı cerrah Verduin 1696 yılında ilk serbest diz eklemine sahip, soketi bakırdan ve bacak kısmı ahşaptan yapılmış olan diz altı protezini geliştirmiştir. James Potts'un 1843'te Londra'da geliştirdiği bacak ve ayak kısmı ahşaptan olan diz üstü protezi de ilk diz protezlerinden saymak mümkündür [4]. 1900'lü yıllardan itibaren protez malzemelerinde büyük değişiklikler olmuştur ve 1950'e kadar kullanılan soketler ağaçtan koni şeklinde oyularak yapılmıştır [5]. Bazı eski protezler Şekil 1.1'de gösterilmiştir.



Şekil 1.1 Eski protezlerden bir örnek [5]

Günümüzde teknolojinin ilerlemesiyle birlikte her gün daha gelişmiş protezler üretilmektedir. Birçok geleneksel diz üstü protezin temeli edilgen türe dayanır. Bu türde sürtünme, yaylanma ve sönümlenme gibi mekanik özelliklerin katsayıları sabit olarak kabul edilmektedir. Bunların yanı sıra, denetlenebilir etkin bir diz ekleminin eksikliğinden dolayı doğal yürüyüşü gerçekleştirmek mümkün değildir [6, 7]. Diğer yandan etkin protezler kolaylıkla doğal yürüyüş hareketini üretebilmelerine rağmen diğer protez tiplerine göre çok fazla enerji tüketmekte olup, ağır ve pahalıdır [8]. Bu sebeple etkin ve edilgen protezlerin en iyi özelliklerini bir arada tutan yarı etkin diz protezler üretilmiştir. Etkin ve yarı etkin diz protezleri mekanik aksamının yanında elektronik aksamı da sahiptir. Elektronik aksamı sahip olan etkin ve yarı etkin protezler özellikle diğer diz protezlere kıyasla yürüyüşün özelliklerini, istikrarını ve verimliliğini arttırmaktadırlar [9]. Diğer yandan bir protezin başarısızlığı, kullanıcının düşmesine ve önemli zararlar almasına sebep olabileceğinden, yarı aktif protezlerde kullanılan denetim sistemleri sağlam olmalıdır [2].

Kaynaklardaki elektronik diz üstü protezleri çalışmalarının çoğunda, hareketlendirici tasarım ve laboratuvar test kurulumları üzerinde tartışılmaktadır ve denetlenebilir diz üstü protez ile ilgili daha az çalışma bulunmaktadır [3]. 1970'li yıllarda Flowers [10] ve öğrencileri sağlam ayaktan alınan EMG sinyallerini kullanarak etkin bir diz protezi geliştirmiştir. Etkin protezlerin yüksek enerji tüketimi gereksiniminden dolayı, sistemin hacimli ve ağır olduğu tespit edilmiştir. Bu konudaki bir diğer çalışma da 1989 yılında Peeraer [11] tarafından yapılmıştır. Bu sefer Peeraer kalçadan alınan EMG ve diğer duyarga verilerini kullanarak denetlenebilir bir diz protezi geliştirmiştir. Alınan veriler çok fazla gürültülü olduğundan bu yöntemin uygulanabilir olmadığı bildirilmiştir. Daha sonra 2000'li yıllarda Carlson [12], MR sönümlendiriciyi kullanarak denetlenebilen bir diz üstü protez geliştirmiştir. Gerçekleşen çalışmada diz açısını bulmak için, diz ekseninde yerleştirilen bir döner konum duyargasından yararlanılmıştır. Bunların yanı sıra aksenal kuvvet ve eğilme momentini hesaplamak için bir gerginlik ölçer kullanılmıştır. Bu duyargalarda gelen sinyaller bir mikrodenetleyici tarafından toplanmış ve işlendikten sonra dizin açısal hızı hesaplanmıştır. Yapılan çalışmada protezin denetiminde yürüyüş çevrimi salınım ve duruş olmak üzere iki farklı evreye bölünmüştür ve toplanan duyarga verilerinden evrelerin farklı bölümleri için sönümleme katsayıları hesaplanmıştır. 2001 yılında Kim ve Oh [6] tarafından geliştirilen MR silindirli protezin açısal hız ve harcanan tork bilgisini kullanarak, döner MR sönümlendiricinin matematiksel modeli çıkarılmıştır. Daha sonra bu modelin üzerinden geliştirilen PD geri besleme denetim yöntemiyle, protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. 2003 yılında ise, Wilkenfeld ve Herr [13] tarafından gerçek zamanlı denetlenebilen kullanıcı uyumlu bir MR silindirli protez geliştirilmiştir. Bu çalışmada diğer duyargaların yanı sıra, gerginlik ölçer ve potansiyometre kullanılmıştır. Daha sonra dört farklı denek üzerinden yürüyüşün kinematik verileri toplanmıştır. Protezin denetimini gerçekleştirmek üzere yürüyüş çevrimleri beş farklı evreye bölünmüştür ve her evrede dinamik olarak diz eklemin sönümleme katsayısı belirlenmiştir. Diğer çalışma da Zlatnik [3] geliştirdiği hidrolik sönümlendiricili protezde, ivmeölçer duyargasını kullanarak dizdeki açı ve açısal hız bilgisini ölçmüştür. Ölçülen bilgileri kullanarak bir kural tabanlı algoritma geliştirmiştir. Daha sonra sonlu durum denetim yöntemiyle, kural tabanlı algoritmaya dayanarak protezin denetimini gerçekleştirmiştir. Daha sonra 2006

yılında, Şahin'in [14] tasarlayıp ürettiği MR silindirin, diz protezlerindeki uygulamaları incelenmiştir. Gerçekleşen incelemeler ve deneyler sonucunda MR silindirin dinamik modeli çıkartılmıştır. MR silindirli protezle yapılan en güncel çalışma, 2012 yılında Nandi [1] ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada uyarlanabilir modüler bir diz protezi geliştirilmiştir. Çalışmanın temel amacı uygun sönümlenme modellerini oluşturmak. Bu bağlamda potansiyometre ve gergin ölçer duyargalarını kullanarak sağlıklı bacedan istenilen veriler toplanmıştır. Toplanan verilerin gürültülerini temizlemek üzere Kalman filtresinden yararlanılmıştır. Sönümlenme modellerini üretmek için yürüyüş çevrimleri altı farklı evreye bölünmüştür ve her evreye özel sönümlenme modeli matematiksel denklemlerle ifade edilmiştir.

Kaynaklarda yer alan ve geliştirilip üretilen prototiplerin yanı sıra, ticari anlamda üretilen elektronik diz üstü protezler de mevcuttur. Bu konuda günümüzde OttoBock (C-leg), Össur (PowerKnee, RheoKnee) ve Nabtesco (IntelligentKnee) gibi firmalar ticari protezler üretmektedirler. Bu protezlerin maliyeti protezin yapısına ve özelliklerine bağlı olarak 10.000 \$ ile 30.000 \$ arasında değişmektedir [15]. Ticari olarak üretilen diz protezlerinin bazıları Şekil 1.2'de gösterilmektedir.



Şekil 1.2 Ticari olarak üretilen C-leg (soldaki), IntelligentKnee (ortadaki) ve RheoKnee (sağdaki) diz protezleri

Bu tez çalışmasının kapsamında yarı etkin MR silindirli protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Bu bağlamda insanın yürüyüş hareketi incelenmiştir. Her yürüyüş birkaç yürüyüş çevrimini kapsamaktadır. Bir yürüyüş boyunca art arda iki topuk vuruşunun arasında kalan süre yürüyüş çevrimi olarak nitelendirilmiştir.

İnsan yürüyüşünü anlamak ve açıklamak için, bir yürüyüş boyunca elde edilen yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları dikkate alınmıştır. Yürüyüş çevrimi incelemelerinde, her çevrim farklı evrelere bölünmektedir.

İnsan yürüyüşünü ölçmek ve analiz edebilmek için, hareket inceleme sistemine ihtiyaç duyulmuştur. Bu çalışmada Akdoğan [16] tarafından geliştirilen görüntü tabanlı hareket inceleme sistemi kullanılmıştır. Yürüyüş incelenirken kaydedilen görüntüler, daha sonra yürüyüşün kinematik değerlerinin hesaplanmasını sağlamaktadır.

Bu tezde elektronik diz üstü protezin donanımsal bileşenleri üzerinde durulmuştur. Elektronik diz üstü protezin donanımsal bileşenleri elektronik ve mekanik aksamlar olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır ve her bölüm ayrı ayrı incelenmiştir. Bu çalışmada, Akdoğan'ın [16] doktora tez çalışması kapsamında Yrd. Doç. Dr. İsmail Şahin [17] tarafından üretilen yarı etkin MR silindirli diz protezi kullanılmıştır. Diz protezi ile ilgili çalışmaları geliştirebilmek için farklı denekler kullanılarak deneyler arttırılmıştır. Özellikle ampute denekler istenildiğinde ve yeterli sayıda kolaylıkla bulunamaması sebebiyle, sağlıklı deneklerin kullanabilmesi için özel bir soket tasarlanmıştır.

MR silindirli protezin denetimi gerçekleşmeden önce, bir yürüyüş çevriminde gerçekleşen farklı evreler incelenmiştir. Doğrudan hareket inceleme sistemi yardımıyla, Tileylioğlu'nun [18] geliştirdiği algoritmalar sonucunda yürüyüş çevrimi boyunca gerçekleşen evreler kestirilmiştir. Bu çalışma çerçevesinde baldırdaki jiroskoptan toplanan verileri normalize eden evre kestirimi yöntemi kullanılmaktadır.

Daha sonra elektronik diz üstü protezin sertlik seviyeleri incelenmiştir. Bu bağlamda farklı deneklerin farklı hızlarda MR silindirli protezle gerçekleşen yürüyüşleri kayıt edilmiştir. Gerçekleşen analizler sonucunda, MR silindirli protezin farklı hızlarda gerekli olan sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Orhanlı [19] ile yapılan ortak çalışmada, aynı süreç pnömatik silindirli proteze uygulanmış ve farklı hızlarda kullanılabilen sertlik seviyeleri motor pozisyonuna bağlı olarak bulunmuştur.

Yürüyüş için gerekli sertlik seviyeleri belirlendikten sonra, MR silindirli protezin denetimi için, sonlu durum denetim yöntemi incelenmiş ve incelemeler sonucunda

bir denetim algoritması geliştirilmiştir. Geliştirilen denetim algoritması farklı hızlarda farklı deneklerle sınanmış ve başarımları incelenmiştir. Daha sonra denetimli ve denetimsiz MR silindri protezle gerçekleşen yürüyüşlerin başarımları karşılaştırılmıştır.

Geliştirilen denetim algoritması, Orhanlı [19] tarafından pnömatik silindri proteze uygulanmış ve protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra MR ve pnömatik silindri protezlerin başarımlarını ve farklılıklarını ortaya koyabilmek için, MR ve pnömatik silindri protezlerle farklı yürüyüşler gerçekleştirilmiştir. Gerçekleşen yürüyüşler incelendikten sonra elde edilen sonuçlar üzerinde tartışılmıştır.

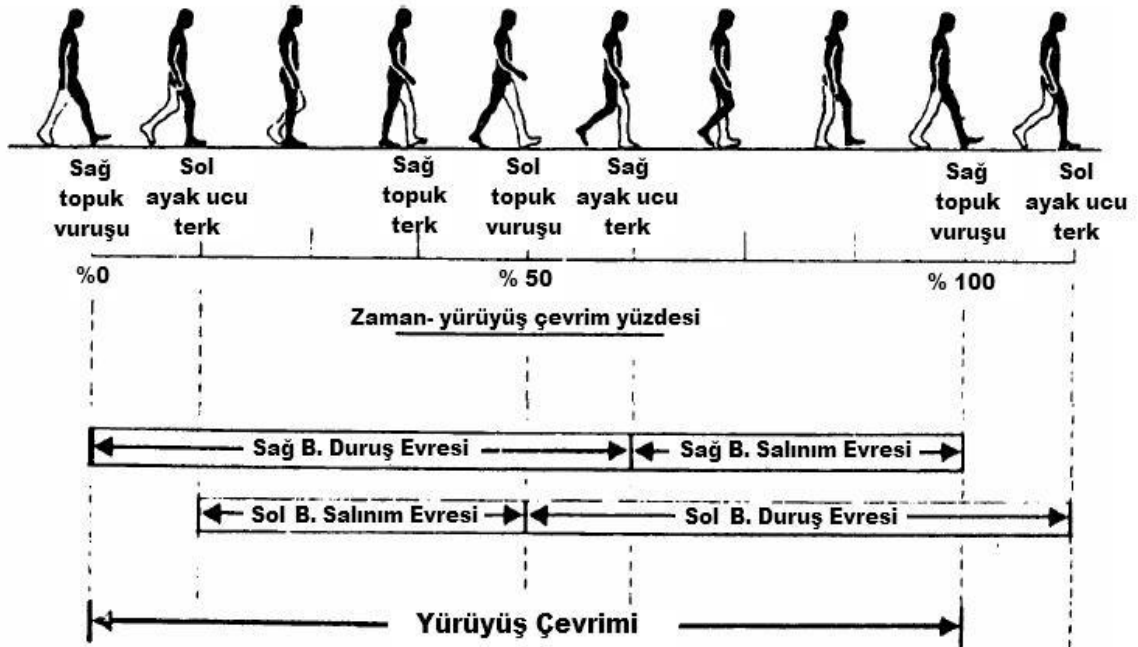
Tez çalışmasının ikinci bölümünde insanın yürüyüş hareketi incelenmiştir. Daha sonra yürüyüş hareketini incelemek üzere hareket inceleme sistemleri tanımlanmıştır. Elektronik diz üstü protezin donanım bileşenleriyse üçüncü bölümde kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Bu bölümün devamında MR silindir denetiminde kullanılmak üzere tasarlanmış akım kaynağının tasarımı ayrıntılı bir şekilde ele alınmıştır. Dördüncü bölümde, evre kestirimi yöntemleri anlatılmış ve daha önce elde edilen sonuçlar üzerinden, geliştirilen algoritmaların başarımları tartışılmıştır. Daha sonra beşinci bölümde elektronik diz üstü protezin kişiye özel sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Altıncı bölümde MR silindri protezin denetimi gerçekleştirilmek üzere, sonlu durum denetim yöntemi incelenmiş ve MR silindri proteze uygulanmıştır. Bu bölümün devamında geliştirilen algoritmanın farklı hızlarda, farklı evrelerde ve farklı deneklerdeki başarımları incelenmiştir. Daha sonra MR silindri protezin denetimli ve denetimsiz durumundaki başarımları incelenmiş ve sonuçlar üzerinden tartışılmıştır. Çalışmanın son bölümünde ise, MR ve pnömatik silindri protezler karşılaştırılmış ve gerçekleşen yürüyüşlerin farklılıkları ve başarımları tartışılmıştır.

2. İNSANIN YÜRÜYÜŞ HAREKETİ VE HAREKET İNCELEME SİSTEMLERİ

İnsan yürüyüşü denge, istikrar ve vücut bölümlerinde koordinasyon gerektiren çok karmaşık bir harekettir. Bu sebeple bir protez bacak tasarlayabilmek için önce insanın yürüyüş hareketi iyi anlaşılmalıdır [1, 20]. İnsan yürüyüşünü anlamak ve açıklamak için en pratik yol yürüyüş çevrimini incelemektir. Yürüyüş çevrimi incelemelerinde, her çevrim farklı evrelere bölünmektedir. Protezlerin gelişiminde kullanılan gerekli veriler, detaylar ve parametreler yürüyüş analizlerinden türetilmektedir [1]. İnsan yürüyüşünü ölçmek ve analiz edebilmek için, hareket inceleme sistemine ihtiyaç duyulmuştur.

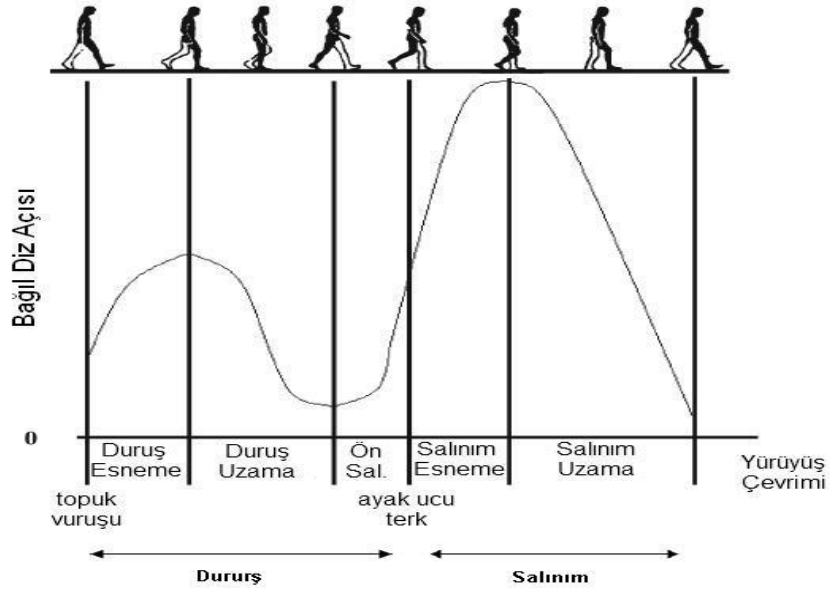
2.1 Yürüyüş Çevrimi ve Evreler

İnsan yürüyüşü üst ve alt uzuv hareketlerinin periyodik bir işlevidir [7]. Bu periyodik harekette, art arda iki topuk vuruşunun arasında kalan süre yürüyüş çevrimi olarak nitelendirilir [1]. Her yürüyüş birkaç yürüyüş çevrimini kapsamaktadır. Yürüyüş çevrimi, kişinin yürüyüş davranışlarını, her kişiye özel olarak anlatmaktadır. Şekil 2.1'de bir yürüyüş çevrimi ve ilgili adımların detayları gösterilmektedir.



Şekil 2.1 Bir yürüyüş çevrimi

Yürüyüş esnasında insanın vücudu bir veya her iki bacak tarafından desteklenmektedir. Bu desteklenme sırasında, bütün yürüyüş çevrimleri salınım ve duruş olarak iki ana evreden geçmektedirler. Tek bir yürüyüş çevriminin %40'ı salınım ve diğer %60'ı duruş evresinden ibarettir [3, 6]. Elektronik diz protezinin denetiminde evreleri kullanarak daha ayrıntılı ve doğru bir denetim algoritması geliştirmek mümkündür. Yalnız doğru bir denetim için bir yürüyüş çevrimini iki evreye bölmek yetersiz kalmaktadır. Farklı çalışmalarda yürüyüş çevriminin beş, altı veya daha fazla evreye bölünerek incelendiği görülmüştür [3, 13]. Bu çalışma kapsamında, Herr ve Wilkenfeld'in [13] beş evreye bölünmüş yürüyüş modeli kullanılacaktır. Bu evreler, duruş esneme (DE), duruş uzama (DU), ön salınım (ÖS), salınım esneme (SE) ve salınım uzama (SU) olarak tanımlanmaktadır. Şekil 2.2'de ilgili evrelerin konumları ve bağıl diz açısıyla ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 2.2 Yürüyüş evreleri ve bağıl diz açısıyla ilişkisi [13]

Bir yürüyüş çevrimi topuğun yere basıldığı andan itibaren başlamaktadır. Çevrimin başlamasıyla beraber dizin bükülmesi de başlamaktadır. Diz bükülmesi başlayıp bitene kadar ki süre duruş esneme (DE) evresi olarak nitelenmektedir.

Ayak tamamen yerle temas ettikten sonra, diz uzamaya başlar. Bu uzama topuğun yerden ayrılmasından önce en yüksek seviyeye ulaşmaktadır. Ayağın yerle

tamamen temas edip, dizin en yüksek uzama seviyesine ulaşana kadar ki süre duruş uzama (DU) olarak adlandırılmaktadır.

Diz en yüksek uzama seviyesine ulaştıktan sonra bükülmeye başlar. Dizin bükülmesiyle beraber tamamen yerle temasta olan ayak, topukla beraber yerden ayrılmaya başlar. Ön salınım (ÖS) evresi, topuğun yerden ayrılmasıyla başlayıp, parmak ucunun tamamen yerden ayrılmasıyla bitmektedir.

Ayak yerden tamamen ayrıldıktan sonra diz esnemeye başlar. Dizin esnemesinden dolayı ayak yerden yükselir. Bu yükselme sayesinde salınım evresinde parmak ucunun yerle temas etmemesini ve kişinin tökezlememesini sağlar. Ayağın tamamen yerden ayrılmasıyla başlayıp, dizin en yüksek esneme seviyesine ulaşana kadar ki süre salınım esneme (SE) evresi olarak adlandırılmaktadır.

Son evre salınım uzama (SU) olarak nitelendirilmiştir. Bu evrede diz en yüksek esneme seviyesine ulaştıktan sonra uzamaya başlar ve topuk tekrar yerle temas ettikten sonra uzamanın en yüksek seviyesine ulaşır.

2.2 Hareket İnceleme Sistemleri

Elektronik diz protezinin doğal diz hareketlerini yerine getirebilmesi için öncelikle ilgili hareketlerin sağlıklı insan üzerinde incelenmesi gerekmektedir. Elektronik diz üstü protezlerinin başarımının karşılaştırılması ve kullanıcının yürüyüşünün doğal yürüyüşe yakınlığının ölçülmesi için biomekanik incelemeye ihtiyaç duyulmaktadır. Biomekanik, insan hareketini ağıklayan ve inceleyen bilim dalının genel adıdır ve insanın bütün fiziksel hareketlerini kapsamaktadır [21]. Bu bağlamda insan yürüyüşünün kinematik ve kinetik ölçümleri biomekanik incelemeye alınmaktadır. Kinematik ölçümler, yürüyüş hareketini oluşturan kuvvetlerden bağımsız olan, doğrusal ve açısal yer değiştirme, hız ve ivme gibi değişkenlerin ölçümlerini kapsamaktadır [21]. Diğer yandan kinetik ölçümler, doğrudan hareketi oluşturan kuvvetlerin ölçümlerini içermektedir [21]. İnsan hareketinin kinematik ve kinetik ölçümlerini yapabilmek için bir hareket inceleme sistemine ihtiyaç duyulmuştur. Genel olarak insan hareketlerinin incelenmesinde doğrudan ve görüntüleme olmak üzere iki farklı teknik kullanılmaktadır [21].

2.2.1 Görüntü Tabanlı Hareket İnceleme Sistemi

Yaklaşık tüm verileri sağlayabilmesinden dolayı karmaşık insan hareketlerinin incelenmesinde görüntü yöntemleri tercih edilmektedir [21]. Görüntü tabanlı hareket inceleme sistemleri, insan vücuduna yerleştirilen işaretleyiciler ve bütün işaretleyicilerin hareketini kaydeden kamera düzeneğinden oluşmaktadır [21]. Bu sistemlerde kullanılan işaretleyici sayısı farklı çalışmalarda veri sayısı ve çeşidine bağlı olarak değişmektedir.

Görüntü tabanlı hareket inceleme sistemlerinin çeşitli kısıtlamaları da bulunmaktadır. Kullanılan kamera düzeneğinin sabit olması ve sınırlı bir alanın gözlenmesi, farklı hareketlerin incelenmesinde kısıtlamalar getirmektedir. Ayrıca işaretleyicilerin tespit edilmesi için kapalı ve karanlık bir alana ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sebeple görüntüleme düzeneğini laboratuvar ortamının dışında kullanmak pek mümkün değildir. Toplanacak görüntü veri miktarını kısıtlayan diğer bir faktör, kaydedilen görüntü verisinin hafızada çok yer tutmasıdır.

Bu çalışmada insan hareketlerinin incelenmesi için Akdoğan [16] tarafından geliştirilen, yüksek hassasiyetli, kolay yorumlanabilir ve diğer sistemlere nazaran daha ucuz bir görüntü tabanlı ölçüm düzeneği kullanılmıştır. Bu sistem bir kameradan ve kaydedilen görüntüleri aktarmak için bir bilgisayardan oluşmuştur. Bu sistemin kolay kurulması, hızlı veri aktarımı ve kaydedilen verilerin rahatlıkla tekrar izlenmesi, analiz ve inceleme sürecinde önemli yararlar sağlamaktadır. Kullanılan görüntü tabanlı hareket ölçüm sistemi ve diğer bileşenleri Şekil 2.3'te gösterilmektedir.



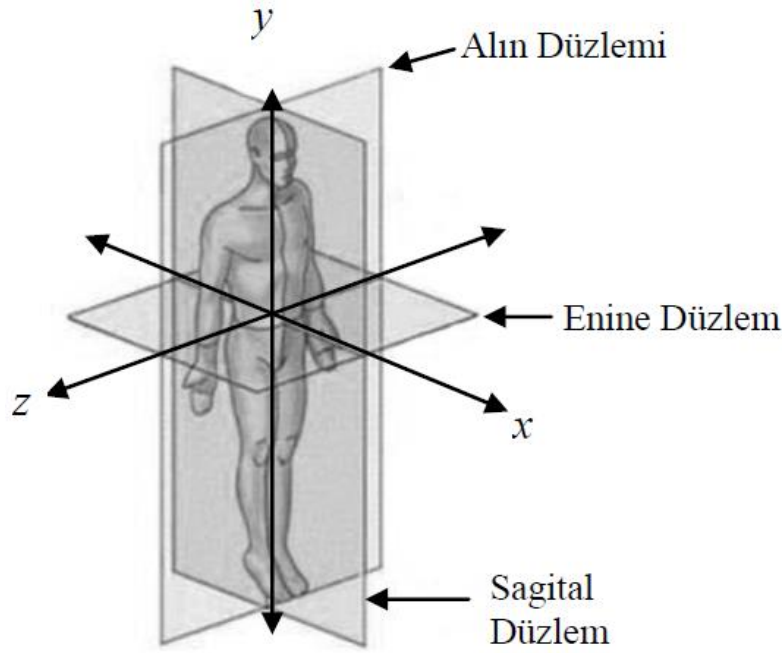
Şekil 2.3 Görüntü tabanlı hareket inceleme sistemi [16]

Şekil 2.3'te görüldüğü gibi düzeneğe ek olarak, yürüyüş hareketini gerçekleştirmek için bir yürüyüş bandından yararlanılmıştır. Yürüyüş bandı sayesinde, normal zeminde elde edilemeyecek, çeşitli hızlar ve yol eğimleriyle farklı deneyler yapma imkanı sağlanmıştır. Ayrıca normal zeminde kameranın dar görüşünden dolayı elde edilen kısıtlı çevrim sayısı, yürüyüş bandı sayesinde artmaktadır [16].

Görüntüleri aktarmak ve yürüyüş verilerinin işlenmesi için MATLAB programı kullanılmıştır. Bu programın aktarılan görüntünün tekrar izlenebilmesi özelliği ile hareketlerin daha ayrıntılı incelenmesi sağlanmıştır. Ancak veri aktarımı ve işlenmesinde çerçeve sayısının kısıtlı olması programın olumsuz tarafıdır. Belirli bir çerçeve sayısı aşıldığında bellekte tuttuğu yer fazla olduğundan MATLAB hafıza hatası vermektedir. Ancak bu kısıtlılık, yaklaşık 16 saniyelik görüntü hareketlerini incelemeye engel değildir. Çözünürlüğünün yüksek olması sayesinde de çıkan veriler gürültüsüz olmakta ve verilerin elenme ihtiyacı önlenmektedir.

Vücudun bağlantı yerleri olan eklemlerin hareketini kinematik değişkenler ifade etmektedir. Bu değişkenler, ilgili organ üzerindeki anatomik noktaların hareket esnasındaki değişimlerinden hesaplanmaktadır. Yürüyüş incelenirken kaydedilen görüntüler bu kinematik değerlerin ölçümünü sağlamaktadır. Kinematik verilerin takip edilebilmesi için bir dayanak nokta belirlemek gerekir. Bu dayanak nokta bağıl ya da mutlak olabilir. Bağıl ölçümde değişkenin değeri vücudun bir noktasından diğer noktasına olan koordinat sistemi ile ölçülür. Mutlak ölçümde ise dayanak nokta vücut üzerinden değil vücut dışı bir yerden seçilir ve değişkenlerin ortak noktası kabul edilerek ölçülür [16].

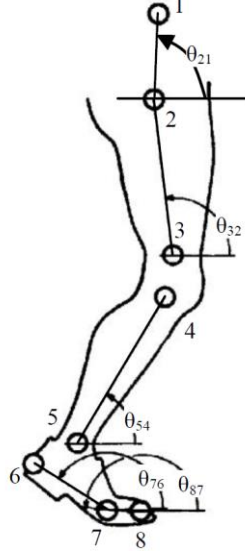
Şekil 2.4'te bu gösterime göre x eksenini ileri doğru hareket yönünü, y eksenini düşey hareketleri, z eksenini ise yanal hareketleri göstermek üzere belirlenmiştir. Yapılacak açısal ölçümler için ise xy düzleminde 0° 'de x ekseninden başlayarak saat yönünün tersine doğru artan değerler ölçülmektedir.



Şekil 2.4 Kullanılan koordinat sistemi

Yürüyüş hareketini incelemek için vücut üyelerinin belirli noktalarına işaretleyiciler yerleştirilerek, yürüyüş sırasındaki hareketlilikleri gözlemlenmiştir. Kaynaklarda bu işaretlemeyle ilgili farklı özelliklerde, sayılarda ve dizilişlerde kurulumlar mevcuttur. Verilerin karşılaştırılabilmesi, eklemlerin tanımlanması ve hesaplanması için temel olarak Winter'ın [21] önerdiği kurulum ve eklem verileri kullanılmaktadır.

İnsan üzerinde kullanılan işaretleme kurulumu Şekil 2.5'te gösterilmektedir. Kurulumda işaretleyicilerin yerleştirildiği bölgeler ölçümlerin doğruluğu için önem taşımaktadır. İşaretleyiciler vücut üyesinin bağlantılı olduğu bölgelere olacak şekilde yerleştirilmiştir. Buna göre; ilki göğüs kafesine, ikincisi kalçaya, üçüncüsü baldırın yanal epikondil kemiğinin üstüne, dördüncüsü kaval kemiğinin başına, beşincisi ayak bileğine, altıncısı topuğa, yedincisi ayak tarağına ve sekizincisi ayak parmak ucuna tutturulmuştur. Bu çalışmada gerekli olan ilk beş işaretleyici kullanılmıştır.



Şekil 2.5 İşaretleyici konumları ve eklem açıları

Şekil 2.5'te gösterildiği gibi 1. işaretleyici, tek bir bağlantı olarak temsil edilen kafa kol gövde (KKG) bölgesine yapıştırılmıştır. İşaretleyici 1 ve 2 arasında kalan açı, θ_{21} , KKG açısıdır. θ_{32} baldır açısı, θ_{54} diz altı açısını göstermektedir [16]. Açılar, saatin tersi yönünde artmakta ve yatay x ekseninden 0° 'den başlamaktadır. Açılarının hesaplanabilmesi için işaretleyicilerin merkezlerinin mutlak uzamsal dayanak sistemine göre x ve y koordinatlarının tespit edilmesi gerekmektedir. Her bir işaretleyici için tespit edilen değerler (2.1) kullanılarak θ_{ij} değerleri hesaplanmaktadır [16].

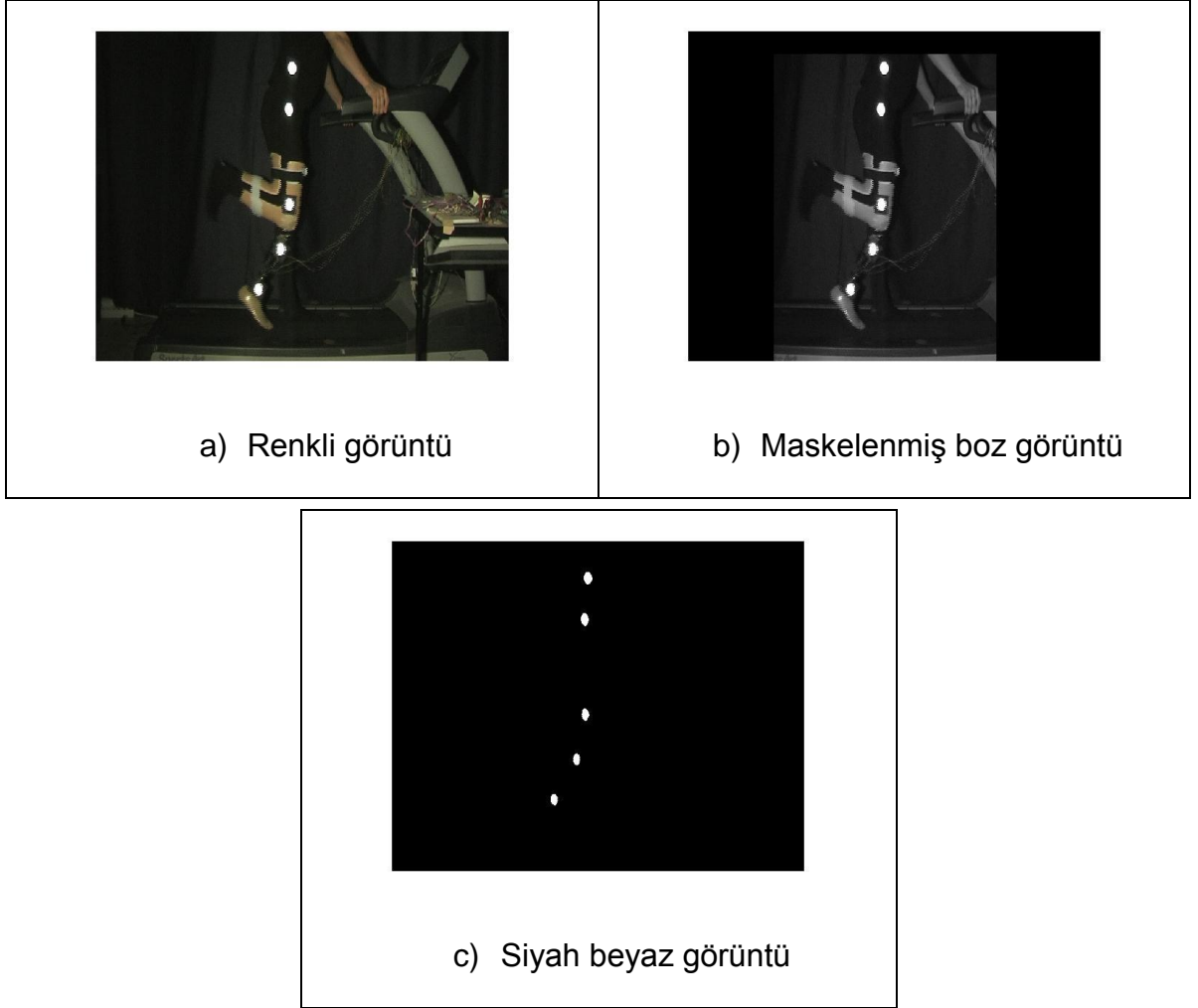
$$\theta_{ij} = \arctan \frac{y_j - y_i}{x_j - x_i} \quad (2.1)$$

Her bir eklem hareketini açıklamak için bir kural tanımlamak gerekmektedir. Kalça açısı (2.2)'de tanımlandığı gibi hesaplanmaktadır. Diz açısı da (2.3)'te baldır açısından diz altı açısı çıkarılarak hesaplanmaktadır [16].

$$\theta_{kalça} = \theta_{32} - \theta_{21} \quad (2.2)$$

$$\theta_{diz} = \theta_{32} - \theta_{54} \quad (2.3)$$

İşaretleme yapıp, mekan düzenlemeleri ve kamera için çekim ayarları yapıldıktan sonra kameradan MATLAB programı ile görüntü bilgisayara aktarılmaktadır. Görüntü aktarımı bittikten sonra, görüntü analizi için zeminden daha açık renkli ve parlak olan işaretleyicilerin görüntüden ayrıştırılması sağlanır. Bu ayrıştırma işlemi esnasında renkli görüntü önce boz ölçekli görüntüye çevrilir, sonra resim maskelenir ve en son siyah beyaz görüntüye çevrilir [16]. Ayrıştırma işlemi bittikten sonra görüntüden sadece işaretleyiciler kaldığında hareket incelenebilmektedir. Bu ayrıştırma süreci Şekil 2.6'da gösterilmiştir.



