



**PNÖMATİK SİLİNDİRLİ YARI ETKİN DİZ EKLEMİNİN  
SONLU DURUM DENETİMİ VE DİZ EKLEMİ PROTEZİ  
TEST PLATFORMU TASARIMI**

**FINITE STATE CONTROL OF SEMI ACTIVE KNEE JOINT  
WITH PNEUMATIC DAMPER AND A TEST PLATFORM  
DESIGN FOR TESTING KNEE PROSTHESIS**

**TUNA ORHANLI**

**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.

2014

**TUNA ORHANLI'** nın hazırladığı “**Pnömatik Silindirli Yarı Etkin Diz Eklemine Sonlu Durum Denetimi ve Diz Eklemi Protezi Test Platformu Tasarımı**” adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **ELEKTRİK ve ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI'** nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. H. Selçuk GEÇİM

Başkan

.....

Doç. Dr. Atila YILMAZ

Danışman

.....

Prof. Dr. Ziya TELATAR

Üye

.....

Doç. Dr. Ali Ziya ALKAR

Üye

.....

Yrd. Doç. Dr. Yakup ÖZKAZANÇ

Üye

.....

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 tahrifat yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

17 / 01 / 2014

TUNA ORHANLI

## ÖZET

# PNÖMATİK SİLİNDİRLİ YARI ETKİN DİZ EKLEMİNİN SONLU DURUM DENETİMİ VE DİZ EKLEMİ PROTEZİ TEST PLATFORMU TASARIMI

**TUNA ORHANLI**

**Yüksek Lisans, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü**

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

**Ocak 2014, 97 sayfa**

Bu tez çalışmasında ilk olarak diz eklemi tasarımı ve performans testleri için kullanılacak bir diz üstü protez test platformu sunulmaktadır. Bu test platformunun tasarlanma amacı, kullanılan basit denetim mekanizması ve elektromekanik donanım ile insan yürüyüşünün bacak üstü aktivitesinin periyodik yapısını üretebilmektir. Bu mekanizma ile özellikle diz eklemi üzerinden bacağını kaybetmiş kişiler için tasarlanan protezlerin tasarım sonuçları değerlendirilebilecektir. Tasarlanan sistemin ürettiği yürüyüş hareketinin normal yürüyüşe ne denli yaklaşabildiğini belirleyebilmek için doğal yürüyüşten ve test platformu tarafından üretilen yürüyüşten görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri ve duyurga tabanlı ölçüm düzenekleri ile veriler toplanmış ve çeşitli çözümleme çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Kullanılan hareket ölçüm düzenekleri üzerinde bazı iyileştirme çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Çalışmalarda dayanak veri olarak kullanılan görüntü tabanlı ölçüm düzeneği sonuçlarının güvenilirliğini ortaya koyabilmek için, düzlem tabanlı kalibrasyon teknikleri sisteme uygulanmış ve sonuçları sunulmuştur. İyileştirme çalışmaları tamamlanmış sistemlerin birbirlerine göre olan üstünlüklerini belirlemek için doğal yürüyüş üzerinden iki sistem ile veriler alınmış ve çözümleme sonuçları paylaşılmıştır. Tezin ikinci kısmında pnömatik silindirli yarı etkin diz protezinin denetimi, "Sonlu Durum Denetimi

Yöntemi” ile gerçekleştirilmiştir. Bu amaç doğrultusunda farklı denekler ile farklı hızlarda gerçekleştirilen protezli yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe göre olan benzerlikleri incelenmiştir. Protezli yürüyüşlerin başarımlarını incelemek için bir çevrim içerisinde türetilen diz açısı verileri ortalama mutlak hata cinsinden ve yürüyüşün genelinden türetilen çevrim süreleri örnek sayısı cinsinden dikkate alınmış ve protezli yürüyüşler normal yürüyüşlerle karşılaştırılmıştır. Pnömatik silindri protez ile gerçekleştirilen yürüyüşlerde iki evreli denetim, üç evreli denetim ve beş evreli denetim sonuçları yine aynı değerlendirme kriterleri ile ortaya konulmuştur. Son bölümde pnömatik silindri protez ile gerçekleştirilen yürüyüşler ve magnetoreolojik (MR) silindri protezler ile gerçekleştirilen yürüyüşler üzerinde bazı çözümleme çalışmaları yapılmış ve protezlerin birbirlerine göre olan üstünlükleri paylaşılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Protez Test Platformu, Diz Üstü Protez, Pnömatik Silindir, Kalça Benzetimleyicisi, Sonlu Durum Denetimi

## **ABSTRACT**

### **FINITE STATE CONTROL OF SEMI ACTIVE KNEE JOINT WITH PNEUMATIC DAMPER AND A TEST PLATFORM DESIGN FOR TESTING KNEE PROSTHESIS**

**TUNA ORHANLI**

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

**Supervisor: Doç. Dr. ATİLA YILMAZ**

**January 2014, 97 pages**

In this study, an above-knee prosthesis test platform has initially been presented for designing and testing knee prosthesis. The main reason to design this mechanism is to generate the periodic move of above knee activity by using basic control unit and electro mechanic hardware. This platform will help us to assess the design outcomes of the prosthesis for specifically above knee amputees. Above-knee prosthesis test platform performance tests were conducted with both an image based motion measurement system and a direct type motion measurement system. Analysis results were evaluated for assessing to what extent the natural periodic movement of the hip was approximated with designed electromechanical simulator. Various enhancement studies were applied to these motion measurement systems. Plain based camera calibration techniques were implemented to image based motion measurement system so as to obtaining analyses results reliably. In order to observe the comparison results between these systems, some performance tests were conducted on natural human gait with image based motion measurement system and direct measurement system. In the second part of the study, the "Finite State Control" was implemented for the semi active knee prosthesis with pneumatic cylinder. For this purpose, the similarities between walks with the prosthesis and the normal gaits were examined

morphologically. In order to examine the performance of the prosthesis, the knee angle in degree and gait cycle duration have been considered as comparison criteria. The finite state control of the prosthesis with pneumatic cylinder was developed under the basis of number of phases on the gait provided by direct measurement system. Results were recorded and analyzed for the control schemes for two gait phases, three gait phases or five gait phases. In last part, performances of the prosthesis for controlled and uncontrolled scenarios were investigated while performances of prostheses with pneumatic and MR cylinder on the similar control paradigm were compared.

**Keywords:** Prosthesis Test Platform, A/K Prosthesis, Pneumatic Cylinder, Hip Simulator, Finite State Control



## TEŞEKKÜR

Hayatımın son üç yılında hem bu tez kapsamında hem de günlük yaşantımda karşılaştığım her zorlukta hep yanımda olan ve emeğini benden bir an bile eksik etmeyen hocam Sayın Doç. Dr. Atila Yılmaz'a bana olan katkılarından dolayı ve anlayışlarından dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Çalıştığım kurumda her zaman bana destek olan hocalarıma, araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bölüm personelimize;

Bu tez kapsamında benden yardımlarını hiç esirgemeyen öğrencilerimiz Onur, Said, Doğukan ve Göksel'e;

Bilgi birikimlerini her zaman benimle paylaşan ve arkadaşlıkları ile hep yanımda olan Kurtuluş Hoca'ma, Emre ve Amir'e;

Hayatımdaki her başarıyı kendilerine borçlu olduğum ve arada mesafeler olmasına rağmen attığım her adımda yanımda olan annem, babam ve aileme;

Hep varlığı ile destek olan, sevgisini, ilgisini hiçbir zaman eksik etmeyen Jalenur'uma sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

### Kurumsal Teşekkür

Bu tez, TÜBİTAK 112E316 no'lu araştırma projesi kapsamında desteklenmiştir.

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

<b>ÖZET</b> .....	i
<b>ABSTRACT</b> .....	iii
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	viii
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	x
<b>SİMGELER DİZİNİ</b> .....	xi
<b>KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	xi
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. YÜRÜYÜŞ HAREKETİ VE HAREKET İNCELEME SİSTEMLERİ</b> .....	8
2.1. Yürüyüş Hareketi ve Yürüyüşün Evreleri .....	8
2.2. Hareket İnceleme Sistemleri .....	11
2.2.1. Görüntü Tabanlı Ölçüm Düzeneği .....	13
2.2.1.1. İç ve Dış Ölçümleme Parametrelerinin Belirlenmesi .....	15
2.2.1.1.1. Kamera İç Parametre Kalibrasyonu .....	15
2.2.1.1.2. Kamera Konumunun ve Ölçüm Hatalarının Belirlenmesi .....	19
2.2.1.2. Görüntü Verilerinin Alınması .....	22
2.2.1.3. Görüntü Çözümleme Çalışmaları .....	25
2.2.1.4. Görüntü İşleme ve Çeşitli Filtreleme Çalışmaları .....	28
2.2.2. Duyarga Tabanlı Ölçüm Düzeneği .....	30
2.3. Hareket İnceleme Sistemleri ile Karşılaştırmalı Çözümler .....	34
<b>3. ELEKTRONİK DİZ PROTEZİ VE PROTEZ TEST PLATFORMU DONANIMI</b> ..	37
3.1. Protez Donanımı .....	37
3.1.1. Mekanik Aksam .....	38
3.1.2. Elektronik Aksam .....	40
3.1.2.1. Duyargalar .....	41
3.1.2.2. Mikrodenetleyici .....	41
3.1.2.3. Adım Motoru ve Adım Motoru Sürücü Devresi .....	42
3.1.2.4. Motor Sürücü Devresi ve Step Motor Çalışma Mantığı .....	43
3.2. Kalça Benzetimleyicisi Donanımı .....	46
3.2.1. Alternatif Akım Motorları, İndirgeyiciler ve Sürücü Devre .....	48
3.2.2. Döner Kodlayıcı, Darbe Sayıcı ve Diğer Alt Üniteler .....	53
3.3. Kalça Benzetimleyicisi Performans Çözümleme Çalışmaları .....	55

4. NORMALİZASYON ALGORİTMASI İLE EVRE KESTİRİMİ VE PNÖMATİK SİLİNDİRDE KİŞİYE ÖZGÜ SERTLİK SEVİYELERİNİN BELİRLENMESİ.....	59
4.1. Yürüyüş Hareketi ve Evreleri.....	59
4.2. Normalizasyon Algoritması .....	60
4.3. Kişiyeye Özgü Sertlik Seviyelerinin Belirlenmesi .....	64
4.4. Çözümleme Sonuçları .....	70
5. SONLU DURUM YÖNTEMİ İLE PROTEZ DENETİMİ .....	71
5.1. Sonlu Durum Denetimi .....	72
5.2. Sonlu Durum Makinası ile Protez Diz Eklemi Denetimi .....	73
5.3. Birinci Denek için İki, Üç ve Beş Evreli Durum Denetimi.....	75
5.3.1. Motor Tepki Süresinin Denetime Etkisi.....	77
5.4. Pnömatik Silindirli Protezde Sonlu Durum Denetimi Çözümleme Sonuçları .....	80
5.4.1. Deneklerde Denetim Performansının Karşılaştırılması.....	80
5.4.2. Karşılaştırma Sonuçlarının İncelenmesi.....	82
5.5. Magnetoreolojik (MR) Silindirli Protezde Sonlu Durum Denetimi Çözümleme Sonuçları ve Pnömatik Silindir ile Karşılaştırılması .....	83
6. SONUÇLAR .....	87
KAYNAKLAR.....	93
EKLER.....	96

## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa

Şekil 2.1 Yürüyüş çevrimi ve evre süreleri [7].....	9
Şekil 2.2 Bir yürüyüş çevrimi ve çevrimin 8 alt evresi [23].....	10
Şekil 2.3 Beş evreli yürüyüş modelinin bir çevrimi [1] .....	11
Şekil 2.4 Beş evreli yürüyüş modelinin bir çevrimi [3] .....	11
Şekil 2.5 Görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği [3].....	15
Şekil 2.6 Radyal bozulma etkisi [27] .....	16
Şekil 2.7 Lens bozulma parametresinin görüntüye olan etkisi [28] .....	16
Şekil 2.8 Beş farklı düzlem görüntüsünün anlık kare olarak alınması .....	17
Şekil 2.9 a) Dört referans köşe noktasının seçimi b) bütün kare köşe noktalarının seçimi.	18
Şekil 2.10 30 derecelik açıya sahip anlık görüntü .....	20
Şekil 2.11 İşaretleyici koordinatları ve yerleşimi .....	20
Şekil 2.12 Filtreleme işlemleri ve sonuçta elde edilen iki işaretleyici .....	21
Şekil 2.13 a) Sabit duruş görüntüsü b) bulunan işaretleyici konumları .....	22
Şekil 2.14 a) Disk kayıt işlemi sonucu b) hafıza kayıt işlemi sonucu .....	24
Şekil 2.15 a) Winter'in işaretçi dizilim önerisi b) denek üzerinde işaretçi dizilimi .....	25
Şekil 2.16 a) Çizgi Tekrarı Yöntemi b) Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi .....	26
Şekil 2.17 Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi biniştirme prensibi (Matlab, Computer Vision) .....	27
Şekil 2.18 a) Biniştirme işlemi öncesi b) biniştirme işlemi sonrası .....	28
Şekil 2.19 Çeşitli görüntü filtreleme işlemleri .....	29
Şekil 2.20 İki adet ölçüm sisteminin denek üzerine yerleştirilmiş görüntüsü [24] .....	31
Şekil 2.21 Kullanılan LV-2433 geliştirme düzeneği .....	32
Şekil 2.22 Tek eksenli ve iki eksenli eğim ölçümü [31] .....	33
Şekil 2.23 a) İvmeölçerlerin vücut üzerinde gösterimi b) ivmeölçerler ile diz açısı ölçümü .....	33
Şekil 2.24 a) Görüntü tabanlı ölçüm düzeneği baldır açısı verisi b) duyurga tabanlı ölçüm düzeneği ham baldır açısı verisi .....	35
Şekil 3.1 Diz üstü protez parçaları [32] .....	37
Şekil 3.2 Protez gövdesinin yandan görünüşü [3] .....	39
Şekil 3.3 Pnömatik silindir iç yapısı [3] .....	39
Şekil 3.4 Kapalı döngü protez denetimi [3].....	40
Şekil 3.5 Elektronik kart ve programlama portu [33].....	43
Şekil 3.6 Pnömatik silindir denetleme devresi [3].....	44
Şekil 3.7 ULN2003A motor sürücü tümdevre yapısı ve bacak bağlantıları.....	44
Şekil 3.8 Adım motoru sürücü devresi benzetim gösterimi .....	45
Şekil 3.9 COPAL SPS20 adım motoru bağlantı şekilleri .....	45
Şekil 3.10 Kalça benzetimleyicisi kapalı döngü denetim şeması .....	48
Şekil 3.11 Yukarı aşağı hareketi ve salınım hareketini üreten motorların görünümü .....	49
Şekil 3.12 Hız denetimi devre şeması .....	52
Şekil 3.13 Darbe sayıcı çalışma prensibi [34] .....	54
Şekil 3.14 Yürüyüşün üç farklı evresinin benzetimi [9].....	54

Şekil 3.15 Kalça benzetimleyicisi üzerine hareket ölçüm düzeneklerinin yerleştirimi.....	55
Şekil 3.16 a) Görüntü tabanlı ölçüm düzeneği uyluk açısı verileri b) duyarğa tabanlı ölçüm düzeneği filtresiz uyluk açısı verileri .....	56
Şekil 4.1 a) Bağlı diz açısı b) yürüyüş evreleri ilişkisi .....	60
Şekil 4.2 Jiroskop verisi ve türevi .....	61
Şekil 4.3 Normalize edilmiş veri ile yürüyüş evrelerinin ilişkisi .....	62
Şekil 4.4 Normalizasyon sonrası nicemeleme işlemi .....	62
Şekil 4.5 Nicemlenmiş verinin türevi ile yürüyüş evrelerinin ilişkisi .....	63
Şekil 4.6 Örnek sayılarının eşitlenmesi ve kaydırma işlemi .....	66
Şekil 5.1 Kapı turnikesi durum diyagramı .....	72
Şekil 5.2 Protez diz eklemi sonlu durum diyagramı [7] .....	74
Şekil 5.3 İki evreli denetim olması gereken motor konumları .....	77
Şekil 5.4 Üç evreli denetim olması gereken motor konumları .....	77
Şekil 5.5 Beş evreli denetim olması gereken motor konumları.....	78
Şekil 5.6 İki evreli denetim gerçek zamanlı motor konumları .....	78
Şekil 5.7 Üç evreli denetim gerçek zamanlı motor konumları .....	79
Şekil 5.8 Beş evreli denetim gerçek zamanlı motor konumları.....	79
Şekil 5.9 a) Doğal yürüyüş ile iki evreli denetim b) üç evreli denetim c) beş evreli denetim .....	81
Şekil 5.10 Pnömatik ve MR silindir karşılaştırması a) 1 km/saat hızda b) 2 km/saat hızda c) 3 km/saat hızda [35, 38] .....	85
Şekil 5.11 MR ve Pnömatik silindirli protezle gerçekleştirilen yürüyüşlerin ortalamaları ve ortalamaya göre sapmaları.....	85

# ÇİZELGELER DİZİNİ

## Sayfa

Çizelge 2.1 Panasonic PV-GS400 kamera teknik özellikleri .....	13
Çizelge 2.2 Panasonic PV-GS400 iç kalibrasyon parametreleri .....	19
Çizelge 2.3 Video nesnesi ayarlanabilir parametreleri .....	23
Çizelge 2.4 Kullanılan duyargaların teknik özellikleri [3] .....	31
Çizelge 2.5 Sistemler arasındaki fark sinyali .....	36
Çizelge 3.1 Kullanılan mikrodenetleyicinin teknik özellikleri.....	42
Çizelge 3.2 Adım motoru teknik özellikleri .....	42
Çizelge 3.3 Tam adım sürme tekniği için gönderilmesi gereken bit dizisi .....	46
Çizelge 3.4 Yarım adım sürme tekniği için gönderilmesi gereken bit dizisi .....	46
Çizelge 3.5 VM 63-4 model alternatif motorun teknik özellikleri .....	48
Çizelge 3.6 Motor sürücü devresi parametre değerleri.....	50
Çizelge 3.7 Farklı motor sürme devresi seçimleri.....	50
Çizelge 3.8 Hız denetim devresi bacak bağlantı açıklamaları.....	53
Çizelge 3.9 Çeşitli performans çözümlene sonuçları .....	58
Çizelge 4.1 Gerçek zamanlı evre kestirim sonuçları .....	64
Çizelge 4.2 Deneklerin ayırt edici özellikleri .....	65
Çizelge 4.3 Birinci denek için yürüyüş çözümlene sonuçları .....	67
Çizelge 4.4 İkinci denek için yürüyüş çözümlene sonuçları .....	68
Çizelge 4.5 Üçüncü denek için yürüyüş çözümlene sonuçları .....	68
Çizelge 4.6 Dördüncü denek için yürüyüş çözümlene sonuçları .....	69
Çizelge 4.7 Beşinci denek için yürüyüş çözümlene sonuçları .....	69
Çizelge 4.8 Denekler için farklı hızlarda tespit edilen sertlik seviyeleri (Adım sayısı).....	70
Çizelge 5.1 Durum-Olay çizelgesi.....	73
Çizelge 5.2 Protez diz eklemi durum-olay çizelgesi .....	75
Çizelge 5.3 Birinci Denek için 2, 3 ve 5 Evreli Denetimde Evrelere Göre Motor Konumları .....	76
Çizelge 5.4 Beş farklı denek için yürüyüş çözümlene sonuçları (OMH).....	82
Çizelge 5.5 Beş farklı denek için farklı denetim yöntemlerinde adım sürelerinin ortalamaları (Örnek Sayısı) .....	82
Çizelge 5.6 Deneklerin ayırt edici özellikleri [35, 38] .....	83
Çizelge 5.7 Denek 1 için MR silindir akım Değerleri ve pnömatik silindir motor adım sayısı değerleri [35, 38] .....	84
Çizelge 5.8 Denek 1'in farklı hızlarda denetimli MR ve pnömatik silindirli protezle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları [35, 38] .....	86

## SİMGELER DİZİNİ

k 1000

## KISALTMALAR DİZİNİ

ADC	Analog Sayısal Dönüştürücü
cm	Santimetre
DAE	Diz Azami Esneme
DE	Duruş Esneme
DK	Doğru Kestirilen
DO	Doğruluk Oranı
DU	Duruş Uzama
EMG	Elektromiyografi
HİS	Hareket İnceleme Sistemi
kg	Kilogram
ÖS	Ön Salınım
mA	miliamper
MAS	Motor Adım Sayısı
MEMs	Mikro Elektro-Mekanik Sistemler
MR	Manyetoreolojik
sn	Saniye
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
USB	Universal Serial Bus
YK	Yanlış Kestirilen
YBA	Yükten Bağlaşımli Aygıt



# 1. GİRİŞ

Kaybedilen vücut uzuvlarının işlevini yerine getirebilmek için tasarlanan yapılara protez adı verilir. Bilinen ilk diz protezi tahtadan olup sadece kopan parçanın yerini dik bir şekilde yerleştirilen bir tahta ile doldurmaktadır. Daha sonraları protezin diz eklemi görevini de yerine getirebilmesi için eklem noktasına bir menteşe yerleştirilmiştir ve bu menteşe sayesinde yürüyüşün salınım aşamasında dizin kolay bükülmesi sağlanmıştır. Modern protez dizler ise İkinci Dünya savaşından sonra çalışılmaya başlanmıştır ve kalçadan üretilen dönme kuvvetini sönümlendirebilen bir hidrolik silindirin diz protezi içerisinde kullanılması ile kalçadan oluşturulan torkun sönümlendirilmesi kavramı ortaya çıkmıştır. 1945-1970 arası protezler mekanik olarak sadece bükülme özelliği olan türler iken 1970 sonrası çalışılan protezler yüksek uyum yeteneğine sahip, elektronik denetimli protezlerdir [1]. Elektronik diz protezleri bazı sayısal hesap ünitelerinin çeşitli formlarını kullanarak diz eklemi üzerindeki dirençsel tork ve sönümlendirme seviyesi gibi parametrelerin denetimini sağlarlar ki bu denetlenebilirlik özelliği, mekanik olarak sadece bükülebilen diz eklemlerine göre çok büyük bir avantajdır [2]. Elektronik dizler, salınım esnasında veya belirlenen farklı bir yürüyüş evresinde kullanıcıya farklı bir sönümlendirme seviyesi ayarlama imkânı vermektedir. Evrelere göre sönümlendirme seviyelerinin dinamik olarak ayarlanması, aynı mantık çerçevesinde yürüyüşün farklı hızları için de dinamik olarak sönümlendirme seviyelerinin ayarlanmasının yapılabileceğini gösterir. Bu ise günümüzde yürüyüşe adaptasyonu yüksek protezlerin üzerinde hem bilimsel olarak hem de ticari olarak yoğun bir şekilde çalışılmasına yol açmaktadır. Programlanabilen elektronik denetimli diz eklemlerinin avantajları, kullanıcı üzerine monte edilen duyargalarla kurduğu siberetik bağ sayesinde sadece yürüyüşün hız, evre gibi özelliklerinin tespit edilip silindirin sertliğinin ayarlanması ile sınırlı kalmaz. Aynı zamanda bahsedilen duyarga ağından gelen veriler ışığında protez üzerinde bulunan mikroişlemci ile merdiven çıkmak, oturmak, ayağa kalkmak gibi farklı eylemleri algılar ve ona göre çeşitli sertlik seviyeleri belirler. Bu sayede kişinin günlük hayatını aksatmaması sağlanır [3].

Elektronik diz protezleri kullandıkları sönümlendirici tipine göre farklılık göstermektedir. Bu sönümlendirici farklılıkları, protezin kullanıcıya sağladığı hareket kabiliyetini ve protezin kararlılığını büyük ölçüde etkilemektedir. Ticari ve bilimsel olarak bakıldığında kaynak çalışmaları üç farklı sönümlendirici tipinin elektronik denetimli protezler içerisinde

sıklıkla kullanıldığını göstermektedir. Bazı ticari ve bilimsel ürünlerde pnömatik, hidrolik veya magnetoreolojik sönümlendirici tipler kullanılırken bazılarında farklı sönümlendirici ikilileri karma (hibrit) düzen içinde aynı protez içerisinde kullanılmıştır. Ticari bir ürün olan Endolite, pnömatik ve hidrolik sönümlendiriciyi bünyesinde barındıran karma elektronik denetimli bir protezdir \*.

Diz eklemi protezleri edilgen protezler, yarı etkin protezler ve etkin protezler gibi üç genel sınıfta incelenmektedir. Bunlardan edilgen protezler yukarıda bahsedildiği gibi sadece bükülme hareketini gerçekleştirebilmektedir ve önceden atanan menteşe sertliği ise yürüyüşe hiçbir şekilde dinamik olarak uyum sağlayamamaktadır. Yarı etkin protezler ise elektronik olarak denetlenebilir olmasından dolayı kullanıcının isteklerine gerçek zamanlı olarak cevap verebilmektedir. Edilgen protezlere nazaran denetlenebilir olması en büyük avantajı olmasına karşın, karmaşık yapısı ve enerji kullanım kısıtı bu sınıftaki protezlerin götürülerindedir. Etkin protez sınıfı ise merdiven çıkmak gibi kalçadan üretilen dönme kuvvetine destek olarak diz eklemine de tork üretmesi gereken durumlarda kullanılması uygundur. Yarı etkin dizler merdiven çıkma gibi tork üretilmesi gereken hareketleri yapamazken, etkin bir dizin kullanıcıya sağladığı farklı yürüyüş hızlarında yürüyebilme özelliği, farklı ortam koşullarına uyum sağlayabilme, duruş kararlılığı gibi kabiliyetleri kullanıcıya sağlayabilmektedir. Bu özellikleri nedeniyle iki farklı sınıf diz protezinin en iyi özelliklerini, etkin dizlerin hareket kabiliyetini ve mekanik dizlerin basitliğini bünyesinde barındırmaktadır. Bu özellikleriyle yarı etkin diz protezleri, etkin ve edilgen diz protezlerinin en iyi özelliklerine sahiptir [4].

Literatürde çok sayıda protez diz eklemi çalışmaları mevcuttur. Elektronik diz protezi ile ilgili yapılan ilk çalışmalar MIT üniversitesinde Flowers ve öğrenciler tarafından gerçekleştirilmiştir [5]. Bu çalışmalar sonucu hidrolik sönümlendiriciye sahip bir protez diz eklemi tasarlanmıştır ve denetim mekanizması olarak sağlam bacadan alınan yürüyüş verilerinden tespit edilen birtakım parametreler kullanılmıştır. Daha sonra A. Bar'ın, iki bacadan alınan EMG sinyallerinin kullanıldığı bir protez geliştirdiği çalışmasında bir yürüyüş çevrimi evrelere bölünmüş ve her evreye farklı bir sönümlendirme seviyesi atanmıştır [6]. Fakat evreler arası geçiş tatmin edici düzeyde olmamıştır. Wilkenfeld ve Herr, duyargalarının hepsini üstünde barındıran ve duyargalardan topladığı verilerle gerçek zamanlı denetim sağlayabilen manyetoreolojik sönümlendiricili bir protez üretmişlerdir.

---

\* Endolite, Chas A Blatchford & Sons Ltd, United Kingdom, 2013

Duyargalar, dizin pozisyonunu, uygulanan güç ve torku algılayan gerginlikölçer ve potansiyometreden oluşmaktadır. Bu çalışmada insan yürüyüşünün ölçümü görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri ve duyarga tabanlı ölçüm düzenekleri ile eş zamanlı olarak gerçekleştirilmektedir. Duyargalardan toplanan yürüyüş verilerinin doğruluğunu sınamak için 8 kameralı bir görüntü inceleme sistemi kullanılmıştır [1]. Zlatnik'in 2002 yılında sonlu durum yöntemi ile protez denetimini sağladığı çalışma ile yürüyüş beş farklı evreye bölünmüştür ve her bir evre için farklı sönümlendirme seviyeleri atanmıştır [7]. Yürüyüş hızının ve evrelerinin tespiti kullanılan protez-duyarga siberetik bağı sayesinde gerçekleştirilmiştir. Yürüyüşün parametrelerinin kestirilmesi için kullanılan EMG tabanlı ölçümler ise toplanan verilerin istenilen parametreleri türetecek kadar gürültüsüz olmaması nedeni ile tercih edilmemektedir [8].

Protez üretimi gerçekleştirildikten sonra bir sonraki aşama üretilen protezin test edilmesi ve çeşitli yürüyüş testlerinin gerçekleştirilmesidir. Üretilen bu tür protezlerin, kullanıcıların istekleri doğrultusunda test edilebilmesi, başarımlarının karşılaştırılabilmesi, üretilen protezlerin mekanik ve diğer aksamalarının uzun süreli çalışma koşullarında sınanabilmesi, bu tür test platformlarına ihtiyaç doğurur. Yapay diz eklemi tasarımlarının başarımı, doğal yürüyüş hareketinden ölçüm düzenekleri ile alınan verilerin, protezli yürüyüşten ölçüm düzenekleri ile alınan verilerle karşılaştırılması ile ortaya konulabilir. Burada amaç protezli yürüyüşten elde edilen verilerin mümkün olduğunca doğal yürüyüş verilerine yaklaşmasını sağlamaktır. Doğal olarak bu başarımların testinin yapılması esnasında protezi takmış olan engellinin protez ile uzun süren yürüyüş denemelerine katılması gerekmektedir. Farklı yük seviyelerinde ve farklı yürüyüş hızlarında yapılan testler önem kazanmakta ve tasarım başarısını arttırmaktadır. Protezin uzun erimli kullanımından dolayı oluşabilecek başarısızlıklar protezin genelde metal ve plastik parçalarında ortaya çıkabilir. Bu materyal yorulması özellikle metal parçalarda beklenmeyen kırılmalara yol açabilir; bu kırılmalar ise kullanıcı için ani çıkan sorunlara, sakatlanmalara neden olabilmektedir. Bu yüzden çok sayıda yürüyüş çevrimini gerçekleştirebilecek, dinamik yorulma ve protez başarımlarını testlerini yapabilecek bir protez test platformuna ihtiyaç duyulmaktadır [9]. Protez üzerine düşen yük, yaşa, kiloya göre değişebilmekte; yürüyüş hareketi de koşullara (kişi ve yol durumu) göre değişebilmektedir. Ayak ve dizi benzeten, doğrusal hareketi bir kaydırıcı vasıtası ile dairesel harekete çeviren Scotch-Yoke mekanizmalı bir yorulma test cihazı üretilmiştir [10]. Cihaz, ayağın üzerinde mekaniksel yürüyüş çevrim hareketini yaptığı, topuk vuruşu için 20 derece, başparmak kalkışı için 35 derece açıya sahip hareketli düz bir

yüzeye sahiptir. Protez ayak üzerine binen çeşitli yük seviyelerinin denetimi, hava basınçlı silindirlerin dairesel olarak, zamanlı kam milleri ile sıkıştırılması prensibine dayanır. Daher'in bu çalışmasında test boyunca protezler 100 kg'lık yük seviyesi ve farklı yük seviyeleri için 500000 çevrime kadar sinanmıştır. Wevers ve Durance tarafından topuk vuruşu için 17-20 derece, başparmak kalkış hareketi için 57-61 derece açı ile hareket edebilen farklı tasarıma sahip bir yorulma test cihazı tasarlanmıştır [11]. Mekanizma 110 V ile çalışan bir elektrik motoru, indirgeyici, yük hücreleri, hareket edebilen kaydırıcılar ile hareket edebilen eliptik düzlemden oluşmaktadır. Bu tasarımlar yorulma testlerini başarı ile gerçekleştirmiş olsa da, hedef aldıkları protez tipi edilgen protez tipidir ve testler farklı firmaların ürettiği edilgen ayak ve diz eklemi protezleri için uygulanmıştır. Diz eklemi sına ve test amacına yönelik ticari test platformları da mevcuttur. MTS firmasının ürettiği Mini Bionix 2 test cihazı, çeşitli protezlerin başarımlarının sinanmasında, uygun tasarımların ve ayarlamaların yapılması ile kullanılabilir. Ayrıca bazı firmaların ticari olarak ürettiği endüstriyel robotlar yine uygun tasarımlar ve ayarlamalar ile protez başarımlar ve yorulma testlerini gerçekleştirebilmektedir. Ancak bahsedilen bu sistemlerin maliyetleri, yaklaşık olarak 100,000\$ ve üzerindedir.

Günümüzde bilgisayarların veya veri toplama/çözümleme sistemlerinin hesaplama gücündeki artışlar, yürüyüşün çeşitli sistemler ile çözümlenmesi aşamasında araştırmacılara veya klinik tedavi uzmanlarına büyük kolaylıklar sağlamaktadır [12]. Herhangi bir insan hareketinin sayısal olarak değerlendirilebilmesi için tamamlanması gereken ilk aşama, ilgili hareketin kamera ya da duyurga gibi uygun bir hareket ölçüm düzeneği ile görüntüsünün, ivmesinin ya da açılarının ölçülmesidir [3][13][14]. Kaynaklarda insan hareketinin çözümlenmesi ve incelenmesinde, sıklıkla görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri veya duyurga tabanlı ölçüm düzenekleri kullanılmaktadır. Bahsedilen görüntü tabanlı optik sistemler her ne kadar iyi yapılanmış ve önceden beri kullanılagelen sistemler olsa da, yüksek örnekleme oranlarında çalışma kabiliyetlerinin düşük olması ve sınırlı bir alanda çalışmaya izin vermesi bu sistemlerin önemli götürülerindedir [3]. Ataletsel duyurga sistemleri ile yapılan ölçümlerde ise bu yüksek frekans örnekleme hızı problemi bir derece daha çözülebilir olmakla beraber, geliştirilen kablosuz veri toplama sistemleri ile yürüyüşün gerçekleştirileceği çalışma alanı istenilen ölçüde ayarlanabilir [13]. Kullanılan ivmeölçerlerde oluşan kaymalar veya oluşan harici manyetik alanın duyurgalar üzerinde oluşan etkileri bu sistemlerin görüntü tabanlı sisteme nazaran götürülerindedir [3].

Bedenin bağlantı ve eklemlerinin hareketini ifade eden kinematik değişkenler, ilgili uzuv üzerinden belirlenen anatomik noktaların zaman içindeki değişiminden hesaplanmaktadır. Kameradan kaydedilen görüntüler yürüyüş incelemesi için gerekli olan kinematik verilerin ölçülmesi için kullanılmaktadır [3][8].

Piyasada bulunan yürüyüş çözümlene (MotionAnalysis, California, 1982) sistemleri ise yürüyüşün kinematik verilerini, kaydedilen yürüyüş videosundan türetebilmesinin yanı sıra bünyesinde barındırdığı kuvvet sensörleri ve elektromyografik sensörler ile yürüyüşün kinetik parametrelerini de üretebilmektedir.

İlk görüntü tabanlı ölçüm düzeneği, 1972 yılında Sutherland ve Hagy tarafından yürüyüşün ardışık çerçeveler olarak fotoğrafının çekilmesi ve bu çerçevelerin yürüyüşün kinematik parametrelerinin türetilmesi için işlenmesi prensibi ile tasarlanmıştır [14]. Görüntü Tabanlı ölçüm düzenekleri, Video Kameralı Kayıt ve Optoelektronik Sistemler olmak üzere iki sınıfta incelenebilir. Video kameralı kayıt tipinde, eğer iki boyutlu görüntü çözümlenmesi yapılacaksa tek bir kameranın odak açısı, ilgilenilen hareket düzlemine dik olacak şekilde yerleştirilir ve yürüyüşün görüntüsü çözümlenmek üzere toplanır [15]. Üç boyutlu çözümlene yapılacaksa hareketin her bir farklı düzlemde görüntüsü birden fazla kamera ile incelenmek üzere toplanır. Bu sistemlerde veri örnekleme frekansı 50 ile 1000 Hz arasında değişmektedir [16]. Optoelektronik sistemlerde ise ışık yayan veya yansıtan işaretleyicilerin izlenmesi yöntemi uygulanmaktadır ve tespit edilen ışık sinyalleri elektrik sinyallerine dönüştürülür [12]. Video kameralı sistemdeki edilgen işaretleyicilerin yerine burada etkin işaretleyiciler kullanılmaktadır. Yine bu sistemlerde de veri örnekleme frekansı 50 ile 1000 Hz arasında değişmektedir [17][18].

Veri toplama sistemi olarak sekiz kameralı üç boyutlu yürüyüş çözümlene yapabilen VICON 512 System (AMTI Newton, MA) ve veri işleme sistemi olarak VICON Workstation (Oxford Metrics, UK) yazılımı bu tür yürüyüş çözümlenmelerinde araştırmacılara esnek çözümler sunabilmektedir [1]. İki boyutlu çözümlenmeler kinematik verilerin türetilmesinde basit ve uygun fiyatlı çözümler üretse bile yürüyüşünün üçüncü boyuttan elde edilecek bazı parametrelerinin ölçülememesi ve bazı vücut bağlantılarının videonun dışına taşması iki boyutlu çözümlenenin eksiklerindedir. Üç boyutlu çözümlene bu problemlerin üzerinden gelebilmesine rağmen hareket düzlemine göre karmaşık ve kapsamlı bir ölçümlene (kalibrasyon) gerektirmektedir [15].

Yapılan video tabanlı ölçümün niteliğine göre iki boyutlu veya üç boyutlu çeşitli ölçümleme teknikleri bilgisayarlı görü çalışmalarında sıklıkla kullanılmaktadır [19]. İki boyutlu ölçümleme yöntemlerinde kameranın konumu sabitlenir ve kameranın önüne yerleştirilen çerçevenin köşe noktalarının tespitine dayalı yordamlar geliştirilir [19].

Yürüyüşün görüntü çözümü yöntemleri ile dinamik modelinin çıkartılması için Zhang ve arkadaşları tarafından 2010 yılında bir çalışma gerçekleştirilmiştir [17]. Tek kamera ile yapılan bu çalışmada görüntü inceleme sistemi kendileri tarafından kurulmamış, Carnegie Mellon University tarafından üretilen donanım kullanılmıştır. İşaretçi takip görevi ise Brown University HumanEva yazılımı tarafından gerçekleştirilmiştir.

Görüntü tabanlı düzeneklerin, doğrudan düzeneklere göre sahip oldukları üstünlüklere rağmen çeşitli kısıtlamaları da bulunmaktadır. Kullanılan kameranın incelenen hareket boyunca sabit olması ve dar bir alanı görüntüleyebilmesi, incelenebilecek yürüyüş hareketinin çevrim sayısını ve günlük hareketlerin çeşitliliğini azaltmaktadır. Görüntüleme düzeneği sınırlı ve kapalı bir alanda veri toplayabilmesinden ötürü bu düzenek laboratuvar ortamının dışında kullanılamamaktadır. Örneğin, merdiven inme çıkma, eğimli ve engelli yolda yürüme gibi etkinlikler görüntüleme düzeneği ile ölçülememektedir. Kaydedilen görüntü verisinin hafızada çok yer tutması, toplanabilecek veri miktarını sınırlandıran bir başka unsurdur. Ölçüm düzeneklerinin maliyetleri karşılaştırıldığında, kamera, aydınlatma ve çekim stüdyosu gibi pahalı gereksinimleri olan görüntü tabanlı düzenekler, duyarlı düzeneklere göre çok maliyetlidir [3].

Tezin ikinci bölümünde yürüyüş hareketinin yapısı ve yürüyüş evreleri detaylı olarak incelenmiştir. Yürüyüşün hız, evre gibi parametreleri ve protezi takan kişinin diz ekleme açısı, açılma hızı ve açılma ivme değerlerinin türetildiği hareket inceleme sistemleri ve Akdoğan tarafından Hacettepe Üniversitesi Biyomedikal Laboratuvarı bünyesinde oluşturulan görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneğinin kalibrasyonu yine bu bölümde paylaşılmıştır [3].

Tezin üçüncü bölümünde laboratuvarımız bünyesinde oluşturulan pnömatik silindirik ve magnetoreolojik silindirik mikroişlemci denetimli diz eklemleri ve bu protezlerin yorulma testlerini gerçekleştiren kalça benzetimleyicisi donanımı detaylı bir şekilde incelenmiştir. Bu protezlerin ve kalça benzetimleyicisinin alt donanımları da çalışma mantığının rahat bir şekilde kavranabilmesi için detaylı bir şekilde ele alınmıştır.

Tezin dördüncü bölümünde kullanılan iki ivmeölçer ve iki jiroskop duyargasından hangi duyarga çiftinin vücudun hangi bölgesine monte edileceğinin tespit edildiği bölüm paylaşılmıştır. Bu tespit toplanan analog duyarga verilerinin sayısal bilgilere dönüştürülmesi ve bilgisayara seri haberleşme ile gönderilmesi sonucu yapılır. Tileylioğlu'nun evre kestirim yordamları ile gerçekleştirilen evre kestirim ve hız kestirim çalışmalarının çözümleme sonuçları bu bölümün sonunda verilmektedir [20].

Tezin beşinci bölümünde beş farklı denek için yapılan bazı yürüyüş deneylerinin çözümleme sonuçları paylaşılmıştır. Bu bölümün oluşturulma amacı her bir denek için farklılık gösteren pnömatik sönümlendirici seviyelerinin tespit edilmesidir. Geliştirilecek denetim yordamlarında yürüyüşün farklı evreleri için atanması gereken sertlik seviyelerinin kişiye özgü bir şekilde tespit edilip kayıt altına alınmış olması gerekmektedir. Bu amaçla 5 farklı denekten 1 km/saat, 2 km/saat ve 3 km/saat hızlarda protezli ve protezsiz olarak yürüyüş verileri toplanmış ve çözümleme sonuçları kapsamlı bir şekilde incelenmiştir.

Tezin altıncı bölümünde Zlatnik tarafından elektronik denetimli protezlere uygulanan Sonlu Durum Denetim Kuram'ı laboratuvarımızda oluşturulan pnömatik sönümlendiricili proteze uygulanmış ve çeşitli çözümleme sonuçları paylaşılmıştır [7].

Tezin son bölümünde, yapılan çözümlerinin ve çalışmaların sonuçları verilmiş ve kullanıcıların beyanatları doğrultusunda ve çözümleme sonuçları doğrultusunda protezli yürüyüşün normal yürüyüşe göre olan benzerlikleri ve farklılıkları tartışılmaktadır.

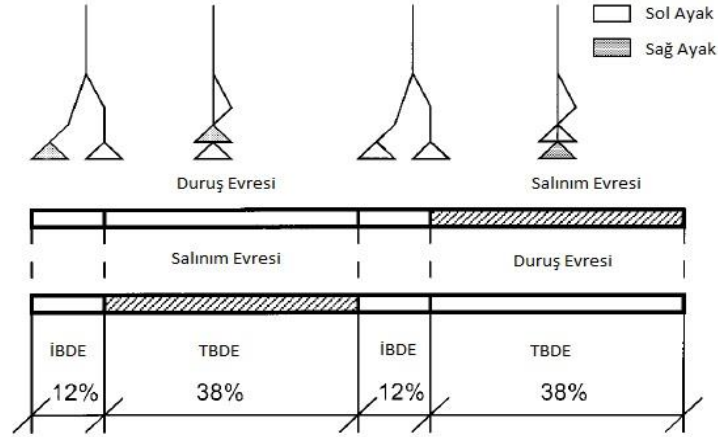
## 2. YÜRÜYÜŞ HAREKETİ VE HAREKET İNCELEME SİSTEMLERİ

İnsan yürüyüşü çözümlene çalışmaları elektronik diz protezi çalışmalarının sağlıklı bir şekilde yürütülebilmesi için çok önemli bir faktördür. Yapılan çözümlerinin sonuçlarının sağlıklı bir şekilde yorumlanabilmesi için yürüyüşün çevrimlerinin ve bir çevrimin evrelerinin ayrıntılı bir şekilde çözümlenmesi gerekmektedir.

### 2.1. Yürüyüş Hareketi ve Yürüyüşün Evreleri

Yürüyüş esnasında vücut hareketi kas-sinir sistemi tarafından denetlenir ve vücut iskeleti ve eklem bağlantıları tarafından yürüyüş hareketi gerçekleştirilir. Bir yürüyüş çevrimi boyunca kas-iskelet sistemi bütün bağlantılarını sürekli olarak karmaşık bir biçimde değiştirir. Bu değişim yürüyüş hareketinin oluşumunu sağladığı gibi aynı zamanda yürüyüşte kararlılığın sürdürülmesi açısından da önemlidir [7]. Bir yürüyüş çevrimi boyunca biraz sonra bahsedilecek iki önemli evre iki kez gerçekleştirilir. Bunlardan ilki bir bacak ileri doğru serbest salınım hareketini gerçekleştirirken diğer bacağın destek olarak yer düzleminde kaldığı “tek bacak destek evresi (TBDE)” ve iki bacağın birden yer düzlemi üzerinde kaldığı ve vücudu desteklediği evre olan “iki bacak destek evresi (İBDE)” olarak kabul edilebilir [21]. Şekil 2.1’de bu iki evrenin birbirine göre bir yürüyüş çevrimindeki zamanlama oranları gösterilmektedir. TBDE anında vücudun bağlantısal yapısı ‘açık zincir’ şeklindedir ki yürüyüşün salınım evresinde dizi istenilen seviyede bükülebilir. İBDE anında ise ayaklar yer yüzeyinde olur ve bağlantı tipi ‘kapalı zincir’ şeklindedir. Bir yürüyüş çevrimi içerisinde her bir TBDE evresi yürüyüş periyodunun % 38’ini oluşturur ve İBDE ise yürüyüş periyodunun %12’sini oluşturmaktadır. Burada vurgulanması gereken en önemli nokta yürüyüş hızı arttıkça İBDE evresinin yürüyüş periyodu içerisinde yer tuttuğu sürenin azalmasıdır.



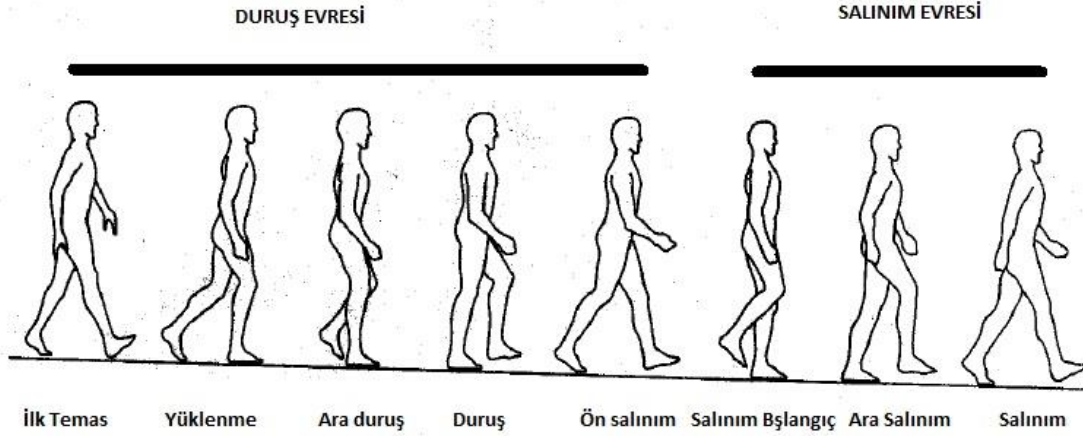


Şekil 2.1 Yürüyüş çevrimi ve evre süreleri [7]

Yürüyüş hareketinin periyodik bir hareket olarak nitelendirilmesinden dolayı, bir yürüyüş çevrimi, yürüyüş içerisinde ardışık ve sıralı olarak tekrar eden aynı tipte olaylar arasında kalan zaman dilimi olarak nitelendirilebilir. Herhangi bir olay bir yürüyüş çevriminin başlangıcı olarak kabul edilebilir. Çünkü yürüyüş boyunca bahsedilen bu başlangıç noktası tekrar kullanıcının yürüyüşünde yer alacaktır. Sıklıkla herhangi bir ayağın topuğunun yer düzlemine teması bir yürüyüş çevriminin başlangıcı, aynı ayağın topuğunun yere bir sonraki teması ise yürüyüş çevriminin bitişi olarak kabul edilebilir. Yürüyüşü en genel manada duruş ve salınım fazı olarak ikiye ayırdığımızda ise bir yürüyüş çevriminin % 65'ini duruş fazı, % 35'ini ise aynı bacağın salınım fazı teşkil eder. Duruş fazı aynı ayağın topuğunun yere temas etmesi ile başlar ve bahsedilen ayağın başparmağının yer düzleminden kalkmasıyla son bulur. Bu başparmağın yerden kalkmasıyla birlikte yürüyüşün artık salınım evresi başlamış olur ve salınan ayağın topuğu tekrardan yerle temas ettiğinde salınım evresi tamamlanmış olur [22].

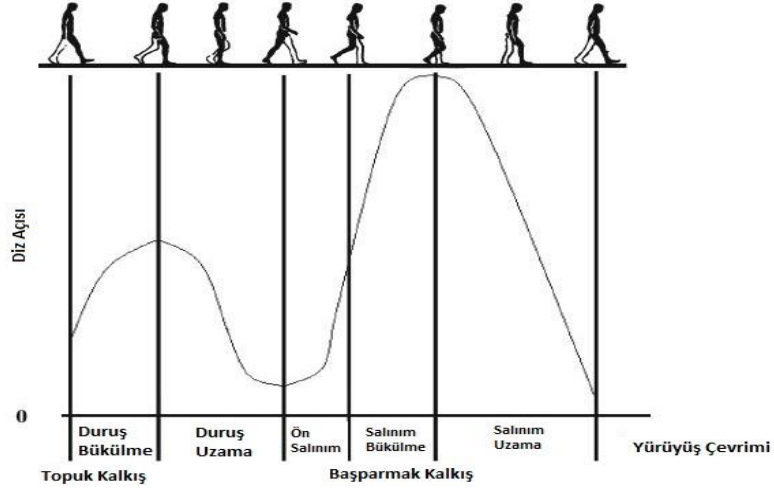
Kaynaklarda yürüyüşün beş [1], altı [7][23], yedi evreye bölünerek incelendiği görülmüştür [24]. Yürüyüşün ayrıntılı çözümlemesi için sekiz alt evre ile anlatılacaktır. Yürüyüşü duruş ve salınım gibi 2 alt evreye ayırdıktan sonra sekiz tane alt dönüye ayırabiliriz [22].

- A) Duruş fazı: 1. İlk Temas, 2. Yüklenme, 3. Ara duruş, 4. Duruş, 5. Ön salınım
  - B) Salınım fazı: 6. Salınım başlangıç, 7. Ara salınım, 8. Salınım
- Bahsedilen bu 8 yürüyüş evresi Şekil 2.2'de gösterilmektedir.

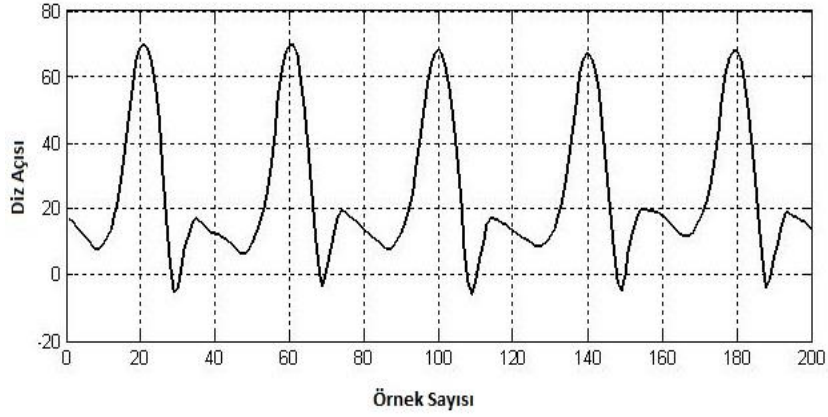


Şekil 2.2 Bir yürüyüş çevrimi ve çevrimin 8 alt evresi [25]

Bu tez çalışmasında yürüyüş çevrimi beş evreye bölünmüş ve denetim algoritması bu beş evreye göre gerçekleştirilmiştir. Bu kabule göre yürüyüş duruş esneme (DE), duruş uzama (DU), ön salınım (ÖS), salınım esneme (SE) ve salınım uzama (SU) olmak üzere beş evre tanımlanmıştır. Yürüyüşün bu evrelerini tanımlayabilmek için kaynaklarda sıklıkla görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri kullanılmıştır. Bu ölçüm düzeneklerinin maliyetleri yüksek olmasına karşın yapılan veri alma işlemi tamamlandıktan sonra üç boyutlu ve iki boyutlu yürüyüş çözümlene sonuçları, duyarga tabanlı hareket ölçüm sistemlerine nazaran çok daha tatmin edicidir. Şekil 2.3 ve Şekil 2.4'te beş evreli yürüyüş modeli için Herr ve Wilkenfeld'in yürüttüğü Vicon görüntü tabanlı hareket inceleme sistemi çözümlene sonuçlarını, Hacettepe Üniversitesi Biyomedikal Laboratuvarı'nda Akdoğan tarafından oluşturulan görüntü tabanlı ölçüm düzeneği ile yürütülen çalışmaların sonuçları takip etmektedir. Bu çalışmaların sonuçları elde edilen verilerin çözümlenmeleri ile türetilen diz açısı bilgilerinden sağlanmıştır. Şekil 2.4'te gösterilen tespit edilmiş diz açısı verisinden Tileylioğlu tarafından yürüyüşün beş evresi yazılım ortamında kestirilmiştir [20].