Şekil 2.6 Görüntü işleme süreci

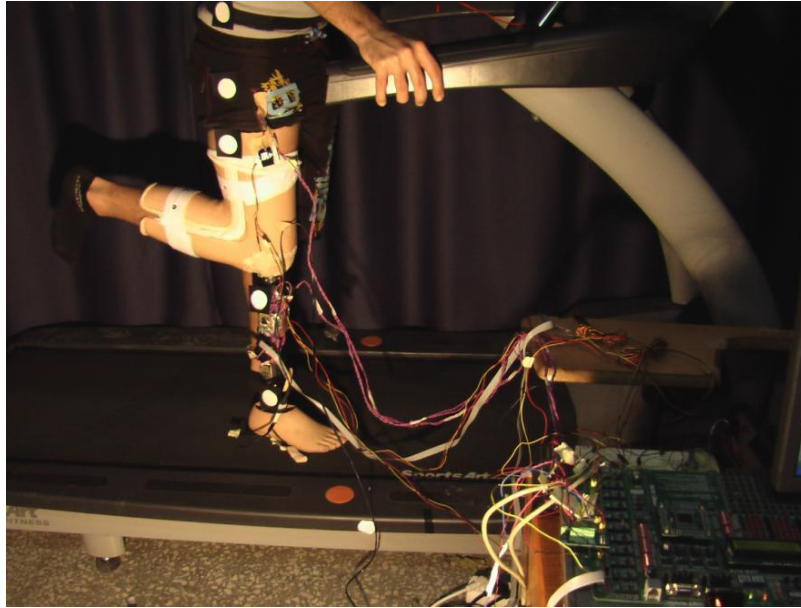
MATLAB programı ile işaretleyicilerin x-y eksenini üzerindeki yer bilgileri ve (2.1) kullanılarak bağlantı açıları hesaplanmaktadır. Bağlantı bilgileri ile kol, gövde,

baldır ve diz altı açıları hesaplanmakta, bu hesaplamalarla da (2.2) ve (2.3) ile kalça ve diz eklemi açıları bulunmaktadır.

2.2.2 Doğrudan Hareket İnceleme Sistemi

Protez çalışmalarının kritik noktalarından biri de doğrudan hareket inceleme sistemidir. Doğrudan hareket inceleme sistemi, diz protezi üretiminin son aşamasında protezi denetim performansını ölçecek elemanları içeren bir dizenektir. Dolayısıyla sistemde yer alan tüm elemanların birbiriyle sorunsuz bir uyum içerisinde çalışmasının sağlanması gerekmektedir.

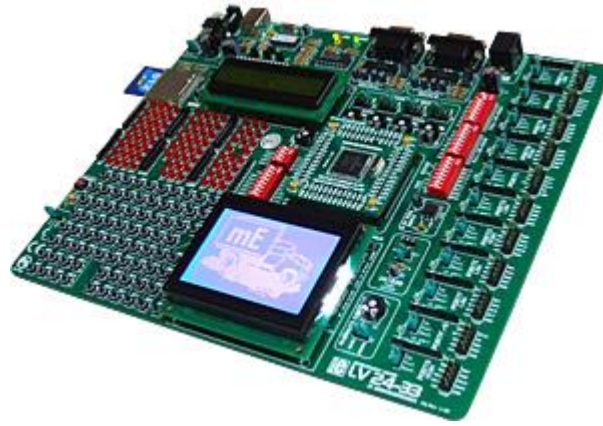
Elektronik diz protezinde kullanılmak üzere bir adet DimensionEngineering firması tarafından üretilen DE-ACCM5G model MEM tabanlı iki eksenli ivmeölçer ve bir adet SiliconSensing firması tarafından üretilen CRS03 model jiroskop belirlenmiştir. MEM tabanlı ivmeölçer ve jiroskop gibi duyargaların seçilmesinin sebebi az yer tutmaları, yerleştirilmelerinin kolay olması, hareketsiz parçalar içermeleri, yıpranma seviyelerinin az ve maliyetlerinin düşük olmasıdır. Şekil 2.7'de diz protezi için kullanılan doğrudan hareket inceleme sistemi gösterilmektedir.



Şekil 2.7 Doğrudan hareket inceleme sistemi [18]

Elektronik diz protezinin en önemli elemanı mikrodenetleyicidir. Diz protezine uygulanacak mikrodenetleyicinin, güç tüketiminin az ve belirlenen denetim ve

hareket ölçüm algoritmalarını koşturabilir olması gerekmektedir. Aksi halde çalışma, mikrodenetleyicinin hafıza ve işlem hızı ile sınırlı kalmaktadır. Bu sebeple, Mikrochip firmasının üretmiş olduğu dsPIC33FJ128GP710 kodlu mikrodenetleyici tercih edilmiştir. Mikrodenetleyicinin çevre elemanlarıyla kolay bir şekilde haberleşmesini sağlamak için Mikroelektronika firmasının üretmiş olduğu geliştirme kartı kullanılmıştır. Bu düzeneğin üzerinde mikrodenetleyicinin yerleştirilebildiği bir yuva vardır. Düzeneğin üzerinde bulunan devreler ve giriş-çıkışlarla iletişim ve sınamanın kolayca gerçekleşmesi sağlanır. Şekil 2.8'de LV24-33 adlı mikrodenetleyicinin geliştirim düzeneği gösterilmiştir [22].



Şekil 2.8 Mikroelektronika LV24-33 geliştirme kartı

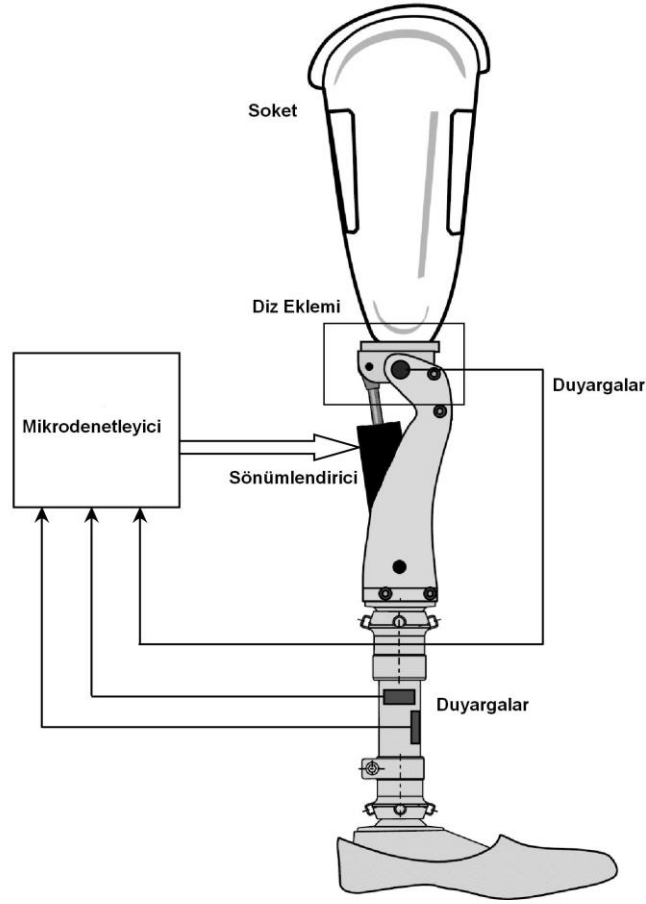
Mikrodenetleyiciyi programlamak ve denetlemek için Mikroelektronika firmasının ürettiği C tabanlı derleyici olan MikroC adlı program kullanılmıştır. Verilerin mikrodenetleyici tarafından LV24-33 düzeneğinin UART (Universal Asynchronous receiver/transmitter) kanalıyla bilgisayara gönderilmektedir. Bu veriler bilgisayarda kaydedilir ve gerektiğinde tekrar analiz için kullanılabilir. Sistemde kullanılan diğer bir eleman mikrodenetleyicinin analog-dijital çeviricisi (ADC)'dir. Mikrodenetleyicinin algılayabilmesi için sinyallerin dijital olması gerekirken duyargalardan çıkan sinyaller analog olduklarından bu çeviriciye ihtiyaç duyulmaktadır. LV24-33 düzeneği ADC girişlerinin kullanımı için belirli giriş portlarını görevlendirmiştir [22].

Protezin test evresinde toplanan verilerin görüntülenmesi ve incelenmesi için MATLAB programı kullanılmıştır. MATLAB'ın diğer bir artısı, verilerin analizinden

sonra, mikrodenetleyicide koşmak için geliştirilen algoritmaların denenmesi için benzetme ortamı özelliğinin olmasıdır.

3. ELEKTRONİK DİZ PROTEZİN DONANIMI

Elektronik diz üstü protezinin temelinde yer alan donanımsal bileşenler elektronik ve mekanik aksamlar olmak üzere iki bölümde incelenmektedir. Mekanik aksamı geliştirmeye yönelik üretilen parçalar diz eklemi, gövde ve silindirlerdir. Elektronik aksamını mikrodenetleyici, MR ve Pnömatik silindirlerin denetleyicisi ve doğrudan hareket inceleme sistemi oluşturmaktadır. Şekil 3.1’de elektronik diz üstü protezinin donanımsal bileşenleri bir arada gösterilmiştir.



Şekil 3.1 Elektronik diz üstü protezinin donanımsal bileşenleri [12]

Bu çalışmada, Akdoğan'ın doktora tez çalışması kapsamında üretilen yarı etkin diz protezi geliştirilmiş ve tekrar ele alınmış kullanılmıştır [16]. Bu aşamada ilk çalışmada ortaya çıkan sorunların giderilmesinde ve MR silindirinin tekrar üretilmesinde Sakarya Üniversitesi Akyazı Meslek Yüksek Okulu öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. İsmail Şahin'in bilgisi ve üretim deneyimine başvurulmuştur.

3.1 Mekanik Aksam

Mekanik aksam protez gövdesi, diz eklemi ve silindir olarak üç parçaya ayrılabilir. Protezin iskelet kısmını gövde kısmı oluşturmaktadır. Diz protezinin gövdesi, kullanıcıyı, mekanik ve elektronik bileşenleri taşımaktadır. İskelet görevi gören bu parçanın kullanıcının hareketini etkilememesi, olabildiğince hafif olması ve diğer bileşenlerin kolay ve düzgün bir şekilde yerleştirilebilir olması gerekmektedir. Bu şartlara uygun olarak Şekil 3.2’de gösterilen alüminyum çelik alaşımından yapılan diz protezi gövdesi üretilmiştir [16].

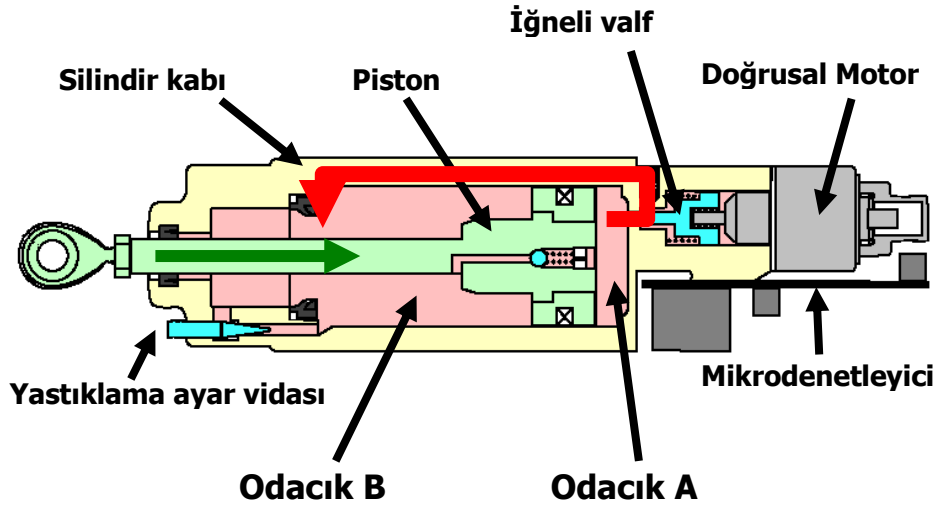


Şekil 3.2 Diz protezin gövdesi [16]

Diz eklemine, tek eksenli, çok eksenli, frenli ve frensiz olarak çeşitleri mevcuttur. Basit mekaniği, denetiminin daha kolay olması ve kullanılan silindirlerin duruş evresindeki başarımını da gözlemleyebilmek için, tek eksenli frensiz bir eklem üretilmiştir [16].

3.1.1 Pnömatik Sönümlendirici

Yürüyüşün salınım evresinde, kalça uzatılıp bacak geriye gittiğinde diz bükülmektedir. Bu noktada dizin salınım evresi öncesi bükülme açısının, doğal diz hareketindeki azami bükülme açısını geçmemesi için yürüyüş hızıyla bağlantılı olarak denetlenmesi gerekmektedir. Denetlemeyi gerçekleştirmek için üretilen pnömatik sönümlendiricinin yapısı ve sönümlendirme yöntemi Şekil 3.3’te gösterilmiştir.

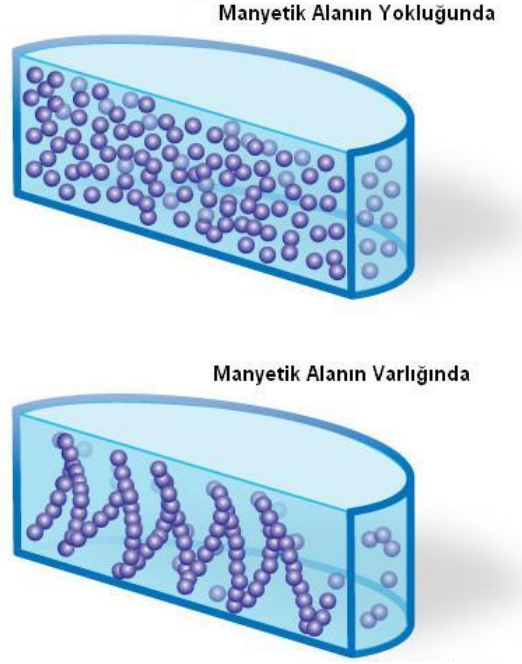


Şekil 3.3 Pnömatik Silindir [16]

Silindirin içerisindeki hava harekete göre odacıktan odacığa geçiş yapmaktadır. Diz bükülürken hava, bir kanal aracılığı ile kırmızıyla gösterilen ok yönünde A odacığından B odacığına geçmektedir. Havanın geçişi için kullanılan kanal genişliği doğrusal bir motor ile denetlenmektedir. Kanal kapatıldıkça silindirin gösterdiği direnç artmakta, çapla doğru orantılı olarak silindir kapanma hızı azalmaktadır.

3.1.2 MR Sönümlendirici

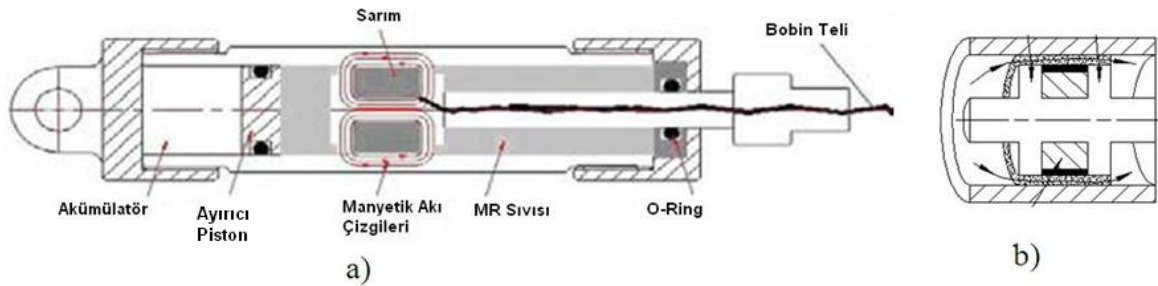
MR sönümlendirici; akümülatör, ayırıcı piston, manyetik kutupların oluşturduğu piston başı ve MR sıvısının dolduracağı odacıklardan oluşmaktadır. MR sıvısı manyetik alana maruz kaldığında doğrusal sıvı viskozitesinden yarı katı viskoziteye dönüşen bir malzemedir [6]. MR sıvıları akıllı malzemeler sınıfında yer almaktadırlar ve reolojik özellikleri manyetik alana göre değişmektedir [23]. Genel olarak, MR sıvıların içerisinde 1-5 μm çapında demir-penta-karbonil parçacıkları bulunmaktadır. Bu dağınık parçacıklar manyetik alanın etkisine girince, manyetik akı çizgileri boyunca bir zincir yapısı oluşturmaktadırlar [17, 23]. Şekil 3.4'te manyetik alanın varlığına ve yokluğuna göre MR sıvısının yapısının değişimi gösterilmiştir.



Şekil 3.4 Manyetik alanın varlığına ve yokluğuna göre MR sıvısının yapısı

Bu zincir yapısı basınç altında kaldığında şekil değiştirir ve tepki kuvveti oluşturur. Doğru ve uygun bir şekilde manyetik alana maruz kaldığında, bir kaç milisaniye içinde MR sıvısının akma gerilmesini 100kPa'a kadar çıkartmak mümkündür [17]. Bu sıvıların çalışma sıcaklığı, farklı özelliklere bağlı olarak -40°C ile 150°C arasında değişmektedir [24].

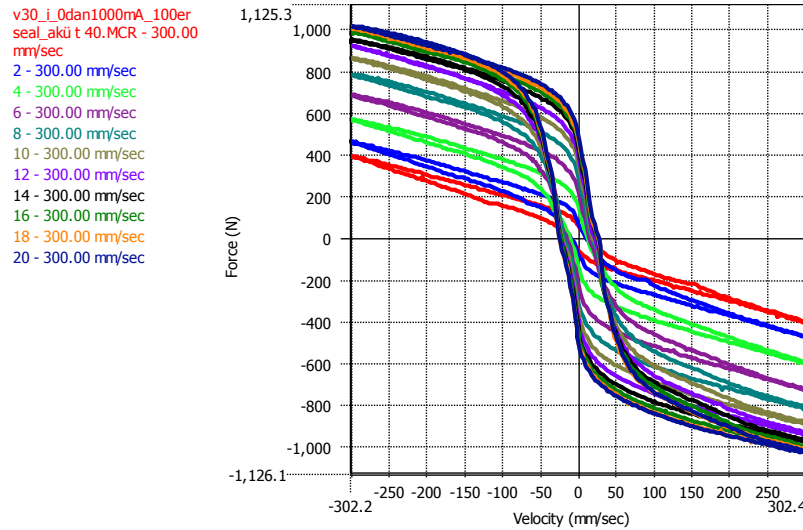
Bu mantıkla Şekil 3.5a'da görülen valf tipi de denilen silindir sönmümlendirici üretilmiştir.



Şekil 3.5 MR sönmümlendirici, a) iç yapısı b) MR sıvının boşluklardan geçişi [17]

Piston hareket ettiğinde, MR sıvısı Şekil 3.5b'de gösterilen silindir iç çeperi ve kutup başı arasında bulunan boşluklardan bir odacıktan diğer odacığa geçmektedir. Akım sonucu oluşan manyetik alan ile, ilgili boşluklarda MR sıvısı sertleşir ve sıvının geçişi denetlenir. MR silindirin göstereceği tepki kuvveti verilen akım şiddeti ile belirlenir. Bu sebeple MR silindirin tepki kuvveti denetimi, pnömatik silindirde yapılan tepki kuvveti denetimine göre daha yüksektir.

MR silindirin özelliklerini nicel olarak incelemek için kuvvet ölçüm testleri farklı koşullar altında gerçekleştirilmiştir. Kuvvetölçerin piston itme çekme hızı $\pm 30\text{cm/sn}$ olarak belirlenmiştir. Silindir bu hız aralığında hareket ettirilirken, 0-2A arasında 0.1A'lık adımlarla sertliği değiştirilmiş [16]. Bu test sonucunda elde edilen hız ve tepki kuvveti ilişkisi Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6 MR silindirin kuvvet ölçüm testleri sonucunda elde edilen hız ve tepki kuvveti ilişkisi

MR silindirin histeresis eğrisinin genişliğinin küçük olması, denetlenebilirlik açısından pnömatik silindire olan üstünlüğünü göstermektedir. Bunun yanı sıra MR silindir artan hıza karşılık tepki kuvvetinde doğru orantılı bir artış göstermiştir. Bu sonuç, MR silindirin tepkisinin daha doğrusal olduğunu göstermektedir. Elde edilen doğrusal histeresislerin en önemli nedeni MR silindirde gaz yerine sıvının kullanılması nedeniyle silindirin basınç altında esnememesidir.

3.1.3 Özel Soket Tasarımı

Diz protezi ile ilgili çalışmaların daha üst seviyelere taşınabilmesi, diz üstü protez kullanan kişilerin henüz çalışma aşamasında olan bir protezin güvenli olmadığını düşünmeleri ve farklı denekler gerektiğinden yeterli sayıda kullanıcı bulunamaması sebebiyle güçleşmektedir. Bu nedenle diz protezine ihtiyaç duymayan sağlıklı bireylerde kullanılabilmesi için, sağlıklı bir denegin dizi yaklaşık 90 derece geriye doğru bükülürken kalıp çıkarılmış, kalıbın diz bölümüne protezin takılabileceği vidalı bir yuva yapılarak Şekil 3.7'de gösterilen özel bir soket üretilmiştir [16].



Şekil 3.7 Özel tasarlanmış soket [16]

Bacak bükülü iken alınan kalıba bacağın girmesi zor olduğundan kalıp 2 parçaya ayrılmış ve denekte kullanılırken birleştirilebilmesi için yapışkan kayışlar eklenmiştir. Ancak denek protezle yürürken, arkaya doğru bükülmüş olan kısmın ağırlığı yürüyüşü doğallıktan uzaklaştırmaktadır. Diz protezinde sağlıklı bireylerin denek olarak kullanılmasının diğer bir eksi yönü ise; deneklerin bacak boylarına göre protezin kısa, uzun, dar veya gelmesi sonucu yürüyüşün doğallıktan uzaklaşmasıdır.



3.2 Elektronik Aksam

Diz eklemine oluşturan ana birimlerden biri elektronik donanımdır. Bu yapı duyargalar, mikrodenetleyici ve silindirlerin denetleme birimlerinden oluşmaktadır. Takip eden bölümlerde bu kullanılan parça ve sistemler ayrıntılı olarak ele alınacaktır.

3.2.1 Duyargalar

Çizelge 3.1’de diz protezinde kullanılmak üzere seçilen ivmeölçer ve jiroskop özellikleri gösterilmektedir. İvmeölçer bir kütleye uygulanan ivmeyi ölçen cihazlardır. Uygulanan ivmenin ölçümünde, koordinat ivmenin bilinmesine gerek yoktur. Bunun yerine ivmeölçer, içindeki test kütesinin eksenlerini referans alarak, kütleden kaynaklı olan kuvvetlere bakar. İvmeölçer, bacağın hareketsiz olduğu durumlarda açı ölçmek için kullanılmaktadır. İvmeölçerin harekete duyarlı olması nedeniyle özellikle hareket esnasında açı ölçümlerinde gürültü içermektedir. Jiroskop yön ölçümü veya ayarlamasında kullanılan, açısal dengenin korunması ilkesiyle çalışan bir alettir. Jiroskopik hareketin temeli fizik kurallarına ve açısal momentumun korunumu ilkesine dayalıdır. Jiroskop, döner eklem hareketlerinin ölçümlerinde, ivmeölçerden farklı olarak çok daha az gürültü içermektedir. Ancak ölçtüğü bilgi açısal hız bilgisi olduğu için açı ölçümü için ölçümün integralinin alınması gerekmektedir.


Çizelge 3.1 Kullanılan duyargalar ve özellikleri

Duyarga	Özellikleri
İvmeölçer 	<u>Ölçüm Eksen:</u> 2 <u>Hassasiyet:</u> 333mV/g (3.3V'ta) <u>Bant genişliği:</u> 500Hz <u>Besleme Gerilimi:</u> 3-15V <u>Besleme Akımı:</u> 0.9mA <u>Çıkış:</u> Analog gerilim
Jiroskop 	<u>Ölçüm eksen:</u> 1 <u>Açısal Hız Aralığı:</u> $\pm 573^\circ/s$ <u>Çözünürlük:</u> 3.49mV/ $^\circ/s$ <u>Gerilim Besleme:</u> +4.75V to +5.25V <u>Akım Besleme:</u> < 35mA <u>Bant genişliği:</u> 55Hz (-3dB) <u>Çıkış:</u> Analog gerilim

3.2.2 Mikrodenetleyici

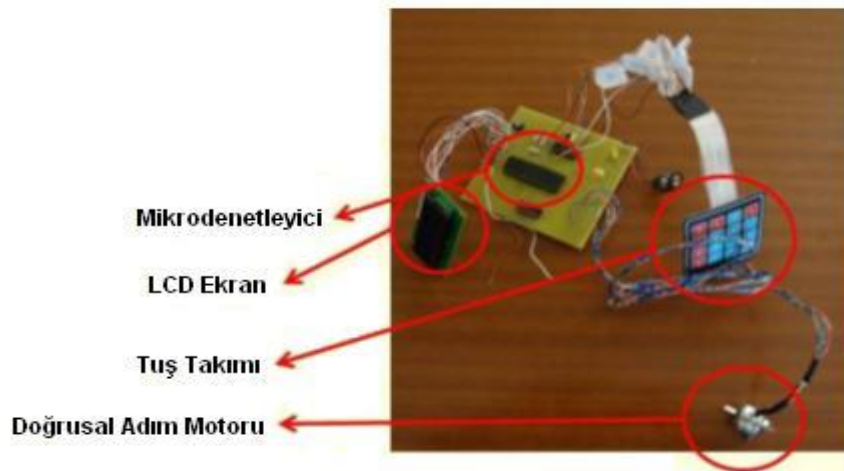
Elektronik aksamın diğeri önemli parçası mikrodenetleyicidir. Elektronik diz protezinde, doğrudan hareket inceleme sisteminden gelen verileri yorumlamak ve yürüyüş hızı ve evrelere göre farklı sönümlendiricileri denetlemek mikrodenetleyicinin görevidir. Bu çalışmada daha önce belirtilen özelliklere göre, Çizelge 3.2'de gösterilmiş olan, Microchip firmasının dsPIC33FJ128GP710 mikrodenetleyicisi kullanılmıştır.

Çizelge 3.2 Mikrodenetleyici ve özellikleri

Mikrodenetleyici	Özellikleri
	16 bit 40Mhz 100 pin 128KB Hafıza 16KB RAM 14x14 mm

3.2.3 Pnömatik Silindirin Denetleyicisi

Pnömatik silindir, elektronik diz üstü protezinde, kullanıcı tarafından üretilen torku denetimli bir şekilde sönümlendirmek üzere kullanılmaktadır. İmal edilen pnömatik silindirin hava kanalı adım motoru ile hareket ettirilen bir iğne ile denetlenmektedir. Şekil 3.8'de gösterilen devre, silindiri incelemek ve sınamak amacıyla silindirin sertliğini ayarlayan adım motorunu denetlemek için geliştirilmiştir [22].



Şekil 3.8 Pnömatik silindir denetleme devresi [22]

Bu birim sayesinde, mikrodenetleyici üzerinden geliştirilen yazılımla, motorun istenilen iğne konumu ayarlanmaktadır. Doğrusal adım motoru pnömatik silindire takılmaktadır. Motorun iğne konumu 0 ile 135 adım arasında değişebilmektedir. Motorun iğnesi 0 adım konumundayken, pnömatik silindirin hava kanalı tamamen açık ve silindir denetimsiz şekilde en yumuşak sertliğe sahiptir. Motorun iğnesi 135 adım konumuna geldiğinde, hava kanalı tamamen kapalı ve silindirin sertliği en yüksek seviyeye ulaşmaktadır.

3.2.4 MR Silindirin Denetleyicisi

MR sönümleyici basit yapı donanımı, küçük hacmi, hızlı tepki süresi, düşük enerji tüketimi ve büyük direnç etkisi gibi birçok avantaja sahiptir. MR sönümleyiciyle denetlenen diz eklemi, etkin ve edilgen diz eklemlerinin yararlarını bir arada barındırmaktadır [25]. MR silindirli protezin dinamik davranışları ve diz ekleminin normal yürüyüşe uyum sağlaması MR sönümleyicinin denetimine dayanır [26]. Bu sebeple MR silindirin denetimi için ayarlanabilen bir akım kaynağına ihtiyaç duyulmuştur. MR sıvısının viskozitesinin denetiminde güç tüketimini azaltmak için akım kaynağı yerine hareket eden bir mıknatıs kullanılabilirdi ama mıknatıs hareket ettiren motorun yanıt zamanı uzun olduğundan bu yöntem MR silindirli protezin tasarımında kullanılmamıştır [27, 28].

3.2.4.1 Akım Kaynağı

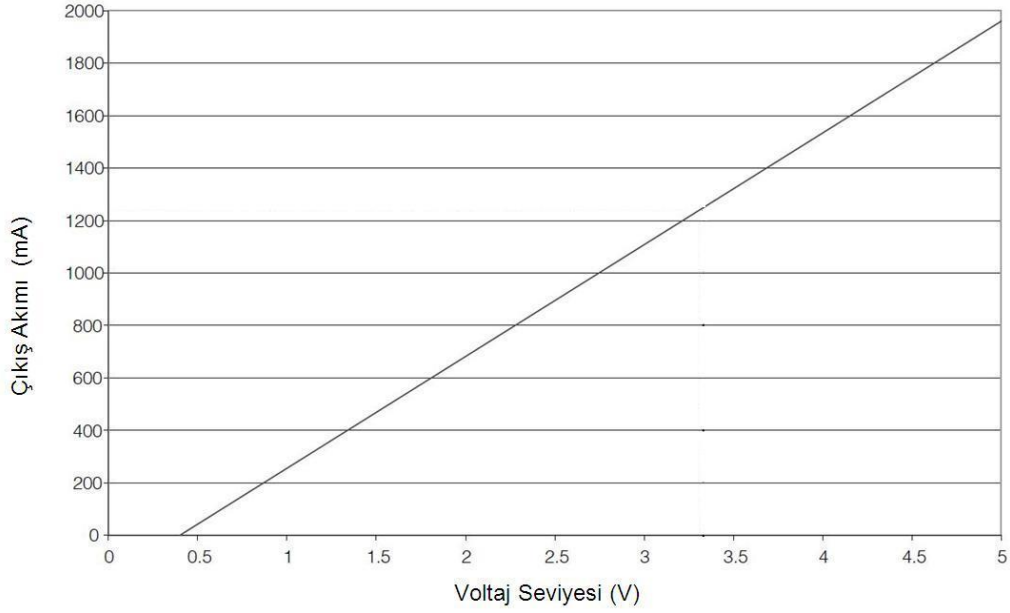
Bu çalışmada MR silindirli protezle gerçekleşen bütün yürüyüş deneylerinde, silindirin sertlik seviyesini denetlemek üzere Lord firması tarafında geliştirilen ve piyasada Lord Wonder Box ticari adıyla aktif olarak mevcut olan ayarlanabilir akım kaynağı kullanılmıştır. Şekil 3.9'da kullanılan ayarlanabilir akım kaynağı ve ilgili giriş-çıkışları gösterilmektedir. (D) girişinden 12v ile beslenen bu birim Darbe Genişlik Kiplenim (DGK) (Pulse With Modulation) yöntemiyle çalışmaktadır. DGK, üretilecek olan darbelerin genişliklerini denetleyerek, çıkışta üretilmek istenen analog elektriksel değerin veya sinyalin elde edilmesini sağlayan bir tekniktir. Bu bağlamda mikrodenetleyici tarafından cihazın (C) girişinden uygulanacak olan sinyalin Vurum Doluluk Oranı (VDO) (Pulse Duty Factor) değiştirilerek, (A) çıkışından 0-2A arasında herhangi bir adım genişliğinde MR silindire akım uygulanabilmektedir. Bu birimde elle ayarlamalar için bir potansiyometre (E)

mevcuttur. DGK yöntemiyle ayarlanabilen akım miktarı aynı zamanda potansiyometreyi saat yönüne doğru çevirerek de ayarlanabilir. Akım şiddetini ayarlamak için DGK yöntemi kullanıldığında, potansiyometre saatin tersi yönünde sıfır konumunda olması gerekmektedir. (B) de bulunan anahtara basarak istenildiği zaman çıkış akımı kesilebilir.