Şekil 2.3 Beş evreli yürüyüş modelinin bir çevrimi [1]



Şekil 2.4 Beş evreli yürüyüş modelinin bir çevrimi [3]

Bu geliştirilmiş evre kestirim algoritmaları tezin ilerleyen bölümlerinde gerçek zamanlı protez denetimi aşamasında kullanılacaktır. Geliştirilen sonlu durum denetim algoritmaları, yürüyüşün bir çevriminde her bir evreye farklı sönümlendirici sertlik seviyesi atamaktadır.

## 2.2. Hareket İnceleme Sistemleri

Elektronik diz protezi tasarımının başarımı, protez kullanıcısının yürüyüşünü doğal yürüyüşe yaklaştırdığı ölçüde artmaktadır. Bu durumda, “doğal yürüyüş” ün kinematik veya kinetik ölçümlerinin yapılıp verilerin ayrıntılı bir biyomekanik inceleme işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Biyomekanik, insan hareketini betimleyen, inceleyen ve değerlendiren bilim dalı olup kapsamı, fiziksel engelli bir insanın hareketinin incelenmesinden yük taşıyan bir işçinin hareketinin incelenmesine kadar genişler [8].

Herhangi bir insan hareketinin tanımlanma aşamasında kinetik veya kinematik değişkenlerden yardım alınır. Kinematik değişkenler, hareketin oluşumuna neden olan kuvvetsel etkilerden bağımsızdır. Doğrusal ve açısal yer değiştirmeler, türetilen hızlar ve ivmeler bahsedilen kinematik değişkenlerin örnekleridir. Kinetik değişkenler ise hareketi oluşturan içsel ve dışsal kuvvetler tarafından ortaya çıkar. Eklemlerde ve bağ dokularında oluşan çeşitli momentler ve torklar içsel kuvvetler tarafından meydana getirilen kinetik değişkenlerdir, dışsal etkilerle meydana getirilen kinetik değişkenlere yerin tepki kuvveti veya harici bir yük tarafından meydana getirilen kuvvetler örnek verilebilir [3][8]. Yürüyüşün bahsedilen kinetik veya kinematik ölçümlerin yapılabilmesi için hareketin kamera veya duyargalar ile bazı ölçümlerinin yapılması gerekmektedir. Tasarlanması gereken bu hareket inceleme sistemleri sayesinde yürüyüşün açı bilgileri, açısal hız bilgileri veya açısal ivme bilgileri gibi çeşitli kinematik verileri protezli kullanıcının yürüyüşünün doğal yürüyüşe ne denli yakınlığını gösterir. Görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri ve duyarga tabanlı ölçüm düzenekleri birbiri ile kıyaslandığında bu sistemlerin hesaplama doğruluğu, hesaplama hassasiyeti, ölçümleme (kalibrasyon) zorluğu, sistemin çalışma alanı, maliyet vb. gibi çeşitli getiri ve götürüleri mevcuttur. Sistemlerin ikisinin de eş zamanlı olarak kullanılması testi gerçekleştiren uzmanlara bir sistemde karşılaşılan kısıtın diğer sistemde yapılan ölçüm ile giderilmesi imkanı verir. Bu tez kapsamında yürütülecek kinematik çözümler hem duyarga tabanlı ölçüm düzenekleri ile hem de duyarga tabanlı ölçüm düzenekleri ile gerçekleştirilecektir. Görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri yürüyüşün çeşitli kamera düzenekleri ile kaydedilmesi ve daha sonra çözümlenmek üzere kullanılması prensibinde dayanır. Deneklerin kameranın görüş açısı içerisinde yürüyebilmesi koşu bandı üzerine yürümelerini gerektirmektedir. Bu kısıtlı alan problemi görüntü tabanlı ölçüm düzeneklerinin duyarga tabanlı ölçüm düzeneklerine göre bir götürüsüdür çünkü koşu bandı üzerinde yapılan yürüyüşler protezsiz olsa dahi yürüyüşün doğallığını olumsuz yönde etkilemektedir. Görüntü tabanlı ölçüm düzeneklerinin diğer götürüleri arasında çekim esnasında kameranın konumunun değiştirilmemesi gerekliliği ve saniyedeki görüntü alma kapasitesi yüksek kameraların maliyetlerinin çok yüksek olması yine bu sistemlerin götürülerindedir. Bahsedilen götürülerinin yanında en büyük getirisi ise görüntü tabanlı ölçüm düzeneklerinin yüksek hassasiyette çözümler yapmaya elverişli olması ve çözümler sonuçlarının doğruluğudur.

Duyarga tabanlı ölçüm düzenekleri genelde ivmeölçer, jiroskop, elektronik açıölçer gibi çeşitli duyarga takımlarından oluşmaktadır. Bu duyarga çeşitlerini kullanıcı üzerinde konumunun kayarak değişmesi veya küçük değişimlerin duyarganın çalışma bölgesine denk geldiği zaman sonuçların büyük ölçüde hatalı çıkması bu sistemlerin götürülerindedir. Ayrıca iki boyutlu görüntü kalibrasyon aşamasının, ivmeölçer ve jiroskopların kalibrasyonuna göre daha verimli sonuçlar üretmesi görüntü tabanlı sistemlerin maliyeti çok olmasına karşın daha sık kullanılmasının nedenlerindedir [3][20].

### 2.2.1. Görüntü Tabanlı Ölçüm Düzeneği

Görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği olarak Akdoğan'ın Hacettepe Üniversitesi Biyomedikal Laboratuvarı bünyesinde bir araya getirdiği sistem iyileştirilerek kullanılmıştır. Bu sistem, insan yürüyüşünü çeşitli hızlarda protezli veya protezsiz olarak iki boyutlu olarak çözümlenmektedir. Sistem en genel manada görüntüyü alıp kaydeden bir kameradan ve hareketi tanımlamak için gerekli veriyi toplamak amacıyla deneğin vücudundaki belirli bölgelere konulan yansıtıcı yüzeyli işaretleyicilerden oluşmaktadır. Kullanılan işaretleyiciler protezli ve protezsiz olarak yürüyüş yapıldığında kullanıcıyı kısıtlamayacak şekilde tasarlanmıştır. Sistem detaylı olarak incelenecek olursa ilk olarak kullanılan CCD (Charge Coupled Device) kameranın özelliklerinden bahsetmek gerekir. Çizelge 2.1'de kullanılan Panasonic PV-GS400 kameranın teknik özellikleri paylaşılmıştır.

Çizelge 2.1 Panasonic PV-GS400 kamera teknik özellikleri

1	Sensör Tipi	3YBA (Charge Coupled Device)
2	Sensör Değeri	1070k x 3 piksel
3	Çözünürlük	720x576 piksel
4	Çerçeve Sayısı	25 çerçeve/sn
5	Perdeleme Tipi	Küresel Perdeleme (Global Shutter)
6	Perdeleme Hızı	1/500
7	Lens Tipi	Leica Dicomar
8	Optik Yakınlaştırma	12x
9	Odak Uzaklığı	3.3 – 3.6 mm
10	Filtre Yarıçapı	43 mm
11	Veri Transferi	USB 2.0

Seçilen kameranın Yükten Bağlı Ayrık (Charged Coupled Device) tip sensör yapısına sahip olması ve beraberinde gelen Küresel Perdeleme (Global Shutter) özelliği, genelde eğlence amaçlı kullanılan Tamamlayıcı Yarı-İletken Metal Oksit (Complementary Metal Oxide Semiconductor) tipi sensörlü ve yuvarlamalı perdeleme (Rolling Shutter) özelliğine sahip kameralara nazaran hareketli cisimlerde oluşan görüntü hatasını minimuma indirmektedir. Bu bilgiler ışığında kameranın Panasonic firmasının PV-GS400 modeli olarak seçilmesine karar verilmiştir. Lens seçiminde çalışılacak alanın değişken olmaması ve geniş bir alanı görüntüleme ihtiyacı olmaması nedeni ile kameranın üzerinde dâhili olarak bulunan Leica Dicomar marka lens kullanılmıştır. Seçilen kameranın bu getirilerinin yanında saniyede alabildiği çerçeve sayısının 25 ile kısıtlı olması ve aldığı çerçevenin çözünürlüğünün 720x576 piksel olması alınan verinin kalitesini büyük ölçüde düşüren götürülerdendir. Bu tarz düşük çerçeve alım oranı ile çalışan kameralarda, kullanılan görüntü işleme algoritmasının filtreleme performansı düşmektedir. Çünkü düşük çerçeve alım oranı ile elde edilen görüntülerde işaretçilerin merkezleri kaymaktadır ve daire şeklinde olan işaretçilerin şekilleri eliptikleşmektedir. Perdeleme tipi olarak küresel perdeleme ve perdeleme hızı olarak 1/500 seçilmesiyle bu olumsuz etki azaltılmaya çalışılmıştır [3].

Bu tezde yeni olarak merkezlerinin tespit edilmesi beklenen işaretleyicilerde 2 cm çapında yansıtıcı yüzeyli dairesel işaretleyiciler kullanılmıştır. Kameranın yanına konumlandırılan spot ışık ise normal 50 Hz şebeke geriliminin verdiği değişken aydınlatma seviyesi yerine alınan her çerçevede aynı aydınlatma seviyesini sağlaması için kullanılmıştır. Üzerinde yürüyüş hareketinin gerçekleştirildiği koşu bandı ise 0.1 km/ saat hız artırma seviyesi ve eğimli yürüyüş özelliği ile Voit marka koşu bandıdır. Bu eğimli yürüyüş özelliği sayesinde ileride tasarlanması hedeflenen protezlerde eğimli yürüyüş çalışmaları da gerçekleştirilebilecektir. Beyaz yansıtıcı yüzeyli işaretleyicilerin yerlerinin tespit edilebilmesinin kolay olması için çalışmalar koyu renk perde önünde gerçekleştirilmiştir. Sistemin son elemanı olarak verilerin toplandığı yüksek işlem güçlü bir bilgisayar ve görüntü işleme algoritmalarının üzerinde geliştirildiği bir hesaplama yazılım olan Matlab kullanılmıştır. Şekil 2.5'te bahsedilen görüntü tabanlı hareket inceleme düzeneği gösterilmektedir.



Şekil 2.5 Görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği [3]

Görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinden alınan verilerin duyurga tabanlı ölçüm düzeneğinden alınan verilere dayanak olarak kullanılması nedeni ile kurulan bu görüntü tabanlı sistemin güvenilirliğini ölçmek ve arttırmak adına kalibrasyon çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

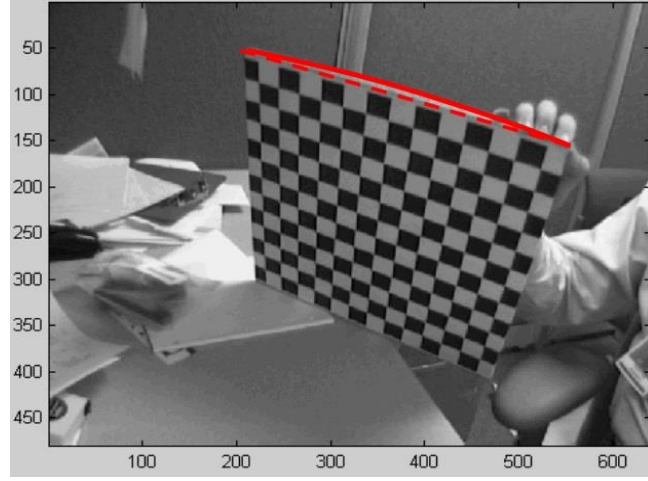
#### **2.2.1.1. İç ve Dış Ölçümleme Parametrelerinin Belirlenmesi**

Çeşitli çözümler için metrik olmayan sayısal kameralar kullanıldığında kameranın iç yöneltme elemanları olarak adlandırılan kameranın odak uzaklığı, asal noktanın koordinatları ve mercek bozulmaları bilinmemektedir. Ayrıca elde edilen görüntülerden ölçülen açı gibi bazı metrik verilerin doğruluğunun tespit edilebilmesi için kameranın çeşitli konum hassasiyeti parametrelerinin de bilinmesi gerekmektedir [26]. Bu amaçla kamera kalibrasyonu, iç kalibrasyon parametrelerinin belirlenmesi ve kamera konumunun ve ölçüm hatasının tespiti adında iki başlıkta incelenecektir.

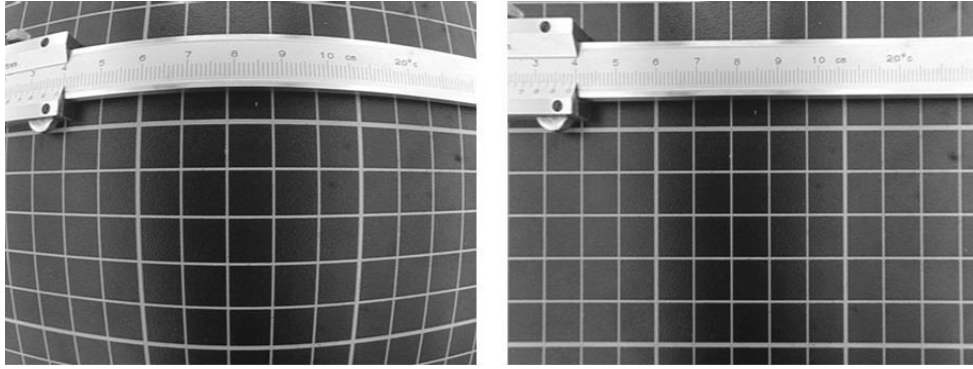
##### **2.2.1.1.1. Kamera İç Parametre Kalibrasyonu**

Kamera iç parametre kalibrasyonu 3 boyutlu bilgisayarlı görü çalışmalarında, 2 boyutlu resimlerin metrik bilgilerinin çıkarılması aşamasında yapılması gereken bir aşamadır. Son yıllarda bilgisayarlı görü alanında ve fotogrametri alanında kamera kalibrasyon çalışmaları sıklıkla yapılmaktadır ve yeni teknikler önerilmektedir [23].

İç parametre kalibrasyonu sonucu tespit edilen radyal bozulma parametresinin ve lens bozulma parametresinin çözümlere olan etkisi Şekil 2.6 ve Şekil 2.7'de görülmektedir.



Şekil 2.6 Radyal bozulma etkisi [27]



Şekil 2.7 Lens bozulma parametresinin görüntüye olan etkisi [28]

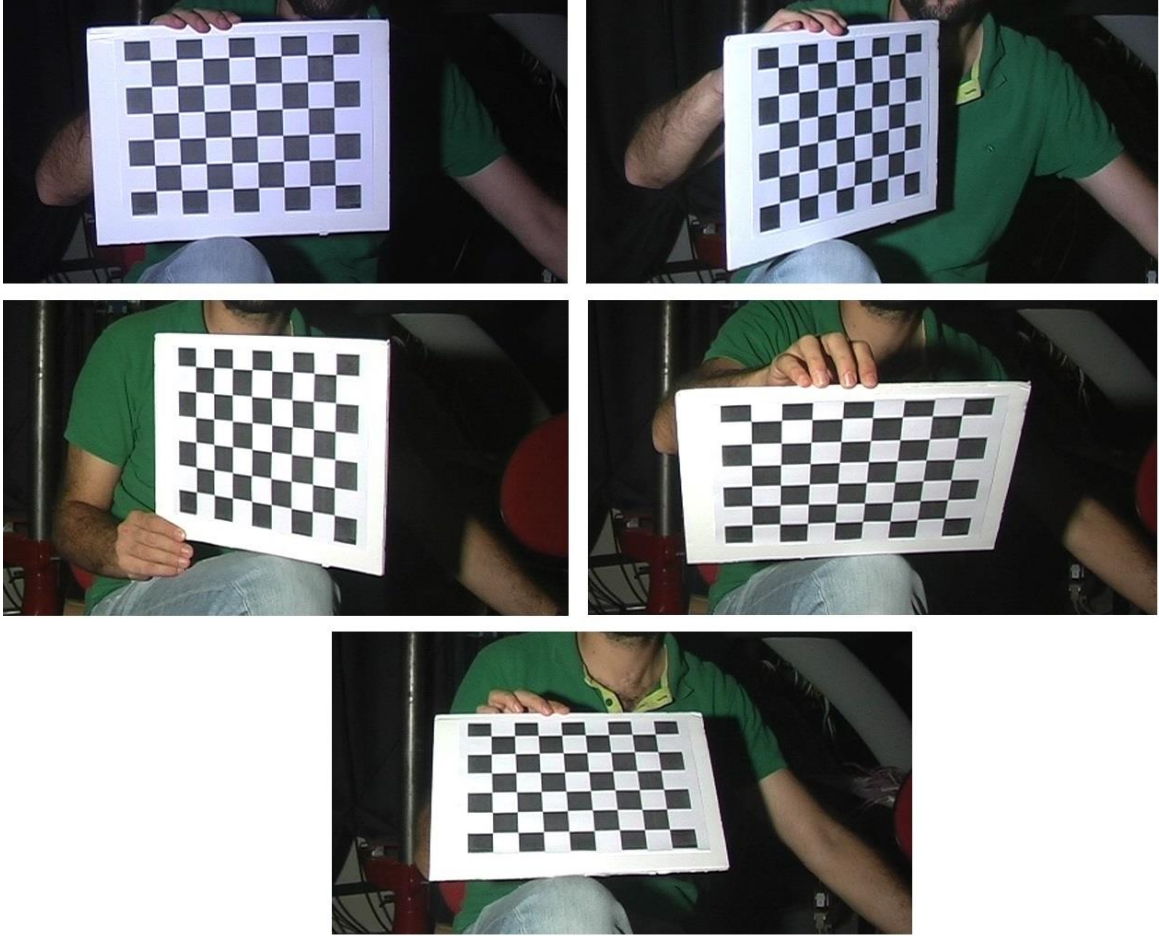
Kalibrasyon için kullanılan nesnenin boyut ve konumuna göre kalibrasyon teknikleri Zhang'a göre 3 başlık altında toplanabilir [23].

- 1) 3 boyutlu referans nesne tabanlı kalibrasyon: Kalibrasyon için kullanılacak nesnenin 3 boyutlu olarak geometrisi çok hassas olarak biliniyorsa bu teknik kullanılabilir. Kalibrasyon nesnesi, genellikle 2 veya 3 düzlemi birbirine ortogonal düzlemlerden seçilir. Bu yöntem için pahalı bir ölçüm düzeneğine ihtiyaç vardır.
- 2) 2 boyutlu düzlem tabanlı kalibrasyon: Bu yöntem düzlemsel bir görüntü nesnesinin farklı yerleşimlerde görüntülenmesi ile gerçekleştirilir.
- 3) 1 boyutlu çizgi tabanlı kalibrasyon: Bu yöntemde ise kalibrasyon nesnesi olarak doğrudan doğruya nokta geometrisine sahip bir çizgi hat kullanılır [23].

Literatürde çalışılmış birçok farklı kalibrasyon tekniği mevcuttur. Araştırmalarımız çerçevesinde yürüyüş çözümlemesi için kullanılan Panasonic PV-GS400 sayısal kameranın



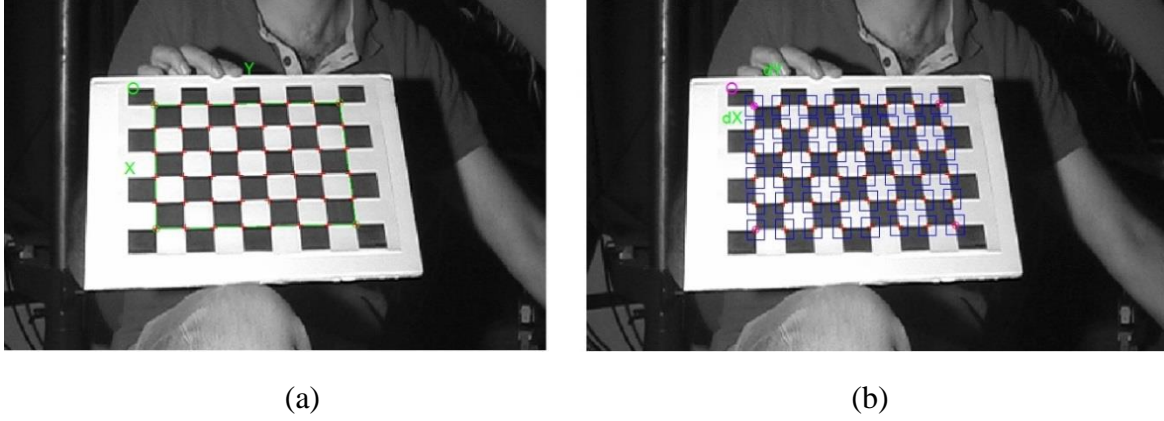
iç parametre kalibrasyonu aşağıda verilmektedir. Kullanılan kamera sayısal olarak saniyede 25 resim çerçevesi alabilmektedir ve 2 boyutlu düzlem tabanlı kalibrasyon tekniği kullanılmaktadır. Kamera kalibrasyonu Matlab içerisine gömülmek üzere yazılmış Camera Calibration Toolbox ile gerçekleştirilmiştir [26]. İlk olarak kamera ile görüntülenmek üzere doğrudan nokta geometrisine sahip satranç tahtası benzeri bir düzlem oluşturulmuş ve kalibrasyon aşamasında kullanılmak üzere beş farklı yerleşim ile bu nesnenin görüntüleri alınmıştır. Şekil 2.8’te bahsedilen görüntüler yer almaktadır.



Şekil 2.8 Beş farklı düzlem görüntüsünün anlık kare olarak alınması

Sistem kareler arasındaki mesafenin, köşe noktaları arasındaki mesafelerin ve köşegen uzunluklarının anlık kareler değişse bile değişmemesi gerektiği prensibiyle benzetim ortamında çalışmaktadır. Bu nedenle düzlem üzerindeki 4 adet köşe nokta her bir resim için belirlenmiştir. Şekil 2.9 a’da kırmızı noktalar ile gösterilen kare köşe noktalarının en dış tarafta olan dört tanesinin yerlerinin programa tanıtılması gerekmektedir. Bu amaçla ilk olarak resmin dört köşesinden karelerin kesişim noktalarının koordinatları programa

işaretlenerek tanıtılmıştır. Bu dört noktanın yerlerinin programa tanıtılmasından sonra bir sonraki aşama karelerin kenar uzunluklarının programa tanıtılmasıdır. Algoritma, köşe noktaları bilinen ve her bir kare uzunluğu bilinen satranç düzleminde her bir kare kesişim noktasını tahmin eder. Şekil 2.9 b’de bahsedilen bu dört köşe noktadan sol üstteki referans olarak alındığında tahmin edilen bütün köşe noktalarının gösterimi mavi kareler içerisinde paylaşılmıştır. Tahmin edilen bu noktalarda görsel olarak bir hata tespit edildiğinde çeşitli düzeltme katsayıları ile bu hatalar giderilir.



Şekil 2.9 a) Dört referans köşe noktasının seçimi b) bütün kare köşe noktalarının seçimi

Bu çalışmada köşe noktaların koordinatları aslına uygun şekilde bulunabildiği için düzeltme faktörü kullanılmamıştır. Bir sonraki aşamada ise yazılım içerisinde çeşitli analitik eşitlikler ile kamera kalibrasyon parametreleri türetilmektedir. Bu işlem En büyük Olabilirlik Kriteri (Maximum Likelihood Criterion) tabanlı bir Doğrusal Olmayan En İyileme Tekniği kullanılarak gerçekleştirilmektedir [23]. Oluşturulan kamera iç parametre matrisi ile görüntüdeki koordinatlar gerçek dünyadaki koordinatlara eşlenir. Bu sırada oluşturulan “Ana Nokta” (Principal Point) matrisi ise kameranın x ve y optik eksenlerinin resmin görüntüsünün oluştuğu düzlemle kesişmesi sonucu oluşur. Eğer kameradan alınan görüntü ideal olsaydı “Ana Nokta” olarak her zaman resmin orta noktasının bulunması gerekirdi. Bu parametrenin belirsizlik değeri aşağıdaki Çizelge 2.2’de kullandığımız kamera için piksel cinsinden verilmiştir.

Çizelge 2.2’de verilen görüntü oranı değeri eğer pikseller tam kare olarak ölçülebilseydi ‘1’ olarak bulunmalıydı dolayısıyla bu görüntü oranı (aspect ratio) kullanılan kamera duyargasının yatay ve dikey eksenleri arasındaki açı hatası hakkında da kullanıcıya bilgi verir [26].

Çizelge 2.2 Panasonic PV-GS400 iç kalibrasyon parametreleri

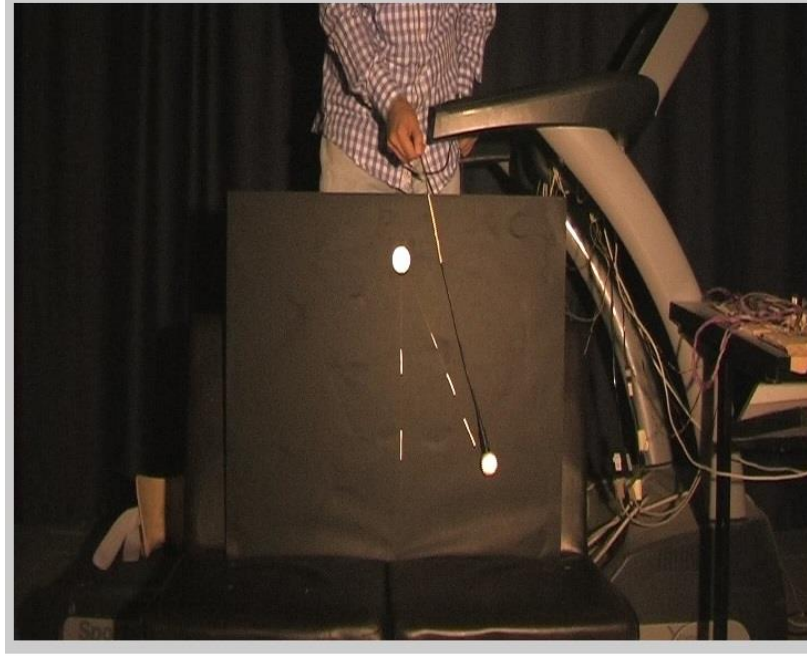
Parametre	Birim	Yatay eksen	Dikey eksen
<b>Odak Uzaklığı</b>	Piksel	1153.8837	1182.26232
<b>Görüntü Oranı</b>	$\frac{\text{Odak Uzaklığı } y}{\text{Odak Uzaklığı } x}$	1.02459	
<b>Odak Uzaklığı Hatası</b>	Piksel	21.1677	21.3107
<b>Ana Nokta (Principal Point)</b>	Piksel	470.3680	260.9235
<b>Ana Nokta Hatası</b>	Piksel	44.4509	33.8311
<b>Piksel Hatası</b>	Piksel	0.17123	0.17527

Dairesel ve yüzeysel bozulmalar sonucu üretilen “Piksel Hatası” kamera kalibrasyonunun son aşaması olarak Çizelge 2.2’de verilmiştir. Tespit edilen bozulma değerleri bu tez kapsamında sadece nicelik olarak büyüklüğünün paylaşılması ve bundan sonraki yapılacak çalışmalarda fikir vermesi açısından önemlidir. İlerleyen çalışmalarda türetilen bu radyal bozulma ve piksel hatalarının kaynaklarda kullanılan bazı yöntemler ile giderilmesi üzerine çalışmalar gerçekleştirilecektir. Bu bağlamda kamera kalibrasyonunun yapılabilmesi için ilk aşama olan parametre türetilmesi bu bölümde paylaşılmıştır.