Şekil 3.9 Kullanılan ayarlanabilir akım kaynağı [24]

Bu çalışmada mikrodenetleyicinin DGK biriminden üretilen denetim sinyalinin frekansı 30kHz olarak belirlenmiştir. Buna göre sinyalin periyodu 33 μ s olarak hesaplanmaktadır. Bir periyod boyunca darbenin genişliği 0.05 μ s çözünürlüğüyle değişmektedir. Bu çözünürlükle çıkışta 660 farklı akım seviyesi elde etmek mümkündür. 100% VDO ile çıkışta 2A akım elde etmek için, bu birimin DGK girişinde kullanılan denetim sinyalinin gerilim seviyesi 0-5v arasında olması gerekir ama mikrodenetleyici tarafından üretilen denetim sinyalinin gerilim seviyesi 0-3.3v arasındadır. Bu yüzden 100% VDO için çıkışta 1083 mA şiddetinde bir akım elde edilmektedir. Bu akım şiddeti MR silindiri en sert seviyeye getirmek için yeterlidir. Şekil 3.10'da uygulanan denetim sinyalinin gerilim seviyesiyle çıkışta oluşan akım şiddetinin ilişkisi gösterilmektedir.



Şekil 3.10 Uygulanan denetim sinyalinin gerilim seviyesiyle çıkışta oluşan akım şiddetinin ilişkisi

Kullanılan akım kaynağının denetimsel anlamda çözünürlüğünün, adım motorununkine göre yüksek olması, MR silindirin pnömatik silindire göre daha iyi denetlenebilmesini sağlamaktadır.

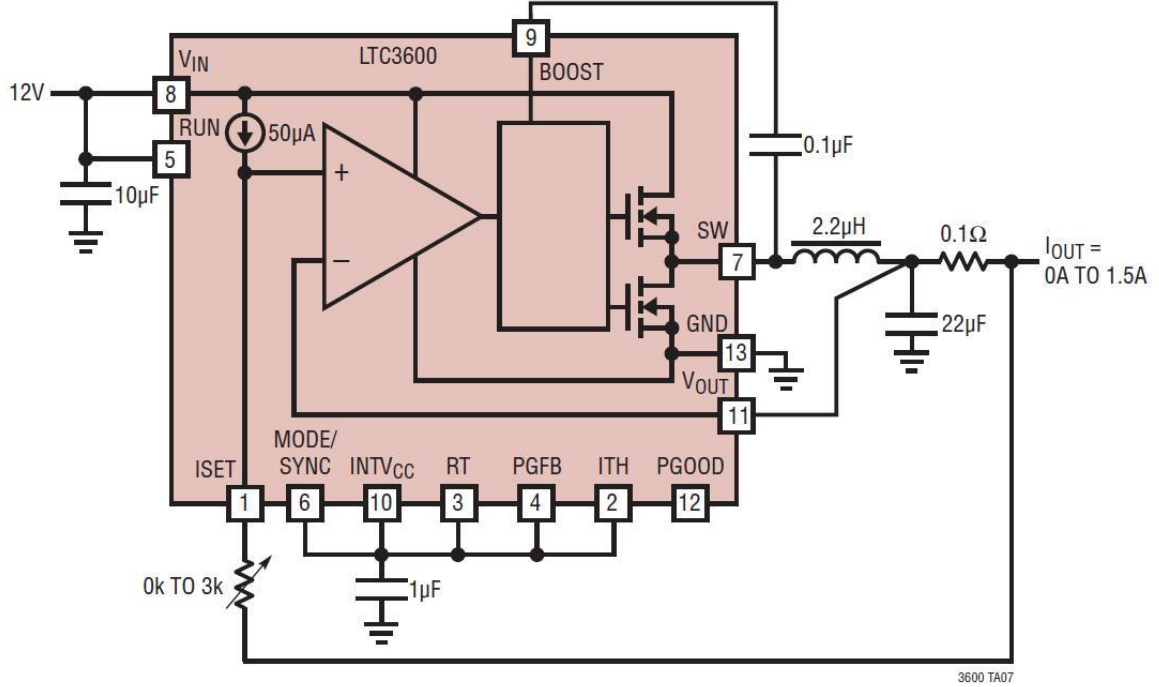
3.2.4.2 Akım Kaynağı Tasarımı

Kullanılan akım kaynağının kutulu bir şekilde olması ve çok fazla yer kaplaması, MR silindirli protezin üzerinde bütünlenmiş bir şekilde kullanılmasına engeldir. Bu sebeple MR silindirli protezin son ürün aşamasında kullanılmak üzere, yüzey montajlı elemanlar (YME) (Surface Mount Devices) kullanılarak, daha basit, küçük bir boyutta ve MR silindirli protezle uyumlu bir biçimde ayarlanabilir bir akım kaynağı tasarlanmıştır. Bu tasarımda kullanılan entegreler, üretici firmaları ve tasarımda kullanılan simge adları Çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3 Tasarımda kullanılan entegreler ve açıklamaları

Entegre	Üretici Firma	Açıklama	Simge
LTC3600	LINEAR TECHNOLOGY	Tek Dirençli Düzenleyici	U1
AD5280	ANALOG DEVICES	20k Ω Dijital Potansiyometre	U2
LM2840	TEXAS INSTRUMENTS	Gerilim Düşürücü DC / DC Düzenleyici	U3

LTC3600 entegresi ayarlanabilen yüksek verimli bir düzenleyicidir. Bu entegrenin içyapısı ve ilgili bacakları Şekil 3.11’de ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir.

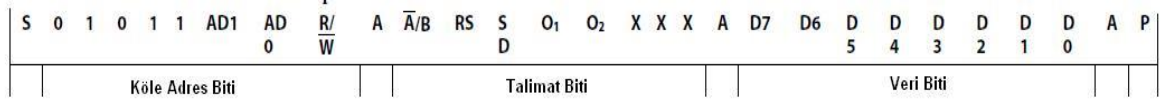


Şekil 3.11 LTC3600 entegresi, içyapısı ve ilgili bacakları

Bu entegrenin ISET bacağına bağlı olan direncin değerini değiştirerek, SW çıkışından akacak olan akımın şiddetini ayarlamak mümkündür. Şekil 3.11’de görüldüğü gibi, entegrenin içinde bulunan sabit akım kaynağı sayesinde, ISET bacağından sürekli 50 µA akım çekilebilir. ISET bacağına bağlı olan direncin değeri değiştirildiğinde, direncin üzerinden akacak olan akım sabit olduğundan, direncin üzerinde kalan gerilim değişecektir. Bu gerilim değişikliği çıkışta bağlı olan 0,1Ω’luk direncin üzerinde kalan gerilimi etkilemektedir. Çıkış direncinin üzerinde kalan gerilimin değeri değiştiğinde, çıkışta elde edilen akım şiddeti de değişecektir.

Bu tasarımda problem olan tek şey, IST bacağına bağlı olan direncin değerini dinamik olarak değiştirebilmektir. Direncin değerini dinamik olarak değiştirebilmek üzere AD5280 entegresi kullanılmıştır. AD5280, tek kanallı, 256 konumlu, 20kΩ değerinde ve dinamik olarak denetlenebilen bir dijital potansiyometredir. Potansiyometrenin direnç değeri kontak kolun konumu ile ayarlanmaktadır. Kontak

kolun konumunu ayarlamak için iki kablolu I²C seri veri yolu protokolü (two-wire I²C serial bus protocol) kullanılmaktadır. Mikrodenetleyicinin I²C alt kütüphanesini kullanarak, AD5280'nin içinde bulunan dahili seri yazmacı (internal serial register) ile haberleşmek mümkündür. Bu bağlamda AD5280'ne gönderilen bit çerçeve yapısı (bit frame structure) Şekil 3.12'de gösterilmiştir.



Şekil 3.12 I²C protokolü ile gönderilen bit çerçeve yapısı

Çerçeve yapısında kullanılan kısaltmalar Çizelge 3.4'te açıklanmıştır.

Çizelge 3.4 Çerçeve yapısında kullanılan kısaltmaların açıklımı

Kısaltmalar	Açıklama
S	Başlangıç biti
P	Durma biti
A	Onaylama biti
X	Önemli olmayan bit
AD1, AD0	Entegre programlama adres biti
R/\bar{W}	Okuma yazma etkinleştirme biti
\bar{A}/B	Alt adres seçim biti
RS	Orta seviye ayarlama biti
SD	Kapanış biti
O ₁ , O ₂	Mantık çıkış belirleme biti
D7, ... D0	Bilgi biti

LTC3600 entegrenin ISET bacağında kullanılan direnci en yüksek 3k Ω değerine sahip olabilir. Daha yüksek direnç değerlerinde, çıkışta oluşan akımın şiddeti fazla olacağı için devre zarar görebilir. Tasarımda her ihtimale karşı çıkış akımının şiddetinin sınırlanması gerekir. Bu sebeple AD5280 entegrenin direnç çıkış bacağına paralel olarak 3,3k Ω değerinde bir direnç yerleştirilmiştir ve toplam eşdeğer direncin değeri yaklaşık 2,8k Ω değerinde sınırlanmıştır.

Kullanılan mikrodenetleyicinin mantıksal gerilimi 3,3v seviyesindedir. AD5280 entegrenin I²C protokolü aracılığıyla uyumlu bir şekilde mikrodenetleyici ile haberleşebilmesi için mantıksal gerilimin seviyesinin mikrodenetleyici de kullanılan

seviyeye aynı olması gerekmektedir. Bu amaç doğrultusunda, bir DC/DC düzenleyici olan LM2840 gerilim düşürücü entegresi kullanılmıştır. Bu entegrenin yardımıyla, 12v giriş gerilimini 3,3v seviyesine kararlı bir şekilde düşürmek mümkündür. AD5280'nin mantıksal gerilimini ayarlamak için V_L bacağını 3,3v gerilimiyle beslemek yeterli olacaktır.

Tasarlanmış devrenin şeması ve ilgili bağlantıları EK 1'de verilmiştir.

4. EVRE KESTİRİMİ

Bu bölümde toplanan veriler, yürüyüş hareketinin evrelerinin tespit edilmesi, yöntem ve algoritmaların geliştirilmesi ve sınanması amacıyla kullanılmıştır. Yürüyüş esnasında ivmeölçer ve jiroskop duyargalarından toplanan veriler incelenmiş, ilgili analizlerin sonucunda, sadece duyargalardan gelen verilerle yürüyüş evrelerini tespit etmenin mümkün olduğu görülmüştür. Bu bağlamda benzetim ortamında algoritmalar geliştirilmiş ve bu algoritmalar ile evre tespitleri yapıldıktan sonra sonuçların denetlenmesi için eş zamanlı bağıl diz açısı verilerinden türetilmiş diğer evreler kullanılmıştır [18]. Çalışmanın kolay anlaşılması için rakamlarla ifade edilen yürüyüş evreleri Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Rakamlarla ifade edilen yürüyüş evreleri

Evreler	Rakamlar
Duruş Esneme	1.Evre
Duruş Uzama	2.Evre
Ön Salınım	3.Evre
Salınım Esneme	4.Evre
Salınım Uzama	5.Evre

Saniyede 30 defa örnek alınmak üzere jiroskop ve ivmeölçerlerin çıkışları mikrodenetleyicinin analog-dijital dönüştürücüsü ile 0-3.3V gerilim aralığında 10 bitlik çözünürlükle 0-1023 arası sayısal değerlere eşlenmiştir. Yürüyüş bandında sağlıklı denekten her iki hareket inceleme sisteminden aynı anda olacak şekilde veriler alınmıştır. Alınan yürüyüş verileri MATLAB programı aracılığıyla UART bağlantısıyla bilgisayara aktarılmıştır. Duyarga verilerinden yürüyüş evrelerinin kestirimi için algoritmalar geliştirilmiştir. Geliştirilen algoritmalarda temel amaç, deneğe bağlı duyarga verilerine göre yürüyüş evrelerinin kestirimini yapmaktır.

4.1 İşlenmemiş Tek Duyarga Verisi ile Evre Analizi

Sağlıklı denek saatte 3 kilometre hızla yürürken aynı anda ivmeölçerin sagittal verileri, aksiyal verileri ve jiroskop verileri toplanmış ve anlık değerlerine bakılarak analizler yapılmıştır. Analiz sonuçlarının incelenmesinde, duyargalarla aynı anda toplanan bağıl diz açısı verileri ile hesaplanan yürüyüş evreleri de kullanılmıştır.

Duyargadan alınan veriler analizlerin kolay yapılabilmesi için nicelenmiştir. MATLAB ortamında görüntü işleme programıyla hesaplanmış bağıl diz açısı verileri incelenerek evre değişim noktaları tespit edilmiştir. Nicelme işleminde en önemli nokta nicelme seviyelerinin ve eşik değerlerinin uygunluğunun tespitidir. 450'şer örnekten oluşan görüntü ve duyarga veri setlerinden her bir duyarga veri seti iki farklı şekilde nicelenmiştir. İlk dört adıma karşılık gelen duyarga verilerinin 150 örneğinden, bağıl diz açısı verisine göre evre değişim noktaları (EDN) ve evrelerin orta noktalarına (EON) karşılık gelen değerler incelenmiştir. Daha sonra en uygun eşik değerleri tespit edilmiş ve bu değerlere göre her bir duyarga verisi beş eşik değeri ile 0-5 arasındaki 6 değerden birini alarak nicelenmiştir. Nicelenmiş veriler, en çok toplandığı evrelere göre ayrılmıştır. Nicelenen verinin her seviyesinin bir evreye karşılık gelecek şekilde toplam örnek sayısının incelenmesiyle analiz edilmiştir [18]. Bu bölümde ilgili çalışmanın önemli sonuçları tekrar ele alınacaktır.

4.2 Filtrelenmiş Duyarga Verileri ile Evre Kestirimi

İvmeölçer yürüyüş hareketinden kaynaklanan sarsıntılara duyarlı olduğundan verilerinde yüksek frekanslı gürültü bileşenleri içermektedir. Jiroskop daha temiz veri sağlamakta ve bu yüzden evre kestirim hesaplamalarında yüksek doğruluklar vermektedir. Kestirim sonuçlarının doğruluk değerlerini artıracığı öngörüsüyle ivmeölçer ve jiroskop verilerine ikinci derece düşük geçiren Butterworth filtre uygulanmıştır [18].

Saatte 3 kilometre hızla yürüyen sağlıklı deneğin sağ dizine ve baldırına iki eksenli ivmeölçer ve jiroskop olarak ikişer adet duyarga tutturulmuş ve verilerin anlık ve eski değerleri dikkate alınarak yürüyüş hareketi evrelerini kestirme algoritmaları geliştirilmiştir. Tileylioğlu [18] tarafından elde edilen sonuçlar Çizelge 4.2'de bir arada gösterilmektedir.

Çizelge 4.2 Filtrelenmiş tek duyarga verisinin eski değerlerinden evre kestirim sonuçları [18]

	Doğru Kestirilen Örnek Sayısı (DK)	Yanlış Kestirilen Örnek Sayısı (YK)	Doğruluk Oranı (DO)	Ortalama Mutlak Hata (OMH)
İvmeölçer Diz Sagital	220	28	0.887	0.234
İvmeölçer Diz Aksiyal	208	40	0.839	0.198
Diz Jiroskop	211	37	0.851	0.319
İvmeölçer Baldır Sagital	183	65	0.738	0.528
İvmeölçer Baldır Aksiyal	131	117	0.528	0.956
Baldır Jiroskop	221	27	0.891	0.133

Çizelge 4.2’de gösterilen sonuçlara göre baldıra takılan jiroskoptan alınan anlık ve eski verilerin filtrelenmiş haliyle gerçekleştirilen evre kestirim yöntemi yüksek doğruluktadır. Minimum sayıda duyarga ile yürüyüş evrelerini kestirebilme beklentisi karşılandığından bu yöntem iyi bir alternatif olarak düşünülebilmektedir.

Şimdiye kadar ki kısımlarda duyarga verileri, verilerin incelenmesi ve evre kestirim yöntemlerinin geliştirilmesinde kolaylık sağladığından, analiz aşamalarından önce nicelenmekteydi. Ancak bu getirilerinin yanında, kötü nicelenmiş bir duyarga verisi, içerisinde barındırdığı evre kestiriminde faydalı olabilecek detayları da kaybedebilmektedir. Başka bir deyişle, duyarga verileri nicelendikten sonra 0-5 arasında değerler alındığından, bu verilerin ayırt edici bilgileri aynı nicelendirme değerine atanarak bu özelliğini kaybetmektedir.

Bu deneyimden sonra çalışmada kullanılacak yaklaşım, bahsedilen sorunları düzeltebilen normalize etme sürecini içermesi gerekmektedir.

4.3 Normalize Edilmiş Veriler ile Evre Kestirimi

Geliştirilen algoritma, jiroskop verisinin tepe ve çukur değerlerini dinamik olarak hesaplayıp normalize etmektedir. Benzetim ortamında tasarlanmış algoritma aynı zamanda gerçek zamanlı bir sistemde çalışabilecek durumdadır. Bu algoritma, ilk olarak jiroskop sinyali için bir tepe noktası bulmaktadır. Daha sonra, çukur noktasını beklemekte ve çukur noktasını bulduğu anda normalizasyon işlemine başlamaktadır. Normalize edilmiş veri, inceleme kolaylığı için diğer bölümlerden

farklı olarak 0-5 değerleri arasında eşit aralıklar ve sabit değerlerle nicelenmektedir [18].

Bu bölümde denek 1,2,3,4,5, ve 6 km/sa hızlarda yürütülmüş, bu esnada doğrudan ve görüntü ölçüm düzeneklerinden eş zamanlı veriler toplanmıştır. Jiroskop verileri 30 örnek/sn ile örneklenmiş ve her bir hızda 450 örnek veri toplanmıştır. Toplanan verilerin bir kısmı evre kestirim yönteminin geliştirilmesinde kullanılmış, geriye kalan kısmı da geliştirilmiş algoritmanın sınanmasında kullanılmıştır [18].

Çizelge 4.3'te jiroskop sinyalinin nicelendikten sonra türevi alınıp yürüyüş evreleriyle olan ilişkisi incelenerek ortaya çıkarılan evreler arası geçiş koşulları gösterilmiştir [18].

Çizelge 4.3 Evreler arası geçiş koşulları

Geçerli Evre	Sonraki Evre	Koşul
Salınım Uzama	Duruş Esneme	Salınım uzama evresindeyken nicelenmiş verinin türevinin son iki değerinin toplamı 2'den büyük ise, yürüyüş salınım uzama evresinden duruş esneme evresine geçiş yapmaktadır.
Duruş Esneme	Duruş Uzama	Duruş esneme evresindeyken nicelenmiş verinin değeri 4 ise ve son iki örnekte azalmakta, yani nicelenmiş verinin türevi son iki değer için sıfırdan küçükse veya nicelenmiş verinin türevinin değeri -1 veya daha küçükse, yürüyüş duruş esneme evresinden duruş uzama evresine geçiş yapmaktadır.
Duruş Uzama	Ön Salınım	Duruş uzama evresindeyken nicelenmiş verinin türevi 1 değerinde ise sayacı arttır. Sayaç 2 değerine ulaştığında yürüyüş duruş uzama evresinden ön salınım evresine geçiş yapmaktadır.
Ön Salınım	Salınım Esneme	Ön salınım evresindeyken nicelenmiş verinin değeri 5 ise sayacı arttır. Sayaç 4 değerine ulaştığında yürüyüş ön salınım evresinden salınım esneme evresine geçiş yapmaktadır.
Salınım Esneme	Salınım Uzama	Salınım esneme evresindeyken nicelenmiş veri ve son üç değerinin toplamı -5 değerinden küçük ise yürüyüş salınım esneme evresinden salınım uzama evresine geçiş yapmaktadır.

Geliştirilen algoritma başlangıç evresi için seçilen herhangi bir evreden sonra gelmesi gereken diğer evreyi beklemektedir. Evreler kestirilmeye başlandığında algoritma, bir sonraki evre için gerekli şartlar sağlanmadıkça bulunduğu evreyi korumaktadır. Bu çalışmada yürüyüşün son evresi olan salınım uzama başlangıç evresi olarak kabul edilmiştir ve jiroskopa eş zamanlı toplanmış görüntü ölçümü verileriyle sınınanarak çıkan sonuçlar Çizelge 4.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.4 Normalize edilmiş jiroskop verisi ile evre kestirimi sonuçları [18]

	Doğru Kestirilen Örnek Sayısı (DK)	Yanlış Kestirilen Örnek Sayısı (YK)	Doğruluk Oranı (DO)	Ortalama Mutlak Hata (OMH)
Evre Kestirimi	1822	390	0.824	0.266

Uygulanan niceleme yöntemi, her niceleme seviyesinin kullanılabilmesi ve daha verimli nicelemelerin yapılabilmesinden doğruluğu artıran bir yöntem olarak belirlenmiştir. Daha sonra benzetim ortamında uygulanan algoritma, mikrodenetleyici ile uygulanmıştır. Protezli denek 1, 2, 3 ve 4 km/sa hızlarında yürütülmüş ve mikrodenetleyici ile yürüyüş evreleri hesaplanmıştır. Ayrıca algoritmanın hız değişimlerinde evre kestirimini ne kadar doğrulukla yapabildiğini gözlemek amacıyla, denek koşu bandının üzerindeyken hız değiştirilmiş ve mikrodenetleyici ile yürüyüş evreleri hesaplanmıştır [18]. İlgili sonuçlar Çizelge 4.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.5 Farklı hızlardaki jiroskop ile evre kestirimi sonuçları [18]

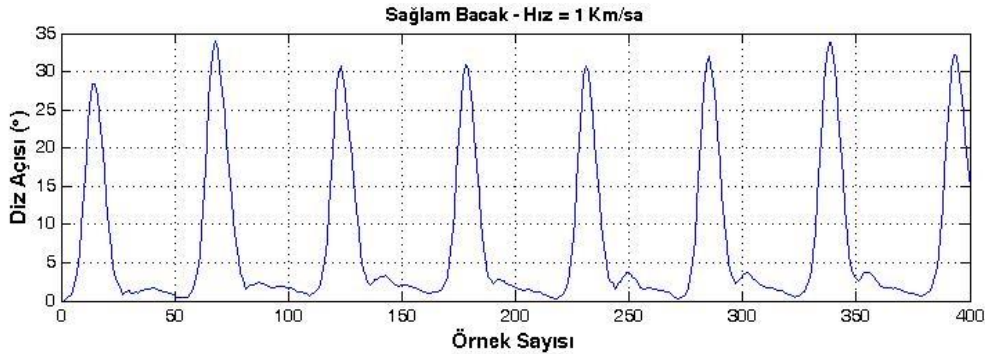
Hız (km/sa)	Doğru Kestirilen Örnek Sayısı (DK)	Yanlış Kestirilen Örnek Sayısı (YK)	Doğruluk Oranı (DO)	Ortalama Mutlak Hata (OMH)
1	882	618	0.588	0.478
2	1203	297	0.802	0.210
3	1304	196	0.869	0.157
4	1305	195	0.870	0.171
Karışık	2204	796	0.735	0.291

Jiroskop duyargası ile gerçek zamanlı evre kestirimi yöntemi, benzetim ortamında ulaşılan sonuçlara yakın fakat daha küçük bir doğruluk seviyesinde çalışılabildiğini göstermiştir. Bu durumun nedenlerinden biri, karışık hızlar üzerinden yapılan evre

kestirim deneyinde, normal insanın bile yürürken zorlandığı 1 km/sa'lik hız verisinin de diğer hızlarla eşit oranda bulunmasıdır. Hız arttıkça algoritmanın performansı artacağı ve doğruluk değerleri benzetim ortamında bulunan değerlere yaklaşacağı ön görülmektedir. Özellikle hız değişimleri esnasında evre kestirim işleminin kesintiye uğramıyor oluşu ve tek bir duyarga kullanarak yüksek doğrulukta çalışabilmesi yöntemin getirilerindedir [18].

5. ELEKTRONİK DİZ ÜSTÜ PROTEZİN SİLİNDİR SERTLİK SEVİYELERİNİN BELİRLENMESİ

Çalışmanın bu bölümünde, MR ve pnömatik silindirli protezlere uygulanan silindir sertlikleri ve yapılan protezli yürüyüşlerde, doğal yürüyüşe göre başarımları tartışılmaktadır. MR silindirli protezlerin başarımlarını analiz edebilmek için farklı yürüyüş deneyleri yapılmıştır. Bu deneylerde farklı denekler farklı hızlarda hem sağlam bacak hem de özel soketle tasarlanan protez bacakla farklı silindir sertliklerinde yürütülmüştür. Daha sonra Orhanlı [19] ile yapılan ortak çalışmada, MR silindirli proteze uygulanan süreç, pnömatik silindirli proteze uygulanmıştır ve protezin başarımları tartışılmıştır. Sağlam bacak ile yapılan yürüyüşler ve elde edilen yürüyüş verileri temel referans veri olarak kullanılmaktadır. Görüntü tabanlı hareket inceleme sistemiyle yürüyüşün görüntü verileri MATLAB programı yardımıyla bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Görüntünün aktarımı tamamlandığında, elimizde yürüyüşün belirli aralıklarla örneklenmiş görüntü çerçeveleri ve çerçevelerin çekildiği zaman bilgisi bulunmaktadır. Bu verileri kullanarak, MATLAB'ın yardımıyla bir yürüyüş boyunca ortaya çıkan bağıl diz açıları hesaplanabilmektedir. Şekil 5.1'de 1 km/sa hızında sağlam bacakla yapılan yürüyüşten elde edilen örnek bir bağıl diz açısı gösterilmektedir.



Şekil 5.1 Elde edilen bağıl diz açısı (Sağlam bacak - Hız 1 km/sa)

Bu programın aktarılan görüntünün tekrar izlenebilmesi özelliği ile hareketlerin daha ayrıntılı incelenmesi sağlanabilmektedir. Daha öncede belirtildiği gibi, programın olumsuz tarafı ise veri aktarımı ve işlenmesinde çerçeve sayısının kısıtlı olmasıdır. Belirli bir çerçeve sayısı aşıldığında bellekte tuttuğu yer fazla olduğundan MATLAB hafıza hatası vermektedir. Böyle bir sorunla karşılaşmamak

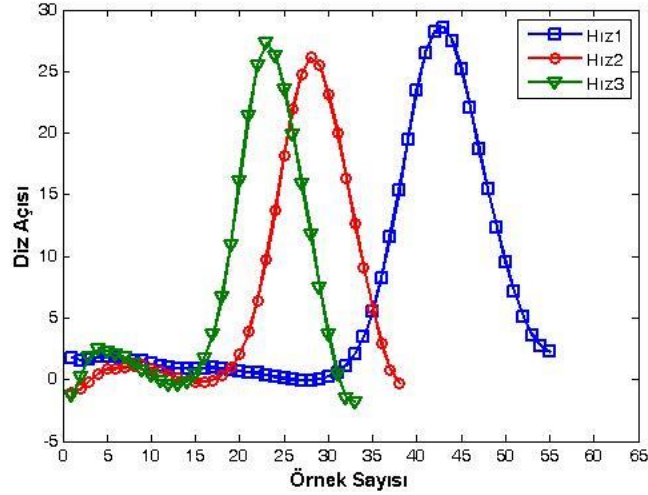
için, bütün görüntü verileri 16 saniyeye denk gelen toplam 400 çerçeveye sınırlanmıştır. Bu durumda, Şekil 5.1'den görüldüğü gibi, en düşük hızda yapılan yürüyüş deneyinde yaklaşık yedi yürüyüş çevrimi bulunmaktadır ki yapılacak olan analizler için yeterli olarak görülmüştür.

Bütün bir yürüyüş boyunca, yürüyüş çevrimlerini belirlemek için görüntü tabanlı hareket inceleme sisteminden toplanmış görüntüler kullanılmaktadır. Bu görüntülerden topuğun yere bastığı anki çerçeve sayısı temel alınarak yürüyüş çevrimleri ve ilgili çevrimin periyodu belirlenmektedir. Bir yürüyüş boyunca bulunan çevrim sayıları yürüyüş hızına ve yürüyen deneklere göre değişiklik göstermektedir. Farklı hızlarda ve farklı deneklerle yapılan sağlıklı yürüyüş deneylerinden elde edilen yürüyüş çevrimlerinin sayısı Çizelge 5.1'de verilmiştir.

Çizelge 5.1 Farklı hız ve deneklerle elde edilen yürüyüş çevrim sayısı

	Hız1 km/sa (Yürüyüş Çevrim Sayısı)	Hız2 km/sa (Yürüyüş Çevrim Sayısı)	Hız3 km/sa (Yürüyüş Çevrim Sayısı)
1.Denek	6	10	13
2.Denek	5	10	13
3.Denek	7	11	12
4.Denek	8	12	14
5.Denek	8	11	13

Çizelge 5.1'de görüldüğü gibi hız arttıkça, çevrim sürelerinin kısalmasıyla beraber, bir yürüyüş boyunca elde edilen yürüyüş çevrim sayısı artmaktadır. MR ve pnömatik silindirli protezlerin başarımlarını daha sağlıklı ve belirgin bir şekilde analiz edebilmek için çevrimlerin ortalamaları alınarak incelenmektedir. Şekil 5.2'de sağlıklı bacakla yapılan farklı hızlardaki yürüyüş deneylerinden elde edilen yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları gösterilmektedir.



Şekil 5.2 Farklı hızlarda sağlam bacak ile yapılan yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

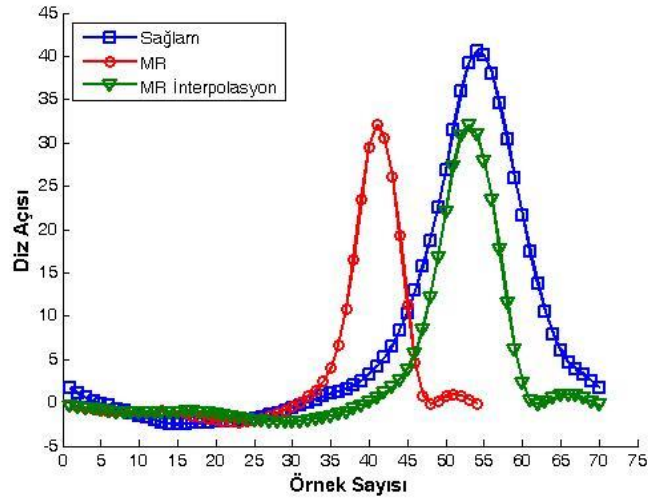
Diz protezlerinde, diz eklemine sönümlendirerek insan yürüyüşünü denetlemek mümkündür [1]. Bu sebeple yürüyüş evrelerine göre yapılacak olan ayrıntılı denetim parametreleri seçiminden önce, farklı denekler ve farklı hızlara göre hem MR hem de pnömatis silindirin sertlik seviyeleri belirlenmelidir. Bu bağlamda farklı hızlarda beş ayrı denekle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Deneklerin kişisel özellikleri Çizelge 5.2'de verilmiştir.

Çizelge 5.2 Deneklerin kişisel bilgileri

Denek Numarası	Cinsiyet	Boy (cm)	Kilo (kg)
1.Denek	Bay	176	80
2.Denek	Bay	180	85
3.Denek	Bayan	165	60
4.Denek	Bayan	162	54
5.Denek	Bay	167	63

Yürüyüş deneyleri sonucunda her hızda kişiye özel sertlik seviyelerin belirlenmesi için, yapılan protezli yürüyüşlerden elde edilen en yüksek diz açısı ve çevrim süreleri dikkate alınmıştır. Daha sonra en iyi sertlik seviyesini belirlemek için, çevrim süresi ve en yüksek diz açısı kriterlerine göre normal yürüyüşe en yakın olan sertlik seviyesi seçilmiştir.

Yürüyüş deneyleri yapıldıktan sonra, elde edilen yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri ve hata değerleri olarak incelenmiştir. Protezli yürüyüşleri morfolojik olarak inceleyebilmek için, protezli yürüyüşün çevrim süreleri sağlam bacakla yapılan yürüyüşlerin çevrim süreleriyle aynı aralığa çekilmesi gerekmektedir. Bu amaca ulaşmak için aradeğerleme (interpolasyon) tekniği kullanılmıştır. Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) yöntemiyle yapılan aradeğerlemenin hata değeri, kullanılan diğer yöntemlere nazaran çok daha küçüktür [29, 30, 31]. Bu sebeple bu çalışmada HFD yöntemiyle yapılan aradeğerleme tekniği kullanılmıştır. Bu yöntemde istenilen sinyalin önce Fourier dönüşümü alınmaktadır. Daha sonra Fourier bölgesinde aradeğerleme işlemi gerçekleştirilmektedir. En son, sinyalin ters Fourier dönüşümü alınarak, aradeğerlendirilmiş sinyal elde edilmektedir [29]. Bu teknik kullanılarak protezli yürüyüşler aradeğerlendirilerek çevrim süreleri normal yürüyüşün çevrim süresiyle eşitlenmiştir. Şekil 5.3 Normal yürüyüş çevrimi, protezli yürüyüş çevrimi ve protezli yürüyüş çevriminin aradeğerlendirilmiş hali'ne normal yürüyüş çevrimi, protezli yürüyüş çevrimi ve protezli yürüyüş çevriminin aradeğerlendirilmiş hali gösterilmektedir.