#### 2.2.1.1.2. Kamera Konumunun ve Ölçüm Hatalarının Belirlenmesi

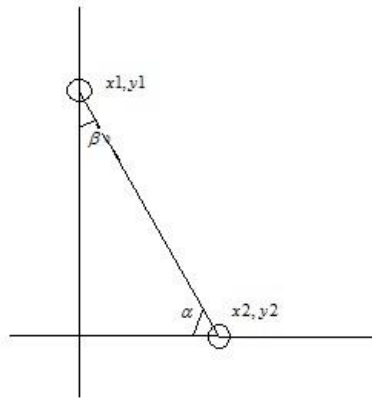
Görüntü tabanlı ölçümlerin güvenilirliğinin tespiti için ise çeşitli çalışmalar mevcut olup elektronik açıölçerlerin dayanak açı bilgisi olarak kullanıldığı çalışmalar mevcuttur [29][30]. Çalışmanın bu bölümünde Akdoğan’ın bir araya getirdiği görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinin doğruluğunu ve kullanılan sayısal kameranın konumlandırma performansının değerlendirilmesi için bir ölçüm düzeneği tasarlanmıştır. Siyah arka plan üzerinde 2 cm çapında bir masa tenisi topunun sarkaç hareketi yapması ile meydana gelen açının tespiti ve gerçek değeriyle kıyaslanması prensibi ile bu ölçüm gerçekleştirilmektedir. Bu amaçla 85 cm x 60 cm boyutunda siyah bir arka zemin oluşturulmuştur. Bu siyah arka zemin üzerine 30 derecelik açı değeri işaretlenmiştir. Sarkaç hareketinin başlangıç noktasına top

ile aynı yarıçapa sahip bir beyaz işaretleyici yerleştirilmiştir. Sarkaç hareketi yaklaşık 10 saniye boyunca siyah yüzey zeminine yapışık şekilde gerçekleştirilmiştir ve bu hareketin video görüntüsü Matlab çalışma alanına çerçeve akışı olarak alınmıştır. Daha sonra alınan bu çerçevelerden 30 derecelik açıya en yakın çerçeve belirlenmiştir. Şekil 2.10'da bahsedilen 30 derecelik açıya sahip top hareketinin çerçevesi görüntülenmektedir.



Şekil 2.10 30 derecelik açıya sahip anlık görüntü

Daha sonra bu çerçeve çeşitli filtreleme işlemlerinden geçirilmiş ve verilen 30 derecelik açı çeşitli analitik bağıntılar kullanılarak hesaplanmıştır. Şekil 2.11'de üstteki işaretleyicinin ve alttaki masa tenisi topunun koordinatları sırasıyla  $x_1, y_1$  ve  $x_2, y_2$  olarak betimlenmiştir.

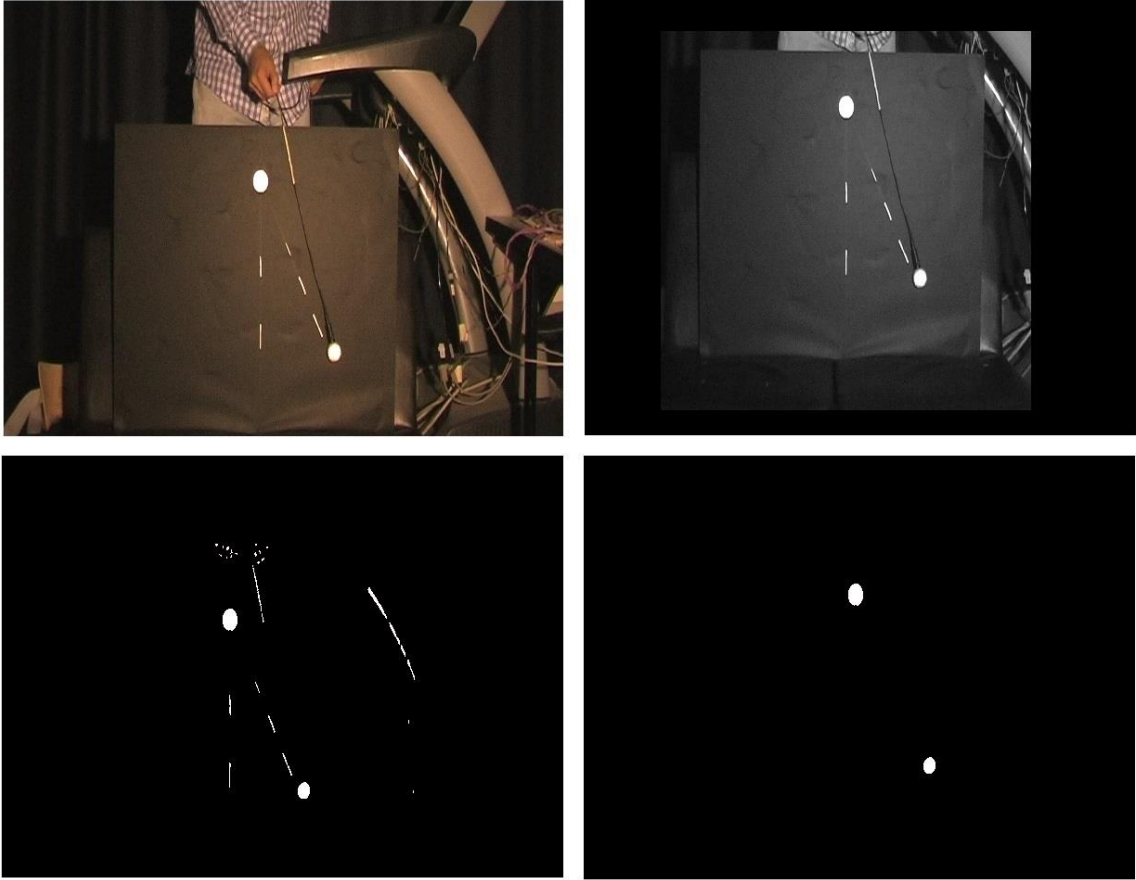


Şekil 2.11 İşaretleyici koordinatları ve yerleşimi

$$\alpha = a \tan\left(\frac{y1 - y2}{x1 - x2}\right) \quad (2.1)$$

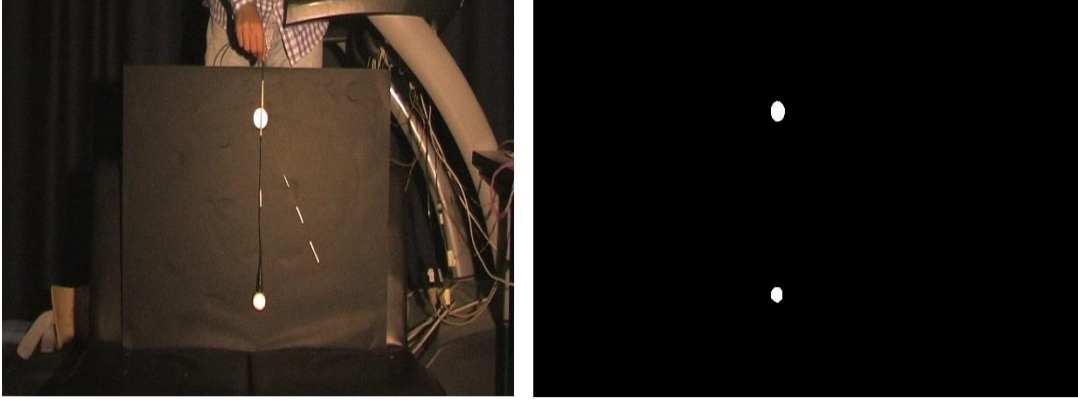
$$\beta = 90 - \alpha \quad (2.2)$$

İki adet işaretleyicinin merkez koordinatları ve Eşitlik 2.1 ile Eşitlik 2.2 kullanılarak doğrunun normal ile yaptığı açı tespit edilebilir. Yapılan filtreleme işlemleri Şekil 2.12’de gösterilmektedir.



Şekil 2.12 Filtreleme işlemleri ve sonuçta elde edilen iki işaretleyici

Bu analitik eşitlikler Matlab ortamında algoritmaya dönüştürüldüğünde sarkaç gerçekte 30 derecelik açı yaptığında görüntü inceleme düzeneği bu açı değerini kırkinci çerçeve için yaklaşık 23.3 derece olarak belirlemiştir. Oluşan bu hata değerinin kameranın ilk pozisyon ayarlamasından veya başka bir etkenden dolayı olup olmadığını anlamak için görüntü inceleme düzeneğinden sarkaç konumu 0 derecede iken veri toplanmış ve yukarıda Şekil 2.12’de gösterilen görüntü işleme teknikleri tekrardan uygulanmıştır. Şekil 2.13’de bahsedilen kamera görelisi konum (offset) görüntüsü gösterilmektedir.



(a)

(b)

Şekil 2.13 a) Sabit duruş görüntüsü b) bulunan işaretleyici konumları

Şekil 2.13 b’de yapılan çözümleme sonucunda bulunan işaretleyici koordinatları tekrardan Eşitlik 2.1 ve Eşitlik 2.2 içerisinde incelenmiş ve 0 derecelik sabit duruş açısı 0.3 derece bulunmuştur. Daha sonra düzeneğin dinamik performans çözümlemesi için bir test düzeneği kurulmuş ve performans testleri yapılmıştır. Sarkaç hareketi esnasında yaklaşık 6.6 derece çıkan açı hatasının 0.3 derecelik kısmı ilk konum hatası geri kalan hatanın ise çeşitli kamera performans kısıtlarından dolayı ortaya çıktığı ön kabulü yapılmıştır. Panasonic PV-GS400 model kameranın saniyede 25 çerçeve alması sarkaç hareketinde 30 derecelik çerçeveyi tespit etmekte bir kısıt oluşturmuştur ve çıkan hatanın büyük ölçüde bu noktadan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca kullanılan kameranın açısal ve teğetsel bozulma katsayılarını donanımsal olarak düzeltme yeteneği kamera profesyonel olmadığı için beklentilerin altında kalmıştır.

#### 2.2.1.2. Görüntü Verilerinin Alınması

Bu bölümde, hem yürüyüşün kinematik verilerinin türetilmesi için verilerin toplanması aşamasında hem de görüntü inceleme sistemi iç ve dış parametrelerinin belirlenmesi aşamasında yapılması gereken görüntü verilerinin alınması anlatılacaktır. İlk olarak Akdoğan’ın kullandığı sistem ile veri toplanmasından ve bu yöntemin iyileştirme çabalarından bahsedilmiştir [3]. Son olarak ise bu tez çalışması kapsamında geliştirilen ve farklı bir uygulama tekniğine sahip yeni bir veri alım tekniği bu sistem üzerinde incelenmiş ve sonuçları paylaşılmıştır. Akdoğan tarafından oluşturulan görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinde görüntünün çalışma ortamına alınması Matlab programlama ortamında gerçekleştirilmektedir. Kullanılan Panasonic PV-GS400 marka kameranın USB 2.0 (Universal Serial Bus 2.0) veri transfer protokolü ile görüntü kazanılmaktadır. İlk olarak



kameranın donanım parametreleri yazılıma tanıtılır, daha sonra görüntüyü kaydedebilmek için yazılım ortamında bir video nesnesi oluşturulur. Bu video nesnesi kaydedilecek videonun bazı parametrelerinin nasıl seçileceği hakkında kullanıcıya çeşitli bilgiler verir. Çizelge 2.3'te bu bahsedilen parametreler kısa açıklamalarıyla gösterilmiştir.

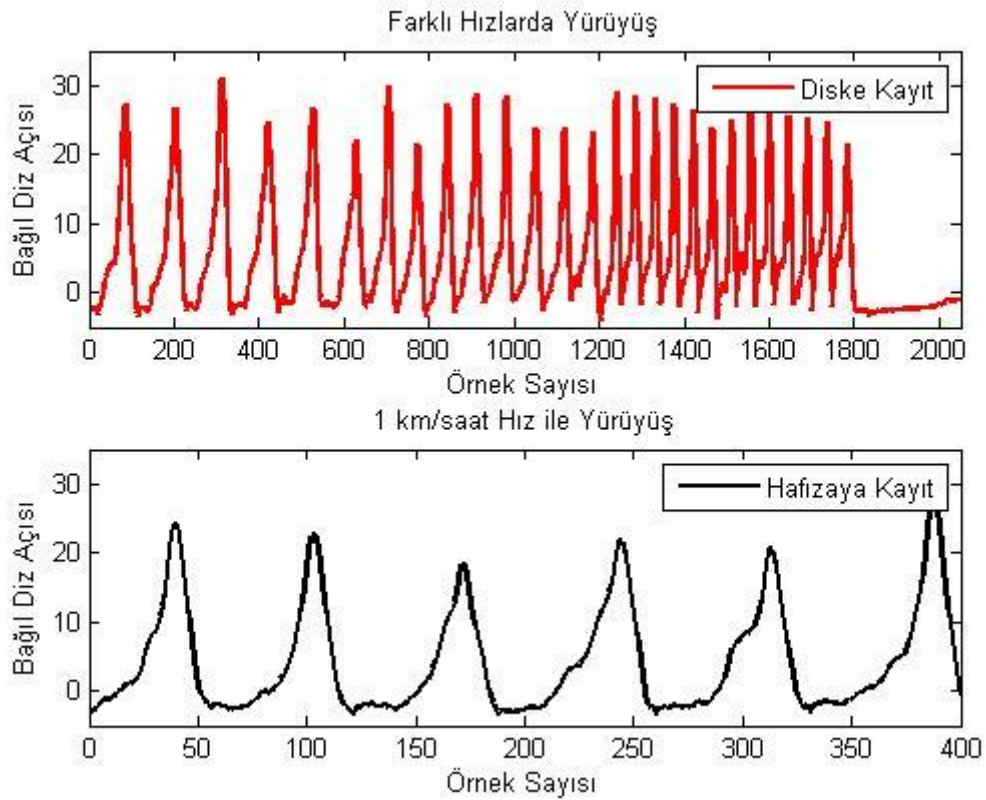
Çizelge 2.3 Video nesnesi ayarlanabilir parametreleri

Parametre Adı	Açıklaması
Çerçeve alış aralığı	Art arda gelen çerçeveler arasındaki boşluk miktarı
Mevcut çerçeve sayısı	Hafızada tutulan çerçeve sayısı
Kazanılan çerçeve sayısı	Anlık hafızadan çekilmiş çerçeve sayısı
Tetikleme Başına Çerçeve Sayısı	Bir tetiklemede alınacak çerçeve sayısı
Kayıt Tipi	Hafıza veya diske kaydedilme biçimi
Tetikleme Tipi	Anlık başlatım veya elle başlatım seçme biçimi
Tetikleme Kaynağı	Donanımsal veya yazılımsal olarak tetikleme seçme
Video Çözünürlüğü	Birden fazla çözünürlük içerisinde seçim yapma

Bahsedilen bu parametre ayarları gerektiği gibi yapılır ve veri kazanım işlemi elle girilen bir tetikleme ile başlatılır. Bu aşamada seçim yaparken dikkat edilecek en önemli husus “Kayıt Tipi” özelliğini seçmek olacaktır. Akdoğan’ın çalışmasında veri alma işleminde kayıt tipi olarak hafıza seçilmiştir ve sistemin bütün ayarlamaları bu mantık çerçevesinde gerçekleştirilmiştir. Hafızaya kayıt tipi seçilmesinin çeşitli kısıtlar ortaya çıkardığı Akdoğan, Tileylioğlu ve Sadeghimorad’ın çalışmasında göze çarpmaktadır [3][20][31]. Eğer çalışma alanına alınacak video önce hafızaya oradan çalışma alanına alınacaksa en fazla 400 adet 720x576x3 çözünürlüklü çerçevenin Matlab’ın önbelleğini doldurduğu tespit edilmiş ve bahsedilen tez çalışmalarında rapor edilmiştir [3][20][31]. Bu sorun, 400 adet görüntü çerçevesini saniyede 25 çerçeve alabilen Panasonic PV-GS400 kamera ile yaklaşık 16 saniyelik bir videonun kayıt edilebilmesini ifade etmektedir. Bu hafıza kısıtı protezli yürüyüş veya normal yürüyüş çözümleme çalışmalarında çözümlemeyi yapan kişi için sonuçları anlamlandırma aşamasında yeterli performansı sağlayamamasına neden olmaktadır. Bu nedenle görüntü kazanım aşamasında farklı bir bakış açısı ile yeni bir yöntem geliştirilmesi gerekmiştir. Öncelikle bu yeni yaklaşımın temelini videonun kayıt işlemini hafıza yerine sabit diske kaydetmek oluşturur. Ayrıca önceki sistemin aksine veri alma işlemi Matlab’ın “Veri Kazanım Arayüzü” (Image Acquisition Tool) kullanımını

sağlamaktadır. Bahsedilen arayüz yazılımı ve seçilen bazı parametrelerin değerleri Ek.1’de gösterilmiştir.

Parametreler uygun bir şekilde ayarlandıktan sonra tetikleme işlemi veri toplama işlemi ile eş zamanlı olarak başlatılmıştır. Kullanılan bilgisayarın sabit diskinde yer olduğu müddetçe veri kayıt işlemine bir kısıt getirilmemektedir. Şekil 2.14 a ve Şekil 2.14 b ’de kayıt tipi hafıza olarak seçildiğinde bulunan diz açısı grafiği ve kayıt tipi disk olarak seçildiğinde bulunan diz açısı grafiği verilmiştir.



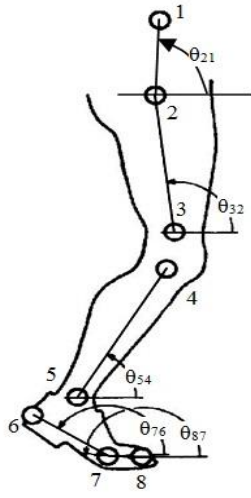
Şekil 2.14 a) Disk kayıt işlemi sonucu b) hafıza kayıt işlemi sonucu

Şekil 2.14 a’da denek koşu bandı üzerinde saatte 1 km, 2km ve 3 km hızlarda yürümüş ve en sonunda bir süre sabit durmuştur, bu yürüyüş videosu 2000 çerçeveden oluşmaktadır. 2000 çerçevelik bu video 80 saniyelik bir kayda karşılık gelmektedir ve bu zaman dilimi çeşitli çözümlerlerin yapılması için Şekil 2.14 b’de verilen 400 çerçeve yani 16 saniyelik yürüyüş verisine nazaran sağlıklı karşılaştırmalar açısından daha uygundur.



### 2.2.1.3. Görüntü Çözümleme Çalışmaları

Görüntünün kazanım işlemi bittikten sonra çalışma alanına alınan çerçeveler teker teker incelenir. Çalışmanın ilk aşamasını siyah zemin önünde koşan denek üzerindeki 2 cm çapında yansıtıcı yüzeyli işaretçilerin bulunması oluşturmaktadır. Yürüyüşün kinematik verilerinin tespit edilebilmesi için denek üzerindeki bulunan her bir işaretçinin merkezlerinin bulunması gerekmektedir. Denek üzerine yerleştirilen işaretçilerin pozisyonları için Winter'in önerdiği işaretçi yerleştirim modeli kullanılmıştır. Şekil 2.15 a'da denek üzerine yerleştirilen işaretçilerin kurulumu Winter'in önerdiği teorik yapı halinde Şekil 2.15 b'de ise bu önerinin pratik uygulaması gösterilmiştir [8].



a)



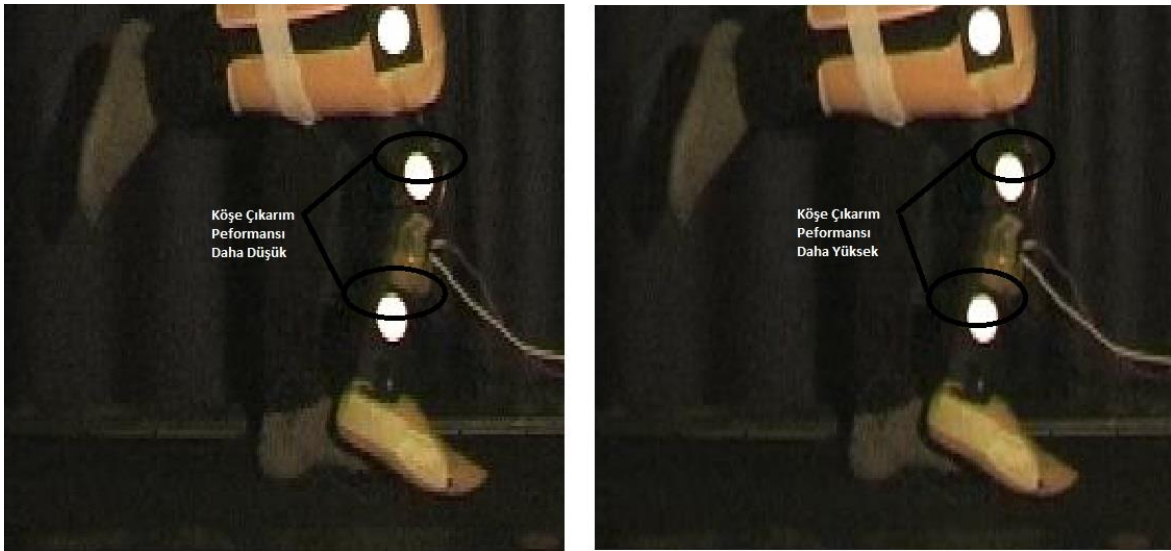
b)

Şekil 2.15 a) Winter'in işaretçi dizilim önerisi b) denek üzerinde işaretçi dizilimi

Hızlı hareket anında yaşanan görüntü bozulmaları, işaretçilerin merkezlerinin kayması, işaretçilerin dairesel yapısının eliptikleşmesi ve bazen görüntüden işaretçinin bulunamaması gibi sorunlar ortaya çıkarmaktadır. Bu sorunları halledebilmek üzere çeşitli araştırmalar yapılmış ve her bir çerçeve üzerine filtre işlemine girmeden önce biniştirme işlemi (deinterlacing) yapılması uygun görülmüştür. Bu aşamada karşımıza sıklıkla kullanılan 3 farklı biniştirme yöntemi çıkmaktadır.

1. Çizgi ve Piksel Tekrarı Yöntemi
2. Doğrusal Ara değerlendirme (İnterpolasyon) Yöntemi
3. Dikey Zamansal Medyan Filtreleme Yöntemi

Bu üç başlık içerisinde dikkat edilmesi gereken en önemli husus ilk iki yöntem üzerinde işlem yapılacak çerçevenin o anki değeriyle ilgilenmesi üçüncü yöntemde ise üzerinde çalışılan çerçevede yapılan değişiklikler sadece kendisine değil kendinden önceki ve sonraki çerçevelere de bağlıdır. Bu da üçüncü yöntemin zamansal olarak bir düzeltme yapması manasına gelmektedir. Bu yöntemin en önemli götürüsü çok sayıda çerçevenin tek bir yordam içerisinde düzeltilmesi esnasında alakalı diğer çerçevelerle işlem yapmasından dolayı işlem maliyetinin çok yüksek olmasıdır. Bu götürüsüne karşın sıkıştırma oranlarında diğer iki yönteme göre daha az boyutta çalışılması bu yöntemin getirilerindedir. İlk iki yöntem ise sadece üzerinde çalışılan çerçeveyi ilgilendirdiği için bir çerçeve bütün özellikleri ile incelenir bu ise büyük çerçeve boyutları ile çalışmayı gerektirirken düşük işlem maliyeti ile çalışmaya imkân verir. Bu hususlar göz önüne alındığında işaretçi tespiti için ikinci yöntemin kullanılması makul bulunmamıştır. İlk iki yöntem uygulanarak yapılan biniştirme işleminin görsel sonuçları incelendiğinde yapılan literatür çalışmalarında elde edilen sonuçlar bu çalışmada sınanmıştır ve doğrulanmıştır. Doğrusal ara değerlendirme yöntemi biniştirme sonucunda çerçeve üzerinde çizgi ve piksel tekrarı yöntemine göre köşe çıkarımı işlemini daha verimli bir şekilde gerçekleştirmektedir [32]. Bu bilgiler ışığında ilk iki yöntem kıyaslanmış ve bahsedilen sonuç gözlemlenmiştir. Gözlem sonuçları Şekil 2.16 a ve 2.16 b’de paylaşılmıştır.



a)

b)

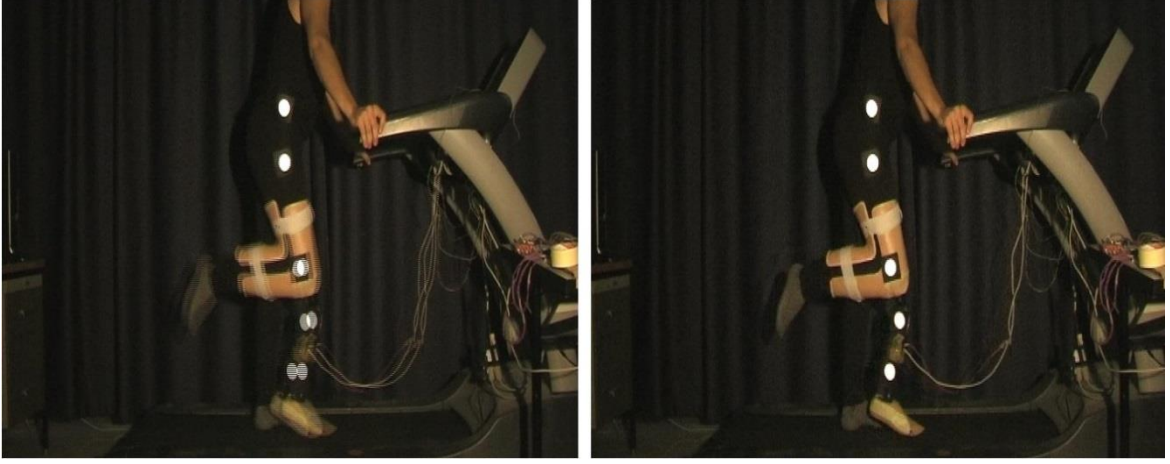
Şekil 2.16 a) Çizgi Tekrarı Yöntemi b) Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi

Her bir çerçeveye uygulanacak görüntü biniştirme yöntemi olarak Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi'ne karar verildikten sonra hiçbir filtre işlemi uygulanmadan bütün çerçeveler düzeltilir ve filtreleme işlemi başlatılır. Kullanılan Doğrusal Ara Değerleme yöntemi basit olarak üstten aşağı görüntü çerçevesi tarandığında eksik olan piksel değerini bir üstteki piksel değeri ile bir alttaki piksel değerinin ortalaması olarak kabul eder ve hızlı hareket eden nesnelere bu problem ortadan kaldırılmış olur. Her ne kadar bu tez çalışması kapsamında Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi yeterli kabul edilse de daha fazla hassasiyet gerektiren bilgisayarlı görü ve görüntü işleme çalışmalarında yüksek işlem maliyetine rağmen sıklıkla zamana dayalı biniştirme yöntemleri uygulanmaktadır. Şekil 2.17'de Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi'nin çalışma prensibi gösterilmektedir.