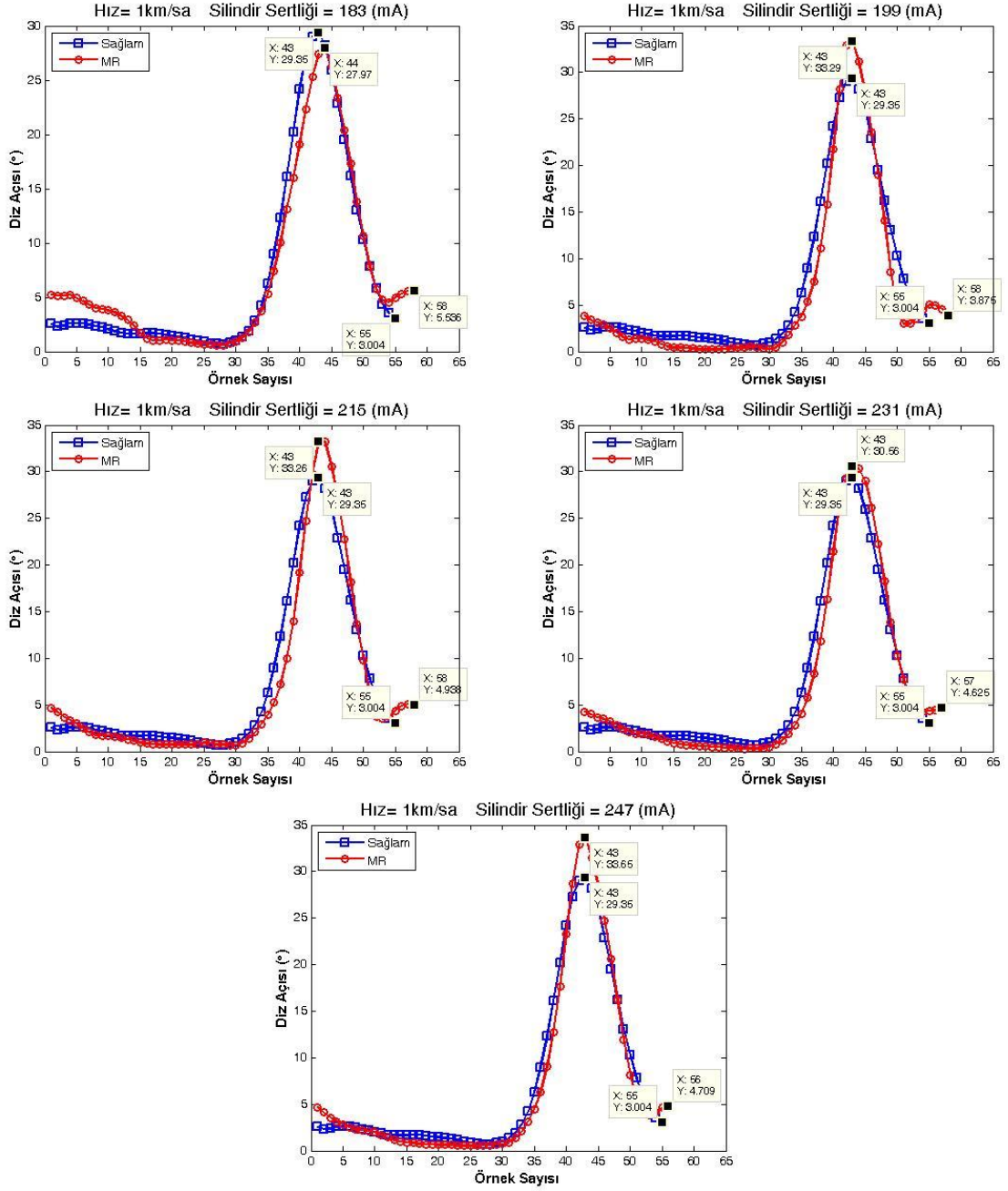


Şekil 5.3 Normal yürüyüş çevrimi, protezli yürüyüş çevrimi ve protezli yürüyüş çevriminin aradeğerlendirilmiş hali

5.1 MR Silindirli Protezde Farklı Hızlarda Kişiyeye Özel Silindir Sertlik Seviyelerinin Belirlenmesi

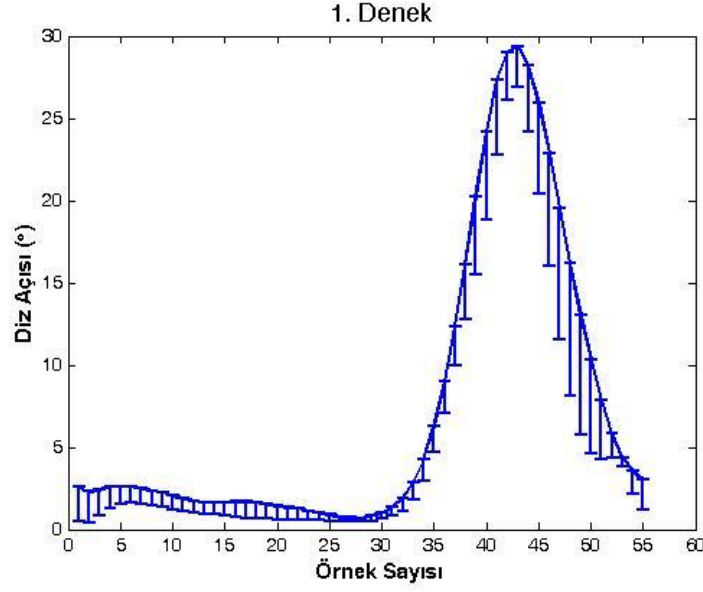
Bu bölümde MR silindirli protezin sertlik seviyelerinin kişiyeye özel olarak değışmesi incelenmiştir. Bu sebeple beş farklı deneğın yürüyüş verileri, görüntü tabanlı hareket inceleme sistemiyle toplanmıştır. Temel olarak deneklerin sağlam bacakla gerçekleştirdikleri yürüyüş deneylerinin sonuçları kullanılmaktadır. Kişiyeye özel sertlik seviyelerinin belirlenmesi doğrultusunda, her denek 1 km/sa sabit hızla MR silindirli protezle yürümüştür. En iyi sertlik aralığını belirlemek için ilk başta deneğın yorumu dikkate alınmaktadır. Bu bağlamda, yürüyüş boyunca silindirin sertlik seviyesini 0-1083 mA arasında değıştirerek, deneğın kendini rahat hissettiğı sertlik aralığı not edilmiştir. Bu sertlik aralığının dışında kalan diğer sertlik aralıkları, deneğın kendini rahat hissetmediğı ve yaptığı yürüyüşün normal yürüyüşten gözle görülebilecek kadar farklı olduğı gerekçesiyle incelemeye alınmamıştır. Daha sonra kişiyeye özel en iyi sertlik seviyesini belirlemek için, seçilen sertlik aralığı beş farklı sertliğe bölünerek incelemeye alınmıştır. Bu süreç bütün deneklere uygulanmış ve her deneğın kişiyeye özel sertlik seviyesi belirlenmiştir. Farklı sertliklerle yapılan yürüyüş deneylerinin sonuçları, grafik ve tablolar ile sunulmuştur.

Birinci deneğın MR silindirli protezle 1 km/sa hızla yaptığı yürüyüşte, silindirin sertliği değıştirilerek, kişinin yorumları dikkate alınmıştır. Farklı sertlik aralıklarından deneğın kendini rahat hissettiğı sertlik aralığı 183 – 247 mA olarak kaydedilmiştir. Seçilen sertlik aralığı beş farklı sertliğe bölünerek incelemeye alınmıştır. Seçilen beş farklı sertlik seviyesiyle yapılmış yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları Şekil 5.4'te gösterilmiştir.



Şekil 5.4 Birinci deneğin 1 km/sa hızla sağlam bacakla ve sertliği 183-247 mA aralığında ayarlanmış MR silindirli protez ile yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Farklı silindir sertliklerle yapılan yürüyüşlerin aradeğerlendirmeleri yapıldıktan sonra bütün yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre veri değerlerinin değişimini özetlemek için standart sapmaları hesaplanmıştır. Birinci deneğin farklı sertliklerle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi Şekil 5.5'te gösterilmiştir.



Şekil 5.5 Birinci deneğin MR silindirli protezin farklı sertlikleriyle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi

En iyi sertlik seviyesini belirlemek için Şekil 5.4'ten elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açılarının normal yürüyüşe en yakın olanları seçilmiştir. Morfolojik olarak normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüşü seçmek için, Ortalama Mutlak Hata (OMH) ve Ortalama Hata Kare (OHK) değerleri hesaplanmıştır ve en düşük hata değerine sahip olan sertlik seviyesi seçilmiştir. OMH, gerçekleşen tahminlerin nihai sonuçlara ne kadar yaklaştığını ölçmek için kullanılan bir kriterdir ve (5.1)'de gösterildiği gibi hesaplanır. OHK ise hatanın ikinci momenti olarak tanımlanır ve gerçekleşen kestirimin değişimini (variance) ve eğilim değerini (bias) içermektedir. OHK değeri (5.2)'de gösterildiği gibi hesaplanır.

$$OMH = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n |y_i - \tilde{y}_i| \quad (5.1)$$

$$OHK = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (y_i - \tilde{y}_i)^2 \quad (5.2)$$

(5.1) ve (5.2)'de, n sinyalin uzunluğu, y_i gerçek değer ve \tilde{y}_i tahmin edilen değer olarak tanımlanmıştır.

Daha iyi bir inceleme için şekillerden alınan veriler ve hata değerleri Çizelge 5.3'te bir arada verilmiştir.

Çizelge 5.3 Birinci deneğin MR silindirli protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Silindir Akımı (mA) (± 3 mA)	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
			OMH	OHK
Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
185	27.97	58	2.14	8.62
200	33.29	58	2.59	18.68
215	33.26	58	1.86	9.19
230	30.56	57	1.18	3.02
245	33.65	56	1.19	3.14

Çizelge 5.3'te gri renkle gösterildiği gibi en yüksek diz açısı olarak normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüş 231 mA'lık silindir sertliği ile gerçekleşen yürüyüş çevrimidir. Diğer yandan, bu sertlik seviyesiyle gerçekleşen yürüyüş çevriminin çevrim süresinin normal yürüyüş çevriminin çevrim süresiyle yakın olduğu gözükmemektedir ama 247 mA silindir sertliğiyle gerçekleşen yürüyüş çevrimi, bu kritere göre normal yürüyüşe daha yakın bir sonuç vermektedir. Hata değerlerine bakıldığında, morfolojik olarak normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüş çevrimi yine 231 mA'lık silindir sertliğiyle gerçekleştirilmiştir.

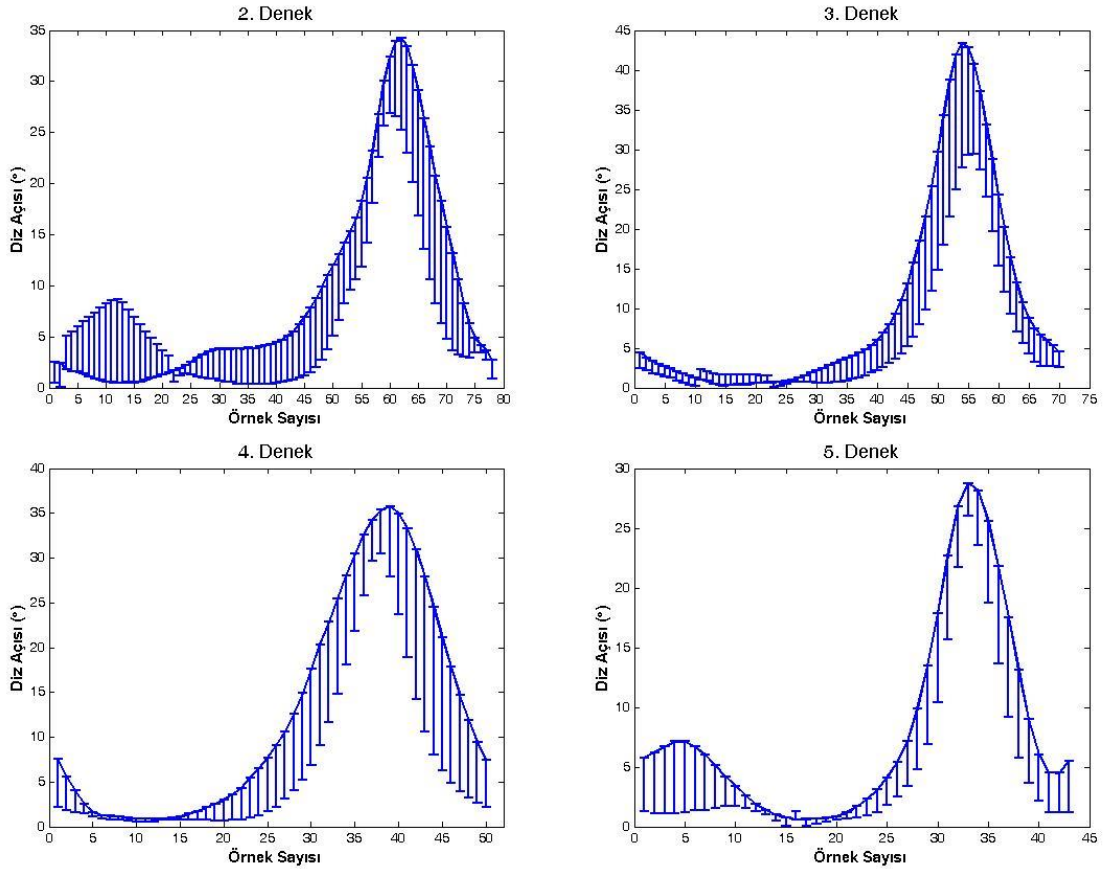
Aynı analizler diğer dört denek için de gerçekleştirilmiştir. Sunum yükünü azaltmak için sadece deneklerin farklı silindir sertliklerle yaptıkları yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi ve yürüyüş sonuçları derlenmiş bir şekilde çizelgede verilmektedir.

Daha önce yapıldığı gibi, deneklerin kişiye özel silindir sertlik seviyelerini seçmeden önce, kendilerini rahat hissettikleri sertlik aralıkları seçilmiştir. Çizelge 5.4'te diğer dört deneğin yürüyüş boyunca kendilerini rahat hissettikleri sertlik aralıkları verilmiştir.

Çizelge 5.4 MR silindri protezde farklı deneklere göre seçilen sertlik aralıkları

Denek	Seçilen Sertliği Belirleyen Silindir Akım Aralığı (mA)
2.Denek	153 - 218
3.Denek	175 - 239
4.Denek	210 - 274
5.Denek	161 - 227

Her deneğe özel seçilen sertlik aralığı beş farklı sertliğe bölünerek incelemeye alınmıştır. Her deneğin farklı sertliklerle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi Şekil 5.6'da gösterilmiştir.



Şekil 5.6 İkinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci deneğin MR silindri protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi

Bütün deneklerin çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları Çizelge 5.5'te bir arada verilmiştir ve bu kriterlere göre normal yürüyüşe en yakın olan sertlik seviyesi seçilmiştir. Daha önce yapıldığı gibi morfolojik olarak normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüşü seçmek için OMH ve OHK değerleri hesaplanmıştır ve en düşük hata değerine sahip olan sertlik seviyesi seçilmiştir. Gerçekleşen yürüyüş deneyleriyle ilgili sonuçlar Çizelge 5.5'te verilmiştir.

Çizelge 5.5 İkinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci deneğin MR silindirli protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Denek	Silindir Akımı (mA) (± 3 mA)	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
2.Denek	Normal Yürüyüş	34.25	78	-	-
	155	30.17	63	5.91	58.39
	170	26.40	66	5.42	40.62
	185	27.04	64	5.56	48.47
	200	30.13	71	4.74	30.50
	215	34.59	73	2.90	11.29

3.Denek	Normal Yürüyüş	43.31	70	-	-
	175	37.64	56	3.65	26.46
	190	29.81	54	4.57	64.54
	205	33.05	50	4.87	61.77
	220	33.63	53	3.85	32.15
	235	29.75	55	4.11	32.83

4.Denek	Normal Yürüyüş	35.75	50	-	-
	215	37.24	54	5.86	74.95
	230	36.04	56	5.71	65.70
	245	35.39	50	4.95	46.42
	260	39.50	56	4.97	53.18
	275	33.89	59	5.17	67.87

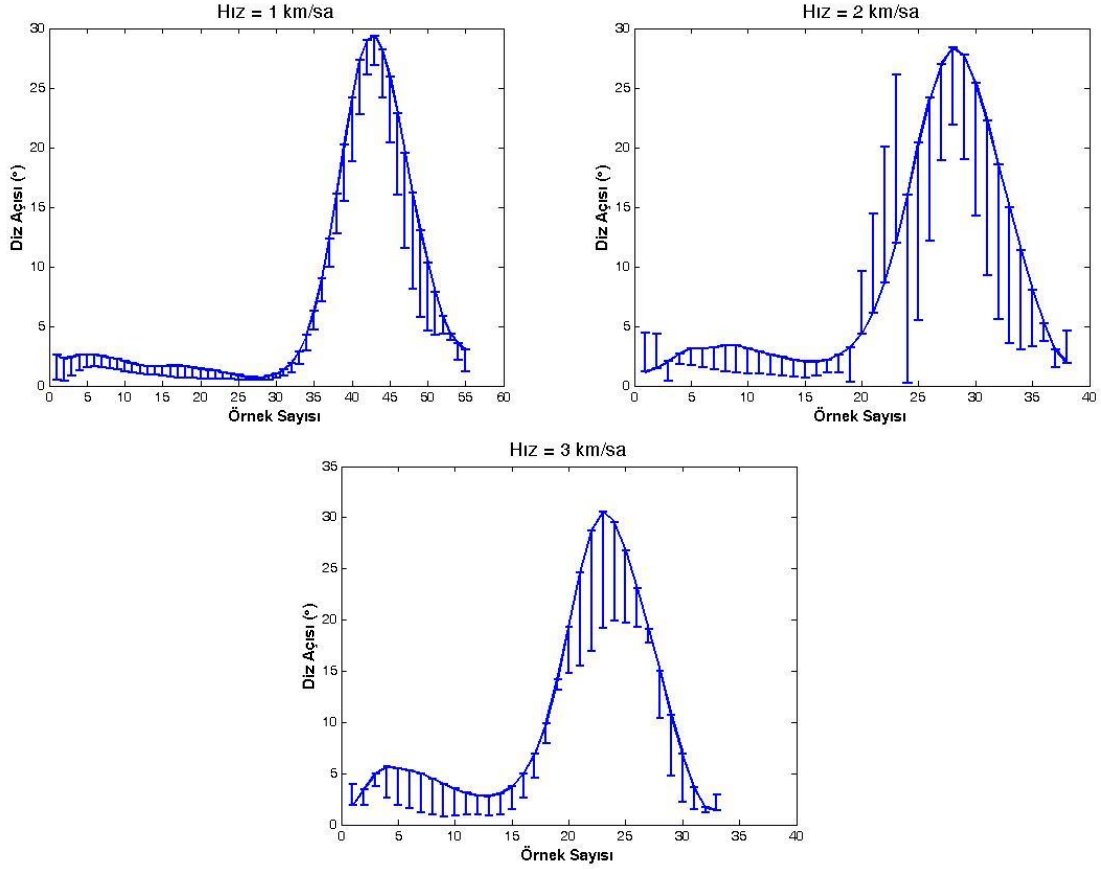
5.Denek	Normal Yürüyüş	28.75	43	-	-
	165	30.85	56	3.34	17.93
	180	31.57	55	3.18	16.36
	195	29.71	55	4.17	33.71
	210	31.91	58	3.10	16.48
	225	30.69	52	2.37	9.24

Sonuçlara göre hem en yüksek diz açısı hem de çevrim süresi olarak, ikinci, üçüncü ve dördüncü deneğin normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüş çevrimleri,

sırayla 218 mA, 175 mA ve 243 mA sertlik seviyesiyle gerçekleşen yürüyüş çevrimleridir. Beşinci deneğin sonuçlarına bakıldığında, en yüksek diz açısı olarak 194 mA'lık sertlik seviyesi ve çevrim süresi olarak 227 mA'lık sertlik seviyesiyle gerçekleşen yürüyüş çevrimleri normal yürüyüşe en yakın sonuçları vermektedirler. 227 mA sertlik seviyesiyle gerçekleşen yürüyüş çevrimi, en yüksek diz açısı kriterine göre en iyi sonucu vermese de normal yürüyüş değerlerine yaklaşmıştır.

Bu aşamaya kadar 1 km/sa sabit hızla farklı deneklere göre MR silindirli protezin kişiye özel sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Bu bölümün devamında, farklı hızlarda MR silindirli protezin sertlik seviyeleri belirlenecektir. Bu bağlamda 1,2 ve 3 km/sa hızlarla yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Yüksek hızlarla yapılan deneylerde, protezin hala prototip seviyesinde olduğu, silindirin denetimi hala gelişmekte olduğu ve kullanılan deneklerin çoğu protezli yürüyüşlerde çok fazla deneyim sahibi olmadıkları gerekçesiyle, deneklerin sağlığı ön planda tutularak sadece bir denekten faydalanılmıştır. Bu konuyla ilgili yüksek hızlarla gerçekleşen protezli yürüyüşlerde daha fazla deneyim sahibi olan birinci denekten yararlanılmıştır.

Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda MR silindirli protezle yapılan yürüyüş deneylerinde, silindirin sertliği değiştirilmiştir. Farklı hızlarla ve farklı silindir sertliklerle yapılan yürüyüşlerde deneğin yorumu dikkate alınarak, her hız için deneğin kendini rahat hissettiği sertlik aralığı kaydedilmiştir. Daha sonra her hız için gerekli olan sertlik seviyesini belirlemek için, seçilen sertlik seviyesi beş farklı değere bölünmüştür. Elde edilen farklı beş sertlik seviyesiyle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Sunum yükünü azaltmak için farklı sertliklerle gerçekleşen yürüyüş deneylerinin sadece normal yürüyüşe göre değişimi ve yürüyüş sonuçları derlenmiş bir şekilde çizelgede verilmektedir. Şekil 5.7'de farklı hızlarda ve farklı silindir sertliklerle yapılan yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi gösterilmektedir.



Şekil 5.7 Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda MR silindirik protezin farklı sertlikleriyle yaptığı yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi

Gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için daha önce yapılan analizlerin benzeri yapılmıştır. Bu analizlerden elde edilen sonuçlara göre, en yüksek diz açısı ve çevrim süresi olarak en yakın olan sertlik seviyesi seçilmiştir. Farklı silindir sertliklerle gerçekleşen yürüyüş deneylerinin morfolojik olarak normal yürüyüşe göre benzerlikleri incelenmiş ve hesaplanan hata değerleri kaydedilmiştir. Farklı hızlarda ve farklı silindir sertliklerle gerçekleşen yürüyüş deneylerinin sonuçları Çizelge 5.6'da gösterilmiştir.

Çizelge 5.6 Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda MR silindirli protezin farklı silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Silindir Akımı (mA) (± 3 mA)	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	185	27.97	58	2.14	8.62
	200	33.29	58	2.59	18.68
	215	33.26	58	1.86	9.19
	230	30.56	57	1.18	3.02
	245	33.65	56	1.19	3.14
2	Normal Yürüyüş	28.36	38	-	-
	140	40.70	40	3.71	24.43
	155	35.26	41	3.25	20.83
	170	35.87	41	3.62	22.84
	185	35.92	41	4.92	46.15
	200	40.23	40	3.83	29.91
3	Normal Yürüyüş	30.55	33	-	-
	110	43.23	34	3.93	25.59
	125	43.19	33	3.82	25.46
	140	39.98	33	3.01	15.04
	155	41.82	33	3.49	20.78
	170	41.35	33	3.92	24.57

Çizelge 5.6'da verilmiş sonuçlara göre, deneğin 1 km/sa hızda yaptığı yürüyüş deneyinde en yüksek diz açısı olarak normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüş 231 mA'lık silindir sertliği ile gerçekleşen yürüyüş çevrimidir. Diğer yandan, 247 mA silindir sertliğiyle gerçekleşen yürüyüş çevrimi, çevrim süresi kriterine göre normal yürüyüşe daha yakın bir sonuç vermektedir. Deneğin 2 km/sa hızda yaptığı yürüyüşte ise, en yüksek diz açısı ve çevrim süresi kriterlere göre normal yürüyüşe en yakın olanı sırayla 153 ve 199 mA sertlik seviyeleriyle gerçekleşen yürüyüş çevrimleridir. 3 km/sa hızda ise, hem en yüksek diz açısı hem de çevrim süresi kriterine göre normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüş çevrimi 139 mA sertlik seviyesiyle yapılmıştır.

Hata değerlerine bakıldığında, 1,2 ve 3 km/sa hızlarında gerçekleştirilen yürüyüş deneylerinde, morfolojik olarak normal yürüyüşe en yakın olan sertlik seviyeleri sırasıyla 231 mA, 153 mA ve 139 mA olarak belirlenmiştir.

5.2 Pnömatik Silindirli Protezde Farklı Hızlarda Kişiyeye Özel Silindir Sertlik Seviyelerinin Belirlenmesi

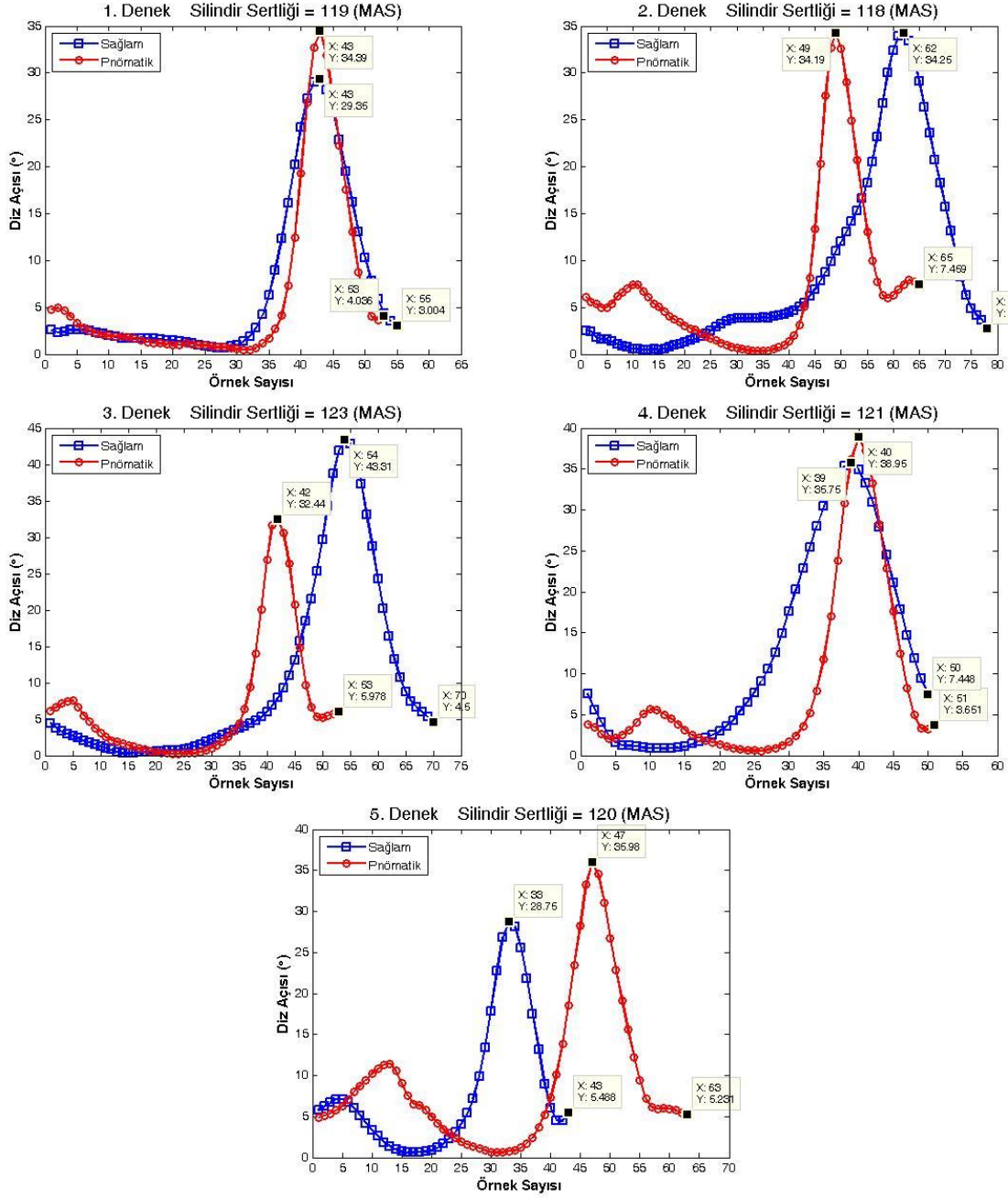
Bu bölümde Orhanlı [19] ile gerçekleştirilen ortak çalışmada, pnömatik silindirli protezin sertlik seviyelerinin kişiyeye özel olarak değişmesi incelenmiştir. Bir önceki bölümde yapıldığı gibi, beş farklı deneğin yürüyüş verileri, görüntü tabanlı hareket inceleme sistemiyle toplanmıştır. Deneklerin sağlam bacakla gerçekleştirdikleri yürüyüş deneylerinin sonuçları temel olarak kullanılmaktadır. Kişiyeye özel sertlik seviyelerinin belirlenmesi için her denek 1 km/sa sabit hızla pnömatik silindirli protezle yürümüştür. Yürüyüş boyunca silindirin sertlik seviyesini değiştirmek üzere, motorun iğne konumu 0-135 motor adım sayısı (MAS) arasında değiştirilmiştir. Pnömatik silindirin sertlik aralığı dar olduğundan denekler kendini rahat hissettikleri sertlik seviyelerine daha kolay bir şekilde karar vermektedirler. Bu sebeple deneklerin yorumlarına göre kişiyeye özel sertlik seviyeleri doğrudan belirlenmiştir ve MR silindirli protezde yapıldığı gibi herhangi bir sertlik aralığına ihtiyaç duyulmamıştır. Diğer sertlik seviyeleri, yürüyüş boyunca denek kendini rahat hissetmediğinden ve yaptığı yürüyüşün normal yürüyüşten gözle görülebilecek kadar farklı olduğu gerekçesiyle incelemeye alınmamıştır. Kişiyeye özel seçilen silindir sertlikleriyle yapılan yürüyüşlerin incelemelerinden elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açılarının normal yürüyüşe göre benzerliği tartışılmıştır. Daha sonra gerçekleştirilen yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri, OMH ve OHK değerlere bakarak incelenmiştir. Belirlenmiş sertlik seviyeleriyle yapılan yürüyüş deneylerinin sonuçları, grafik ve tablolar ile sunulmuştur.

Beş farklı deneğin, pnömatik silindirle gerçekleştirdikleri yürüyüşlerde belirlenmiş olan kişiyeye özel sertlik seviyeleri Çizelge 5.7'de verilmiştir.

Çizelge 5.7 Pnömatik silindirli protezde farklı denekler için kişiyeye özel belirlenen sertlik seviyeleri

Denekler	Motor Adım Sayısı (MAS)
1.Denek	119
2.Denek	118
3.Denek	123
4.Denek	121
5.Denek	120

Bütün deneklerin Çizelge 5.7'de verilmiş olan sertlik seviyeleriyle yapmış oldukları yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları Şekil 5.8'de gösterilmiştir.



Şekil 5.8 Farklı deneklerin 1 km/sa hızda sağlam bacakla ve kişiye özel sertliklerle ayarlanmış pnömatik silindirli protez ile yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için daha önce yapılan analizlerin benzeri yapılmıştır. Bu analizlerden elde edilen en yüksek diz açıları, çevrim süreleri ve hesaplanan hata değerleri kaydedilmiştir. Deneklerin kişiye özel

silindir sertliklerle gerçekleştirdikleri yürüyüş deneylerinin sonuçları Çizelge 5.8'de bir arada verilmiştir [19].

Çizelge 5.8 Farklı deneklerin 1 km/sa hızla pnömatik silindirli protezin kişiye özel silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Denek	MAS	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1.Denek	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	119	34.39	53	2.60	21.41
2.Denek	Normal Yürüyüş	34.25	78	-	-
	118	34.19	65	5.14	37.43
3.Denek	Normal Yürüyüş	43.31	70	-	-
	123	32.44	53	4.91	41.27
4.Denek	Normal Yürüyüş	35.75	50	-	-
	121	38.95	51	5.90	62.20
5.Denek	Normal Yürüyüş	28.75	43	-	-
	120	35.98	63	2.66	11.60

Sonuçlardan görüldüğü gibi, kişiye özel sertliklerle ayarlanmış pnömatik silindirli protezle gerçekleştirilen yürüyüşlerin başarımları, en iyi sertlik seviyesiyle ayarlanmış MR silindirli protezle gerçekleştirilen yürüyüşlerin başarımlarına kıyasla normal yürüyüşün kriterlerine daha uzak kalmaktadır. İlerleyen bölümlerde normal yürüyüşe göre iki silindirli başarımları daha ayrıntılı bir şekilde incelenmektedir.

Bu bölüme kadar 1 km/sa sabit hızla farklı deneklere göre pnömatik silindirli protezin kişiye özel sertlik seviyeleri belirlendi. Bundan sonra farklı hızlarda pnömatik silindirli protezin sertlik seviyeleri belirlenecektir. Bu bağlamda 1,2 ve 3 km/sa hızlarla yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Yüksek hızlarla yapılan deneylerde, MR silindirli protezde olduğu gibi deneklerin sağlığı ön planda

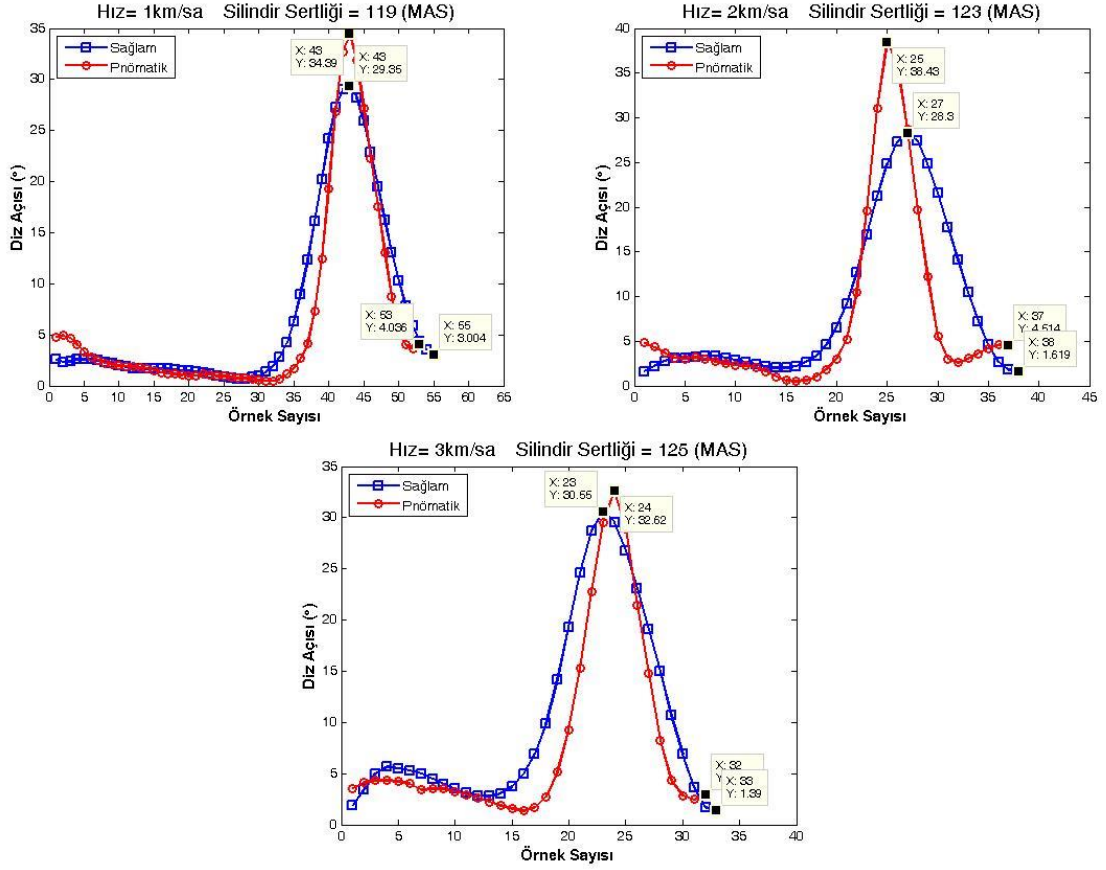
tutularak sadece bir denekten faydalanılmıştır. Bu konuyla ilgili yüksek hızlarla gerçekleşen protezli yürüyüşlerde daha fazla deneyim sahibi olan birinci denekten yararlanılmıştır.

Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda pnömatik silindirli protezle yapılan yürüyüş deneylerinde, silindirin sertliği değiştirilmiştir. Farklı hızlarla yapılan yürüyüşlerde deneğin yorumu dikkate alınarak, her hız için deneğin kendini rahat hissettiği sertlik seviyesi kaydedilmiştir. Farklı hızlar için belirlenmiş olan sertlik seviyeleri Çizelge 5.9'da verilmiştir.

Çizelge 5.9 Pnömatik silindirli protezde farklı hızlara göre belirlenmiş olan sertlik seviyeleri

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Motor Adım Sayısı (MAS)
1	119
2	123
3	125

Her hız için özel olarak belirlenen sertlik seviyesiyle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.9'da farklı hızlarda yapılan yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları gösterilmektedir.



Şekil 5.9 Birinci deneğin farklı hızda sağlam bacakla ve her hızda özel sertliklerle ayarlanmış pnömatik silindirli protez ile yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için daha önce yapılan analizlerin benzeri yapılmıştır. Bu analizlerden elde edilen en yüksek diz açıları, çevrim süreleri ve hesaplanan hata değerleri kaydedilmiştir. Gerçekleştirilen yürüyüş deneylerinin sonuçları Çizelge 5.10'da bir arada verilmiştir.

Çizelge 5.10 Birinci deneğin 1,2 ve 3 km/sa hızda pnömatik silindirli protezin belirlenmiş silindir sertlikleriyle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Yürüyüş Hızı (km/sa)	MAS	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	119	34.39	53	2.60	21.41
2	Normal Yürüyüş	28.36	38	-	-
	123	38.43	37	3.50	25.53
3	Normal Yürüyüş	30.55	33	-	-
	125	32.62	32	3.20	23.82

Sonuçlardan görüldüğü gibi, her yürüyüş hızına göre özel sertliklerle ayarlanmış pnömatik silindirli protezle gerçekleştirilen yürüyüşlerin başarımları normal yürüyüş kriterlerine oldukça yakın çıkmıştır. İlerleyen bölümlerde normal yürüyüşe göre farklı hızlarda iki silindirin başarımları daha ayrıntılı bir şekilde incelenmektedir.

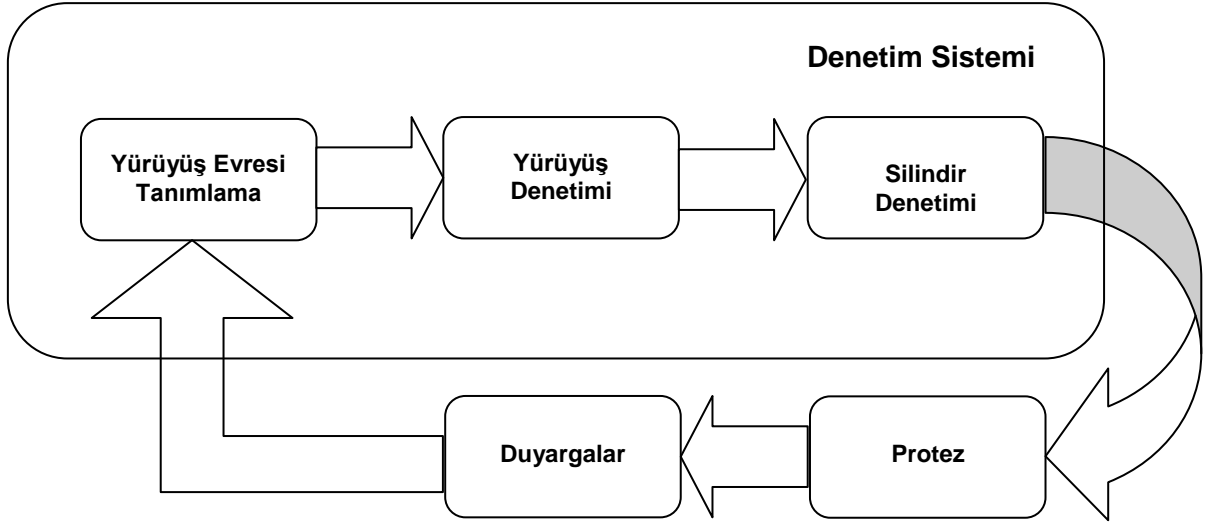
6. ELEKTRONİK DİZ ÜSTÜ PROTEZİN DENETİMİ

Bundan önceki bölümlerde MR silindiri protezlerin sertlik seviyeleri kişiye özel ve farklı hızlara özel olarak belirlendi. Belirlenen sertliklerle gerçekleşen yürüyüş çevrimlerinin sonuçlarına bakıldığında, normal yürüyüş kriterlerine yaklaşıldığı ama denetim çerçevesinde yeterli olmadığı görülmüştür.

Daha ayrıntılı bir denetim gerçekleştirmek için, bir yürüyüş çevrimini farklı görevlere göre yürüyüş olaylarına ve yürüyüş evrelerine bölmek gerekir [3]. Bu bağlamda evre kestirim yöntemiyle farklı hızlarda ve farklı deneklerle yapılan yürüyüş deneylerinin evreleri kestirilmektedir. Daha sonra Sonlu Durum Denetim (Finite State Control) yöntemiyle, bir denetim algoritması geliştirilerek protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen algoritmayla farklı evre sayısına göre hem MR hem de pnömatik silindiri protezlerin başarımları incelenmiştir.

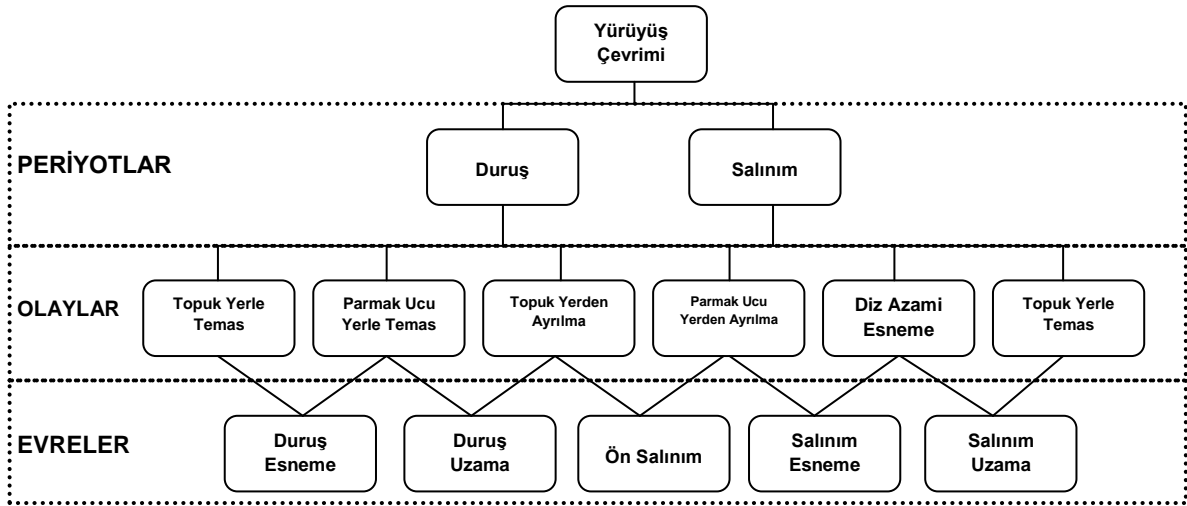
Çalışmanın bu bölümünde, normal yürüyüşün kriterlerine yaklaşmak ve protezli yürüyüşlerin başarımlarını arttırmak amacıyla daha ayrıntılı bir denetim algoritması geliştirilmiştir. Protezin sönümlenme katsayısı yürüyüş boyunca değişmektedir ve kullanıcıya rahat bir yürüyüş sağlayabilmek için sönümlenme katsayılarının hesaplanması gerekmektedir. Bu sebeple yürüyüş çevrimini farklı evrelere bölmek gerekmektedir [1]. Doğrudan hareket inceleme sistemiyle duyaralardan toplanan verileri kullanarak yürüyüş evreleri kestirilmektedir. Evreleri kestirmek için, baldırdaki jiroskoptan toplanan verileri normalize ederek evre kestirimi yöntemi uygulanmıştır.

Denetim sisteminin yapısı Şekil 6.1'de gösterilmektedir. Bu yapı yazılımsal bir algoritmaya dayanarak üç ayrı bloğa ayrılmaktadır. Protezin denetim sisteminde, doğrudan hareket inceleme sistemiyle duyaralardan toplanan verilerle yürüyüş evreleri kestirilmektedir. Belirlenen yürüyüş evreleri doğrultusunda yürüyüşün denetimi gerçekleştirilmektedir. Yürüyüş denetimi sonucunda belirlenen silindir sertlik seviyeleri, silindirin denetleyicisi tarafından proteze uygulanmaktadır.



Şekil 6.1 Protez denetim sistemin blok şeması

Elektronik diz üstü protezin denetimi için, yürüyüş çevrimlerini farklı periyotlara, olaylara ve evrelere bölmek gerekir. İnsanın yürüyüş hareketi salınım ve duruş olarak iki ana evreye bölünmektedir. Duruş evresinde diz ekleminin sertliği protezin kararlılığını sağlayabilecek büyüklükte olmalıdır. Diğer taraftan, salınım evresinde hızlı salınım ve darbe etkisine karşı sönümleyici özelliğe sahip olmalıdır [3, 7]. Bir yürüyüş çevrimi boyunca gerçekleşen önemli periyotlar, olaylar ve evreler Şekil 6.2’de gösterilmektedir.



Şekil 6.2 Bir yürüyüş çevrimi boyunca gerçekleşen önemli periyotlar, olaylar ve evreler

Şekil 6.2'de gösterildiği gibi, bir yürüyüş çevrimi boyunca en önemli olaylar, topuğun yerle temas etmesi (TYT), parmak ucunun yerle temas etmesi (PYT), topuğun yerden ayrılması (TYA), parmak ucunun yerden ayrılması (PYA) ve dizin azami esnemesi (DAE) olarak belirlenmiştir. Bu olaylara göre yürüyüş evreleri belirlenmiştir. Topuğun yerle temas etmesiyle birlikte duruş esneme evresi başlayıp, parmak ucunun tamamen yerle temas etmesiyle birlikte tamamlanmaktadır. Duruş uzama evresi, parmak ucunun yerle temas etmesi ve topuğun yerden ayrılmasıyla belirlenmiştir. Topuk yerden ayrıldıktan sonra, belirli bir süre içinde parmak ucuyla birlikte ayak tamamen yerde ayrılmaktadır. Bu süre ön salınım evresi olarak nitelendirilmiştir. Ayağın yerden ayrılmasıyla birlikte diz esnemeye başlar. Dizin en yüksek esneme seviyesine ulaşana kadar devam eden evre salınım esneme olarak adlandırılmıştır. Son evrede diz, en yüksek esneme seviyesine ulaştıktan sonra topuğun yere temas etmesine kadar uzamaya devam eder. Bu evre salınım uzama olarak belirlenmiştir.

6.1 Sonlu Durum Denetim Yöntemi

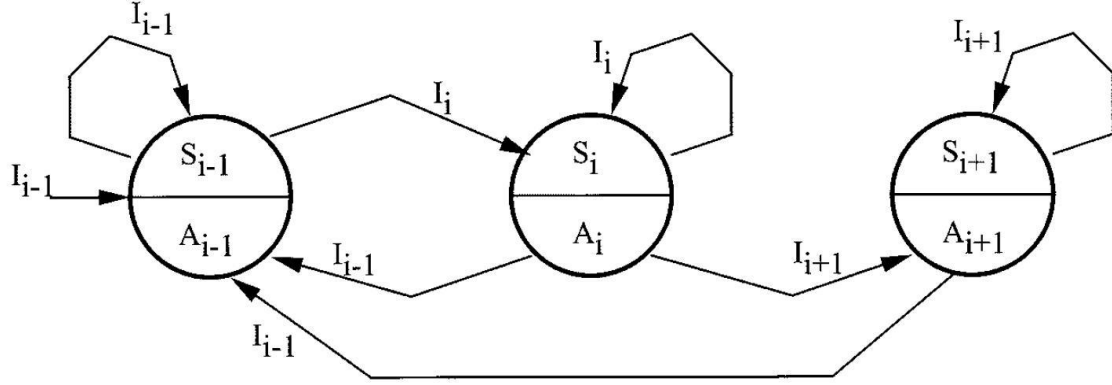
Bir yürüyüş çevrimi boyunca olayları ve evreleri belirledikten sonra sıra yürüyüş çevriminin denetimine gelmektedir. Elektronik diz üstü protezin denetimini gerçekleştirmek için sonlu durum denetim yöntemi kullanılmıştır. Sonlu durum denetimi, analitik olmayan dinamik sistemlerin denetiminde uygulanan yöntemlerden biridir [3]. Ardışık aşamalar bir yürüyüş çevrimi boyunca tekrarlanmaktadır ve bu aşamaları sonlu durumlara bölmek mümkündür. Sonlu sayıda dahili yapılandırmalar, sonlu durumların toplamıyla tanımlanır. Bir sistemde herhangi bir duruma girmek için belirli bir eylem oluşturulabilir. Ardışık sonlu durumlar, geçiş ve eylem fonksiyonlarıyla tanımlanır. Geçiş fonksiyonu f_s ve eylem fonksiyonu f_a , sırasıyla (6.1)'de ve (6.2)'deki gibi tanımlanmaktadır.

$$S_{i+1} = f_s(S_i, I_i) \quad (6.1)$$

$$A_i = f_a(S_i) \quad (6.2)$$

(6.1)'de S_i , S_{i+1} ve I_i , sırayla anlık durum, bir sonraki durum ve anlık giriş olarak tanımlanmıştır. (6.2)'de ise S_i durumundaki çıkış eylemi A_i olarak tanımlanmıştır. (6.1)'de anlaşıldığı gibi, bir sonraki durum, anlık durum ve anlık giriş bilgisine bağlıdır.

Sonlu durumların geçişlerini ve eylemlerini bir blok şeması içinde göstermek mümkündür. Şekil 6.3'te sonlu durumların geçişleri ve eylemleri örnek olarak gösterilmektedir.



Şekil 6.3 Örnek sonlu durum denetiminin blok şeması [3]

Şekil 6.3'te gösterildiği gibi, sonlu durum blok şeması, farklı durumlardan farklı durumlara göre gerçekleşen eylemlerden ve durumlar arasında geçidi gerçekleştirilen giriş bilgilerinden oluşmaktadır. Blok şeması ile ilgili olası durum geçişlerini ve eylemlerini bir çizelgede sunmak mümkündür. Şekil 6.3'te gösterilen sonlu durum denetimiyle ilgili geçiş-eylem bilgileri Çizelge 6.1'de verilmektedir.

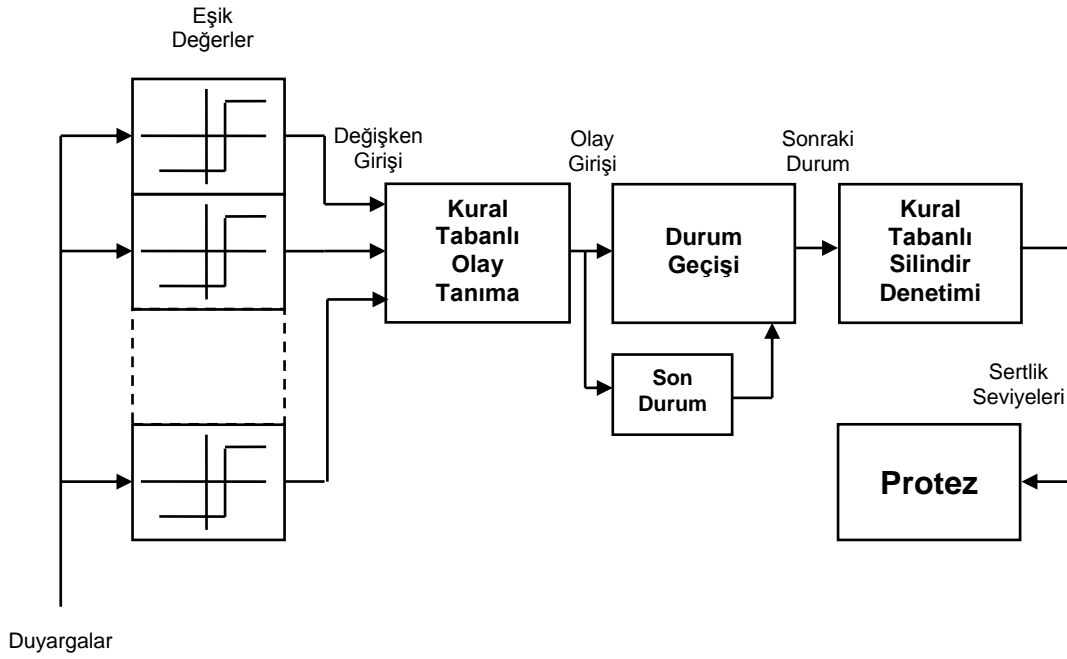
Çizelge 6.1 Durum geçiş-eylem çizelgesi

Durum	Giriş			Eylem
	I (i-1)	I (i)	I (i+1)	
S (i-1)	S (i-1)	S (i)	-	A (i-1)
S (i)	S (i-1)	S (i)	S (i+1)	A (i)
S (i+1)	S (i-1)	-	S (i+1)	A (i+1)

6.2 Elektronik Diz Üstü Protezinde Sonlu Durum Denetim Yönteminin Uygulanması

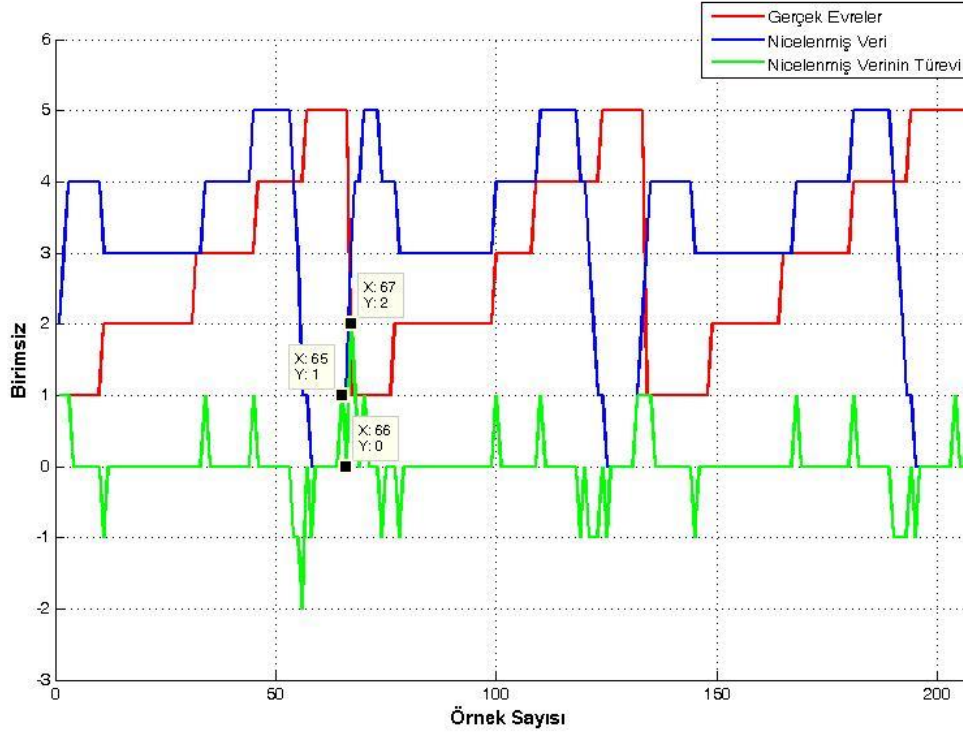
Bir önceki bölümde anlatılan yöntem doğrultusunda, sonlu durum denetim yöntemiyle elektronik diz üstü protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Şekil 6.4'te

protez için sonlu durum denetim yöntemiyle gerçekleştirilen denetimin fonksiyonel blok şeması gösterilmiştir.



Şekil 6.4 Protezle sonlu durum denetiminin fonksiyonel blok şeması

Şekil 6.4'te gösterildiği gibi, sonlu durum denetimini gerçekleştirmek için eşik değerlere ihtiyaç duyulmaktadır. Eşik değerleri kullanılarak farklı kurallar belirlenmiştir. Belirlenen kurallar sonucunda yürüyüş çevrimi boyunca gerçekleşen önemli olayları birbirinden ayırmak mümkündür. Eşik değerlerin belirlenmesi için deneğin baldırına takılmış olan jiroskoptan toplanan verileri normalize ettikten sonra inceleme kolaylığı açısından nicelenmektedir. Nicelenmiş olan verinin türevi alındıktan sonra incelemeye alınmıştır ve eşik değerler belirlenmiştir. Şekil 6.5'te sağlam ayakla yapılan yürüyüşlerden elde edilmiş gerçek evreler, nicelenmiş veriler ve nicelenmiş verilerin türevi gösterilmektedir. İncelemeler sonucunda belirlenen eşik değerleri kullanılarak, nicelenmiş verinin değerine (NVD), nicelenmiş verinin türevine (NVT) ve kurulmuş olan sayaçların aldıkları değere göre farklı kurallar geliştirilmiştir. Çizelge 6.2'de belirlenen kurallar ve kurallar sonucunda gerçekleşen olaylar gösterilmiştir.



Şekil 6.5 Nicelenmiş yürüyüş verisi ve türevinin gerçek evrelerle olan ilişkisi

Çizelge 6.2 Belirlenen kurallar ve kurallar sonucunda gerçekleşen olaylar

No.	Kurallar	Gerçekleşen Olaylar
1	Eğer [$NVT(i)+NVT(i-1)+NVT(i-2) > 2$] ise, Olay = TYT	Topuğun Yerle Temas Etmesi (TYT)
2	Eğer [[$NVD(i-1) > 3$ ve $NVT(i) < 0$] veya [$NVT(i) < -1$]] ise, Olay = PYT	Parmak ucunun Yerle Temas Etmesi (PYT)
3	Eğer [$NVT(i) = 1$] ise, $TYA_sayaç = TYA_sayaç + 1$ Eğer [$TYA_sayaç = 2$] ise, Olay = TYA	Topuğun Yerden Ayrılması (TYA)
4	Eğer [$NVD(i) = 5$] ise, $PYA_sayaç = PYA_sayaç + 1$ Eğer [$PYA_sayaç = 2$] ise, Olay = PYA	Parmak ucunun Yerden Ayrılması (PYA)
5	Eğer [$NVT(i)+NVT(i-1)+NVT(i-2)+NVT(i-3)+ NVT(i-4) < -5$] ise, Olay = DAS	Dizin Azamı Esnemesi (DAE)

Nicelenmiş verinin analizinde elde edilen bulgular sonucunda, topuğun yerle temas etmeden hemen önce, nicelenmiş verinin değeri pozitif bir eğimle

yükselmektedir. Bu gözlem sonucunda daha ayrıntılı bir eşik değerinin seçilmesi için, nicelenmiş verinin türevine başvurulmuştur. İncelemeler sonucunda, topuğun yerle temas etmeden önce ve sonraki süreçte, nicelenmiş verinin türevinin anlık ve son iki değerinin toplamının 2'den büyük olduğu gözlemlenmiştir. Bu gözlemler sonucunda 1.kural elde edilmiştir. Örnek olarak Şekil 6.5'te görüldüğü gibi, 67. örnekte topuğun yere temas etmesini tahmin etmek için, nicelenmiş verinin türevinin 67,66 ve 65. örnekteki değerlerine bakılmıştır. Bu değerlerin toplamı 3'e eşittir ve 2'den büyük olduğu için 1.kuralın şartı sağlanmaktadır.

Parmak ucunun yerle temas etme olayını tahmin etmek için aynı şekilde nicelenmiş veriler incelemeye alınmıştır. İncelemeler sonucunda, parmak ucunun yerle temas etmeden önce, nicelenmiş verinin değerinin 3'ten büyük olduğu gözlemlenmiştir. Diğer yandan, parmak ucunun yerle temas etme anında, nicelenmiş verininin negatif bir eğimle azaldığı görülmektedir. Bu durumda nicelenmiş verinin türevi incelenmiş ve anlık değerinin negatif olduğu görülmüştür. Bu bulgular sonucunda 2.kural geliştirilmiş ve parmak ucunun yerle temas etme anını tahmin etmek için kullanılmıştır.

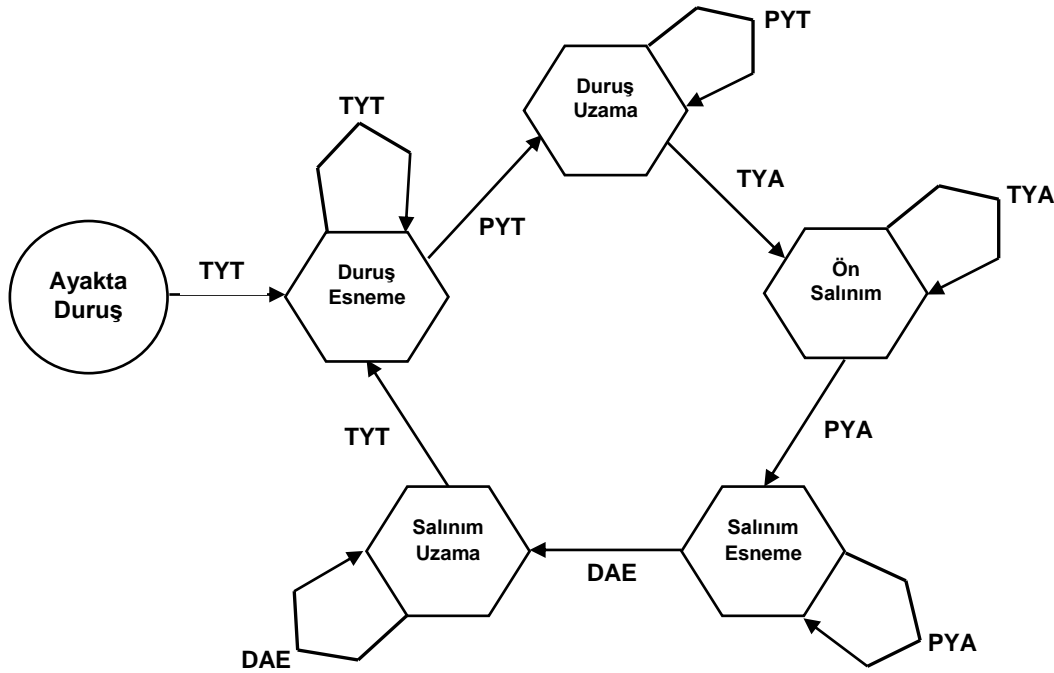
Parmak ucunun yerle temas ettikten sonra duruş evresinin sonunda ayak topuğu tekrar yerden ayrılmaktadır. Nicelenmiş verilerin türevine bakıldığında, Bu olay gerçekleşmeden önce, nicelenmiş verinin türevi 2 değerinde sabit kalmaktadır. Bu değer in doğruluğunu tespit etmek için gelecek değerlerin de denetlenmesi gerekir. Bu sebeple bir sayaç değişkeni tanımlanmıştır ve nicelenmiş verinin anlık değeri 2 olduğunda, sayacın değeri bir tane artırılmıştır. Sayacın değeri 2'ye ulaştığında, nicelenmiş verinin türev değerinin son iki örnekte 2 değerinde sabit kaldığı anlaşılmıştır. Bu gözlemler sonucunda 3.kural elde edilmiştir.

Topuk yerden ayrıldıktan sonra salınım evresi başlamadan önce parmak ucunun yerden ayrılması gerekmektedir. Parmak ucunun yerden ayrılma anını tahmin etmek için nicelenmiş verileri incelenmiştir. Bu inceleme sonucunda, parmak ucunun yerden ayrılmadan önce ve sonra, nicelenmiş verinin değerinin 5'te sabit kaldığı gözlemlenmiştir. Bu süreçte nicelenmiş verinin değerinden emin olmak için farklı bir sayaç değişkeni tanımlanmıştır. Bu sayacın değeri nicelenmiş verinin değeri 5 olduğunda artmaktadır. Sayacın değeri 2'ye ulaştığında nicelenmiş verinin değerinin 5'te sabit kaldığı anlaşılmıştır. Bu gözlemler sonucunda elde

edilen 4.kural, parmak ucunun yerden ayrılma anını tahmin etmek için kullanılmıştır.

Parmak ucunun yerden ayrılmasıyla birlikte başlayan salınım evresinde dizin en yüksek esneme seviyesini tahmin etmek için nicelenmiş verilerin türevi incelenmiştir. İncelemeler sonucunda, diz esnemeye başladığında nicelenmiş verinin değerinin negatif bir eğimle azaldığı görülmektedir. Diğer bir deyişle, bu süreçte nicelenmiş verinin türevi negatif bir değere sahiptir. Bu sebeple nicelenmiş verinin türevinin anlık ve son dört değerine bakıldığında, toplamlarının -5'ten küçük olduğu görülmektedir. Bu gözlemler sonucunda 5.kural elde edilmiştir.

Kurallar sonucunda gerçekleşen olaylar, durumların geçişlerinde giriş bilgisi olarak kullanılmaktadır. Protezin sonlu durum denetiminde, durumlar için daha önce tanımlanan yürüyüş evreleri kullanılmaktadır. Sonlu durum denetiminde gerçekleşen durumlar, geçişler için gerekli olan giriş bilgileri ve durumların geçişi blok şeması olarak Şekil 6.6'da gösterilmektedir.



Şekil 6.6 Protezde sonlu durum denetiminin blok şeması

Yapılmış olan blok şemasında, sunumun kolaylığı açısından, durumlar arasında gerçekleşen bütün geçişler gösterilmemiştir. Şekil 6.6'da gösterilen durumlar, olaylar ve ilgili bütün geçişleri bir çizelgede bir arada göstermek mümkündür.

Çizelge 6.3'te protezde sonlu durum denetimiyle gerçekleşen durumlar, olaylar ve geçişler gösterilmiştir.

Çizelge 6.3 Protezde sonlu durum denetimiyle gerçekleşen durumlar, olaylar ve geçişler

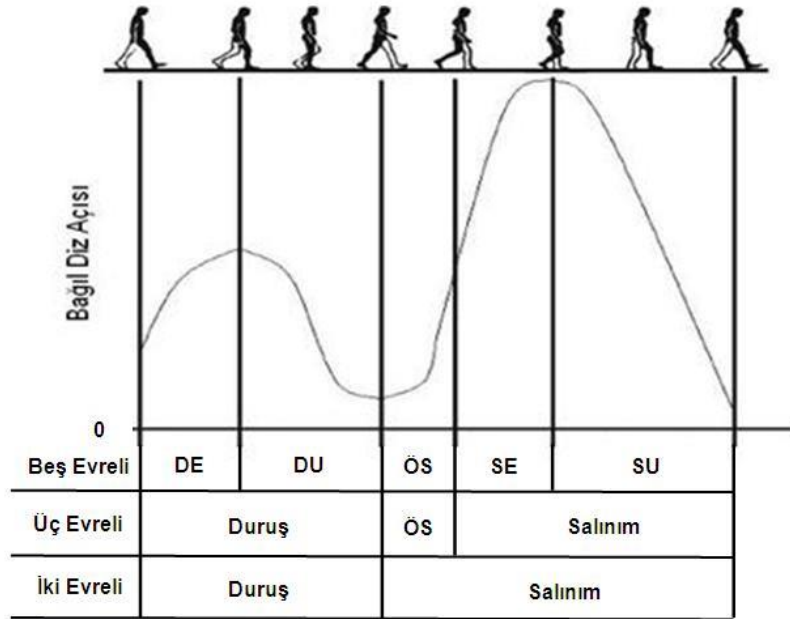
Evre	Durum	Giriş				
		TYT	PYT	TYA	PYA	DAE
Duruş Esneme	S ₁	S ₁	S ₂	S ₁	S ₁	S ₁
Duruş Uzama	S ₂	S ₂	S ₂	S ₃	S ₂	S ₂
Ön Salınım	S ₃	S ₃	S ₃	S ₃	S ₄	S ₃
Salınım Esneme	S ₄	S ₄	S ₄	S ₄	S ₄	S ₅
Salınım Uzama	S ₅	S ₁	S ₅	S ₅	S ₅	S ₅
Ayakta Duruş	S ₆	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅

Çizelge 6.3'te gösterilen durumlar doğrultusunda sonlu durum denetimiyle bir algoritma geliştirilmiştir. Bu algorithmada belirlenen durumların önceki ya da sonraki durumlarla aynı olup olmadığına bakılmış ve tersi halinde önceki durum korunmuştur. Sonraki durumun beklenenden daha çabuk gelmesi veya gecikmesi halinde, o anki durum korunmuştur ve beklenmeyen farklı bir duruma geçilmesi de engellenmiştir.