Birleştirilmiş Giriş				Biniştirme İşlemi Sonrası			
Satır 1	A	B	C	Satır 1	A	B	C
Satır 2	D	E	F	Satır 2	$(A+G)/2$	$(B+H)/2$	$(C+I)/2$
Satır 3	G	H	I	Satır 3	G	H	I
Satır 4	J	K	L	Satır 4	$(G+M)/2$	$(H+N)/2$	$(I+O)/2$
Satır 5	M	N	O	Satır 5	M	N	O
Satır 6	P	Q	R	Satır 6	M	N	O

Şekil 2.17 Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi biniştirme prensibi (Matlab, Computer Vision)

Sonuç olarak Doğrusal Ara Değerleme Yöntemi ile biniştirme işlemi öncesi 3 km/saat ile alınmış protezli yürüyüş verisi ve aynı çerçevenin biniştirme (deinterlace) işlemine tabi tutulmuş hali Şekil 2.18'de gösterilmektedir.



a)

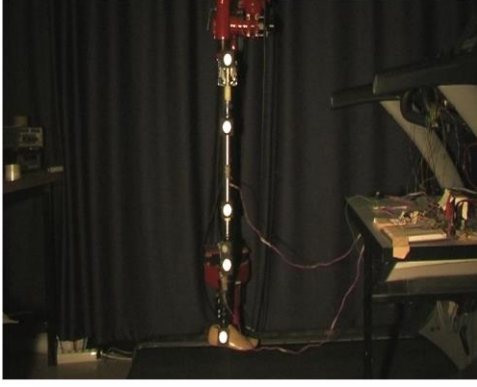
b)

Şekil 2.18 a) Biniştirme işlemi öncesi b) biniştirme işlemi sonrası

Bir sonraki bölümde, alınan görüntülerde biniştirme yöntemi ile düzeltme yapıldıktan sonra uygulanması gereken görüntü işleme teknikleri ve çeşitli görüntü işleme filtreleri ele alınacaktır.

#### 2.2.1.4. Görüntü İşleme ve Çeşitli Filtreleme Çalışmaları

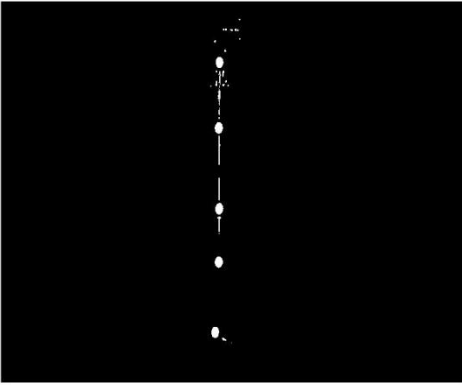
Biniştirme işlemi uygulanmış ve hızlı hareket hataları düzeltilmiş görüntü elde edildikten sonra Akdoğan tarafından yazılan görüntü çözümlenme programı çalıştırılır ve çeşitli görüntü işleme filtreleri teker teker çerçevelere uygulanır. Bütün filtreleme işlemleri bittikten sonra her bir çerçeve için bulunan beş adet işaretçinin merkez koordinatları bir dizeye kaydedilir. Kaydedilen merkez işaretçi koordinatları vücudun üst bölümünden alt bölümüne doğru sıralanır ve yürüyüşün kinematik parametreleri türetilir. Bahsedilen filtreleme işlemlerinin ilki olarak çalışılmak istenen alanın dışındaki gereksiz alanların görüntüden çıkarılmasıdır. Bu işlem sonucu elde edilen yeni görüntü çerçevesi Şekil 2.19 a'da gösterilmektedir. Daha sonra sınırları yeniden belirlenen renkli görüntü siyah beyaz görüntüye belirli bir eşik seviyesi ile dönüştürülür. Şekil 2.19 b'de beyaz işaretçilerin siyah zeminden daha rahat çıkarılması için gerçekleştirilen ikili görüntü dönüşümü gösterilmektedir. Elde bulunan bu ikili görüntü üzerinde beyaz bölgeler işaretlenir ve bu beyaz bölgelerin eliptikliği, alanı gibi parametreler hesaplanır. İşaretçinin eliptiklik değerinden veya alan değerinden daha yüksek veya daha alçak bölümler gürültü olarak kabul edilir. Kalan bölgeler tekrar etiketlenir ve bulunan beş adet işaretçi merkezleri bulunmak üzere ve üstten aşağı sıralanmak üzere tekrar etiketlenir. Bahsedilen bu son aşama işlemler Şekil 2.19 c ve 2.19 d'de gösterilmektedir.



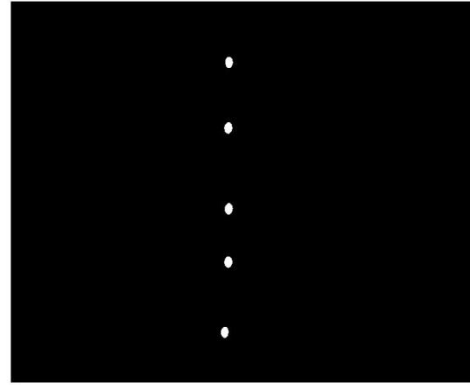
a)



b)



c)



d)

Şekil 2.19 Çeşitli görüntü filtreleme işlemleri

Merkezleri bulunan ve belden ayak bileğine kadar sıralanan beş adet işaretçinin yürüyüşün kinematik verilerinin tespit edilmesi birtakım trigonometrik bağıntılar sayesinde olur. Şekil 2.15 a üzerindeki işaretçi dizilimine göre ilk olarak Eşitlik 2.3

$$\theta_{ij} = \arctan \frac{y_j - y_i}{x_j - x_i} \quad (2.3)$$

bağıntısı yazılabilir. Bu bilgiler ışığında diz açısı ve kalça açısı Eşitlik 2.4 ve 2.5 sayesinde bulunabilir.

$$\theta_{kalça} = \theta_{32} - \theta_{21} \quad (2.4)$$

$$\theta_{diz} = \theta_{32} - \theta_{54} \quad (2.5)$$

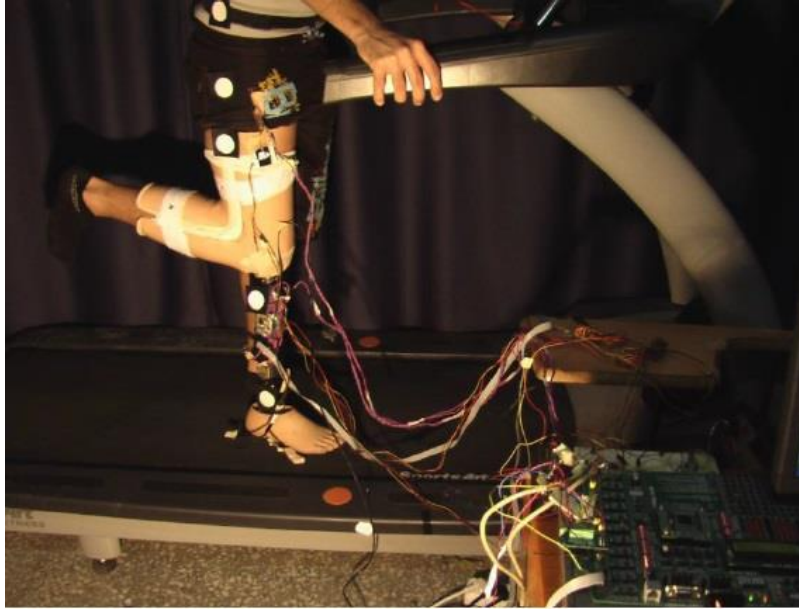
Bulunan aç ı bilgilerinden yürüyüşün veya ilgilenilen eklemin hız ve ivme gibi kinematik de ğ işkenleri de rahatlıkla türetilir [8]. Elde edilen yürüyüş verileri, belirli çevresel ve kişisel koşullarda yapılan yürüyüş esnasında ba ğlant ıların ve eklemlerin alabilece ğ i en yüksek ve en düşük de ğ erlerinin belirlenebilmesinin yanı sıra, bir çevrim içinde ilgili beden parçasının zaman içindeki de ğ işimini anlama imkân ı sunmaktadır [3].

### **2.2.2. Duyarga Tabanlı Ölçüm Düzen e ğ i**

Duyarga tabanlı ölçüm düzen e ğ i, son ürün aşamasına getirilmiş elektronik denetimli diz eklemlerinde yürüyüş ve hız kestirimlerinin yapılması ve çeşitli denetim yordamlarının geliştirilmesi aşamasında çok önemli bir yere sahiptir. Bu amaçla Akdo ğ an tarafından Hacettepe Üniversitesi Biyomedikal Laboratuvar ı içerisinde bir duyarga tabanlı ölçüm düzen e ğ i geliştirilmiştir. Oluşturulan bu sistem aynı zamanda geliştirilmek istenen protezde farklı hızlarda yürüyüş ve çeşitli yürüyüş senaryolarının tespit edilmesinde kullanılabilir. Bu ba ğlamda bu sistemi oluşturan elemanların seçilmesine karar verilmiştir. Bu aşamada protezin son ürün hali de düşünülerek enerji tüketimi az, yıpranma süreleri uzun, do ğrusal çalışma aralıkları geniş ve a ğırlık olarak hafif duyargalar kullanılmasına karar verilmiştir. Yapılan çalışmalarda sıklıkla elektronik aç ıölçerler, ivmeölçerler, jiroskoplar, de ğ işken dirençler vb. gibi mikroelektro-mekanik duyargalar kullanılmıştır [3].



Oluşturulan sistemde mekanik veya elektronik olarak hata verme olasılıkları az olan ivmeölçerler ile jiroskoplar kullanılmıştır. Yürüyüş hareketi için vücudu iki ba ğlantılı bir yapı olarak düşünerek her bir ba ğlantı için birer adet ivmeölçer ve jiroskop çifti vücudun muhtelif yerlerine sabit duracak şekilde monte edilmiştir. Geliştirilen duyarga tabanlı ölçüm düzen e ğ i ile görüntü tabanlı ölçüm düzen e ğ inin protezi takan denek üzerindeki görünümü Şekil 2.20’de gösterilmektedir.

Kullanılan ivmeölçerler DimensionEngineering firması tarafından üretilen DE-ACCM2G2 modelidir. Jiroskoplar ise SiliconSensing firmasının üretti ğ i CRS03 modelidir. Çizelge 2.4’te seçilen duyargaların bazı ilgili teknik özellikleri paylaşılmıştır.



Şekil 2.20 İki adet ölçüm sisteminin denek üzerine yerleştirilmiş görüntüsü [20]

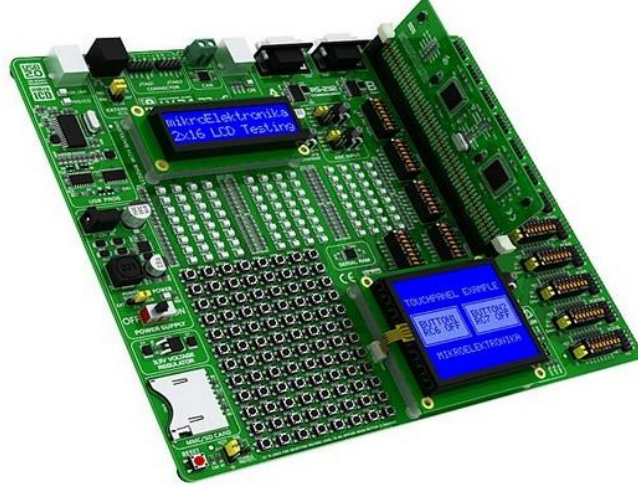
Çizelge 2.4 Kullanılan duyargaların teknik özellikleri [3]

Duyarga	Özellikleri
<p>İvmeölçer</p> 	<p><b>Dimension Engineering DE-ACCM2G2</b></p> <p>Ölçüm Eksen: 2  Ölçüm Aralığı: <math>\pm 2g</math>  Hassasiyet: 333mV/g (3.3V'ta)  Bandgenişliği: 500Hz  Besleme Gerilimi: 3-15V  Besleme Akımı: 0.9mA  Çıkış: Analog gerilim (oransal)</p>
<p>Jiroskop</p> 	<p><b>Silicon Sensing CRS03-11</b></p> <p>Ölçüm eksen: 1  Açısal Hız Aralığı: <math>\pm 573^\circ/s</math>  Çözünürlük: 3.49mV/<math>^\circ/s</math>  Gerilim Besleme: +4.75V to +5.25V  Akım Besleme: &lt; 35mA  Band genişliği: 55Hz (-3dB)  Çıkış: Analog gerilim (oransal)</p>

İvmeölçerlerden gelen analog sinyallerin sayısal sinyale dönüştürülmeden önce belli bir seviyeye yükseltilmesi için Akdoğan tarafından tasarlanan düzenleyici (regulator) devre



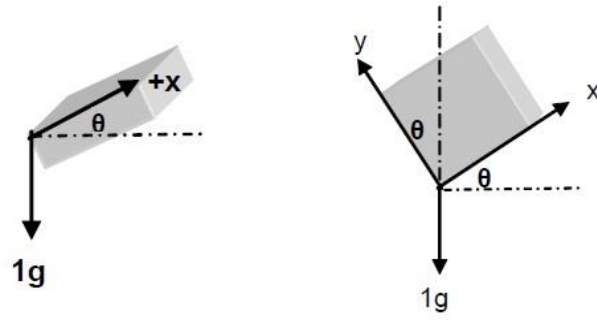
kullanılmıştır. Elde edilen bu yükseltilmiş analog duyarga çıktıları Mikroelektronika firmasının ürettiği LV-2433 Geliştirme Kartı ile sayısala dönüştürülür seri port ile kullanılan çözümlene yazılımı olan Matlab'a incelenmek üzere gönderilir. Bahsedilen LV-2433 Geliştirme Kartı Şekil 2.21'de gösterilmektedir.



Şekil 2.21 Kullanılan LV-2433 geliştirme düzeneği

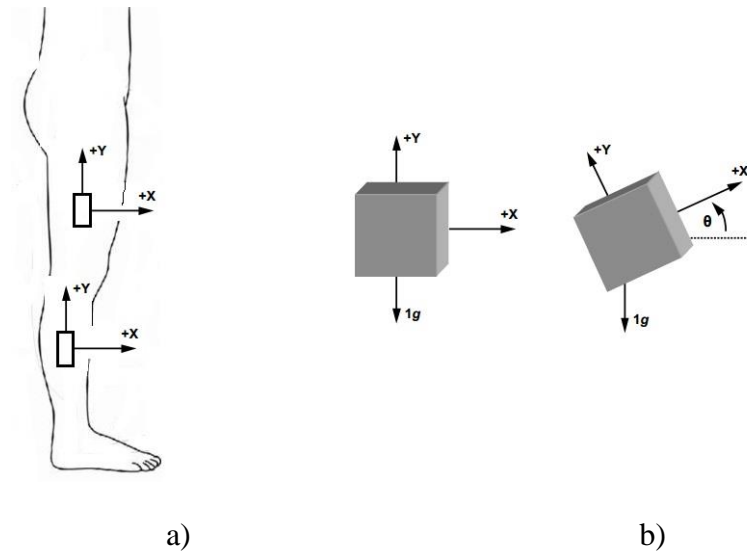
Bu sayısal bilgiler Matlab'a alındığında ivmeölçer verilerinin ve duyarga verilerinin çeşitli filtreleme işlemlerine tabi tutulması gerekmektedir. Özellikle hassasiyetleri yüksek olan ivmeölçerler vücuda yerleştirildiğinde, topuğun yere çarpması ile yüksek frekanslı gürültü bileşenleri oluşturmaktadırlar. Akdoğan'ın tez çalışması kapsamında duyarga verilerinden çeşitli algoritmalar sonucu yürüyüşün kinematik verilerinin hesaplanması incelenmiştir. Bu tez kapsamında ise baldır ve bacağa konumlandırılan iki adet ivmeölçerden diz açısının ve bacak açısının hesaplanması gerçekleştirilmiştir. İvmeölçerler ile tek eksenli eğim ölçümü denenmiş ama çalışma aralığının duyarganın doğrusal çalışma aralığının dışına çıkması birtakım hassasiyet problemlerini de beraberinde getirmiştir. Bu nedenle ivmeölçer ile iki eksenli bir eğim ölçüm algoritması geliştirilmiş ve beklenildiği gibi daha hassas sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır. Şekil 2.22'de tek eksen kullanımı ile eğim ölçümü ve iki eksen kullanılarak eğim ölçümü gösterilmiştir.





Şekil 2.22 Tek eksenli ve iki eksenli eğim ölçümü [31]

Ölçümlere üçüncü bir z ekseninin katılması üç boyutlu hareket çalışmalarında performansı artıracak olsa da bu çalışmada yürüyüşün sagittal eksendeki hareketi incelendiği için ölçüm sonuçlarında bir katkısı olmayacaktır. Şekil 2.23 a ve 2.23 b’de ivmeölçerlerin konumlandırılmaları ve diz açısının tespit edilmesi için kullanılan yöntem gösterilmektedir.



Şekil 2.23 a) İvmeölçerlerin vücut üzerinde gösterimi b) ivmeölçerler ile diz açısı ölçümü

Duyargalardan elde edilen ve yerçekimine göre olan çıkışı temsil eden sinyale, Eşitlik 2.6 ve 2.7’de gösterilen trigonometrik bağıntılar uygulanır ve diz açısı tespit edilmiş olur. Burada hesap edilen ivme yerçekimine göre tanımlanan durağan ivmedir, yürüyüş esnasında bir çevrimde meydana gelen ani hız değişimlerinin oluşturduğu dinamik ivmenin etkisi bu hesaplamalar yapılırken ihmal edilmiştir. Genel anlamda, duruş fazındaki hızlanma oranları ile salınım fazındaki hızlanma oranları arasında bir ivmesel fark vardır ancak yürüyüşün morfolojik çözümlene çalışmalarında, bu dinamik ivmenin

hesaplanmasının performansa katkısı yürüyüşün periyodik doğası nedeni ile düşük olacaktır ve bu nedenle ihmal edilmiştir.

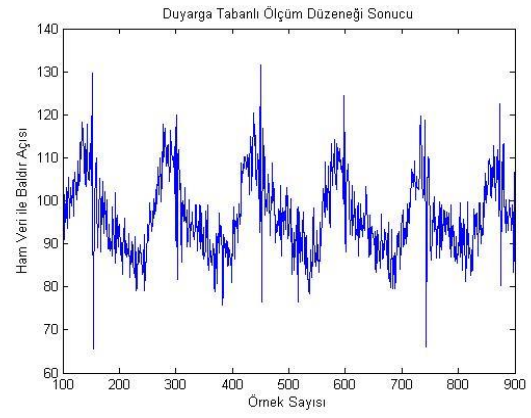
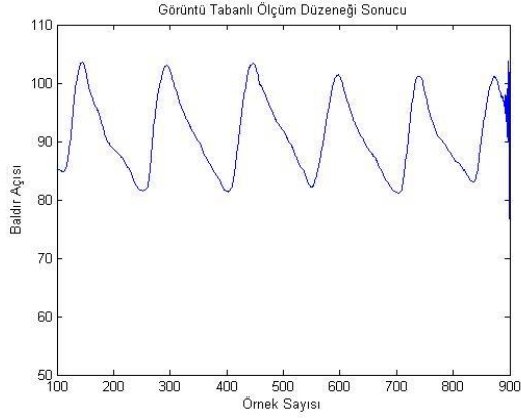
$$A_{x,OUT} = \frac{1g \times \sin(\theta)}{1g \times \cos(\theta)} = \tan(\theta) \quad (2.6)$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{A_{x,OUT}}{A_{y,OUT}}\right) \quad (2.7)$$

Kurulan sistemin performansını belirleyebilmek için 1 km/saat hızla normal yürüyüşten görüntü inceleme düzeneği ve duyarga tabanlı ölçüm düzeneği ile veriler toplanmıştır ve yürüyüşün çeşitli kinematik verileri türetilmiştir. Bir sonraki bölümde, yapılan bu çözümleme çalışmaları ve sistemlerin performansını karşılaştırma çalışmaları paylaşılacaktır.

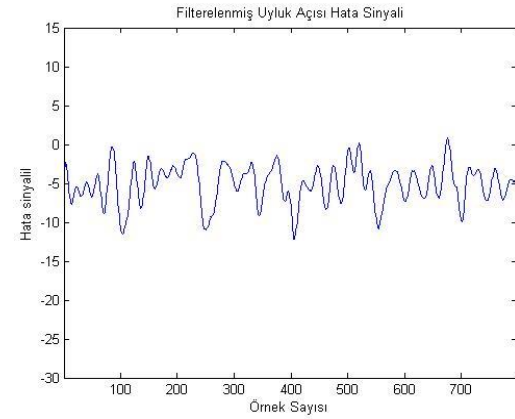
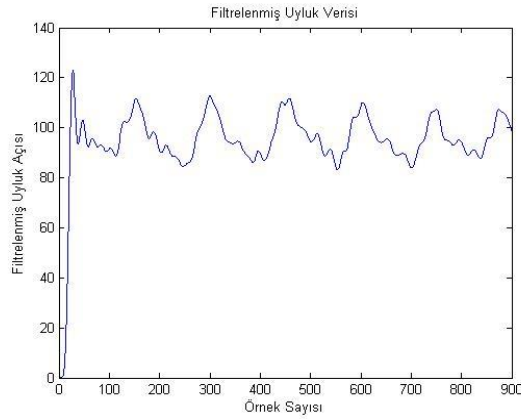
### 2.3. Hareket İnceleme Sistemleri ile Karşılaştırmalı Çözümlenmeler

Bu çözümlenmeleri gerçekleştirebilmek için 1 km/saat hızla yürüyen sağlıklı denekten iki farklı sistem ile veriler alınmıştır ve karşılaştırma ölçütü olarak türetilen diz açısı bilgisi kullanılmıştır. Duyarga tabanlı ölçüm düzeneğinden veriler saniyede 60 örnek alacak şekilde toplanmıştır. Toplamda 1200 adet sayısal duyarga verisi alınmıştır ki bu veri 20 saniyelik bir yürüyüş hareketine denk gelmektedir. Eş zamanlı olarak alınan görüntü verisi ise saniyede 25 çerçeve alan Panasonic PV-GS400 kamera ile 500 çerçeve olarak kaydedilmiştir. Veriler eş zamanlı olarak alındığı için yine görüntü verisi de 20 saniyelik bir yürüyüş hareketine denk gelmektedir. Sunum yükünü azaltmak için sadece baldıra yerleştirilen ivmeölçerden elde edilen baldır açısı verisinin sonucu paylaşılacaktır. Uyluğa yerleştirilen ivmeölçer sonuçları da bu mantık çerçevesinde rahatlıkla türetilir. Çözümlenmelerin rahat yürütülebilmesi için elde edilen duyarga tabanlı ölçüm sisteminden elde edilen 1200 örnek aşağı-örnekleme (down-sampling), görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinden elde edilen 500 örnek ise yukarı-örnekleme (up-sampling) işlemine tabi tutulmuştur. Sonuç olarak iki ayrı sistem verisinin sonuçları 900 örnek için incelenmiştir. Şekil 2.24 a'da görüntü inceleme sisteminden elde edilen baldır açısı ile Şekil 2.24 b'da ham duyarga verisinden elde edilen baldır açısı gösterilmektedir.



Şekil 2.24 a) Görüntü tabanlı ölçüm düzeneği baldır açısı verisi b) duyarga tabanlı ölçüm düzeneği ham baldır açısı verisi

Duyarga tabanlı ölçüm düzeneği ile elde edilen ham verilerin içerdiği yüksek frekanslı gürültü bileşenlerinden dolayı düşük geçiren bir sayısal filtrenin benzetim ortamında kullanılması uygun görülmüştür. Bu bağlamda ham ivmeölçer verisine ikinci dereceden 8 Hz kesim frekansına sahip bir Butterworth sayısal filtre uygulanmıştır. Uygulanan bu filtre sonucu görüntü tabanlı ölçüm düzeneğine daha yakın sonuçlar elde edilmiştir. Şekil 2.25 a'da bahsedilen filtre uygulanmış ivmeölçer verisi ile bulunan baldır açısı verisi ve Şekil 2.25 b'de iki sistem arasındaki fark sinyali gösterilmiştir.



Şekil 2.25 a) Filtrelenmiş uyluk açısı b) filtreleme sonucu sistemler arası hata sinyali

Şekil 2.25 a'da verilen filtrelenmiş uyluk açısı sinyali tespit edilirken yürüyüşün ilk başlarında ivmeölçerde yüksek frekanslı bir gürültü bileşeni oluşmuştur. Bu yüksek frekanslı gürültü sinyalinin kullanılacak performans fonksiyonuna etkisini yok etmek için hata tespit edilirken ilk 50 veri görüntü tabanlı sonuçlarda ve duyarga tabanlı sonuçlarda

kullanılmamıştır. Hata sinyalinin belirlenmesi adına Ortalama Mutlak Hata (OMH) fonksiyonu kullanılmıştır. Çizelge 2.5'te iki farklı sistemden elde edilen uyluk açısı hata sinyalinin filtreli ve filtresiz olarak sonuçları verilmektedir.

Çizelge 2.5 Sistemler arasındaki fark sinyali

<b>Görüntü tabanlı sistem ve duyurga tabanlı sistem arasındaki ölçüm hatası</b>	<b>OMH</b>
<b>Filtresiz Uyluk Açısı Hata Sinyali</b>	6.8700
<b>Filtreli Uyluk Açısı Hata Sinyali</b>	5.0710

Duyurga Tabanlı ölçüm sisteminde filtreleme işleminin uyluk verisine olan olumlu etkisi Çizelge 2.5'te gözlemlenmektedir. Bu filtreleme sonucu elde edilen yaklaşık beş derecelik hata sinyali ise ayrıntılı çalışılan kalibrasyon ayarlarının yapılması ile düşürülebilecektir. Görüntü tabanlı ölçüm sonuçları dayanak veri olarak kullanıldığından ivmeölçer sonuçlarını bu sisteme göre kalibre edip bu çözümlerinin tekrar edilmesi ileride yapılacak iyileştirme planlarının içinde bulunmaktadır. Ayrıca elde edilen bu muhtelif açı bilgileri sadece bir kıyaslama verisi olarak değil aynı zamanda birtakım denetim yordamlarının geliştirilmesi için de kullanılabilir.