Geliştirilen denetim algoritması, MR silindirli protezle farklı evre sayısı yapılabilecek olan denetiminde kullanılmıştır. Bölüm 5'te gerçekleşen yürüyüş çevrimlerinin tek bir evre olarak işleme alındığını varsayarsak, burada farklı hızlarda ve farklı deneklerle gerçekleşen iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin başarımları tartışılmıştır. Bu bağlamda evre kestirim yöntemiyle gerçekleşen yürüyüş çevrimleri farklı evrelere bölünmektedir. Daha sonra sonlu durum denetim yöntemiyle geliştirilen algoritmanın yardımıyla, farklı durumlarda MR ve pnömatik silindirli protezlerin sertlik seviyeleri denetlenmiştir ve her durumda özel olarak belirlenen sertlik seviyeleri atanmıştır.

Yürüyüş deneyleri gerçekleşmeden önce, iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin evreleri belirlenmesi gerekmektedir. Daha sonra farklı durumlarda

atanacak olan sertlik seviyelerinin her evreye özel olarak seçilmesi gerekmektedir. Şekil 6.7'de bir yürüyüş çevriminin farklı evrelere bölünmüş hali gösterilmektedir.



Şekil 6.7 Bir yürüyüş çevriminin farklı evrelere bölünmüş hali

İki evreli yürüyüş çevrimlerinde, bir yürüyüş çevrimi salınım ve duruş olarak iki ana evreye bölünmektedir. Duruş evresinde diz eklemi vücut ağırlığını desteklemek için bükülmeye karşı yüksek bir direnç göstermektedir. Bu sebeple silindirin sertlik seviyesinin en yüksek seviyede olması gerekmektedir. Salınım evresindeyse hızlı salınım ve darbe etkisine karşı, diz eklemi sönümleyici etkiye sahip olmalıdır. Bu sebeple önceki bölümlerde her denek için özel olarak belirlenen sertlik seviyeleri kullanılmaktadır.

Üç evreli yürüyüş çevrimlerinde, bir yürüyüş çevrimi üç evreye bölünmektedir. İki evreli yürüyüş çevrimlerinde olduğu gibi, duruş evresinde, silindirin sertlik seviyesinin en yüksek seviyede olması gerekmektedir. Ön salınım evresinde, silindirin sertlik seviyesi en düşük seviyeye ayarlanmalıdır. En düşük sertlik seviyesinde, diz eklemi serbest bir şekilde bükülebilir ve denek rahat bir şekilde topuğunu yerden kaldırabilir. Ön salınım evresinde uygulanan başka bir sertlik seviyesi, dizin daha az bükülmesine yol açar ve denek ayağını tamamen yerden kaldıramadığı için salınım evresinde ayağı yere takılıp düşebilir. Salınım evresinde kullanılan sertlik seviyesi daha önce kişiye özel olarak belirlenen sertlik seviyesidir.

Beş evreli yürüyüş çevrimlerinde, yürüyüş çevrimi ayrıntılı bir şekilde denetlenmektedir. Duruş esneme evresinde, topuğun yerle temas etmesiyle oluşan darbenin etkisini en aza indirmek için, diz eklemi sönümlenme özelliğine sahip olmalıdır. Bu sebeple bu evrede daha önce kişiye özel olarak belirlenen sertlik seviyesi kullanılmaktadır. Duruş uzama evresinde, diz eklemi vücut ağırlığını desteklemektedir. Bu sebeple, bükülmeye karşı silindirin sertlik seviyesi en yüksek seviyede olması gerekir. Ön salınım evresinde silindirin sertlik seviyesi daha önce de olduğu gibi en düşük seviyeye ayarlanmaktadır. Salınım esneme evresinde diz eklemine deneğin kalçasında üretilen torku sönümlendirerek en yüksek diz açısına ulaşabilmesi için daha önce kişiye özel olarak belirlenen sertlik seviyesi kullanılmaktadır. Salınım uzama evresinde deneğin hızlı bir şekilde salınım evresini tamamlayabilmesi için silindirin sertlik seviyesi en düşük seviyeye ayarlanmaktadır. Böylece bükülen diz eklemi rahatlıkla açılıp denek duruş evresinden önce topuğunu yere basabilir.

Yürüyüş çevrimlerinin evreleri ve her evreye özel olarak sertlik seviyeleri belirlendikten sonra farklı denekler hem MR hem de pnömatik silindirli protezlerle yürüyüşlerini gerçekleştirilmişler. Gerçekleşen yürüyüş çevrimlerinin başarımları normal yürüyüş kriterlerine göre incelenmiştir.

6.3 MR Silindirli Protezin Sonlu Durum Yöntemiyle Denetimi

Bir önceki bölümde geliştirilen sonlu durum denetim algoritmasıyla MR silindirli protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Bu bağlamda farklı denekler farklı hızlarda MR silindirli protezle yürümüş ve yürüyüş verileri görüntü tabanlı hareket inceleme sistemiyle toplanmıştır. Geliştirilen algoritma ile yürüyüş çevrimlerinin evreleri ve her evreye özel sertlik seviyeleri dinamik olarak belirlenmiştir. Daha sonra gerçekleşen yürüyüş çevrimlerine, Bölüm 5'te uygulanan analizlerin benzeri uygulanmıştır. Yapılan analizler sonucunda yürüyüş çevrimlerinin başarımları normal yürüyüşe göre incelenmiştir. Temel olarak deneklerin sağlam bacakla gerçekleştirdikleri yürüyüş deneylerinin sonuçları kullanılmaktadır.

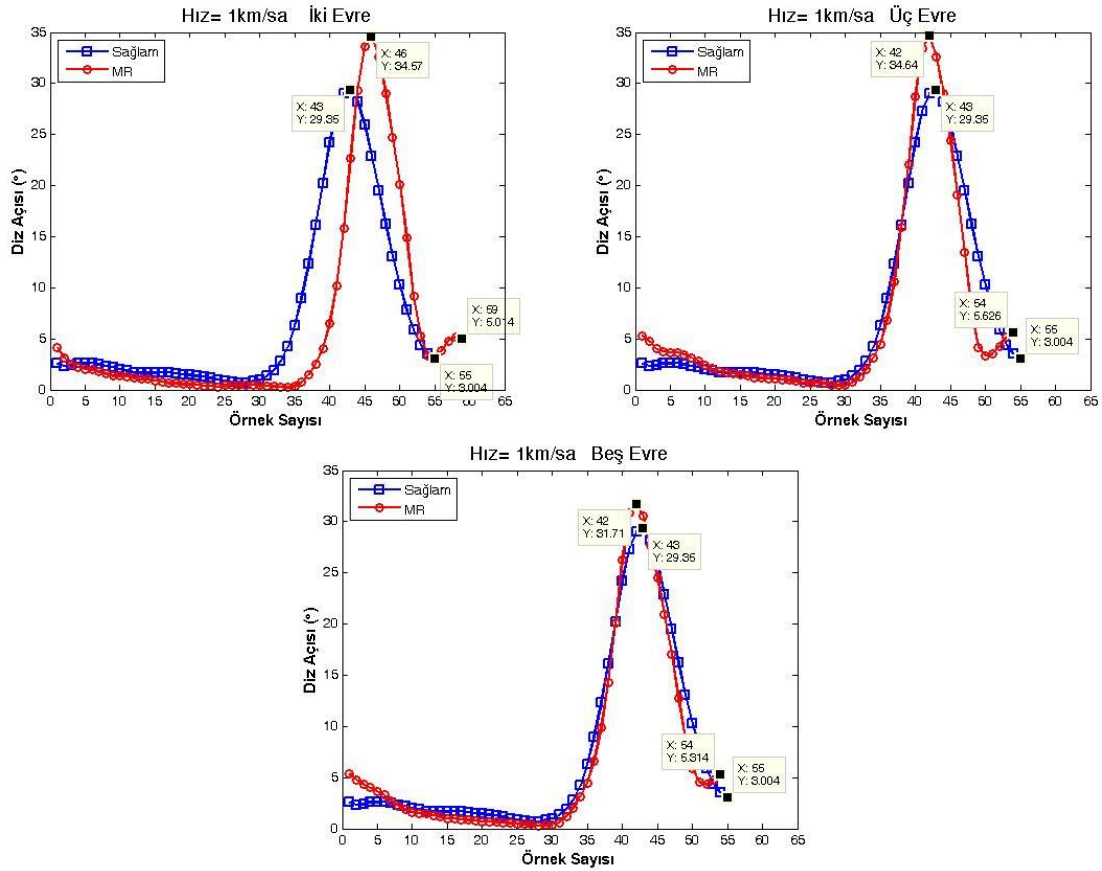
1 km/sa hızda birinci denekle yürüyüş deneyleri gerçekleşmeden önce, kişiye özel farklı evrelerde atanacak olan sertlik seviyelerinin belirlenmesi gerekmektedir. Çizelge 6.4'te birinci denek için belirlenen sertlik seviyeleri gösterilmiştir.

Çizelge 6.4 Farklı yürüyüş evrelerinde birinci denek için belirlenen MR silindirik protezin sertlik seviyeleri

Denek	Yürüyüş	Evre	Silindir Akımı (mA)
1.Denek	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	231
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	231
	5 Evreli	Duruş Esneme	231
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	231
		Salınım Uzama	0

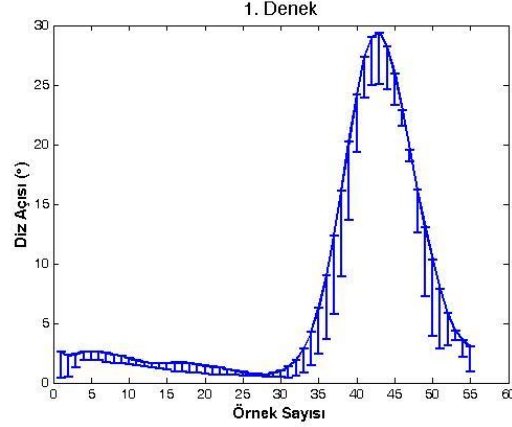
Çizelge 6.4'te gösterilen sertlik seviyeleri geliştirilen algoritmada gömülmüştür.

Birinci deneğin MR silindirik protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları Şekil 6.8'de gösterilmektedir.



Şekil 6.8 Birinci deneğin MR silindirik protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Farklı evrelerle yapılan yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre veri değerlerinin değişimini özetlemek için standart sapmaları hesaplanmıştır. Birinci deneğin gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi Şekil 6.9'da gösterilmiştir.



Şekil 6.9 Birinci deneğin MR silindirik protezle gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi

Gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için Şekil 6.8'den elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları normal yürüyüş kriterlerine göre kıyaslanmıştır. Yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiş, OMH ve OHK değerleri hesaplanmıştır. Daha iyi bir inceleme için şekillerden alınan veriler ve hata değerleri Çizelge 6.5'te bir arada verilmiştir.

Çizelge 6.5 Birinci deneğin MR silindirik protezle yaptığı iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Yürüyüş	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
			OMH	OHK
Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
İki Evreli	34.57	59	1.99	7.86
Üç Evreli	34.64	54	1.60	5.42
Beş Evreli	31.71	54	1.26	2.94

Sonuçlardan görüldüğü gibi, beş evreli yürüyüşte gerçekleşen ayrıntılı denetimin sonucunda, hem en yüksek diz açısı hem de çevrim süresi olarak normal

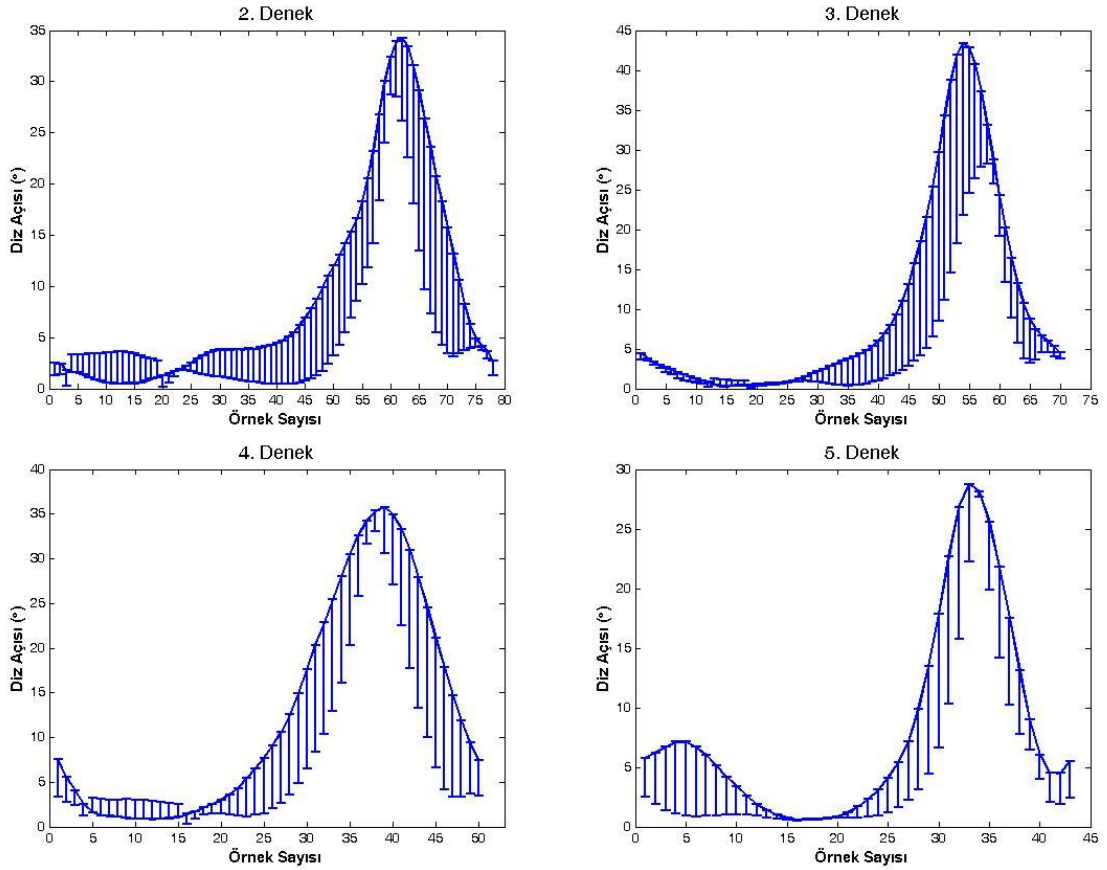
yürüyüşün kriterlerine oldukça yaklaşılmıştır. Morfolojik olarak bakıldığında, normal yürüyüşe en yakın olan yine beş evreli yürüyüş çevrimidir. Sonuçlardan anlaşılan şu ki, yürüyüş çevrimi ne kadar fazla evreye bölündüyse, protezin denetimi o kadar iyi yapılmıştır ve normal yürüyüşün kriterlerine daha fazla yaklaşılmıştır.

Yukarıda belirtilen süreç diğer denekler için de gerçekleştirilmiştir. Çizelge 6.6'da farklı deneklere göre elde edilen sertlik seviyeleri gösterilmiştir.

Çizelge 6.6 Farklı yürüyüş evrelerinde farklı denekler için belirlenen MR silindri protezin sertlik seviyeleri

Denek	Yürüyüş	Evre	Silindir Akımı (mA)
2.Denek	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	218
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	218
	5 Evreli	Duruş Esneme	218
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	218
		Salınım Uzama	0
3.Denek	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	175
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	175
	5 Evreli	Duruş Esneme	175
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	175
		Salınım Uzama	0
4.Denek	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	243
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	243
	5 Evreli	Duruş Esneme	243
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	243
		Salınım Uzama	0
5.Denek	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	227
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	227
	5 Evreli	Duruş Esneme	227
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	227
		Salınım Uzama	0

Farklı denekler için belirtilen evreler ve her evreye göre özel olarak seçilen sertlik seviyeleriyle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Farklı evrelerle gerçekleşen yürüyüş çevrimlerinin normal yürüyüşe göre veri değerlerinin değişimini özetlemek için standart sapmaları hesaplanmıştır. Sunum kolaylığı açısından deneklerin gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi Şekil 6.10'da gösterilmiştir.



Şekil 6.10 Farklı deneklerin MR silindri protezle gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi

Gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için analizler sonucunda elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları normal yürüyüş kriterlerine göre kıyaslanmıştır. Bütün deneklerin gerçekleştirdiği yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiş, OMH ve OHK değerleri hesaplanmıştır. Bütün deneklerin verileri ve hata değerleri Çizelge 6.7'de bir arada verilmiştir.

Çizelge 6.7 Farklı deneklerin MR silindirli protezle yaptığı iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Denek	Yürüyüş	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
2.Denek	Normal Yürüyüş	34.25	78	-	-
	İki Evreli	37.00	67	4.40	33.91
	Üç Evreli	29.69	66	4.67	41.32
	Beş Evreli	31.29	68	4.05	26.38
3.Denek	Normal Yürüyüş	43.31	70	-	-
	İki Evreli	30.11	59	4.62	57.82
	Üç Evreli	30.54	55	5.98	107.99
	Beş Evreli	34.69	60	4.32	37.71
4.denek	Normal Yürüyüş	35.75	50	-	-
	İki Evreli	39.65	62	5.61	53.70
	Üç Evreli	42.58	60	5.56	68.08
	Beş Evreli	36.47	55	4.87	45.93
5.Denek	Normal Yürüyüş	28.75	43	-	-
	İki Evreli	31.97	62	4.98	46.93
	Üç Evreli	32.37	60	4.53	40.49
	Beş Evreli	25.54	60	3.82	27.58

Sonuçlardan görüldüğü gibi, geliştirilen algoritma farklı deneklerde de normal yürüyüşün kriterlerine yakın bir sonuç vermektedir. Bu algoritmanın farklı deneklerde kullanılabilirliğini göstermektedir.

Şu ana kadar 1 km/sa sabit hızla farklı deneklere göre MR silindirli protezin denetimi gerçekleştirilmiştir ve geliştirilen algoritmanın farklı deneklerdeki başarımı

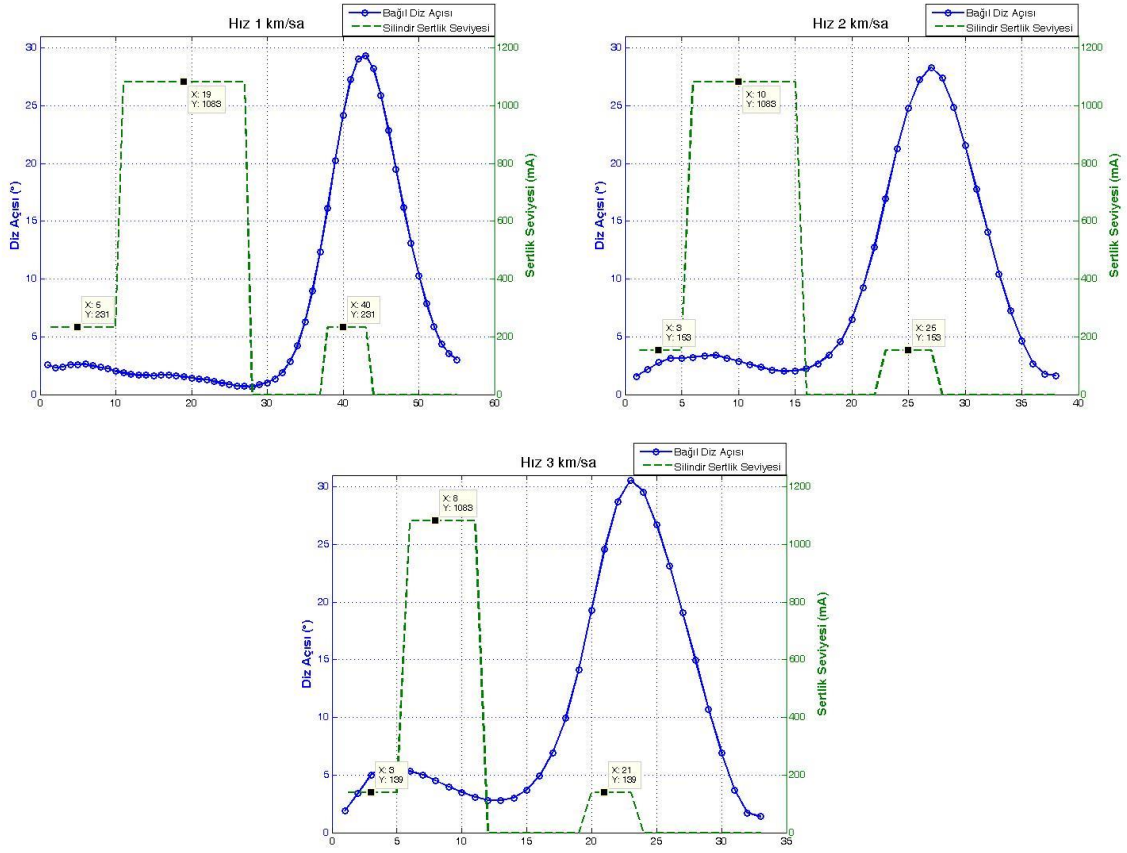
sınanmıştır. Bu bölümün devamında, farklı hızlarda ve farklı evrelerde MR silindirli protezin denetimi gerçekleştirilecektir. Bu bağlamda 1,2 ve 3 km/sa hızlarla yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Yüksek hızlarla yapılan deneylerde deneklerin sağlığı ön planda tutularak sadece bir denekten faydalanılmıştır. Bu konuyla ilgili yüksek hızlarla gerçekleşen protezli yürüyüşlerde daha fazla deneyim sahibi olan birinci denekten yararlanılmıştır.

Farklı hızlarda birinci denekle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmeden önce, her hız için kişiye özel farklı evrelerde atanacak olan sertlik seviyelerinin belirlenmesi gerekmektedir. Çizelge 6.8’de farklı hızlarda ve evrelerde birinci denek için belirlenen sertlik seviyeleri gösterilmiştir.

Çizelge 6.8 Farklı hızlarda ve farklı yürüyüş evrelerinde belirlenen MR silindirli protezin sertlik seviyeleri

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Yürüyüş	Evre	Silindir Akımı (mA)
1	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	231
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	231
	5 Evreli	Duruş Esneme	231
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	231
		Salınım Uzama	0
2	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	153
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	153
	5 Evreli	Duruş Esneme	153
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	153
		Salınım Uzama	0
3	2 Evreli	Duruş	1083
		Salınım	139
	3 Evreli	Duruş	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım	139
	5 Evreli	Duruş Esneme	139
		Duruş Uzama	1083
		Ön Salınım	0
		Salınım Esneme	139
		Salınım Uzama	0

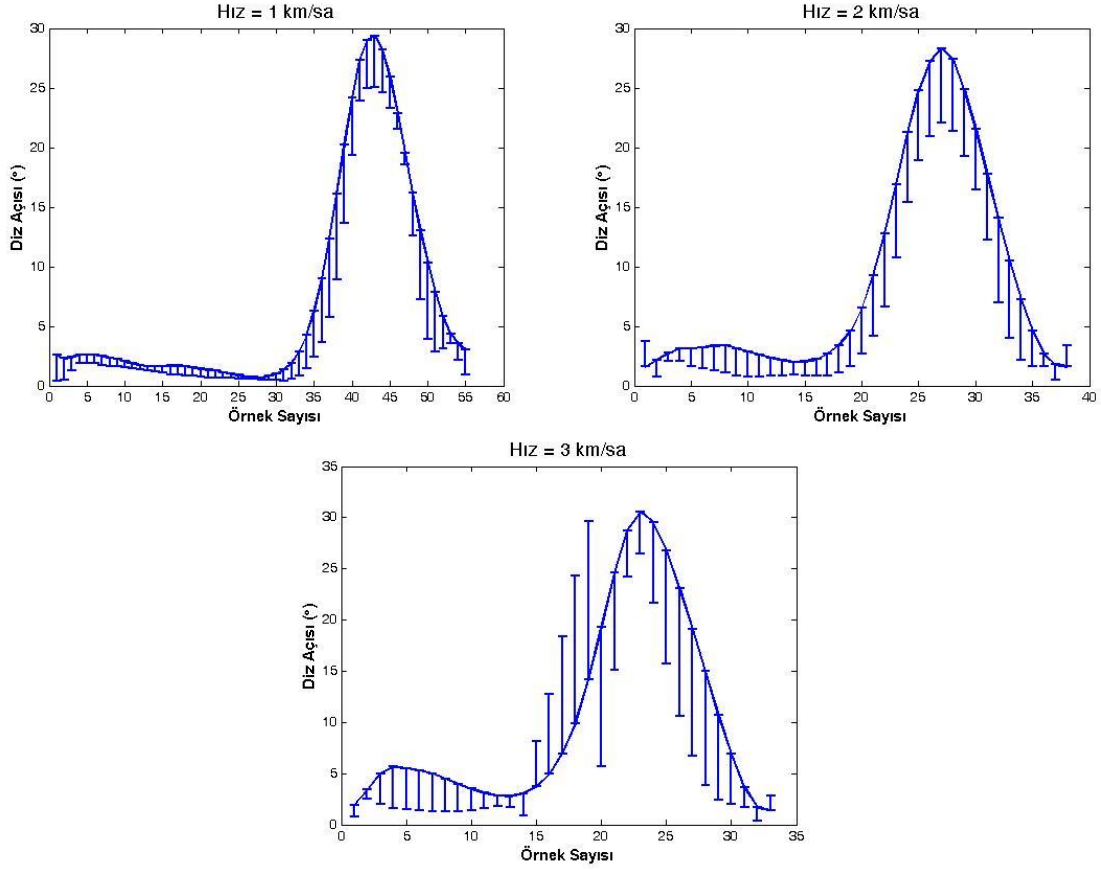
Farklı hızlarda belirtilen evreler ve her evreye göre özel olarak seçilen sertlik seviyeleriyle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Şekil 6.11'de farklı hızlarda beş evreli yürüyüşler için atanan sertlik seviyeleri gösterilmiştir.



Şekil 6.11 Farklı hızlarda beş evreli yürüyüşler için atanan sertlik seviyeleri

Şekil 6.11'de görüldüğü gibi, hız arttıkça duruş evrenin süresi azalmaktadır. Ayrıca MR silindirli protezin hareket kabiliyetinin yüksek olduğu için bu hareketin sönümlendirilmesi gerekmektedir. Bu sebeple MR silindirin salınım esneme evresindeki sertlik seviyesi yürüyüş hızı ile ters orantılı olarak düşürülmektedir.

Farklı evrelerle gerçekleşen yürüyüş çevrimlerinin normal yürüyüşe göre veri değerlerinin değişimini özetlemek için standart sapmaları hesaplanmıştır. Sunum kolaylığı açısından birinci deneğin farklı hızlarda gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi Şekil 6.12'de gösterilmiştir.



Şekil 6.12 Farklı hızlarda birinci deneğin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği iki, üç ve beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre değişimi

Farklı hızlarda gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için analizler sonucunda elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları normal yürüyüş kriterlerine göre kıyaslanmıştır. Birinci deneğin farklı hızlarda ve farklı evrelerle gerçekleştirdiği yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiştir ve inceleme sonucunda hata değerleri hesaplanmıştır. Gerçekleşen yürüyüşlerle ilgili veriler ve hata değerleri Çizelge 6.9'da bir arada verilmiştir.

Çizelge 6.9 Farklı hızlarda birinci deneğin MR silindri protezle yaptığı iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Yürüyüş	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	İki Evreli	34.57	59	1.99	7.86
	Üç Evreli	34.64	54	1.60	5.42
	Beş Evreli	31.71	54	1.26	2.94
2	Normal Yürüyüş	28.30	38	-	-
	İki Evreli	29.13	38	2.70	12.23
	Üç Evreli	33.06	36	2.88	14.15
	Beş Evreli	27.84	38	2.69	11.43
3	Normal Yürüyüş	30.55	33	-	-
	İki Evreli	33.29	33	2.68	11.00
	Üç Evreli	36.04	32	5.48	50.28
	Beş Evreli	32.02	33	2.36	7.58

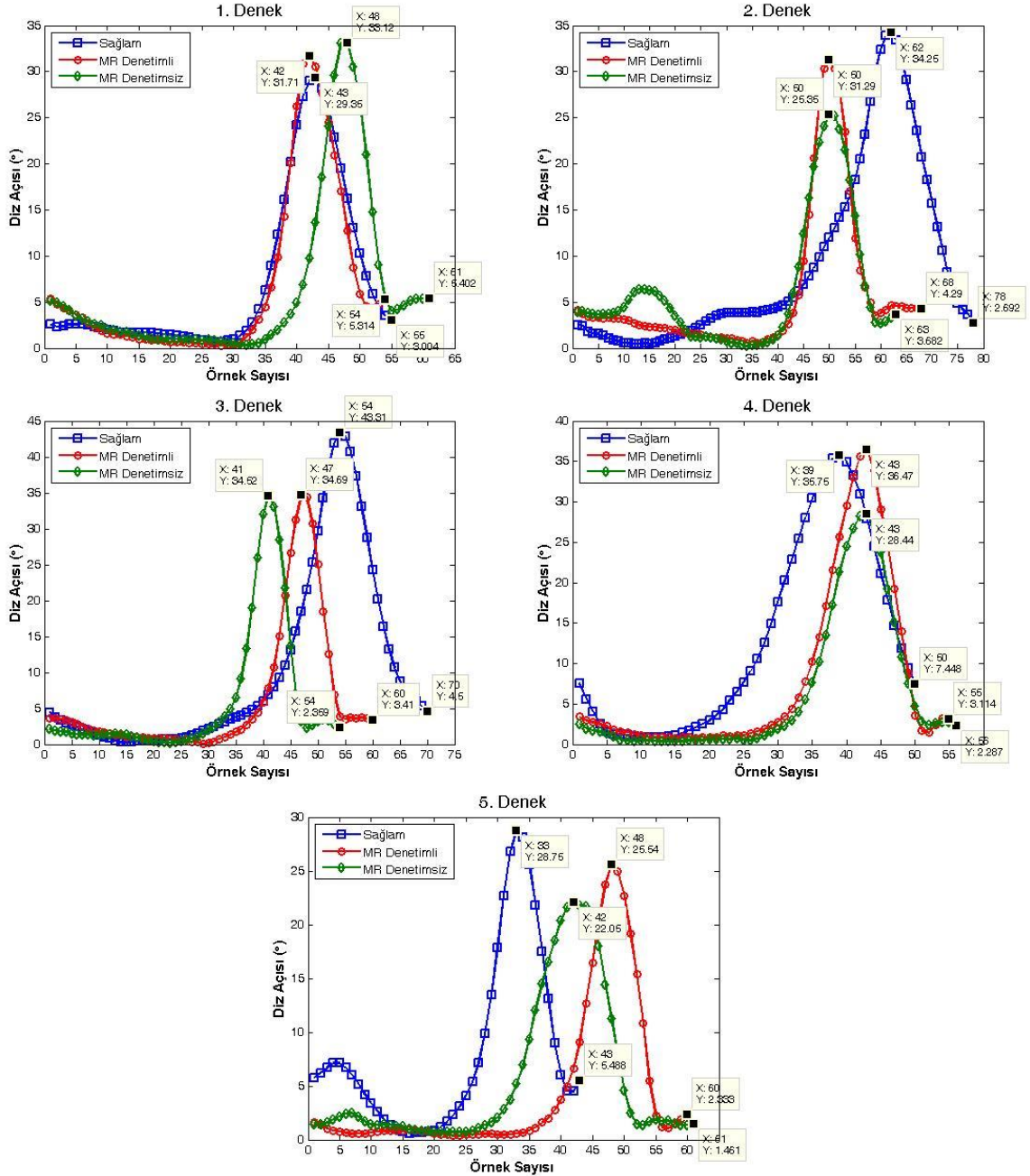
Sonuçlardan görüldüğü gibi, geliştirilen algoritma farklı hızlar için de normal yürüyüşün kriterlerine yakın bir sonuç vermektedir. Bu algoritmanın farklı hızlardaki kullanılabilirliğini göstermektedir.