### 3. ELEKTRONİK DİZ PROTEZİ VE PROTEZ TEST PLATFORMU DONANIMI

Bu bölümde ilk olarak elektronik denetimli pnömatik sönuömlendiricili protez ve bu protezin çevre birimlerinden bahsedilmiştir. Bir sonraki aşamada ise tasarlanan protezin uzun erimli yürüyüş testlerinin yapılması adına tasarlanan kalça benzetimleyicisi ve çevre birimleri tanıtılmıştır. Protezin ve kalça benzetimleyicisinin çalışma prensiplerinin detaylı anlaşılabilmesi için kullanılan mekanik ve elektronik elemanlar etraflıca incelenmiştir.

#### 3.1. Protez Donanımı

Protezler, eksik olan vücut işlevlerini yerine getirebilmek amacıyla tasarlanmış özelleştirilmiş yapılardır. Diz eklemi protezi ihtiyacı olan kişilerde genellikle kaybedilen uzuvlar ayak, ayak bileği, baldır ve diz eklemidir. Şekil 3.1’de kaybedilen her bir parça için kullanılması gereken protez parçaları gösterilmektedir.



Şekil 3.1 Diz üstü protez parçaları [33]

Şekilde görülen soket bölümü, protezi kullanacak kişinin bacağına olmayan bölümü ile tasarlanan diz protezi arasındaki bağlantıyı kurar. Soket içerisindeki sürtünme kuvveti ve alerji yapma olasılığı göz önünde bulundurularak soket, özel bir maddeden tasarlanır. Ayrıca kullanıcı protezi kullanmadan önce kişiye özel olarak bu soket tasarlanır ve yine kullanımdan önce güdük ile soket arasındaki hava boşluğunun emilmesi gerekir. Soket bölümünün hemen altında yer alan diz eklemi ise normal yürüyüşte yer alan dizin uzaması ve kısalmasını sağlayan bükülme ve uzama hareketini sağlamakla yükümlüdür. Baldır bölümü ise genellikle protezi kullanacak kişiye özgü olarak tasarlanan metal bir borudan

oluşmaktadır. Soket ile ayak ünitesini birleştiren baldırın temel görevi ise kullanıcının ağırlığını ayağa iletmektir. Baldırın diz eklemi ile ve protez ayak arasındaki bağlantıyı kurması sebebi ile hafif bir malzemedan üretilmesi ve tak-çıkart yapılmasına uygun şekilde tasarlanması protezli yürüyüşün hem de yapılacak testlerin performansını arttıracaktır. Protezin son bölümü ise yer ile teması sağlayan ayak protezinden oluşmaktadır. Bu ayak protezi sayesinde kullanıcı yere bastığı anda yer zemini üzerinde oluşan yer tepki kuvvetinin yok edilmesi sağlanır. Ayrıca tasarlanan protezin görsel olarak da kullanıcıyı tatmin etmesi açısından ayak protezi önem teşkil etmektedir. Protezi kullanacak kişinin bacağına olmayan bölümü ile kalçası arasından ürettiği tork sayesinde kalça hareketi sağlanırken, tasarlanan elektronik denetimli diz eklemi ise bu torkun çeşitli durumlarda belirli seviyelerde sönümlendirilmesini sağlar [3]. Yarı etkin, denetimli diz eklemleri yapısal olarak elektronik aksam ve mekanik aksam olmak üzere iki bölümde incelenebilir.

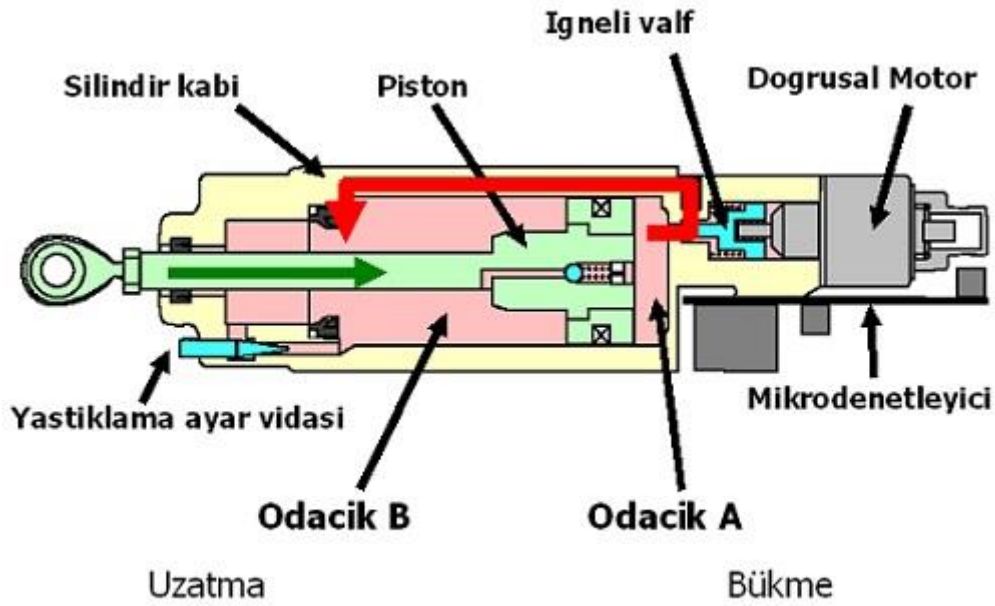
### **3.1.1. Mekanik Aksam**

Mekanik aksam, tasarlanan diz protezlerinde üç temel parçaya ayrılabilir. Bunlardan ilki protez gövdesi, ikincisi diz eklemi ve son olarak da silindir olarak kabul edilebilir. Diz protezi gövdesi, tasarımın iskeletini oluşturmaktadır ve donanımsal parçaları bünyesinde barındırmaktadır. Ticari ürünler ve kaynaklardaki çalışmalara bakıldığında bu ünitenin en önemli özelliği, yapımında kullanılan malzemenin hem dayanıklı, hem çabuk aşınmayan hem de oldukça hafif olmasıdır. Ağır bir protez gövdesine sahip diz eklemi hem yürüyüşün doğallığını olumsuz yönde etkilemektedir hem de kullanıcısının çabuk yorulmasına neden olmaktadır. Akdoğan tarafından oluşturulan protez gövdesinde malzeme olarak alüminyum-çelik alaşımı kullanılmıştır. Şekil 3.2’de tasarlanan protez gövdesinin yandan duruşu gösterilmektedir. Diz protezlerinde kullanılan diz ekleminin ise birçok çeşidi mevcuttur. Bunlar tek eksenli, çok eksenli, frenli ve frensiz olarak sınıflandırılabilir. Akdoğan tarafından tasarlanan protezde denetim kolaylığı bakımından tek eksenli ve frensiz bir diz eklemi üretilmiş ve kullanılmıştır. Sönümlendirici olarak diz protezlerinde pnömatik, hidrolik, magnetoreolojik olmak üzere başlıca üç tip silindir kullanılmaktadır. Hem pnömatik hem de hidrolik silindir kullanıldığı bazı protez diz eklemleri de kaynaklarda mevcuttur. Bu tez kapsamında çalışmalar pnömatik silindirli elektronik denetimli protez diz eklemi üzerinden gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.2 Protez gövdesinin yandan görünüşü [3]

Akdoğan tarafından tasarlanan diz eklemi protezinde kullanılan pnömatik silindirin içyapısı Şekil 3.3'te gösterilmektedir.



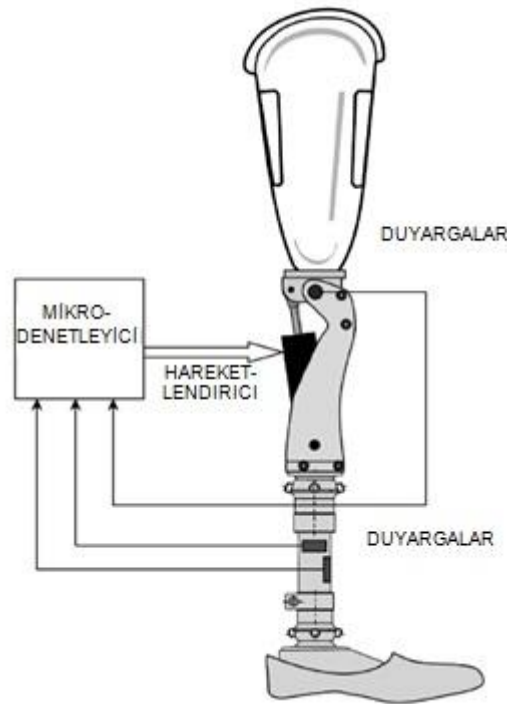
Şekil 3.3 Pnömatik silindir iç yapısı [3]

Yürüyüşün salınım evresinin başlangıcında bacak geriye gider ve dizde bükülme meydana gelir. Devam eden salınım evresinin sonunda ise diz uzatılmış ve topuk vuruşu gerçekleştirilmiş olmaktadır. Dizin ön salınım evresinde bükülme açısının, protezsiz yürüyüşte gözlemlenen en çok bükülme açısını geçmemesi için silindir sönümlendirme

seviyesinin dinamik olarak denetlenmesi gerekmektedir. Dizin bükülmeye başlaması ile silindir içerisindeki hava kırmızı okla gösterilen yönde A odacığından B odacığına geçmektedir. Bu hava geçişinin miktarı ve geçiş hızı ise bir adım motoru ile denetlenmektedir. Kanal, adım motoru pozisyonu ile kapatıldığında silindirin sertlik seviyesi artmakta ve silindir daha yavaş kapanmaktadır. Bu nedendir ki duruş evresinde iki ayağın yere bastığı anlarda silindirin en sert konumda tutulması kullanıcısının olası bir düşme hareketinden kurtulmasını sağlamaktadır [3].

### 3.1.2. Elektronik Aksam

Diz protezlerinde yürüyüşe dinamik olarak uyumun beklendiği durumlarda elektronik bir denetim bölümüne ihtiyaç duyulmaktadır [7]. Bu elektronik aksam, kişi yürüdüğüde birtakım yürüyüş parametrelerini denetim mekanizması için toplayan duyargalar, bu bilgileri işleme yeteneğine ve denetimi sağlama yeteneğine sahip bir mikrodenetleyici, silindirin sertlik seviyesini ayarlamak için kullanılan doğrusal adım motoru ve son olarak da bu motorun çalışması için gerekli olan sürücü devreden oluşmaktadır. Şekil 3.4'te bahsedilen bu kapalı döngü denetim mekanizması gösterilmektedir.



Şekil 3.4 Kapalı döngü protez denetimi [34]




### **3.1.2.1. Duyargalar**

Yürüyüş esnasında gerçek zamanlı bir denetimin yapılabilmesi için yürüyüşten birtakım kinetik veya kinematik verilerin türetilebilmesi gereklidir. Bu verilerin türetilmesi ise yürüyüşten bazı duyargalar ile çeşitli verilerin toplanması sayesinde gerçekleştirilir. Kaynaklarda yapılan çalışmalarda yürüyüşün bahsedilen verilerinin türetilebilmesi için ivmeölçerler, jiroskoplar, elektronik açıölçerler, değişken dirençler, kuvvet sensörleri vb. kullanılmaktadır. Bu çalışmada hem düşük maliyeti hem de kapladığı yer azlığı nedeniyle iki adet ivmeölçer, iki adet jiroskop yürüyüşün kinematik verilerinin elde edilmesi için kullanılmıştır. Kullanılan ivmeölçerler DimensionEngineering firmasının ürettiği DE-ACCM2G2 modeli, jiroskoplar ise SiliconSensing firmasının ürettiği CRS-03 modelidir. Bu elemanların teknik özellikleri bir önceki bölümde etraflıca paylaşıldığı için bu bölümde verilmemiştir. İvmeölçerler, yerçekimi ivmesine göre değişimi oransal olarak vermektedirler. İvmeölçer yürüyüş esnasında diz açısı, kalça açısı, bacak açısı, yürüyüş evresi gibi bazı parametrelerin bulunabilmesi için kullanılabileceği gibi bazen de ayağın yere temas etmesiyle oluşan sarsıntıları da ölçmek için kullanılabilir [3]. Jiroskop ise açısal dengenin korunması ilkesiyle çalıştığı için açısal hareketlerin tespitinde kullanılmaktadır. Yürüyüş esnasında bağlantısı değişen vücut parçalarının davranışı ve buradan türetilebilecek yürüyüş evresi bilgisi, çeşitli denetim yordamlarının geliştirilmesinde büyük avantaj sağlamaktadır.

### **3.1.2.2. Mikrodenetleyici**

Diz protezinin elektronik aksamının en önemli bileşeni mikrodenetleyicidir. Mikrodenetleyici ana olarak iki farklı fonksiyonu yerine getirmekle yükümlüdür. Bunlardan ilki duyargalardan alınan verilerin yorumlanması daha sonra oluşturulmuş bir denetim yapısı ile istenilen durum için silindir sönmülendirme seviyesinin denetiminin sağlamasıdır. Mikrodenetleyici seçiminde hafıza kısıtı, çalışma hızı aralığı, güç tüketiminin fazlalığı gibi birçok performansı etkileyen faktörler bulunmaktadır. Bu bağlamda Mikroelektronika firmasının ürettiği sayısal sinyal işleme yeteneğine sahip bir mikrodenetleyici olan dsPIC33FJ128GP710 mikrodenetleyicisi kullanılmak üzere belirlenmiştir. Çizelge 3.1'de kullanılan mikrodenetleyicinin teknik özellikleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Kullanılan mikrodenetleyicinin teknik özellikleri

Mikrodenetleyici	Özellikleri
	<p><b>Microchip dsPIC33FJ128</b></p> <p>16 bit Genel Amaçlı Kaydedici 40Mhz 100 pin 128KB Flash Hafıza 16KB RAM 8 Giriş Yakalama 14x14 mm</p>

### 3.1.2.3. Adım Motoru ve Adım Motoru Sürücü Devresi

Protezdeki silindirin içerisindeki hava basıncını değiştirmek için ihtiyaç olan adım motorunun seçiminde, ilk olarak protez gövdesi içerisine yerleştirilebilecek boyutta olması ve ikinci olarak istenilen adım hassasiyetinde çalışabilecek bir motor olması şartı aranmaktadır. Bu bağlamda Copal Electronics firmasının ürettiği adım motorlardan biyomedikal uygulamalar için ürettiği olan COPAL SPS20 modeli belirlenmiştir. Bu motorun teknik özellikleri Çizelge 3.2’de verilmiştir.

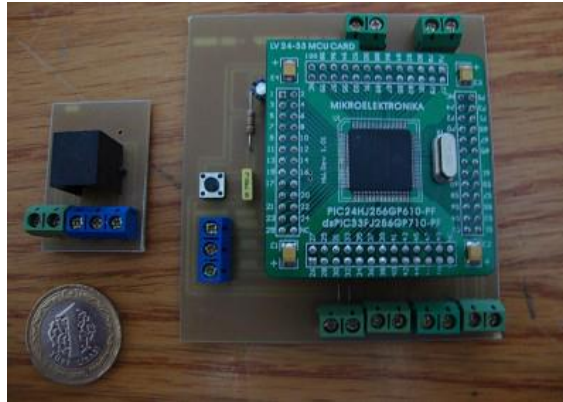
Çizelge 3.2 Adım motoru teknik özellikleri

Step Motor	Özellikleri
	<p><b>COPAL SPS20</b></p> <p>Adım Motor Doğrusal Hareket 7 pin 20x41 mm yarıçap 2 faz Tek kutuplu Ağırlık 45 gr Adım Sayısı=20 Adım Aralığı=18°</p>

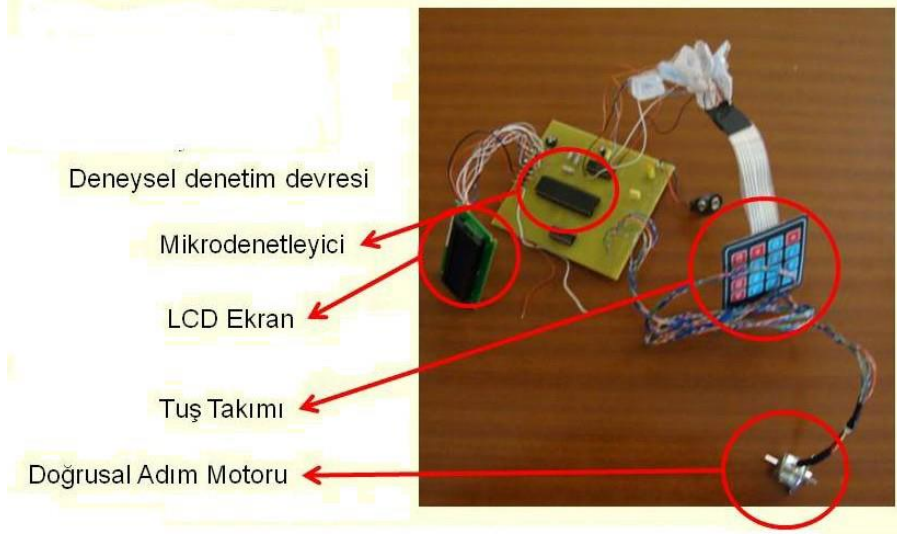
Bu motorun düzenli bir akım seviyesinde sürülmesi için gereken sürücü devre ve adım motorun çalışma prensibi bir sonraki bölümde paylaşılmıştır.

#### 3.1.2.4. Motor Sürücü Devresi ve Step Motor Çalışma Mantığı

Yarı etkin protez diz eklemlerinde sönmümlendirici olarak pnömatrik silindir kullanılırsa, bu silindirin sönmümlendirme seviyesi, silindirin ucundaki bir iğnenin pozisyonunun hassas bir şekilde ayarlanması ile sağlanır. Bu iğnenin silindir ucundaki pozisyonu, silindirin içersisine sıkıştırılan havanın hacmini değiştirir ve istenilen sertlik seviyesi sağlanır. Yürüyüşün duruş evresinde tam kararlı bir sertlik beklendiğinde silindir içersisine hapsedilen havanın sıkıştırılma oranı en fazla salınım evresinde ise ayağı ileri atmak için diz eklemine kalçadan üretilen torku sürtünmeyle harcamaması için silindirin sönmümlendirme seviyesinin en düşük olması dolayısıyla sıkıştırma oranının en az olması gerekmektedir [35]. Şekil 3.5'te kullanılan mikroişlemci ve çevre birimlerinin bulunduğu devreyi ve programlamak için tasarlanan devre göstermektedir. Silindiri incelemek ve sınamak amacıyla silindirin sertliğini ayarlayan adım motorunu denetleyen Şekil 3.6'da gösterilen devre Altınöz tarafından geliştirilmiştir [35]. Devrede bulunan tuş takımı kullanılarak istenen iğne konumu ayarlanabilmekte ve ayarlanan konum LCD'den takip edilebilmektedir.

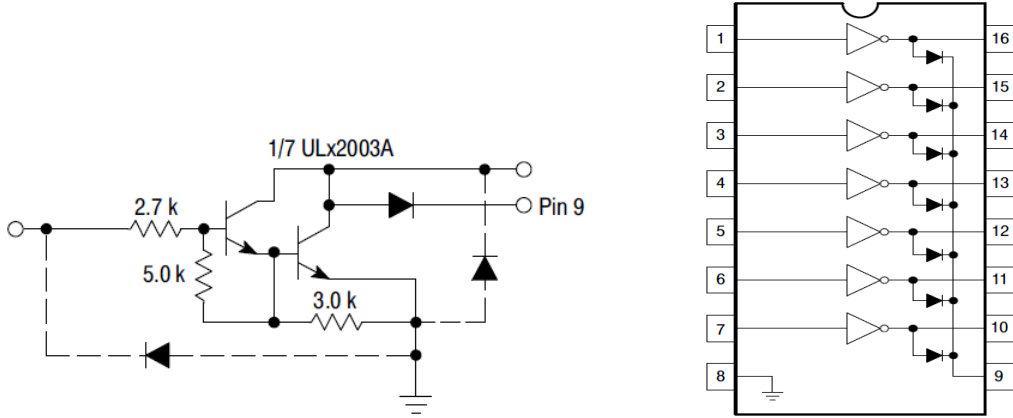


Şekil 3.5 Elektronik kart ve programlama portu [3]



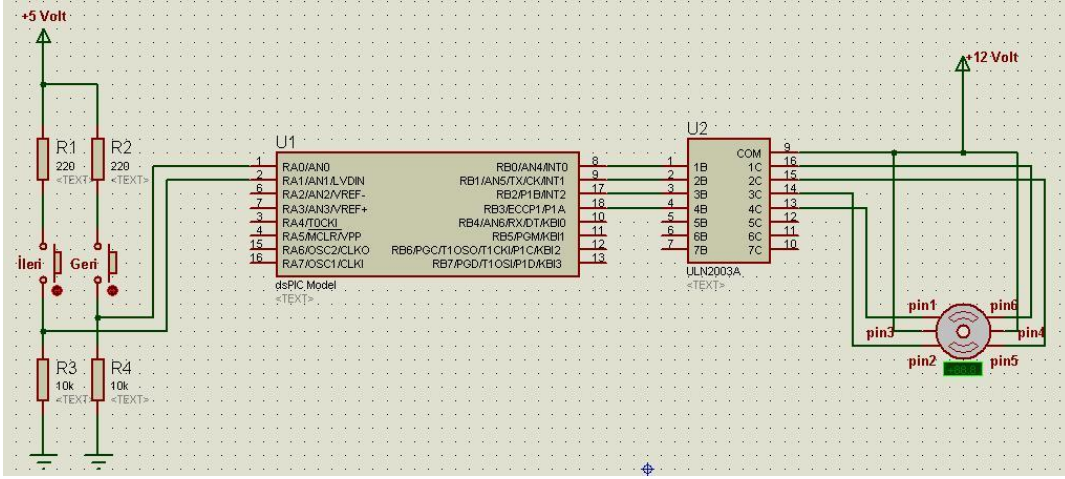
Şekil 3.6 Pnömatik silindir denetleme devresi [3]

Bu çalışmada bacak bağlantı diyagramı Şekil 3.7’de görülen ULN2003A motor sürücü tümdevre kullanılmıştır.



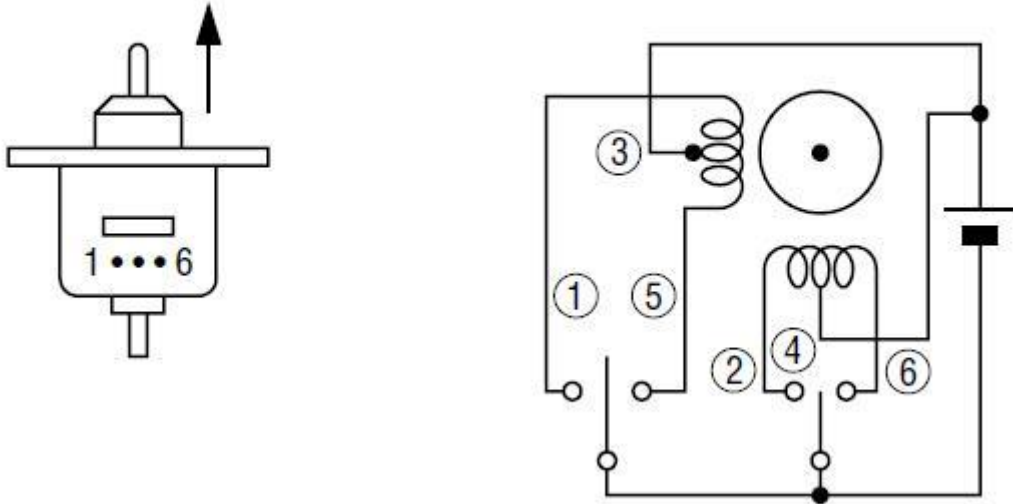
Şekil 3.7 ULN2003A motor sürücü tümdevre yapısı ve bacak bağlantıları [36]

Bu bilgiler ışığında adım motorunu denetleyebilmek için aşağıda benzetim hali gösterilen Şekil 3.8’deki devre tasarlanmıştır.



Şekil 3.8 Adım motoru sürücü devresi benzetim gösterimi

Buton denetimi ve işlemcinin sayısal bacak çıkışları, dsPIC33FJ128GP710 işlemcisini üzerinde bulunduran LV24-33 geliştirme düzeneği ile gerçekleştirilmiştir. Adım motorların sürülmesi ardı ardına gönderilen bit dizileri şeklinde olur. Bu gönderim şekillerinin farklılaşmasına göre birden fazla adım motoru sürme tekniği ortaya çıkmıştır. Bu çalışmada kullanılan motorun sargı tipi Şekil 3.9’da gösterildiği gibi olduğu için tam adım ve yarım adım sürmek için gönderilmesi gereken bilgi dizileri Çizelge 3.3 ve Çizelge 3.4’de gösterilmektedir.



Şekil 3.9 COPAL SPS20 adım motoru bağlantı şekilleri

Çizelge 3.3 Tam adım sürme tekniği için gönderilmesi gereken bit dizisi

Adım Sayısı	RB3	RB2	RB1	RB0
1	0	0	0	1
2	0	0	1	0
3	0	1	0	0
4	1	0	0	0
5	0	0	0	1

Çizelge 3.4 Yarım adım sürme tekniği için gönderilmesi gereken bit dizisi

Adım Sayısı	RB3	RB2	RB1	RB0
1	0	0	0	1
2	0	0	1	1
3	0	0	1	0
4	0	1	1	0
5	0	1	0	0
6	1	1	0	9
7	1	0	0	0
8	1	0	0	1
9	0	0	0	1

Kullanılan adım motorunun adım açısı  $18^\circ$  olduğu için  $360^\circ$ 'lik tam bir dönüşü 20 adımda tamamlar. Yani motora 1 tam tur attırabilmek için motora ardı ardına yukarıda bahsedilen tam adım tekniği ile 20 adet 8 bitlik sayı dizisi gönderilir. Eğer yarım adım tekniği kullanılırsa motora atılabilen adımların açısı  $9^\circ$  'ye düşer ve bu silindirde sıkıştırılan havanın denetiminde kullanıcıya büyük avantaj sağlar. Bu sayede kestirilen yürüyüş evrelerine veya hızlarına denetimli diz eklemi daha hassas geçişler sağlayabilmektedir.

### 3.2. Kalça Benzetimleyicisi Donanımı

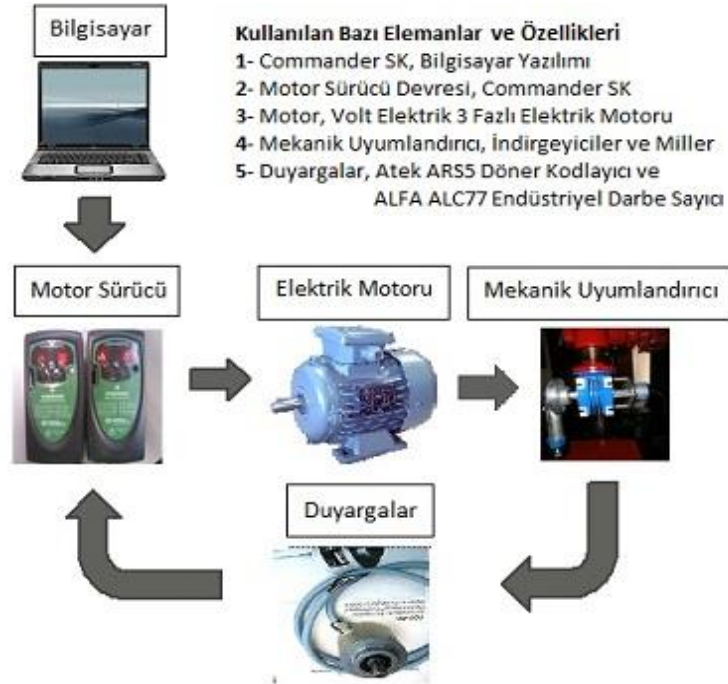
Yürüyüş hareketini benzetimleme çalışmaları, çeşitli diz altı ve diz üstü protezlerin üretilmesi aşamasında önem kazanmaktadır. Üretilen bu tür protezlerin, kullanıcıların istekleri doğrultusunda test edilebilmesi, başarımlarının karşılaştırılabilmesi, üretilen protezlerin mekanik ve diğer aksamalarının uzun süreli çalışma koşullarında sınanabilmesi,

bu tür test platformlarına ihtiyaç doğurur. Tasarlanan diz altı protezlerin yorulma testlerinin gerçekleştirilmesi için kalça aktivitesini gerçekleştiren bir benzetimleyici tasarımı ilk olarak Daher ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir [10]. Bu benzetimleyici koşu bandı üzerinde yürüyüş hareketinin modellenmesi mantığı ile tasarlanmıştır. Her ne kadar dönemi içerisinde öncü bir çalışma olsa da hedef aldığı protez tipi edilgen protez tipi olduğu için kısıtlı bir çalışma alanına sahiptir [9]. Bu tez çalışmasında bahsedilen kalça benzetimleyicisi ise yine yürüyüş hareketini bir koşu bandı üzerinde üretir ama hedef aldığı protez sınıfı sadece edilgen protezler değildir. Aynı zamanda yarı-etkin ve etkin protezlerin de yorulma testleri bu benzetimleyici ile gerçekleştirilebilir. Tez çalışmasının bu bölümünde diz eklemi tasarımı ve performans testleri için kullanılacak bir kalça hareketi benzetleyicisi sunulmaktadır. Bu benzetimleyicinin tasarlanma amacı, kullanılan basit denetim mekanizması ve elektromekanik donanım ile insan yürüyüşünün bacak üstü aktivitesinin periyodik yapısını üretebilmektir. Bu mekanizma ile özellikle diz eklemi üzerinden bacağı kaybetmiş kişiler için tasarlanan protezlerin tasarım sonuçları değerlendirilebilecektir [9].

Diz eklemine sına ve test amacına yönelik ticari test platformları da mevcuttur. MTS firmasının ürettiği Mini Bionix 2 test cihazı, çeşitli protezlerin başarımlarının sına masında, uygun tasarımların ve ayarlamaların yapılması ile kullanılabilir. Ayrıca bazı firmaların ticari olarak ürettiği endüstriyel robotlar yine uygun tasarımlar ve ayarlamalar ile protez başarımları ve yorulma testlerini gerçekleştirebilmektedir. Ancak bahsedilen bu sistemlerin maliyetleri, yaklaşık olarak 100,000\$ ve üzerindedir. Bu çalışmamızda üretilen benzetimleyici donanımı ise kullanılacak edilgen veya yarı etkin protezli insan yürüyüşünü, testlerin gerektirdiği ölçüde üretebilen ve materyal yorulma testlerini gerçekleştirilebilen tasarımı ile yaklaşık 10,000 TL maliyetli basit bir alternatif oluşturmaktadır [9].

Benzetimleyicinin mekanik alt yapısı, basit bir baskı devre kart delicisinin mekanik aksamının amaca uygun tasarlanmasından oluşmaktadır [37][38]. Sistem, salınım ile yukarı-aşağı hareketi üreten iki adet alternatif akım motor, her bir motorun denetlenmesi için birer adet döner kodlayıcı, darbe sayıcı, motor hızlarını belirli bir seviyeye düşürebilmek için indirgeyicileri içermektedir. Motorların sürülmesi için sürücü devreler ve motorların gerçek zamanlı denetimi için düşük maliyetli bir bilgisayar yazılımı kullanılmıştır. Monte edilen protez ayak veya diz eklemi için bilgisayar ile ayarlanabilen

diz üstü uzuv hareketi üretilebilmektedir [9]. Şekil 3.10’da tasarlanan kalça benzetimleyicisinin kapalı döngü çalışma prensibi bloklar ile gösterilmiştir.



Şekil 3.10 Kalça benzetimleyicisi kapalı döngü denetim şeması

İlerleyen bölümlerde benzetimleyiciyi oluşturan alt üniteler detaylı bir şekilde incelenmiştir.

### 3.2.1. Alternatif Akım Motorları, İndirgeyiciler ve Sürücü Devre

Alternatif akım motorları, indirgeyiciler ve motor sürücü devresi kullanıcı tarafından önceden belirlenmiş bazı senaryoların gerçekleştirilmesi için gerekli olan alt ünitelerdir. Kalça benzetimleyicisi yürüyüş hareketini, yukarı aşağı hareket ve salınım hareketinin birleşimi olarak modellediği için bu hareketlerin her biri için bir adet alternatif akım motorunun kullanılması uygun görülmüştür.

Çizelge 3.5 VM 63-4 model alternatif motorun teknik özellikleri

<b>Model</b>	VM 63-4
<b>Motor Tipi</b>	Asenkron Kafes Tipi
<b>Faz ve Kutup Sayısı</b>	3 Faz ve 4 Kutup
<b>Devir Sayısı</b>	1500 devir/dakika
<b>Verim</b>	% 65
<b>Çıkış Gücü</b>	0.12 kW
<b>Dönme Momenti</b>	0.80 Nm



Bu amaçla Volt Elektronik firmasının ürettiği VM 63-4 tipi alternatif akım motorlarının tasarım için kullanılması uygun görülmüştür. Bahsedilen motorun teknik özellikleri Çizelge 3.5'te gösterilmektedir. Yürüyüşün periyodik hareketini üretmek için kullanılan iki adet alternatif motor Hacettepe Üniversitesi bünyesinde kullanılan elektronik kart delme makinasının ana kasası üzerine monte edilmiştir. Şekil 3.11'de yukarı aşağı hareketi üreten motor resmin sağ tarafında, salınım hareketini üreten motor ise resmin sol tarafında kasanın arkasına monte edilmiş vaziyette gösterilmektedir.



Şekil 3.11 Yukarı aşağı hareketi ve salınım hareketini üreten motorların görünümü

Motorlar tarafından üretilen dönme hareketinin hızının, tasarlamak istenilen sistemin seviyesinde olması için piyasada sıklıkla kullanılan indirgeyicilerin (reducer) kullanılması gerekmektedir. Bu bağlamda Limöz Remot firması tarafından üretilen LRP-30 tipi motor hız indirgeyicileri motorun şaftına monte edilmiştir. Kullanılan indirgeyiciler 50:1 çevirme oranına sahiptir ve sonuçta elde edilen hız 0 ile yaklaşık 5 km/saat arasında olmaktadır. Bu ise normal bir insan yürüyüşünü üretmek için oldukça uygun bir hız aralığıdır.

Alternatif akım motorları farklı senaryolar için çeşitli hız, tork ve denetim şartları altında çalıştırılabilirler. Dolayısıyla kullanılacak motor sürücü ünitesinin bu farklı çalışma koşullarına geçişi kolay sağlaması seçilecek sürücü için önemli bir özelliktir. Bu bağlamda Emerson Industrial firmasının ürettiği Commander SK motor sürücü devrelerinin her bir motor için ayrı ayrı kullanılması uygun görülmüştür. Çizelge 3.6'da sürücünün dahili ayarlanabilir parametrelerinin seçilen değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.6 Motor sürücü devresi parametre değerleri

<b>Parametre</b>	<b>Değer</b>
<b>Minimum Hız</b>	0 Hz
<b>Maksimum Hız</b>	42.5 Hz
<b>Hızlanma Oranı</b>	0.5 sec/100 Hz
<b>Yavaşlama Oranı</b>	0.5 sec/100 Hz
<b>Sürücü Çalışma Tipi Seçimi</b>	Pad
<b>Nominal Çalışma Akımı</b>	2.20 A
<b>Nominal Çalışma Hızı</b>	1500 devir/dakika
<b>Nominal Çalışma Voltajı</b>	230 V
<b>Güç faktörü</b>	0.85
<b>Parametre Tipi</b>	L1

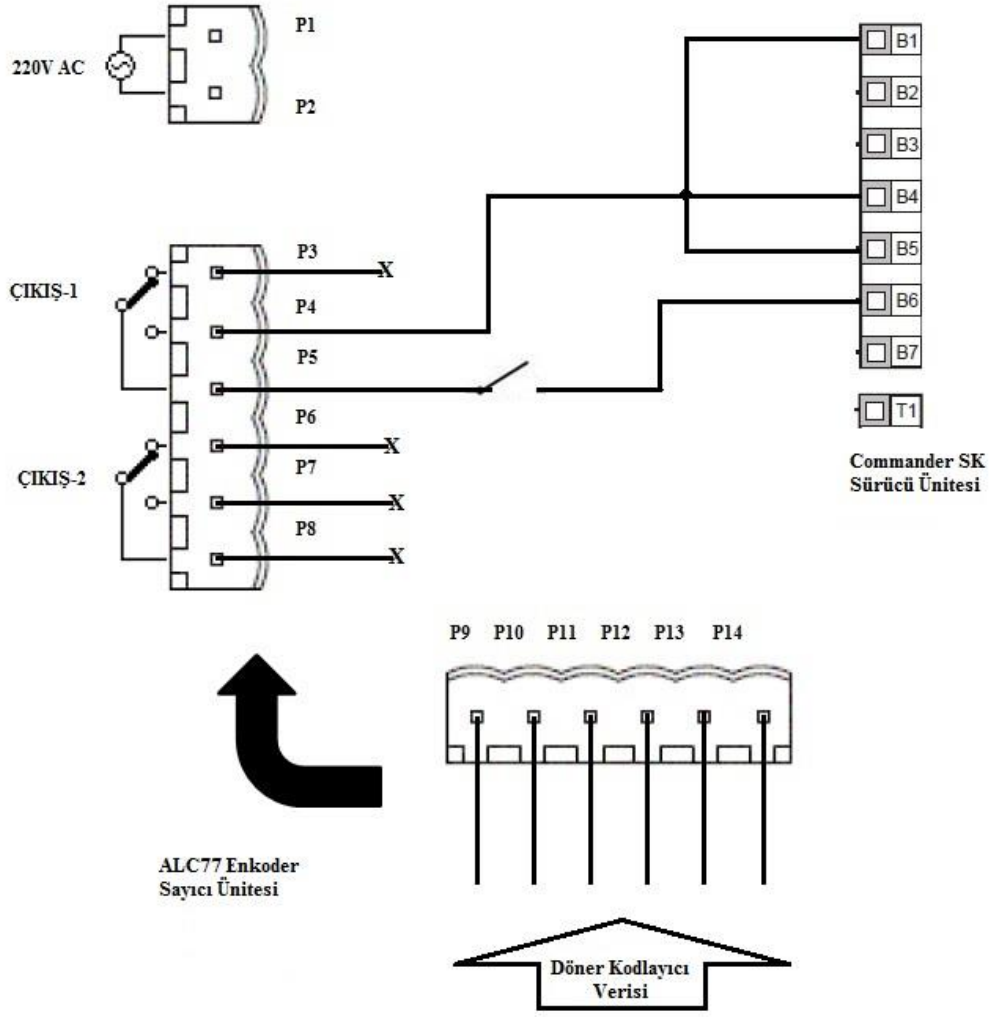
İlk iki hız parametresi motorun çalışma sınırlarının belirlenmesi açısından çok önemlidir. Daha yüksek frekans aralığında çalıştırmak motorda fan mekanizmasının yeterince soğutma yapamamasına neden olmaktadır. Bu nedendir ki 0 ile 42.5 Hz çalışma aralığı kalça benzetimleyicisi için uygun bulunmuştur. Hızlanma ve yavaşlama oranları ise iki farklı dönme yönü için sabit bir değer olarak belirlenmiştir ve çalışmalar boyunca değiştirilmemiştir. Sürücü çalışma tipi ise farklı senaryolar için farklı motor denetim devrelerinin aktifleştirilmesini sağlar. Çizelge 3.7’de farklı sürücü denetim devresi seçimleri gösterilmektedir.

Çizelge 3.7 Farklı motor sürme devresi seçimleri

<b>Sürücü Devre Seçimi</b>	<b>Tanım</b>
<b>AI.V</b>	Akım ve voltaj girişi denetimi
<b>AV.Pr</b>	Voltaj girişi denetimi
<b>AI.Pr</b>	Akım girişi denetimi
<b>Pr.</b>	4 önceden ayarlı hız denetimi
<b>PAd</b>	Tuş takımı ile denetim devresi
<b>E.Pot</b>	Elektronik motorize denetim devresi
<b>tor</b>	Tork denetim devresi

Yürüyüşün farklı hızlarında kalça benzetimleyicisinin çalıştırılması, üzerine takılan protezin de koşu bandı üzerinde farklı hızlarda yorulma testlerinin yapılmasına imkan vermektedir. Dolayısıyla elle denetlenerek hız seçimlerinin değiştirilebilmesi çalışmaların daha hızlı yürütülebilmesi için seçilmiştir. Ayrıca PID denetimi ve tork denetim devresi seçimleri yine bu parametre yardımı ile gerçekleştirilebilmektedir.

Nominal çalışma akımı, nominal çalışma voltajı, nominal çalışma hızı ve motor güç faktörü motor üretici firma tarafından belirlenmiştir ve daha sağlıklı ve güvenli bir çalışma aralığında çalışabilmesi için bu değerlerin motor etiketinden okunup sürücü devreye tuş takımı vasıtası ile girilmesi gerekmektedir. Parametre tipi ile gösterilen bölümde ise L1 seçilmiştir, bu seçim kullanılacak ana 10 parametrenin aktif olmasını sağlar. Sürücü farklı çalışma senaryolarına uyum sağlasın diye yaklaşık 100 adet farklı seçim parametresi sürücü içerisine dahil edilmiştir ama kalça benzetimleyicisinde çalışmalar Çizelge 3.6'da verilen 10 parametre ile gerçekleştirilebilmektedir. L2, L3 ve LoC seçimleri ile sırasıyla ilk 60 parametre, tüm parametreler ve parametre seçim modunun kilitlenmesi işlemleri seçilebilmektedir. Önceden de bahsedildiği gibi bu dahili parametre seçimleri kullanıcıya alternatif motorlu çalışmalarında esnek çözümler sunabilmektedir. Ayrıca sürücü üzerinde elle programlama, giriş çıkış portlarının varlığı, RJ-45 konnektörleri ile kablolu olarak bilgisayar haberleşmesinin sağlanabilmesi sürücünün diğer avantajlarıdır. Farklı hız, tork ve denetim devreleri sürücü üzerindeki giriş çıkış pinlerinin amacına uygun olarak değiştirilmesi ile gerçekleştirilir. Şekil 3.12'de kullanılan hız denetim devresi ve gerekli bacak bağlantıları gösterilmektedir.



Şekil 3.12 Hız denetimi devre şeması

Hız denetim devre şemasının daha anlaşılabilir bir şekilde sunulabilmesi için bacak bağlantılarının hangi işleve karşılık geldiğinin de bilinmesi gerekmektedir. Şekil 3.12’de ALC77 darbe sayıcı ve Commander SK sürücüsüne ait iki farklı pin grubu gösterilmektedir. Sürücünün denetimi, ALC77 darbe sayıcıdan gelen bilgiler ışığında B5 ve B6 pininin açıklamalarında gösterilen ileri yönde ve ters yönde çalışmaları ve döner kodlayıcıdan uygun bilgi geldiğinde rölelerin konum değiştirmeleri ile gerçekleştirilir.

Çizelge 3.8 Hız denetim devresi bacak bağlantı açıklamaları

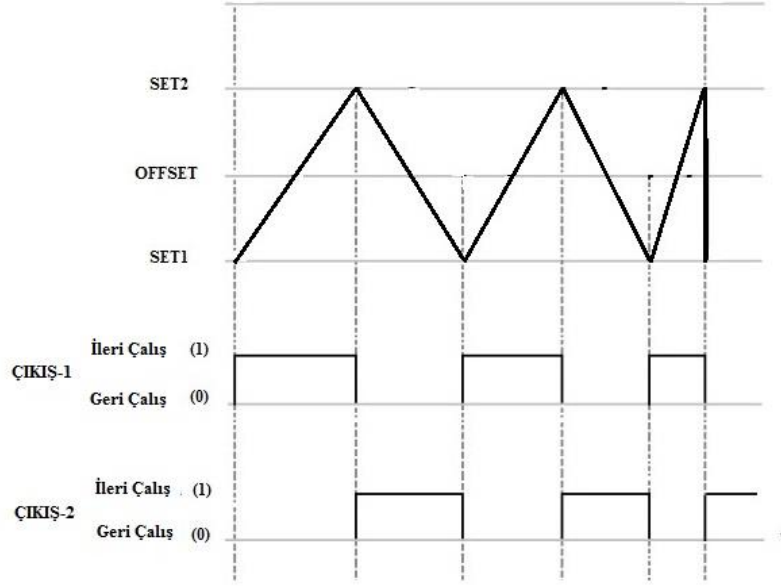
ALC77 Pin No	Açıklama	Commander SK Pin	Açıklama
P1	220V AA Giriş	B1	Analog Çıkış (BY*)
P2	220v AA Giriş	B2	+24 v Çıkış
P3	Normalde Kapalı	B3	Sayısal Çıkış (BY)
P4	Normalde Açık	B4	Sürücü Aktif
P5	Denetim Seçimi	B5	İleri Yönde Çalışma
P6	BY	B6	Ters Yönde Çalışma
P7	BY	B7	Referans Seçimi
P8	BY	B8	Toprak

(\*) BY=Bağlantı Yok

Bir sonraki bölümde, kullanılan döner kodlayıcı ve darbe sayıcıdan bahsedilmiştir.

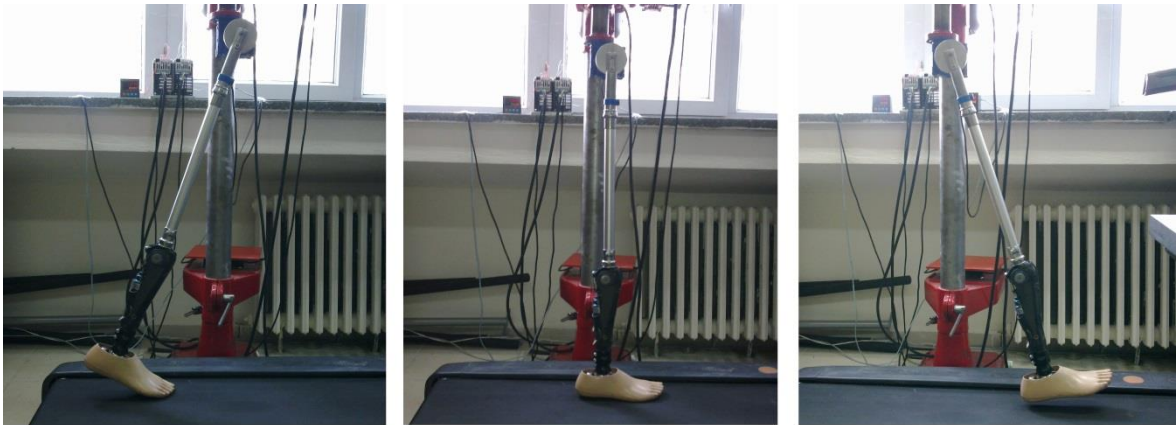
### 3.2.2. Döner Kodlayıcı, Darbe Sayıcı ve Diğer Alt Üniteler

Tasarımda denetim yönteminin geliştirilmesi adına ATEK AR55 Döner Kodlayıcı ve ALFA-ALC77 Darbe sayıcı elemanları kullanılmıştır. Döner kodlayıcılar indirgeyicilerin üzerine monte edilmiştir ve şaftın durumuna göre sayısal bir çıkış üretirler. Son ünite olan darbe sayıcı ünitesi ise döner kodlayıcıdan aldığı dijital bilgileri sayar ve şaftın pozisyonu hakkında bilgi sahibi olmamızı ve bu bilgiye göre denetim yaklaşımının belirlenmesini sağlar. Darbe sayıcı içerisinde bulunan röleler sayesinde sayıcı, istenilen pozisyonda motorun yönünün değiştirilmesini sağlar. Şekil 3.13'te döner kodlayıcıdan alınan bilgiye göre belirlenen çalışma prensibi gösterilmektedir [9]. Şekil 3.13'te gösterilen zaman aralıkları sürücünün sağladığı hareketin konum bilgisi dâhilinde bir takım röle yön değiştirme aktivitelerinin gerçekleştirilmesi için kullanılır. Bu röle yön değiştirme zaman aralıkları önceden yürüyüşte duruş fazının ve salınım fazının yürüyüşün süresinin uzunluğu düşünülerek belirlenmiştir.



Şekil 3.13 Darbe sayıcı çalışma prensibi [39]

Kalça benzetimleyicisi donanımı üzerine yerleştirilen protez bacak, protez ayak, üzerinde yürüme hareketinin gerçekleştirildiği koşu bandı ve yazılım ile denetimin gerçekleştirilmesi için bir bilgisayar tasarımının son elemanlarını oluşturmaktadır. Şekil 3.14'te yürüyüşün topuk vuruş, başparmak kalkış ve duruş evresinin kalça benzetimleyicisi ile oluşturulmuş hali gösterilmektedir.



Şekil 3.14 Yürüyüşün üç farklı evresinin benzetimi [9]

İleriki çalışma olarak, sistem, hız ve döndürme kuvveti denetimi ile kapalı çevrim denetime sahip bir sisteme dönüştürülecektir. Bu sayede, salınım hareketini ve yukarı-aşağı

hareketi üreten motorların, eş zamanlı olarak çalışabilmesi sağlanacaktır. Sistemin eşzamanlı olarak çalışması sağlandıktan sonra çözümlene işlemleri doğrudan ölçüm düzenekleri ve görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri ile gerçekleştirilecek ve üretilen yürüyüş hareketinin doğal yürüyüşe göre olan performansı hassas bir şekilde elde edilecektir.

### 3.3. Kalça Benzetimleyicisi Performans Çözümleme Çalışmaları

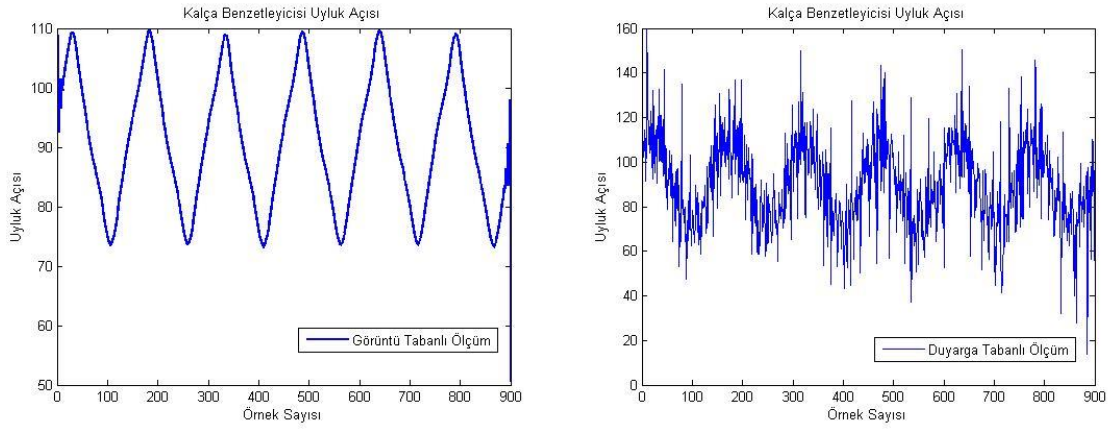
Tezin ikinci bölümünde duyarga tabanlı hareket ölçüm düzeneği ile görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği normal yürüyüş üzerinde denenmiş ve performans sonuçları paylaşılmıştır. Bu bölümde ise aynı testler kalça benzetimleyicisi üzerinde gerçekleştirilmiştir ve daha sonra kalça benzetimleyicisinin ürettiği yapay yürüyüş hareketinin normal yürüyüşe ne denli yaklaştığının belirlenebilmesi için çeşitli çözümleme çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar grafik gösterimi ve çizelgeler ile bölüm sonunda paylaşılmıştır. Bu amaçla normal yürüyüş için insan üzerine yerleştirilen iki farklı ölçüm düzeneğinin elemanları bu sefer kalça benzetimleyicisi üzerine Şekil 3.15'te görüldüğü üzere yerleştirilmiştir.



Şekil 3.15 Kalça benzetimleyicisi üzerine hareket ölçüm düzeneklerinin yerleştirimi

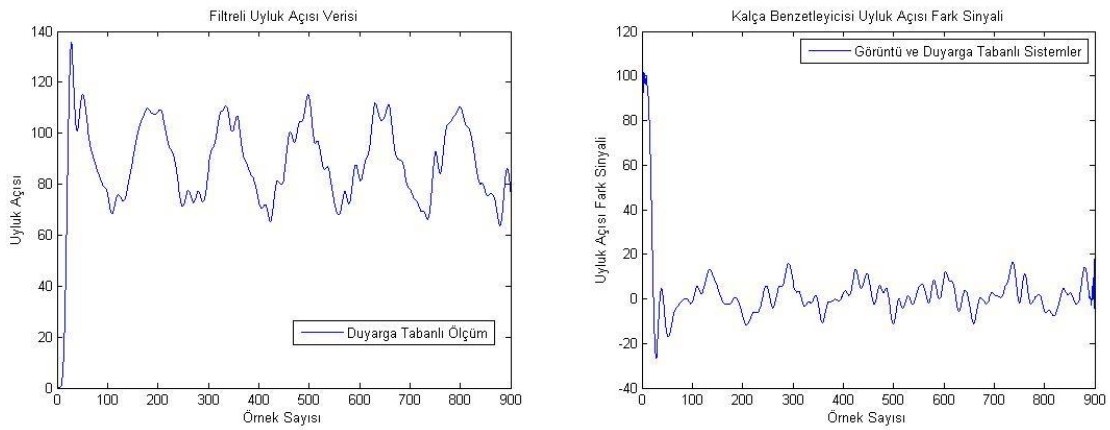
Bu bölümde yapılan filtreleme, aşağı-yukarı örnekleme ve hata çözümleme çalışmaları detaylı olarak ikinci bölümde verildiği için bu bölümde paylaşılmamıştır. İlk olarak kalça benzetimleyicisi üzerinden görüntü tabanlı ölçüm düzeneği ile alınan ve duyarga tabanlı

ölçüm düzeneği ile alınan filtrelenmemiş uyluk açısı verileri Şekil 3.16 a ve Şekil 3.16 b'de gösterilmektedir.