6.4 Denetimli ve Denetimsiz MR Silindri Protezin Karşılaştırılması

Bir önceki bölümde MR silindri protezin denetimini gerçekleştirdikten sonra, bu bölümde, proteze yapılan denetimler sonucunda ulaşılan başarımları tartışmak için, farklı hızlarda farklı denekler tarafından denetimli ve denetimsiz olarak iki ayrı yürüyüş gerçekleştirilmiştir. Denetimli durum için bir önceki bölümde yapılan incelemeler sonucunda normal yürüyüşün kriterlerine yakın bir sonuç elde eden beş evreli yürüyüşler kullanılmıştır. Diğer taraftan denetimsiz durum için silindire herhangi bir müdahale yapılmadan sıfır seviyesindeki sertlikle yapılan yürüyüşler

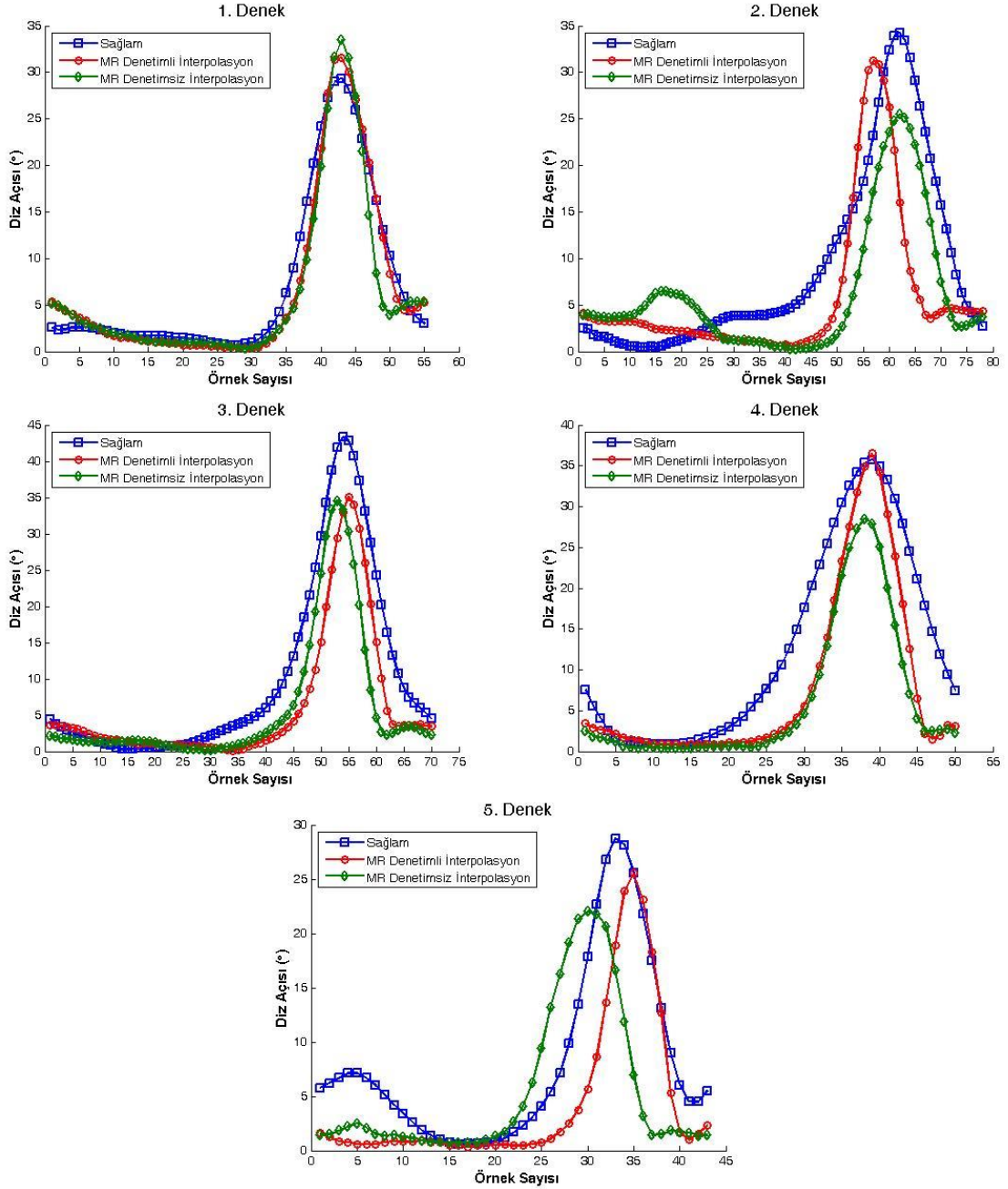
kullanılmıştır. Daha sonra gerçekleşen denetimli ve denetimsiz yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için daha önce yapılan analizlerin benzeri uygulanmıştır.

Farklı denekler tarafından 1 km/sa sabit hızla denetimli ve denetimsiz olarak iki ayrı yürüyüş gerçekleştirilmiştir. Gerçekleşen denetimli, denetimsiz ve normal yürüyüşlerin çevrimlerinin ortalamaları Şekil 6.13'te gösterilmiştir.



Şekil 6.13 Farklı deneklerin denetimli ve denetimsiz MR silindri protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdikleri yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Farklı denekler tarafından gerçekleştirilen denetimli ve denetimsiz yürüyüşlerin çevrim süreleri normal yürüyüşe göre aradeğerlendirilmiş ve normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri incelenmiştir. Aradeğerlendirilmiş denetimli, denetimsiz ve normal yürüyüşün çevrimlerinin ortalamaları Şekil 6.14'te gösterilmiştir.



Şekil 6.14 Farklı deneklerin MR silindiri protezle gerçekleştirdiği denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri

Farklı deneklerle gerçekleşen denetimli ve denetimsiz yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için analizler sonucunda elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları normal yürüyüş kriterlerine göre kıyaslanmıştır. Daha sonra gerçekleşen yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiştir ve inceleme sonucunda hata değerleri hesaplanmıştır. Gerçekleşen yürüyüşlerle ilgili veriler ve hata değerleri Çizelge 6.10'da bir arada verilmiştir.

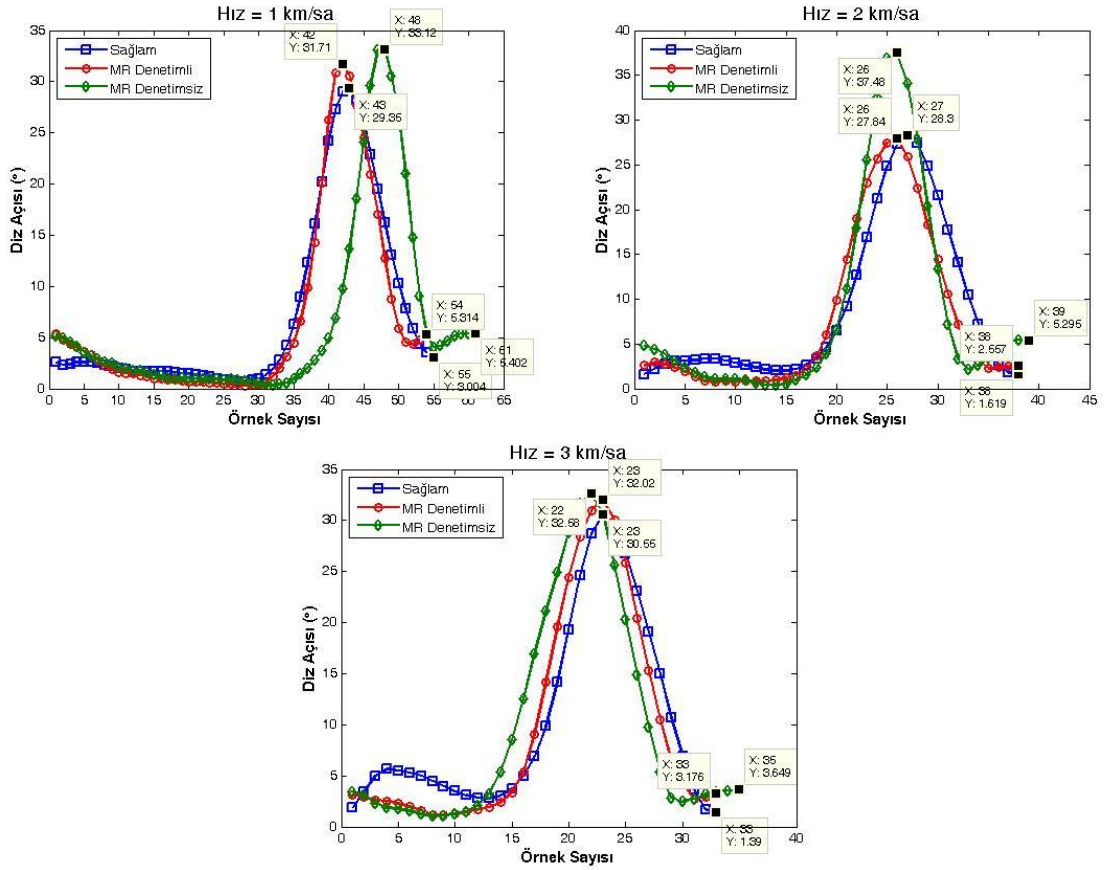
Çizelge 6.10 Farklı deneklerin MR silindri protezle yaptığı denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Denek	Yürüyüş	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1.Denek	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	Denetimsiz	33.12	61	1.84	7.88
	Denetimli	31.71	54	1.26	2.94
2.Denek	Normal Yürüyüş	34.25	78	-	-
	Denetimsiz	25.35	63	5.15	45.96
	Denetimli	31.29	68	4.05	26.38
3.Denek	Normal Yürüyüş	43.31	70	-	-
	Denetimsiz	34.52	54	4.49	46.65
	Denetimli	34.69	60	4.32	37.71
4.denek	Normal Yürüyüş	35.75	50	-	-
	Denetimsiz	28.44	56	6.54	71.73
	Denetimli	36.47	55	4.87	45.93
5.Denek	Normal Yürüyüş	28.75	43	-	-
	Denetimsiz	22.05	61	5.05	50.59
	Denetimli	25.54	60	3.82	27.58

Sonuçlardan görüldüğü gibi geliştirilen denetim algoritmasının farklı deneklere uygulandığında, yapılan denetimli yürüyüşlerde, denetimsiz yürüyüşlere kıyasla, normal yürüyüş kriterlerine göre kayda değer bir iyileştirme söz konusudur. Diğer

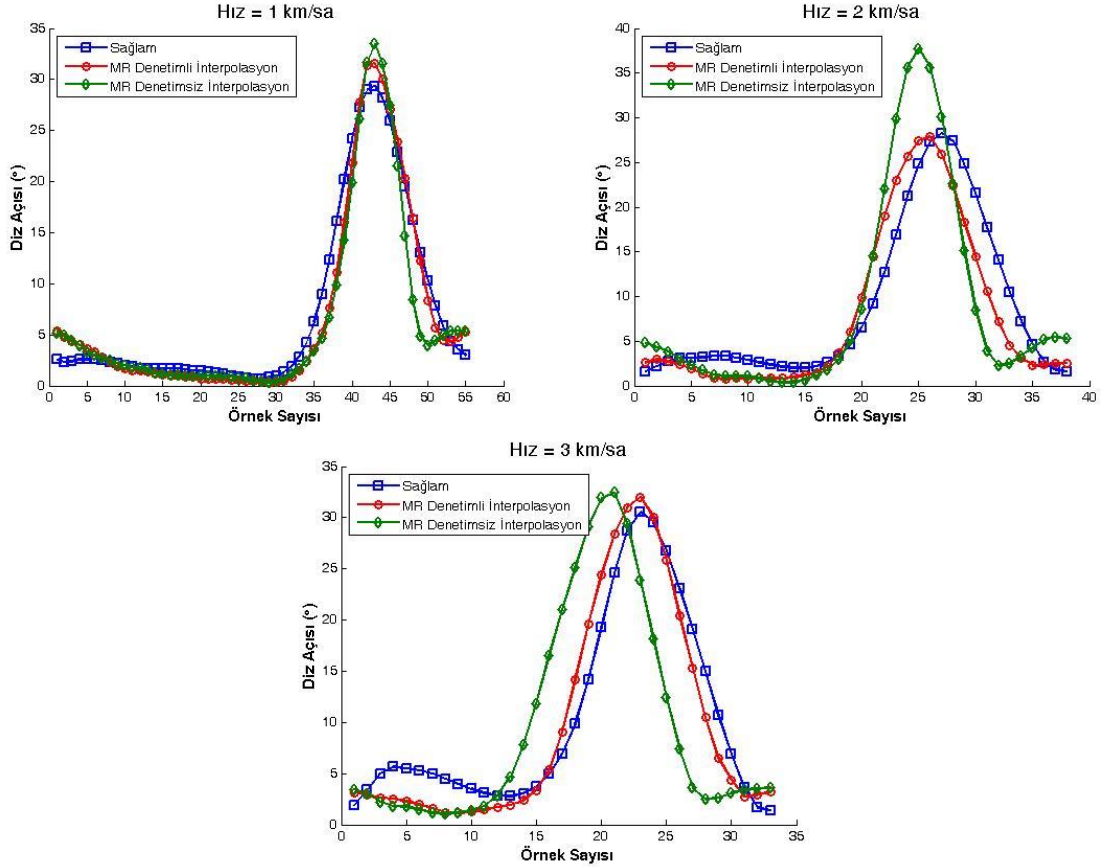
tarafından hata değerlerine bakıldığında, yapılan denetimli yürüyüşler morfolojik olarak normal yürüyüşe daha benzer bir yapıya sahiptir.

Bu aşamaya kadar 1 km/sa sabit hızla farklı deneklerle ve MR silindirik protezle denetimli ve denetimsiz durumlarda yürüyüşler gerçekleştirilmiştir ve geliştirilen denetim algoritmasının denetimsiz yürüyüşlere kıyasla farklı deneklerdeki başarımı sınanmıştır. Daha sonra MR silindirik proteze uygulanan denetim algoritmasının farklı hızlardaki başarımı incelenmiştir. Bu bağlamda 1,2 ve 3 km/sa hızlarda denetimli ve denetimsiz olarak iki farklı yürüyüş gerçekleştirilmiştir. Yüksek hızlarla yapılan deneylerde deneklerin sağlığı ön planda tutularak, gerçekleşen protezli yürüyüşlerde daha fazla deneyim sahibi olan birinci denekten yararlanılmıştır. Farklı hızlarda gerçekleşen denetimli, denetimsiz ve normal yürüyüşlerin çevrimlerinin ortalamaları Şekil 6.15'te gösterilmiştir.



Şekil 6.15 Farklı hızlarda birinci denek denetimli ve denetimsiz MR silindirik protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Daha sonra birinci deneğin farklı hızlarda gerçekleştirdiği denetimli ve denetimsiz yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri incelenmiştir. Aradeğerlendirilmiş denetimli, denetimsiz ve normal yürüyüşün çevrimlerinin ortalamaları Şekil 6.16'da gösterilmiştir.



Şekil 6.16 Farklı hızlarda birinci deneğin MR silindiri protezle gerçekleştirdiği denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri

Birinci deneğin farklı hızlarda gerçekleştirdiği denetimli ve denetimsiz yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için analizler sonucunda elde edilen grafiklerden çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları normal yürüyüş kriterlerine göre kıyaslanmıştır. Diğer yandan gerçekleşen yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiştir ve inceleme sonucunda hata değerleri hesaplanmıştır. Gerçekleşen yürüyüşlerle ilgili veriler ve hata değerleri Çizelge 6.11'de bir arada verilmiştir.

Çizelge 6.11 Birinci deneğin farklı hızlarda MR silindirik protezle yaptığı denetimli ve denetimsiz yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Yürüyüş	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	Denetimsiz	33.12	61	1.84	7.88
	Denetimli	31.71	54	1.26	2.94
2	Normal Yürüyüş	28.30	38	-	-
	Denetimsiz	37.48	39	5.99	74.21
	Denetimli	27.84	38	2.69	11.43
3	Normal Yürüyüş	30.55	33	-	-
	Denetimsiz	32.58	35	6.47	69.88
	Denetimli	32.02	33	2.36	7.58

Sonuçlardan görüldüğü gibi geliştirilen denetim algoritmasının farklı hızlara uygulanıp, ortaya çıkan denetimli yürüyüşlerin, denetimsiz yürüyüşlere kıyasla, normal yürüyüş kriterlerine yaklaşıldığı görülmektedir. Diğer taraftan hata değerlerine bakıldığında, yapılan denetimli yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe daha çok benzediği görülmüştür. Yüksek hızlarda elde edilen sonuçlara bakıldığında, başarı oranının daha da yüksek olduğu görülmektedir.

7. MR VE PNÖMATİK SİLİNDİRLİ PROTEZLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

Tez çalışmasının bu bölümüne kadar yapılan incelemeler ve analizler sonucunda, MR silindirli protezin kişiye özel sertlik seviyeleri belirlendi. Daha sonra bir denek üzerinden farklı hızlarda yürüyüş deneyleri gerçekleştirildi. Bu deneyler sonucunda MR silindirli protezin farklı hızlardaki sertlik seviyelerine karar verildi. Orhanlı ile yapılan ortak çalışmada, aynı analizler pnömatik silindirli proteze uygulandı [19]. Farklı deneklerle gerçekleşen deneyler sonucunda, pnömatik silindirli protezin kişiye özel sertlik seviyeleri belirlendi. Farklı hızlarda tek bir denek üzerinden yapılan deneyler ve incelemeler sonucunda, pnömatik silindirli protezin farklı hızlardaki uygun sertlik seviyeleri belirlendi. Bu çalışmanın ayrıntıları Orhanlı tarafından hazırlanan teknik raporda etraflıca incelenmiştir [19].

MR silindirli protezin başarımlarını yükseltmek üzere, sonlu durum denetim yöntemiyle bir denetim algoritması geliştirildi. Bu algoritmanın sonucunda MR silindirli protezin denetimi gerçekleştirildi. Daha sonra geliştirilen denetim algoritmasının başarımlarını incelemek için, farklı hızlarda ve farklı deneklerle yürüyüş deneyleri gerçekleştirildi. Bu deneyler sonucunda gerçekleşen denetimin başarımları tartışıldı. Orhanlı'nın [19] gerçekleştirdiği çalışmada, pnömatik silindirli protezin başarımlarını yükseltmek amacıyla, sonlu durum denetim yöntemiyle protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonunda, geliştirilen denetim algoritması pnömatik silindirli proteze uygulanmış, farklı hızlarda ve farklı deneklerdeki başarımları incelenmiştir.

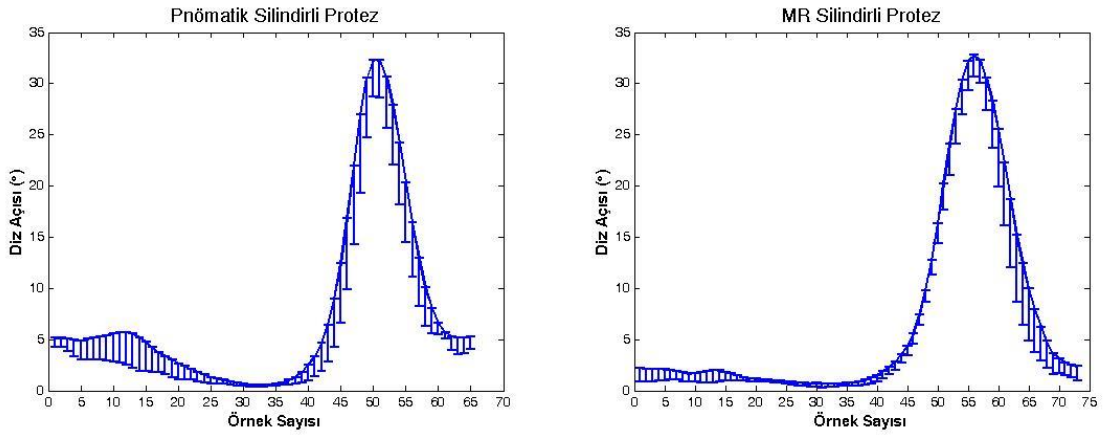
Bu bölümde MR ve pnömatik silindirli protezlerle yapılan deneyler ve incelemeler sonucunda, iki protezin arasında ortaya çıkan farklılıklar incelenmiştir. Daha sonra uygulanan denetim algoritmasının sonucunda gerçekleşen denetimli yürüyüşlerin başarımları tartışılmıştır.

7.1 Farklı Hızlarda ve Farklı Deneklerle MR ve Pnömatik Silindirli Protezle Gerçekleşen Yürüyüşlerin Karşılaştırılması

İlk başta her iki protezin farklı silindir sertlik seviyesiyle gerçekleştirilen deneyler sonucunda kişiye özel sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Bu deneyler sonucunda farklı deneklerin yorumlarına başvurulmuştur. Pnömatik silindirli protezin sertlik aralığı dar olduğundan denekler kendini rahat hissettikleri sertlik seviyelerinin

belirlenmesinde daha kolay karar vermektedirler. Bu sebeple kişiye özel sertlik seviyelerinin belirlenmesi için herhangi bir sertlik aralığı seçmeye gerek kalmamıştır ve en uygun sertlik seviyeleri sadece deneklerin yorumları üzerine belirlenmiştir. Diğer taraftan sertlik aralığının dar olması silindirin denetimi için gerekli olan silindir hassasiyetinde kısıtlamalar getirmektedir. Diğer yandan MR silindirli protezin sertlik aralığı geniş olduğundan dolayı kişiye özel sertlik seviyelerinin belirlenmesi, deneğin yorumu ve analizler ile gerçekleşir. Bu sebeple deneğin yorumu dikkate alınarak, önce deneğin kendini rahat hissettiği sertlik aralığı seçilmelidir. Daha sonra ayrıntılı bir inceleme sonucunda, bu aralığın içinde kişiye özel en uygun sertlik seviyesi belirlenmektedir. MR silindirin sertlik aralığının geniş olması, pnömatrik silindire nazaran, sertlik seviyelerinin belirlenmesi için daha ayrıntılı bir inceleme gerektirmekte ancak daha yüksek hassasiyetle tespiti yol açmaktadır.

Farklı deneklerin, her iki protezde kişiye özel belirlenmiş en iyi sertlik seviyesiyle gerçekleştirdikleri yürüyüşlerde, kendilerini rahat hissettikleri ve protezli yürüyüşe göre adaptasyonları dikkate alınmıştır. Bu bağlamda her iki protezde kişiye özel belirlenmiş en iyi sertlik seviyesiyle gerçekleşen yürüyüşlerin ortalamaları ve ortalamaya göre standart sapmaları hesaplanmıştır. Şekil 7.1'de gerçekleşen yürüyüşlerin ortalamaları ve ortalamaya göre veri değerlerinin değişimi gösterilmiştir.



Şekil 7.1 Farklı deneklerin, MR ve Pnömatik silindirli protezle kişiye özel belirlenmiş en iyi sertlik seviyesiyle gerçekleştirdikleri yürüyüşlerin ortalamaları ve ortalamaya göre değişimi

Yorumlarına bakıldığında, farklı deneklerin MR silindirli protezle gerçekleştirdikleri yürüyüşlerde, kendilerini daha rahat hissettiklerini belirtmişlerdir. Hissedilen rahatlık sonucunda, Şekil 7.1'de görüldüğü gibi, denekler MR silindirli protezle gerçekleştirdikleri yürüyüşlerde, protezli yürüyüşe daha çabuk adapte olmuşlardır. Bu adaptasyon sonucunda, denekler MR silindirli protezle ortalama yürüyüşe daha yakın bir yürüyüş gerçekleştirmişlerdir.

Daha sonra MR ve pnömatik silindirli protezlerin farklı hızlardaki silindir sertlikleri belirlenmiş ve gerçekleşen yürüyüşlerde başarımları incelenmiştir. Daha önce belirtildiği gibi, yüksek hızlarla yapılan deneylerde deneklerin sağlığı ön planda tutularak sadece birinci denekten faydalanılmıştır. Farklı hızlarda yapılan yürüyüşler sunucunda, her hız için özel olarak sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Çizelge 7.1'de, farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezler için belirlenen sertlik seviyeleri gösterilmiştir.

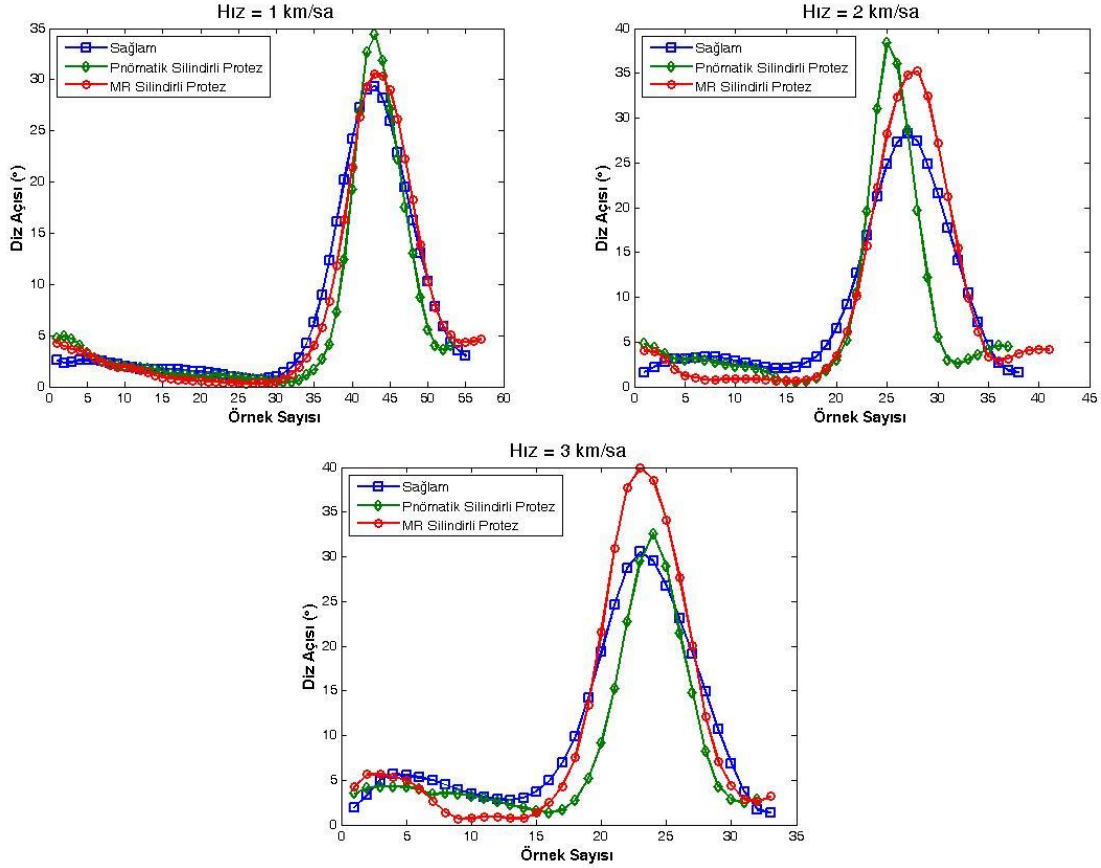
Çizelge 7.1 Farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezler için belirlenen sertlik seviyeleri

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Sertlik Seviyesi	
	Pnömatik Silindirli Protez (MAS)	MR silindirli Protez (mA)
1	119	231
2	123	153
3	125	139

Çizelge 7.1'de görüldüğü gibi, pnömatik silindir sertlik seviyesi hız değişimlerine bağlı olarak artmaktadır. MR silindirli protezde yapılan yürüyüşler sonucunda, protezin hareket kabiliyetinin yüksek olduğu ve kullanıcının rahat yürüyebilmesi için bu hareketin sönümlendirilmesi gerektiği gözlenmiştir. Bu sebeple MR silindir sertlik seviyesinin, pnömatik silindirli protezin aksine, yürüyüş hızı ile ters orantılı olarak düşürülmesi gerekmektedir.

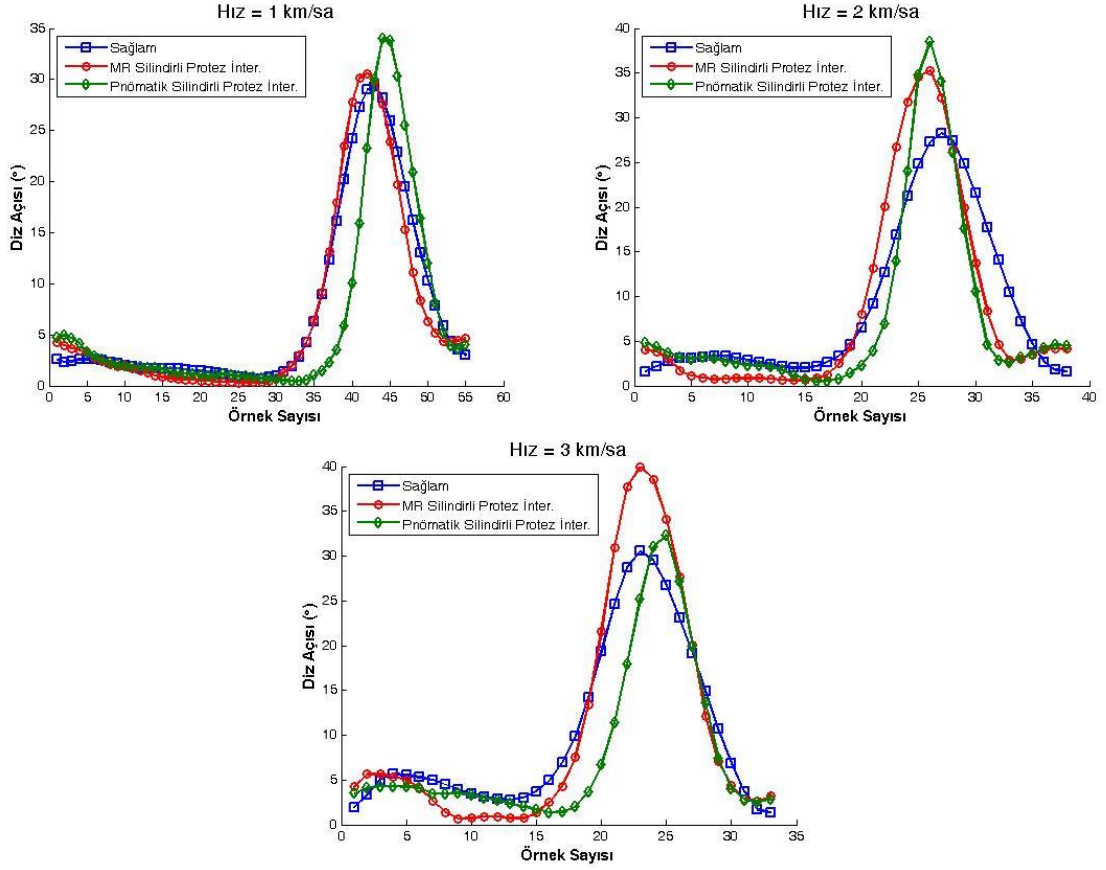
Her hız için özel olarak belirlenen sertlik seviyeleriyle, hem MR hem de pnömatik silindirli protezle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Gerçekleşen yürüyüşler

sonucunda elde edilen yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları Şekil 7.2'de gösterilmektedir.



Şekil 7.2 Farklı hızlarda birinci deneğin MR ve pnömatik silindirli protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Daha sonra birinci deneğin farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri incelenmiştir. Aradeğerlendirilmiş MR ve pnömatik silindirli protezli yürüyüşlerin ve normal yürüyüşün çevrimlerinin ortalamaları Şekil 7.3'te gösterilmiştir.



Şekil 7.3 Farklı hızlarda birinci deneğin MR ve pnömatik silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri

Birinci deneğin farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için, elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları normal yürüyüş kriterlerine göre kıyaslanmıştır. Diğer yandan gerçekleşen yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiştir ve inceleme sonucunda hata değerleri hesaplanmıştır. Gerçekleşen yürüyüşlerle ilgili veriler ve hata değerleri Çizelge 7.2'de bir arada verilmiştir.

Çizelge 7.2 Birinci deneğin farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Yürüyüş	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	MR	30.56	57	1.18	3.02
	Pnömatik	34.39	53	2.60	21.41

2	Normal Yürüyüş	28.30	38	-	-
	MR	35.26	41	3.25	20.83
	Pnömatik	38.43	37	3.50	25.53

3	Normal Yürüyüş	30.55	33	-	-
	MR	39.98	33	3.01	15.04
	Pnömatik	32.62	32	3.20	23.82

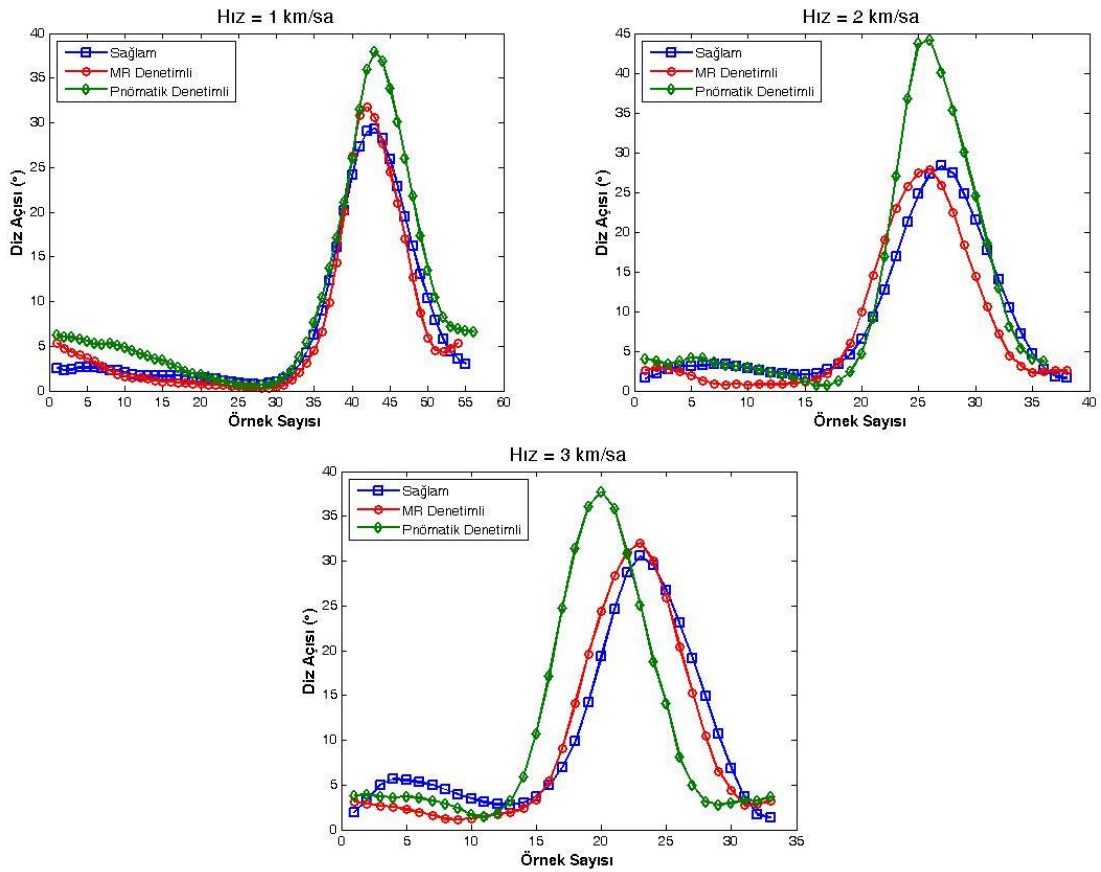
Sonuçlardan görüldüğü gibi, 1km/sa hızda deneğin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüşün, pnömatik silindirli proteze nazaran, hem en yüksek diz açısı hem de çevrim süresi kriterlerine göre normal yürüyüşe daha yakın bir sonuç vermektedir. Diğer taraftan, 2 km/sa hızda deneğin gerçekleştirdiği yürüyüşlerde, en yüksek diz açısı kriterine göre MR silindirli protez ve çevrim süresi kriterine göre pnömatik silindirli protez normal yürüyüşe göre daha yakın bir sonuç vermektedir. Son olarak 3 km/sa hızla gerçekleşen yürüyüşlerde, en yüksek diz açısı ve çevrim süresi kriterlerine göre, sırayla pnömatik ve MR silindirli protez normal yürüyüşe göre daha başarılı bir sonuç vermektedir.

Diğer taraftan, hata değerlerine bakıldığında, bütün hızlarda deneğin MR silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüşlerin, pnömatik silindirli proteze kıyasla, morfolojik olarak normal yürüyüşe daha çok benzediği görülmektedir.

7.2 Farklı Hızlarda Denetimli MR ve Pnömatik Silindirli Protezle Gerçekleşen Yürüyüşlerin Karşılaştırılması

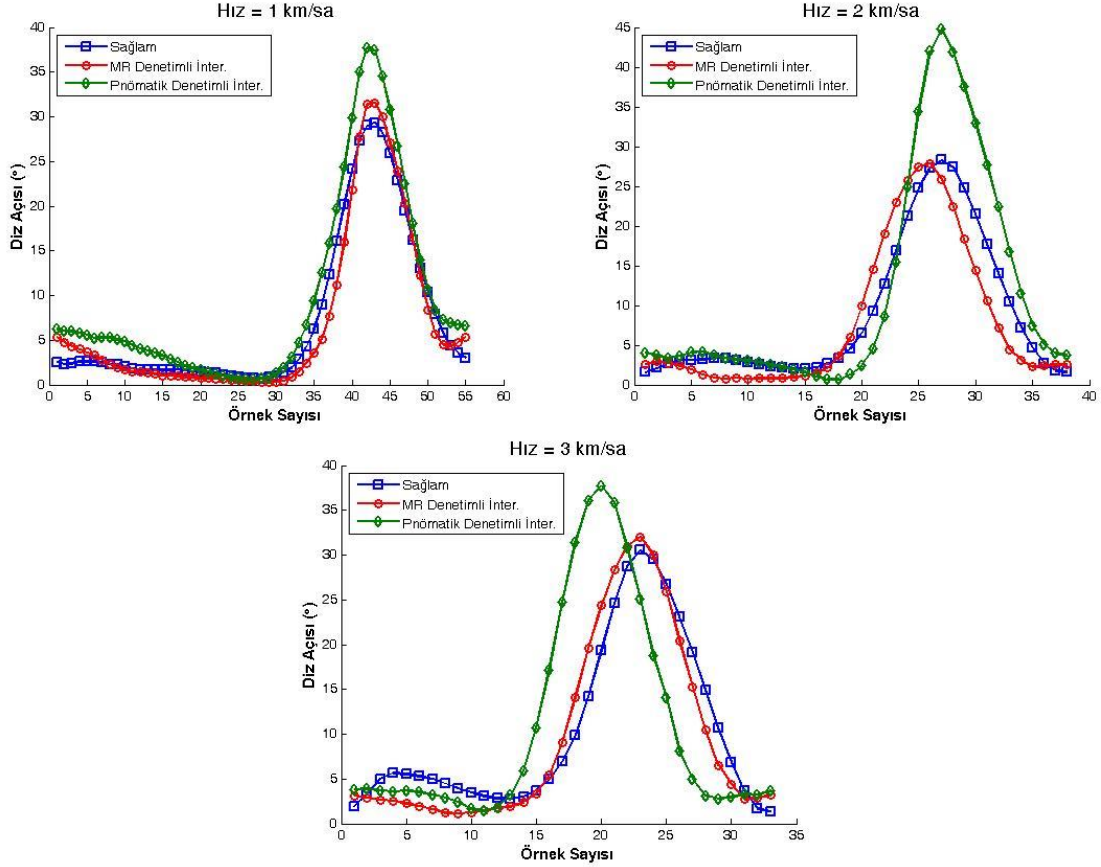
Çalışmanın bu bölümünde farklı hızlarda denetimli MR ve pnömatik silindirli protezlerin başarımları karşılaştırılmıştır. Bu bağlamda geliştirilen denetim algoritması ile MR silindirli protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Denetimli MR silindirli protez için Bölüm 6.3'te yapılan incelemeler sonucunda normal yürüyüşün kriterlerine yakın bir sonuç elde eden beş evreli yürüyüşlerin sonuçları kullanılmıştır. Denetimli pnömatik silindirli protez için, Orhanlı [19] tarafından gerçekleştirilen çalışmanın sonucunda elde edilen beş evreli yürüyüşlerin sonuçları kullanılmıştır.

Birinci denek farklı hızlarda hem MR hem de pnömatik silindirli protezle yürüyüşlerini gerçekleştirmiştir. Gerçekleşen yürüyüşler sonucunda elde edilen yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları Şekil 7.4'te gösterilmiştir.



Şekil 7.4 Farklı hızlarda birinci denek için denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle ve sağlam bacakla gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları

Gerçekleşen yürüyüşlerin normal yürüyüşe göre morfolojik benzerliklerini incelemek için, denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle gerçekleşen yürüyüşler normal yürüyüşe göre aradeğerlendirmeleri yapılmıştır. Aradeğerlendirmeleri yapılmış denetimli MR ve pnömatik silindirli protezli yürüyüşlerin ve normal yürüyüşün çevrimlerinin ortalamaları Şekil 7.5'te gösterilmiştir.



Şekil 7.5 Farklı hızlarda birinci deneğin denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle gerçekleştirdiği yürüyüş çevrimlerinin ortalamalarının normal yürüyüşe göre morfolojik benzerlikleri

Gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için Şekil 7.4'ten elde edilen çevrim süreleri ve en yüksek diz açıları normal yürüyüş kriterlerine göre kıyaslanmıştır. Yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiş ve hata değerleri hesaplanmıştır. Daha iyi bir inceleme için şekillerden alınan veriler ve hata değerleri Çizelge 7.3'te bir arada verilmiştir.

Çizelge 7.3 Birinci deneğin farklı hızlarda denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları

Yürüyüş Hızı (km/sa)	Yürüyüş	En yüksek Diz Açısı (Derece)	Çevrim Süresi (Örnek)	Morfolojik Benzetim Hata Değerleri	
				OMH	OHK
1	Normal Yürüyüş	29.35	55	-	-
	Denetimli Pnömatik	37.99	56	2.65	12.86
	Denetimli MR	31.71	54	1.26	2.94

2	Normal Yürüyüş	28.30	38	-	-
	Denetimli Pnömatik	44.17	36	4.05	37.98
	Denetimli MR	27.84	38	2.69	11.43

3	Normal Yürüyüş	30.55	33	-	-
	Denetimli Pnömatik	37.69	33	6.66	88.46
	Denetimli MR	32.02	33	2.36	7.58

Sonuçlardan görüldüğü gibi, denetimli MR silindirli protezle gerçekleşen farklı hızlardaki yürüyüşler hem en yüksek diz açısı olarak hem de çevrim süresi olarak normal yürüyüşe daha yakın bir sonuç vermektedirler. Diğer taraftan denetimli MR silindirli protezle yapılan yürüyüşlerin, pnömatik silindire nazaran morfolojik olarak normal yürüyüşe daha çok benzedikleri görülmektedir.

Denetimli pnömatik silindirli protezin hata değerlerine bakıldığında, hız arttıkça hata değerlerinin de artmakta olduğu gözükmemektedir. Bu artışın sebebi, pnömatik silindirin denetiminde kullanılan adım motorunun tepki süresinin yüksek hızlarda yeterli olmayışdır.

8. SONUÇLAR

Bu çalışmada MR silindirli protezin denetimi gerçekleştirilmiştir. Bu çerçevede doğal yürüyüş hareketi inceleyebilmek için hem görüntü tabanlı hem de doğrudan hareket inceleme sistemlerinden faydalanılmıştır ve Akdoğan [16] tarafından geliştirilen hareket inceleme sistemleri kullanılmıştır. Görüntü tabanlı hareket inceleme sistemini kullanarak insanın yürüyüş hareketinin görüntüleri kaydedilmiştir. Yürüyüşün görüntü verileri MATLAB programı yardımıyla bilgisayar ortamına aktarılmıştır. MATLAB tarafından aktarılan görüntüler belirli bir çerçeve sayısını aştığında, bellekte tuttuğu yer fazla olduğundan MATLAB hafıza hatası vermektedir. Bu sebeple bütün görüntü verileri 16 saniyeye denk gelen toplam 400 çerçeveye sınırlanmıştır. En düşük hızda yapılan yürüyüş deneyinde en az yedi yürüyüş çevrimi bulunmaktadır ki yapılacak olan analizler için yeterli olarak görülmüştür. Ancak bu kayıt süresinin arttırılması gerektiği bilinmekte ve iyileştirme çabası gerekmektedir.

Bütün analizlerde, yürüyüş çevrimlerini belirlemek için görüntü tabanlı hareket inceleme sisteminden toplanmış görüntüler kullanılmıştır. Bu görüntülerden topuğun yere bastığı anki çerçeve sayısı temel alınarak yürüyüş çevrimleri ve ilgili çevrimin periyodu belirlenmektedir. Bir yürüyüş boyunca bulunan çevrim sayıları farklı hızlarda ve farklı deneklere göre değişiklik göstermektedir. Hız arttıkça, çevrim sürelerinin kısalmasıyla beraber, bir yürüyüş boyunca elde edilen yürüyüş çevrim sayısı artmaktadır. Gerçekleşen yürüyüşlerin başarımlarını daha ayrıntılı bir şekilde inceleyebilmek için, yürüyüş çevrimlerinin ortalamaları alınmıştır.

MR sönmülendirici; akümülatör, ayırıcı piston, manyetik kutupların oluşturduğu piston başı ve MR sıvısının dolduracağı odacıklardan oluşmaktadır. Bu özellikler doğrultusunda Akdoğan'ın [16] doktora tezi çalışmaları kapsamında bir MR silindirli protez geliştirilmiştir. Ancak bu çalışma kapsamında ilk çalışmada ortaya çıkan sorunların giderilmesinde ve MR silindirinin tekrar üretilmesinde Yrd. Doç. Dr. İsmail Şahin'in deneyimine tekrar başvurulmuştur. MR silindirinin göstereceği tepki kuvveti verilen akım şiddeti ile belirlenmektedir. Bu sebeple MR silindirinin denetimi için ayarlanabilen bir akım kaynağına ihtiyaç duyulmuştur. Bu çalışma çerçevesinde MR silindirli protezle gerçekleşen yürüyüşlerde, LORD firması tarafından geliştirilen ayarlanabilir akım kaynağı kullanılmıştır. Daha sonra MR

silindirli protezin son ürün aşamasında kullanılmak üzere daha basit, küçük bir boyutta ve MR silindirli protezle uyumlu bir biçimde ayarlanabilir bir akım kaynağı tasarlanmıştır. Bu tasarımda, ayarlanabilen yüksek verimli bir düzenleyici olan LTC3600 entegresi kullanılmıştır. Bu entegrenin ISET bacağına bağlı olan direncin değerini değiştirerek, SW çıkışından akacak olan akımın şiddetini ayarlamak mümkündür. ISET bacağına bağlı olan direncin değerini dinamik olarak değiştirebilmek üzere tek kanallı, 256 konumlu, 20k Ω değerinde ve dinamik olarak denetlenebilen bir dijital potansiyometre olan AD5280 entegresi kullanılmıştır. AD5280 entegrenin direnç değeri iki kablolu I2C seri veri yolu protokolü (two-wire I2C serial bus protocol) ile belirlenmektedir.

Yürüyüş evrelerine göre yapılacak olan ayrıntılı denetim parametreleri seçiminden önce, farklı denekler ve farklı hızlara göre hem MR hem de pnömatik silindirin sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Bu çalışmada sağlıklı bacakla gerçekleşen yürüyüş çevrimlerinin sonuçları temel olarak kabul edilmiştir. Bu bağlamda farklı hızlarda beş ayrı denekle yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Yürüyüş deneyleri sonucunda her hızda kişiye özel sertlik seviyelerinin belirlenmesi için, yapılan protezli yürüyüşlerden elde edilen en yüksek diz açısının ve çevrim sürelerinin normal yürüyüş kriterlerine göre yakınlığı dikkate alınmıştır. Protezli yürüyüşleri morfolojik olarak inceleyebilmek için, HFD yöntemiyle yapılan aradeğerleme tekniğini kullanarak protezli yürüyüşün çevrim süreleri sağlam bacakla yapılan yürüyüşlerin çevrim süreleriyle aynı aralığa çekilmiştir. Morfolojik olarak normal yürüyüşe en yakın olan yürüyüşü seçmek için, Ortalama Mutlak Hata (OMH) ve Ortalama Hata Kare (OHK) değerleri hesaplanmıştır ve en düşük hata değerine sahip olan sertlik seviyesi seçilmiştir.

Farklı deneklerin MR silindirli protezle 1 km/sa hızla yaptığı yürüyüşte, silindirin sertliği değiştirilerek, deneklerin kendini rahat hissettiği sertlik aralığı kaydedilmiştir. Seçilen sertlik aralığı beş farklı sertliğe bölünerek incelemeye alınmıştır. İncelemeler sonucunda birinci, ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci deneklerin kişiye özel sertlik seviyeleri sırayla 231, 218, 175, 243 ve 227 mA olarak belirlenmiştir.

Farklı hızlarda MR silindirli protezin sertlik seviyelerini belirlemek için 1,2 ve 3 km/sa hızlarla yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Yüksek hızlarla yapılan

deneylerde deneklerin sağlığı ön planda tutularak, yüksek hızlarla gerçekleşen protezli yürüyüşlerde daha fazla deneyim sahibi olan birinci denekten yararlanılmıştır. Birinci deneğin farklı hızlarla ve farklı silindir sertlikleriyle gerçekleştirdiği yürüyüş deneylerinde daha önce uygulanan analizlerin benzeri uygulanmıştır. Gerçekleşen analizler sonucunda MR silindirin 1, 2 ve 3 km/sa hızındaki sertlik seviyeleri sırayla 231, 153 ve 139 mA olarak belirlenmiştir.

Orhanlı ile ortak olarak gerçekleştirilen çalışmada, pnömatik silindirli protezin kişiye özel sertlik seviyeleri belirlenmiştir. MR silindirli protezde yapıldığı gibi beş farklı deneğin yürüyüş verileri, görüntü tabanlı hareket inceleme sistemiyle toplanmıştır. Pnömatik silindirin sertlik aralığı dar olduğundan, denekler kendilerini rahat hissettikleri sertlik seviyelerine daha kolay bir şekilde karar vermiştir ve MR silindirli protezde yapıldığı gibi herhangi bir sertlik aralığına ihtiyaç duyulmamıştır. 1 km/sa sabit hızda pnömatik silindirli protezle gerçekleşen yürüyüşlerde, birinci, ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci deneklerin kişiye özel sertlik seviyeleri sırayla 119, 118, 123, 121 ve 120 motor adım sayısı olarak belirlenmiştir. Daha sonra farklı hızlarda pnömatik silindirin sertlik seviyelerini belirlemek için, birinci denek 1,2 ve 3 km/sa hızlarda yürümüş ve yapılan incelemeler sonucunda farklı hızlardaki sertlik seviyeleri sırayla 119, 123 ve 125 motor adım sayısı olarak belirlenmiştir.

MR ve pnömatik silindirli protezlerinde belirlenen sertliklerle gerçekleşen yürüyüş çevrimlerinin sonuçlarına bakıldığında, normal yürüyüş kriterlerine yaklaşıldığı ama denetim çerçevesinde yeterli olmadığı görülmüştür. Bu sebeple protezlerin daha ayrıntılı denetimini gerçekleştirmek üzere yürüyüş çevrimleri boyunca gerçekleşen evreler incelenmiştir. İncelemeler sonucunda bir yürüyüş çevrimi beş farklı evreye bölünmüştür. Bu bağlamda Tileylioğlu'nun [18] geliştirdiği evre kestirim algoritmaları incelenmiştir. Bu alışma kapsamında yürüyüş çevrimi boyunca gerçekleşen evreleri kestirmek için baldırdaki jiroskoptan toplanan verileri normalize ederek evre kestirimi yöntemi kullanılmıştır.

MR silindirli protezin denetimini gerçekleştirmek üzere, sonlu durum denetim yöntemi incelenmiştir. Yapılan incelemeler sonucunda MR silindirli protez için bir denetim algoritması geliştirilmiştir. Sonlu durum denetimini gerçekleştirmek için eşik değerlere ihtiyaç duyulmuştur. Eşik değerlerin belirlenmesi için deneğin

baldırına takılmış olan jiroskoptan toplanan verileri normalize ettikten sonra inceleme kolaylığı açısında nicelenmiştir. Daha sonra nicelenmiş olan verinin değeri ve türevi incelemeye alınmıştır. İncelemeler sonucunda eşik değerler belirlenmiştir. Belirlenen eşik değerler üzerine kurallar geliştirilmiştir. Belirlenen kurallar sonucunda yürüyüş çevrimi boyunca gerçekleşen önemli olaylar ayırt edilmiştir. Protezin sonlu durum denetiminde, durumlar için daha önce tanımlanan yürüyüş evreleri kullanılmıştır.

Geliştirilen denetim algoritması, MR silindirli protezle farklı evre sayısı ile yapılacak olan denetimde kullanılmıştır. Yürüyüş deneyleri gerçekleşmeden önce, iki, üç ve beş evreli yürüyüş çevrimlerinin evreleri belirlenmiştir. Daha sonra kişiye özel farklı evrelerde atanacak olan sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Bu bağlamda duruş esneme evresinde daha önce kişiye özel olarak belirlenen sertlik seviyesi kullanılmıştır. Duruş uzama evresinde diz eklemi bükülmeye karşı silindirin sertlik seviyesi en yüksek seviyede seçilmiştir. Ön salınım evresinde silindirin sertlik seviyesi en düşük seviyede ayarlanmıştır. Salınım esneme evresinde diz eklemine deneğin kalçasında üretilen torku sönümlendirerek en yüksek diz açısına ulaşabilmesi için daha önce kişiye özel olarak belirlenen sertlik seviyesi kullanılmıştır. Salınım uzama evresinde deneğin hızlı bir şekilde salınım evresini tamamlayabilmesi için silindirin sertlik seviyesi en düşük seviyede ayarlanmıştır.

Daha sonra MR silindirli protezin farklı evrelerde gerçekleşen denetiminin başarımlarını incelemek için beş farklı denekle 1 km/sa sabit hızla yürüyüş deneyleri gerçekleştirilmiştir. Gerçekleşen yürüyüşlerde daha önceki analizlerin benzeri uygulanmıştır. Elde edilen sonuçların doğrultusunda, geliştirilen denetim algoritmasının farklı deneklerde kullanılabilir olduğu tespit edilmiştir. Diğer yandan bütün deneklerde, beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe daha yakın bir sonuç verdiği görülmüştür.

Denetimli MR silindirli protezin farklı hızlardaki başarımlarını incelemek için, 1,2 ve 3 km/sa hızlarda birinci denekle farklı yürüyüş deneyleri yapılmıştır. Gerçekleşen analizler sonucunda, geliştirilen algoritmanın farklı hızlar için de kullanılabilir olduğu tespit edilmiştir. Gerçekleşen yürüyüşler doğrultusunda, farklı hızlarda da beş evreli yürüyüşlerin normal yürüyüşe daha yakın bir sonuç verdiği görülmüştür.

MR silindirli proteze yapılan denetimler sonucunda ulaşılan başarımları tartışmak için, farklı hızlarda farklı denekler tarafından denetimli ve denetimsiz olarak iki ayrı yürüyüş gerçekleştirilmiştir. Denetimli durum için beş evreli yürüyüşler kullanılmıştır. Diğer taraftan denetimsiz durum için silindire herhangi bir müdahale yapılmadan sıfır seviyesindeki sertlikle yapılan yürüyüşler kullanılmıştır. Farklı deneklerle ve farklı hızlarla gerçekleşen denetimli ve denetimsiz yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için daha önce yapılan analizlerin benzeri uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlardan, yapılan denetimli yürüyüşlerde, denetimsiz yürüyüşlere kıyasla, normal yürüyüş kriterlerine göre kayda değer bir iyileştirme söz konusu olduğu görülmüştür. Diğer taraftan hata değerlerine bakıldığında, yapılan denetimli yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe daha benzer bir yapıya sahip oldukları tespit edilmiştir.

Son olarak MR ve pnömatik silindirli protezlerin başarımları karşılaştırılmıştır. Pnömatik silindirli protezin sertlik aralığı dar olduğundan denekler kendini rahat hissettikleri sertlik seviyelerininine daha kolay karar vermişlerdir. Diğer taraftan sertlik aralığının dar olması silindirin denetimi için gerekli olan silindir hassasiyetinde kısıtlamalar getirmiştir. Diğer yandan MR silindirli protezin sertlik aralığı geniş olduğundan dolayı kişiye özel sertlik seviyelerinin belirlenmesi, deneğin yorumu ve analizler ile gerçekleşmektedir. MR silindirin sertlik aralığının geniş olması, pnömatik silindire nazaran, sertlik seviyelerinin belirlenmesi için daha ayrıntılı bir inceleme gerektirmekte ancak daha yüksek hassasiyetle tespite imkan sağlamaktadır.

Deneklerin yorumlarına bakıldığında, farklı deneklerin MR silindirli protezle gerçekleştirdikleri yürüyüşlerde, kendilerini daha rahat hissettikleri belirtilmiştir. Hissedilen rahatlık sonucunda denekler MR silindirli protezle, protezli yürüyüşe daha çabuk adapte olmuşlardır. Bu adaptasyon sonucunda, denekler MR silindirli protezle ortalama yürüyüşe daha yakın bir yürüyüş gerçekleştirmişlerdir.

Pnömatik silindirin sertlik seviyesi hız değişimlerine bağlı olarak artmaktadır. Diğer taraftan MR silindirli protezin hareket kabiliyetinin yüksek olduğu ve bu hareketin sönümlendirilmesi gerektiği gözlenmiştir. Bu sebeple MR silindirin sertlik

seviyesinin, pnömatik silindirli protezin aksine, yürüyüş hızı ile ters orantılı olarak düşmektedir.

Farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezlerle gerçekleşen yürüyüşlerin sonucunda, genel olarak MR silindirli protezle yapılan yürüyüşlerin hem morfolojik olarak hem de yürüyüş kriterleri olarak normal yürüyüşe daha çok yaklaşıldığı görülmüştür. Geliştirilen denetim algoritması, Orhanlı tarafından Pnömatik silindirli proteze uygulanmıştır. Daha sonra denetimli MR ve pnömatik silindirli protezlerin başarımları tartışılmıştır. Denetimli MR silindirli protezle gerçekleşen farklı hızlardaki yürüyüşler hem en yüksek diz açısı olarak hem de çevrim süresi olarak normal yürüyüşe daha yakın bir sonuç vermiştir. Hata değerlerine bakıldığında, denetimli MR silindirli protezle yapılan yürüyüşlerin bu denetim yapısı içinde, pnömatik silindire nazaran morfolojik olarak normal yürüyüşe daha çok benzediği görülmüştür.

MR silindirinin bir başka önemli avantajı da histerisis eğrisinin doğrusala daha yakın olmasıdır. Bu yapısal farklılık ve akım kaynağı ile hızlı sürülebilmesi nedeni ile sürekli denetime de olanak sağlamaktadır. Bundan sonraki çalışmalarda MR silindirli protezin servo denetimi üzerinde durulmalı ve MR silindirinin protez içindeki başarımları yeni denetim yaklaşımları ile arttırılmalıdır.

KAYNAKLAR

- [1] Nandy, A., Mondal, S., Rai, L., Chakraborty, P., & Nandi, G. C., A study on damping profile for prosthetic knee. *Proceedings of the International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics*, 511-517, **2012**.
- [2] Thomas, G., Simon, D. J., Inertial Thigh Angle Sensing for a Semi-Active Knee Prosthesis. *Imaging and Signal Processing in Health Care and Technology (ISPHT)*, 14-16 May, Baltimore, USA, 119-124, **2012**.
- [3] Zlatnik, D., Steiner, B., Schweitzer, G., Finite-state control of a transfemoral (TF) prosthesis. *Control Systems Technology, The Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) Transactions*, Vol.10, No.3, 408-420, **2002**
- [4] May, B.J. *Amputations and Prosthetics - Then and Now*. Philadelphia: F.A. Davis, **1996**
- [5] Alsankcak, S. Ortez ve Protez Tarihçesi. *Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı*, Cilt.1, Sayı.1, **2000**
- [6] Kim, J. H., Oh, J. H., Development of an above knee prosthesis using MR damper and leg simulator. *Robotics and Automation, 2001. The Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) International Conference*, Vol.4, 3686-3691, **2001**.
- [7] Khan, M. J., Afzal, M. R., Naseer, N., Koreshi, Z. U., Control system design for a prosthetic leg using series damping actuator. *Robotics and Artificial Intelligence (ICRAI), International Conference on The Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)*, 1-6, **2012**
- [8] Wang, T.K., Ju, M.S., Tsuei Y.G., Adaptive Control of Above Knee Electro-Hydraulic Prosthesis. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.114, 421-424, **1992**
- [9] Burnfield, J. M., Eberly, V. J., Gronely, J. K., Perry, J., Yule, W. J., Mulroy, S. J., Impact of stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on ramp negotiation and community walking function in K2 level transfemoral amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 36.1, 95-104, **2012**
- [10] Flowers, W. C., Mann, R. W., An Electrohydraulic Knee-Torque Controller for a Prosthesis Simulator. *Journal of biomechanical engineering*, 99.1, 3-8, **1977**
- [11] Peeraer, L., Aeyels, B., Van der Perre, G., Development of EMG-based mode and intent recognition algorithms for a computer-controlled above-knee prosthesis. *Journal of Biomedical Engineering, 29th Annual Meeting of the Biological Engineering Society: Engineering for Health*, Vol.12 No.3, 178-82, **1989**

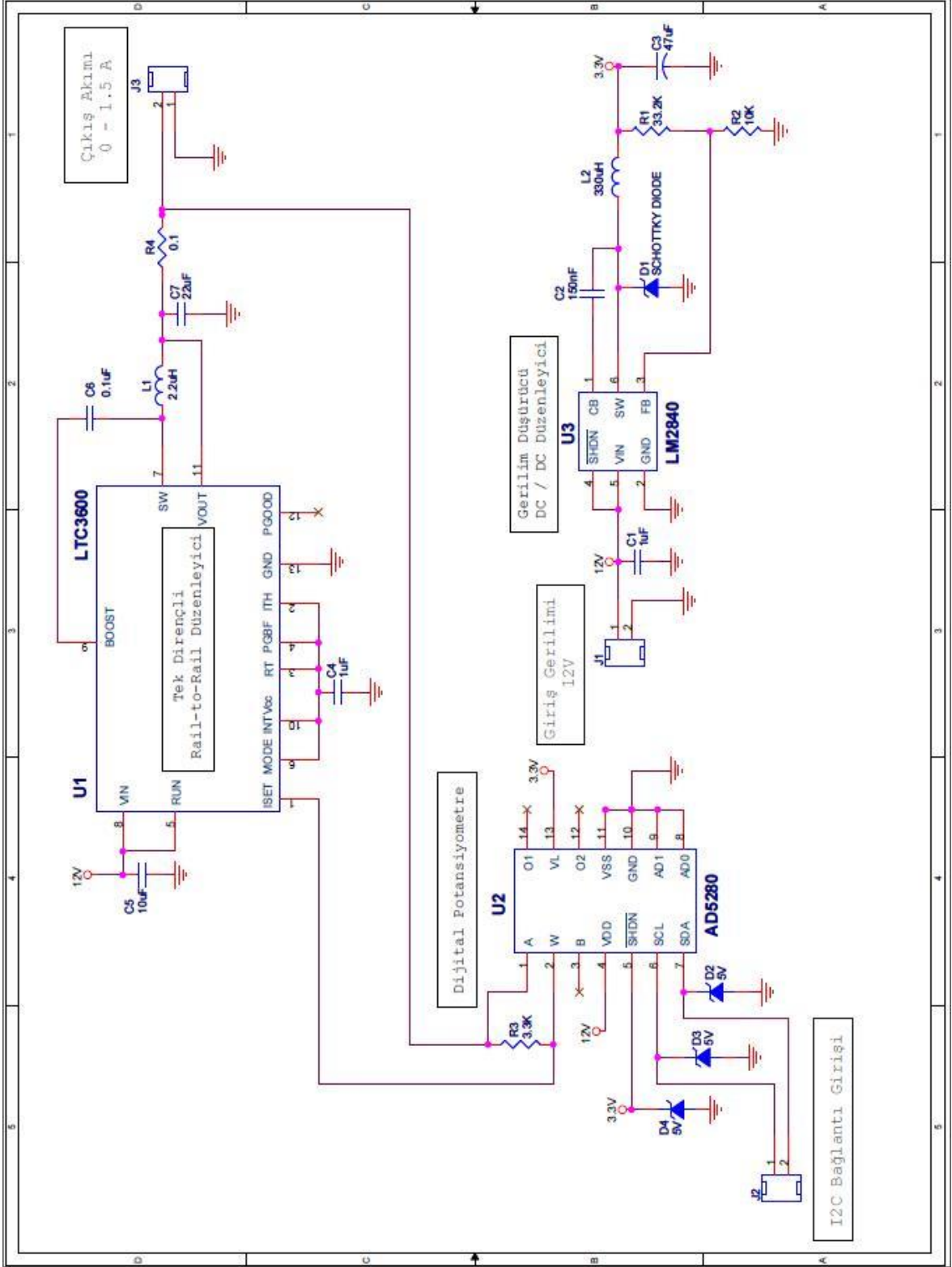
- [12] Carlson, J. D., Matthis, W., Toscano, J. R., Smart prosthetics based on magnetorheological fluids. *In SPIE's 8th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials*, 308-316, **2001**
- [13] Herr, H., Wilkenfeld, A., User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee. *Industrial Robot: An International Journal*, 30.1, 42-55, **2003**
- [14] ŞAHİN, İ., ÇEŞMEC, Ş., ENGİN, T., MANYETO-REOLOJİK DAMPERLİ DİZ PROTEZİ UYGULAMALARI, *IV. Ulusal Biyomekanik Kongresi*, Erzurum, Türkiye, **2008**
- [15] Diz Üstü Protezlerin Fiyatları, <http://www.scipolicy.net/prosthetic-legs/> (Ağustos, **2013**)
- [16] Akdoğan K. E., *Pnömatik ve MR Silindirli Elektronik Diz Üstü Protezlerin Tasarımı ve Geliştirilen Hareket Ölçüm Düzenekleri İle Başarımlarının Karşılaştırılması*, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, **2010**
- [17] Şahin, İ., Engin, T., Morgul, Ö. K., Manyeto-Reolojik Damper Davranışına Kutup Başı Geometrisi Etkisinin Deneysel İncelenmesi, *4rd International Advanced Technologies Symposium*, Konya, Türkiye, **2005**
- [18] Tileylioğlu E., *Yarı Etkin Diz Eklemlerinde Yürüyüş Evreleri Kestirimi ve Uygulaması*, Yüksek Lisan Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, **2012**
- [19] Orhanlı, T., *Pnömatik Silindirli Protezin Sonlu Durum Yöntemiyle Denetimi*, Teknik Rapor, Hacettepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Ankara, **2013**
- [20] Nandy, A., Mondal, S., Chakraborty, P., Nandi, G. C., Development of a Robust Microcontroller Based Intelligent Prosthetic Limb. *Contemporary Computing*, Springer Berlin Heidelberg, 452-462, **2012**
- [21] Winter D. , *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 3.Edition, **2005**
- [22] Altınöz Ö. T., *Yapay Diz Eklemi İçin Denetim ve Test Amaçlı Mikrodenetleyici Tabanlı Donanım Tasarımı*, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, **2010**
- [23] Jonsdóttir, F., Gudmundsson, K. H., Thorsteinsson, F., Gutfleisch, O., A Magneto-rheological Suspension for a Prosthetic Knee Joint. *Proceedings of the Nordic Rheology Society*, Vol.17, **2009**
- [24] Lord Corporation World Wide Web sitesi, <http://www.lord.com>, (Ağustos, **2013**)
- [25] Xie, H. L., Liang, Z. Z., Li, F., Guo, L. X., The knee joint design and control of above-knee intelligent bionic leg based on magneto-rheological damper. *International Journal of Automation and Computing*, 7.3, 277-282, **2010**
- [26] Unal, R., Behrens, S. M., Carloni, R., Hekman, E. E. G., Stramigioli, S., Koopman, H. F. J. M., Prototype design and realization of an innovative energy efficient transfemoral prosthesis. *Biomedical Robotics and*

Biomechatronics, 3rd The Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) RAS and EMBS International Conference, 191-196, 2010

- [27] Kim, J. H., Oh, J. H., The design of low-power MR damper using permanent magnet. *In Proc. of the KSME 2000 Spring Annual Meeting, 433-439, 2000*
- [28] Kim, J. H., *A study on the design of valve mode MR damper using permanent magnetic circuit*, M.Eng. Thesis, Dept of Mechanical Engineering, KAIST, **1999**
- [29] Prasad, K. P., Satyanarayana, P., Fast interpolation algorithm using FFT, *Electronics Letters, 22.4, 185-187, 1986*
- [30] Fraser, D., Interpolation by the FFT revisited-an experimental investigation, *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions 37.5, 665-675, 1989*
- [31] Macleod, M. D., Fast interpolation by FFT with greatly increased accuracy, *Electronics Letters, 29.13, 1200-1201, 1993*

EKLER

EK 1: TASARLANMIŞ AYARLANABİLİR AKIM KAYNAĞIN ŞEMASI



ÖZGEÇMİŞ

Kimlik Bilgileri

Adı Soyadı : Amirmahdi Sadeghimorad
Doğum Yeri : Tahran
Medeni Hali : Evli
E-posta : amir.sadeghimorad@gmail.com
: amir.ee@hacettepe.edu.tr
Adresi : Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Müh. Böl.

Eğitim

Lise : Daneshmand Anadolu Lisesi, Tahran (1999-2003)
Lisans : Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği
Bölümü, ANKARA (2006-2010)
Yüksek Lisans :--
Doktora :--

Yabancı Dil ve Düzeyi

İngilizce : İleri
Farsça : İleri

İş Deneyimi

--

Deneyim Alanları

--

Tezden Üretilmiş Projeler ve Bütçesi

--

Tezden Üretilmiş Yayınlar

--

Tezden Üretilmiş Tebliğ ve/veya Poster Sunumu ile Katıldığı Toplantılar

--