Şekil 3.16 a) Görüntü tabanlı ölçüm düzeneği uyluk açısı verileri b) duyarga tabanlı ölçüm düzeneği filtresiz uyluk açısı verileri

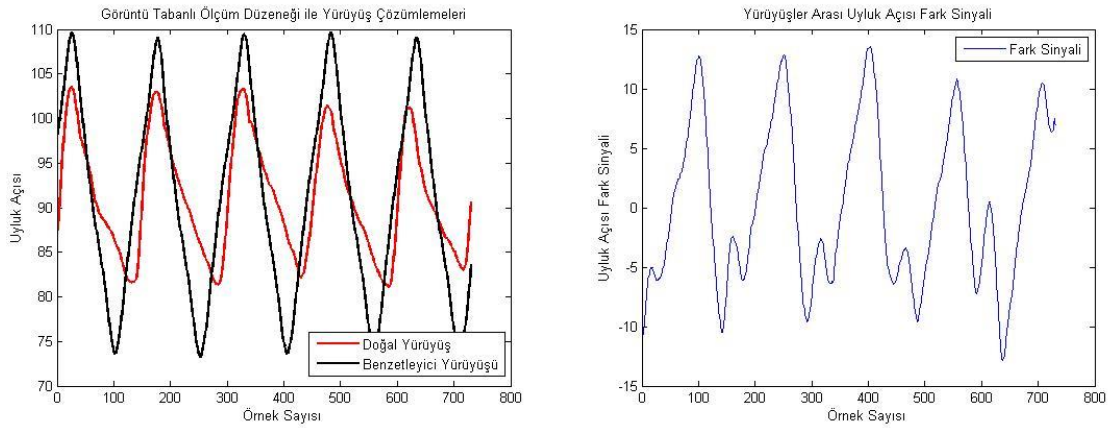
Duyarga tabanlı ölçüm sonuçlarının filtrelenme gerekliliği sağlıklı insan yürüyüşünden alınan verilerde olduğu gibi kalça benzetimleyicisinden alınan veriler üzerinde de bulunmaktadır. Bu bağlamda çeşitli özellikleri ikinci bölümde detaylı olarak ele alınan düşük geçirgen sayısal filtre duyarga verileri üzerine uygulanmış ve Şekil 3.17 a'da gösterilen filtrelenmiş uyluk açısı verisi elde edilmiştir. Ayrıca Şekil 3.17 b'de kalça benzetimleyicisi üzerinden görüntü tabanlı ölçüm düzeneği ve duyarga tabanlı ölçüm düzeneği ile alınan uyluk açısı verilerinin fark sinyali gösterilmektedir.



Şekil 3.17 a) Filtrelenmiş kalça benzetimleyicisi uyluk açısı verisi b) iki farklı ölçüm düzeneğinden alınan uyluk açısı fark sinyali

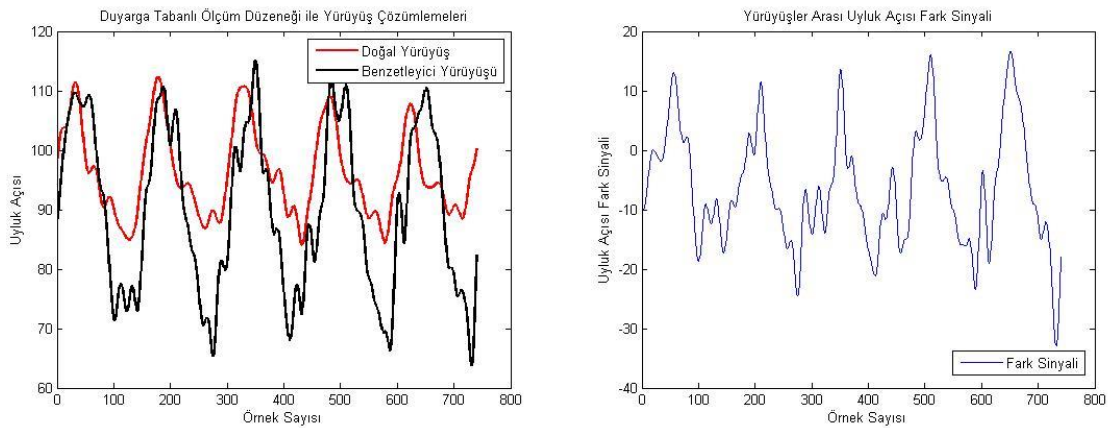


Daha sonra kalça benzetimleyicisi tarafından üretilen yapay yürüyüş hareketinin normal yürüyüşe ne denli yaklaştığını tespit edebilmek için aynı hızda kalça benzetimleyicisi ve normal yürüyüşten iki farklı ölçüm sistemi ile yürüyüş verileri alınmıştır ve yine uyluk açısı verisi üzerinden çeşitli çözümlenmeler yapılmıştır. İlk olarak duyurga tabanlı ölçüm düzeneğine nazaran daha az gürültü bileşenleri içeren görüntü tabanlı ölçüm düzeneği çalışmaları gerçekleştirilmiş ve türetilen uyluk açısı sonuçları iki farklı yürüyüş için Şekil 3.18 a'da paylaşılmıştır. İki yürüyüş arasındaki fark sinyali ise Şekil 3.18 b'de gösterilmektedir.



Şekil 3.18 a) İki farklı yürüyüşten türetilen uyluk açısı verisi b) iki farklı yürüyüşten türetilen uyluk açısı verilerinin farkı

Bir sonraki aşamada ise aynı süreç duyurga tabanlı ölçüm düzeneği için gerçekleştirilmiştir ve uyluk açısı verisi kalça benzetimleyicisi yürüyüşü ve doğal yürüyüşten Şekil 3.19 a'daki gibi ve uyluk açısı fark sinyali Şekil 3.19 b'deki gibi bulunmuştur.



Şekil 3.19 a) İki farklı yürüyüşten türetilen uyluk açısı verisi b) iki farklı yürüyüşten türetilen uyluk açısı verilerinin farkı

Burada verilen uyuluk açısı çıktıları daha önceki bölümde bahsedildiği üzere ivmeölçer verilerinin düşük geçirgen filtreden geçirilmesi sonucu elde edilmiştir. Bu çözümleme sonuçları grafiksel gösterim ile paylaşıldıktan sonra çeşitli performans çözümleme sonuçları Çizelge 3.9’da gösterilmektedir. Bu çözümleme sonuçları bulunan fark sinyallerinin mutlak değerlerinin ortalamaları (OMH) alınarak bulunmuştur.

Çizelge 3.9 Çeşitli performans çözümleme sonuçları

<b>Farklı Kıyaslama Parametreleri</b>	<b>OMH</b>	<b>Maks.</b>	<b>Min.</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Görüntü Tabanlı Ölçüm Düzeneginden Alınan Kalça Benzetimleyicisi ve Doğal Yürüyüş Farkı</b>	5.8436	13.5714	-12.8336	0.2720
<b>Duyarga Tabanlı Ölçüm Düzeneginden Alınan Kalça Benzetimleyicisi ve Doğal Yürüyüş Farkı</b>	9.9391	16.6070	-32.8127	-6.4624
<b>Doğal Yürüyüşten Alınan Ölçüm Sistemleri Farkı</b>	5.0280	0.6177	-16.2027	-5.0097
<b>Kalça Benzetimleyicisi Yürüyüşünden Alınan Ölçüm Sistemleri Farkı</b>	4.1280	11.6414	-11.0840	1.4114

Çizelge 3.9’da sadece fark sinyalleri Ortalama Mutlak Hata cinsinden verilmemiştir aynı zamanda hata sinyallerinin aldığı maksimum, minimum ve ortalama değerler de bilgi vermesi açısından gösterilmektedir. Bu bölüm sonuçlarından anlaşılacağı üzere tasarlanan kalça benzetimleyicisi yapısı sağlıklı insan yürüyüşünü tamamen aynı olarak üretemese de periyodik yürüyüş yapısını üretebilmesi nedeni ile çeşitli uzun erimli protez yorulma testlerini başarı ile gerçekleştirebileceği görülebilmektedir.

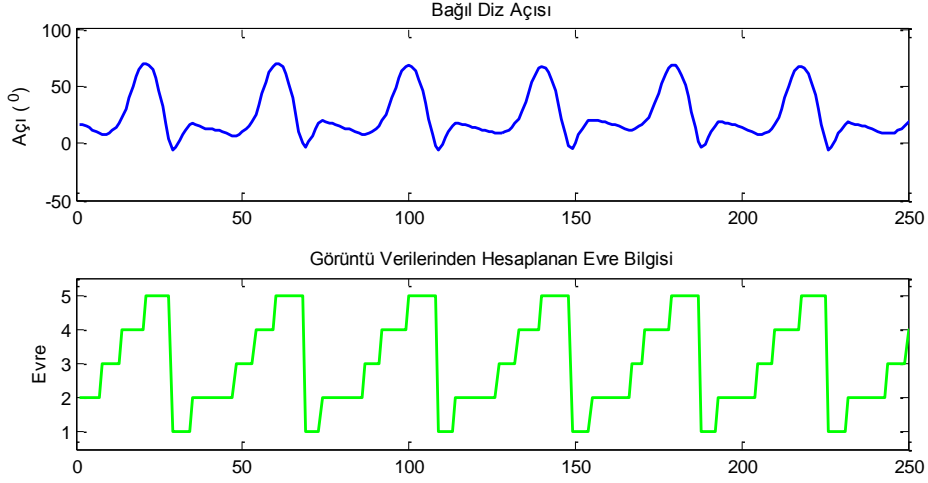
## 4. NORMALİZASYON ALGORİTMASI İLE EVRE KESTİRİMİ VE PNÖMATİK SİLİNDİRDE KİŞİYE ÖZGÜ SERTLİK SEVİYELERİNİN BELİRLENMESİ

### 4.1. Yürüyüş Hareketi ve Evreleri

Tez çalışmasının bu bölümünde duyarga tabanlı ve görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri ile protezsiz yürüyüş verisi üzerinden sabit hızlarda ve değişken hızlarda yürüyüş hareketinin evrelerinin bulunması etraflıca incelenmiştir. Yapılan çalışmalarda dayanak veri olarak görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneğinden alınan veriler kullanılmıştır. Bu çalışmanın yapılmasının temel amacı protez diz eklemi son ürün haline geldiğinde yürüyüşün hızı ve evresine göre denetim mekanizması geliştirileceği için duyargalardan toplanan veriler ile evre kestiriminin ne ölçüde başarılı olduğunun yazılım ortamında belirlenmesidir. Tezin bundan sonraki kısımlarında kullanım ve anlaşılabilirlik açısından yürüyüş evreleri, aşağıda bahsedildiği gibi rakamlar ile ifade edilmiştir.

- Duruş Esneme → Evre 1 (grafikte aldığı değer 1)  
Duruş Uzama → Evre 2 (grafikte aldığı değer 2)  
Ön Salınım → Evre 3 (grafikte aldığı değer 3)  
Salınım Esneme → Evre 4 (grafikte aldığı değer 4)  
Salınım Uzama → Evre 5 (grafikte aldığı değer 5)

Şekil 4.1’de beş tane ardışık adım için görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinden elde edilmiş bağıl dizi açısı verisi ve altında ise aynı yürüyüş için bu verilerden türetilmiş evre bilgisi gösterilmektedir [20].



Şekil 4.1 a) Bağıl diz açısı b) yürüyüş evreleri ilişkisi [20]

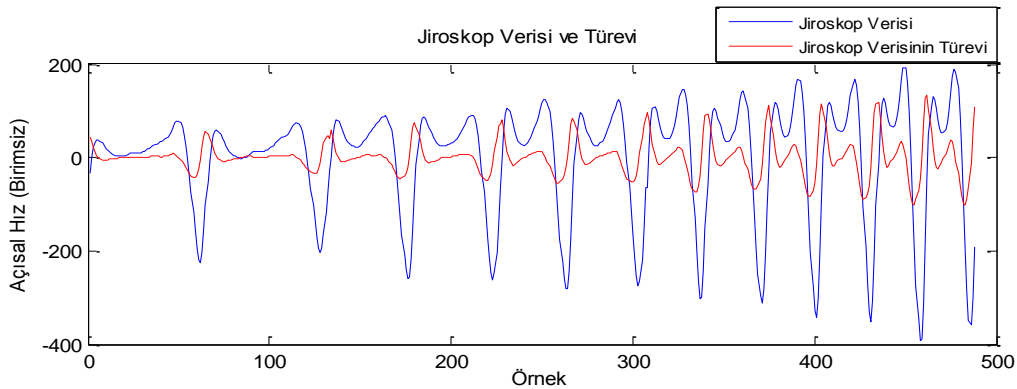
Protez üzerine hangi duyargaların yerleştirileceği, yerleştirilecek duyargaların sayısı ve hangi duyarganın vücudun hangi bölgesine yerleştirileceği protezli yürüyüşün performansını doğrudan etkilemektedir. Ayrıca ham duyarga verileri ile evre kestirimi işleminin, özellikle ivmeölçer verisinde yüksek frekanslı gürültü bileşenleri nedeni ile bir kısıt oluşturacağı öngörülmektedir. Tilelyioğlu'nun yaptığı bu çözümlerinin sonuçları incelendiğinde baldıra yerleştirilen bir adet jiroskop verisinin ikinci dereceden düşük geçiren Butterworth filtreden geçirilerek evre ve hız kestirimi gerçekleştirilmesi, en uygun yöntem olarak belirlenmiştir [20].

#### 4.2. Normalizasyon Algoritması

Kullanılan evre kestirim yöntemlerinde duyarga verileri analiz ve test aşamalarından önce nicemlenmekteydi. Nicemleme işlemi verilerin incelenmesi ve evre kestirim yöntemlerinin geliştirilmesi aşamalarında kolaylık sağlamaktaydı. Bu getirilerinin yanında, kötü nicemlenmiş bir duyarga verisi, içerisinde barındırdığı evre kestiriminde faydalı olabilecek detayları da kaybedebilmektedir. Burada sözü edilen kötü nicemlemeden kasıt, nicemlendikten sonra 0-5 arasında değerler alan duyarga verilerinin ayırt edici bilgilerinin aynı nicemleme değerine atanarak bu özelliğini kaybetmesidir. Buna karşın, iyi nicemlenmiş bir veride gerçek duyarga verisinin artış ve azalışların belirgin olması ve birbirine yakın duyarga sinyal değerlerinin aynı seviyelere atanması beklenmektedir. Uygulanan nicemleme yöntemlerinden kaynaklanan bilgi kaybının azaltılması için verileri daha iyi nicemleyebilen bir yöntem geliştirilmiştir.

Algoritma, jiroskop verisinin normalize edilmesini temel almaktadır. Verinin normalize edilmesinde kullanılan tepe ve çukur değerler dinamik olarak hesaplanmaktadır. Gerçek

zamanlı bir sistemde çalışabilecek şekilde benzetim ortamında tasarlanmış algoritma, ilk olarak toplanan jiroskop sinyali için bir tepe noktası bulmaktadır. Tepe noktası bulunduktan sonra, çukur noktasını beklemekte, çukur noktasının bulunduğu anda da normalizasyon işlemi başlamaktadır. Veri normalize edildikten sonra eşit aralıklarla nicemlenmekte ve nicemlenmiş veri ile yürüyüş evreleri kestirilmektedir. Geliştirilen algoritma, jiroskopa eş zamanlı toplanmış görüntü ölçümü verileriyle sınılanmış, sonuçlar grafiksel ve istatistiksel olarak gösterilmiştir. Şekil 4.2’de, denek 1,2,3,4,5, ve 6 km/sa hızlarda yürütülmüş, bu esnada doğrudan ve görüntü ölçüm düzeneklerinden eş zamanlı veriler toplanmıştır. Bu bilgiler ışığında jiroskoptan alınan veri ve türevi Şekil 4.2’de gösterilmektedir [20]. Bu şekil incelendiğinde, her tepe noktasından sonra türev değerinin 5 örnek boyunca arttığı gözlemlenmiştir. Algoritma, bu koşul sağlandığında maksimum noktasının sinyal değerini normalizasyon aşamasında kullanmak üzere kaydetmekte ve şekilde de görülebileceği gibi maksimum noktasından sonra gelmesi gereken minimum noktasını beklemektedir. Filtrelenmiş veriden, maksimum noktası ile minimum noktası arasındaki sinyalin temiz olduğu, yani minimum noktası bulunana kadar düzenli olarak azaldığı görülmektedir. Bu durumda maksimum noktası bulunduktan sonra türev verisinin işaret değiştirdiği yeri minimum olarak belirlemek mümkündür. Algoritma da, maksimum noktasını bulduktan sonra türevin işaret değiştirdiği anı beklemekte ve bu noktayı bulunduğu an, normalizasyon aşamasında kullanmak için sinyal değerini minimum değeri olarak kaydetmektedir.

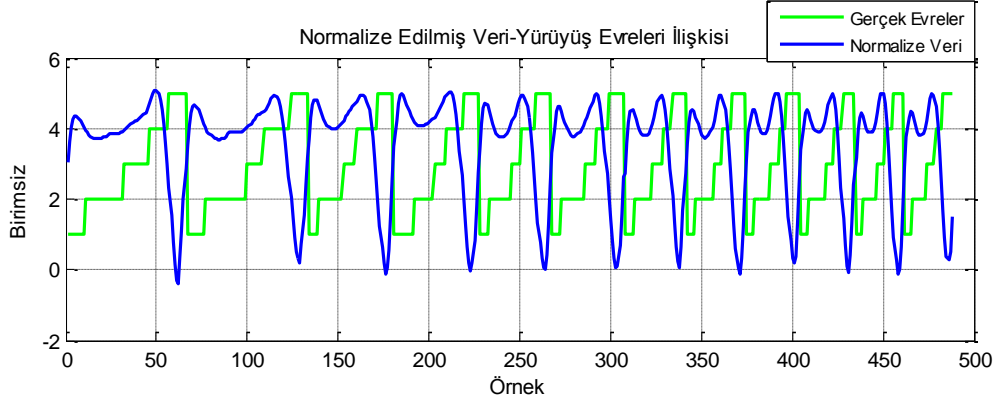


Şekil 4.2 Jiroskop verisi ve türevi [20]

İlk maksimum ve minimum noktası bulunduktan sonra jiroskop verileri bu değerler ile normalize edilmeye başlanır. Normalizasyon işleminde Eşitlik 4.1’deki fonksiyon

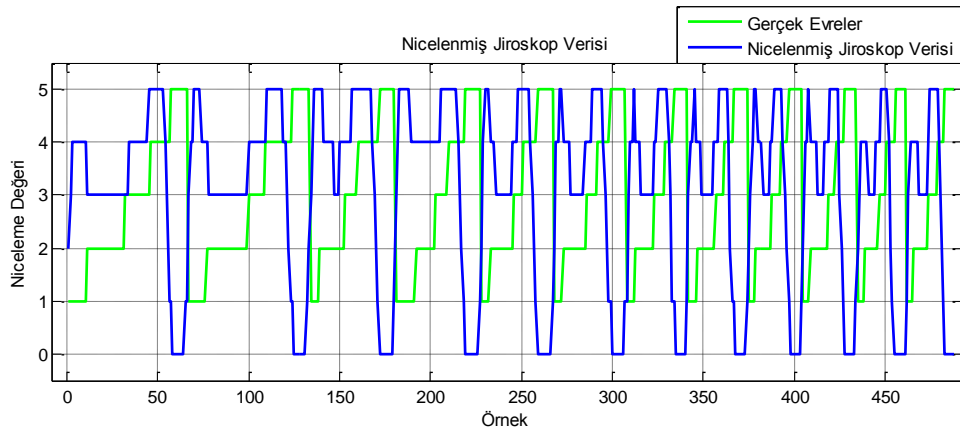
kullanılır. Eşitlikte  $i$  indis sayısını,  $N(i)$  normalize edilmiş verinin değerini,  $data(i)$  jiroskopun o anki filtrelenmiş değerini,  $data\_max$  ve  $data\_min$  'de tespit edilen son maksimum ve minimum değerlerini ifade eder. Şekil 4.3'te normalize edilmiş çözümlene sonuçları gösterilmektedir.

$$N(i) = ( data(i) - data\_min ) / ( data\_max - data\_min ) * 5 \quad (4.1)$$



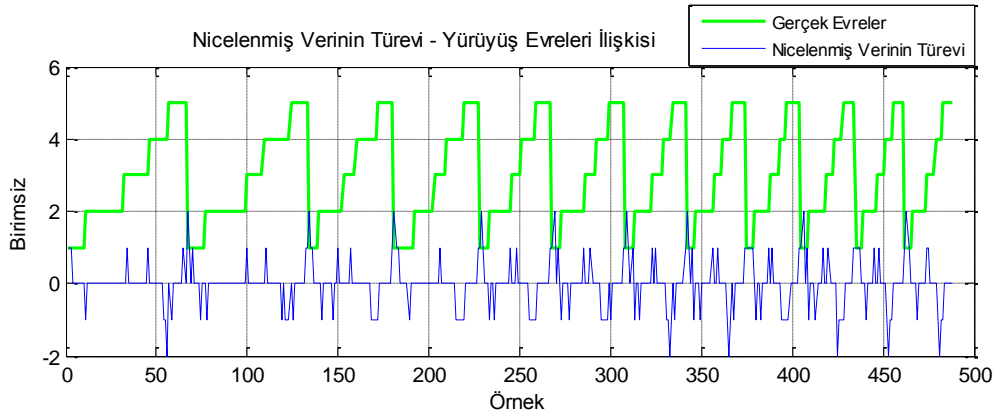
Şekil 4.3 Normalize edilmiş veri ile yürüyüş evrelerinin ilişkisi [20]

Veri normalize edildikten sonra, inceleme kolaylığı açısından nicemlenmektedir. Önceki bölümlerdekinden farklı olarak, normalize edilmiş veri 0-5 değerleri arasında eşit aralıklarla ve sabit değerlerle nicemlenmektedir. Şekil 4.4'te nicemlenmiş veri ile yürüyüş evreleri arasındaki ilişki gösterilmiştir.



Şekil 4.4 Normalizasyon sonrası nicemleme işlemi [20]

Jiroskop sinyali nicemlendikten sonra, nicemlenmiş sinyalin türevi alınmış ve yürüyüş evreleriyle olan ilişkisi incelenmiştir. Bu inceleme sonuçları Şekil 4.5'te gösterilmektedir.



Şekil 4.5 Nicemlenmiş verinin türevi ile yürüyüş evrelerinin ilişkisi

İncelemeler sonunda evreler arası geçişlerin koşulları tanımlanmış ve algoritma yürüyüş evrelerini kestirebilecek duruma gelmiştir. Evreler arası geçiş koşullarının nasıl belirlendiğini anlayabilmek için sadece iki evre arası geçişi örnek teşkil etmesi için verilmiştir. Diğer evreler arası geçiş şartları da aynı mantık çerçevesinde belirlenmiştir.

➤ Salınım Uzama → Duruş Bükülme :

Salınım uzama evresindeyken nicemlenmiş verinin türevinin son iki değerinin toplamı 2'den büyük ise, yürüyüş salınım uzama evresinden duruş bükülme evresine geçiş yapmaktadır [20].

Çözümleme sonuçları incelenirken, bulunan değerler ile gerçek değerler karşılaştırılmasının gerçek pozitif (GP), yanlış negatif (YN), yanlış pozitif (YP), gerçek negatif (GN) değerlerinin ve duyarlılık (D) ve yalancı pozitif oranlarının (YPO) çizelgeye işlenmesiyle gerçekleştirilmiştir. Bu kavramlardan duyarlılık ve yalancı pozitif oranları Eşitlik 4.1 ve Eşitlik 4.2'teki gibi tanımlanmıştır.

$$D = GP / (GP + YN) \quad (4.1)$$

$$YPO = YP / (YP + GN) \quad (4.2)$$

Sunum yükünü azaltmak için normalizasyon algoritması ile benzetim ortamında elde edilen çözümleme sonuçları bu bölümde paylaşılmayıp mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı hız ve evre kestiriminin sonuçları verilmiştir. Protezli denek koşu bandı üzerinde

1, 2, 3 ve 4 km/saat hızlarda yürütülmüş ve mikrodenetleyici ile yürüyüş evreleri sadece bir adet jiroskop duyargası kullanılarak kestirilmiştir. Anlık hız değişimlerine algoritmanın cevabını tespit edebilmek amacıyla koşu bandı üzerinde hız ani olarak değiştirilmiş ve sonuçlar Çizelge 4.1’te gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Gerçek zamanlı evre kestirim sonuçları [20]

Hız (km/sa)	GP	YN	D (%)	OHK	MHO
1	882	618	588.	0.723	0.478
2	1203	297	80.2	0.258	0.210
3	1304	196	86.9	0.261	0.157
4	1305	195	87.0	0.334	0.171
<b>Karışık</b>	2204	796	73.5	0.375	0.291

Bu bölümdeki sonuçlar pnömatik silindri protezin denetimi için belirlenmesi gereken evre kestirim yönteminin belirlenmesi ve kullanılacak sensör sayısı ve sensör konumlarının belirlenmesi açısından verilmiştir. Protezin denetimi için baldır üzerine yerleştirilen tek bir duyarga verisinin 2, 3 ve 4 km/saat hızlarda başarı ile bütün evreleri kestirdiği görülmektedir. Bu bağlamda pnömatik silindirin denetimi için baldır üzerine yerleştirilen bir adet jiroskop uygun görülmüştür ve normalizasyon algoritması ile yürüyüş hızının evrelerinin ve hızının kestirimi bu duyarga verisi üzerinden gerçekleştirilecektir.

#### 4.3. Kişiyeye Özgü Sertlik Seviyelerinin Belirlenmesi

Bu bölümde, pnömatik silindri protezli yürüyüş için kişiyeye özel silindir sertliklerinin tespiti daha sonra yapılacak sonlu durum denetiminde kullanılmak üzere belirlenmiştir. Protezli yürüyüşler beş farklı denek ile üç farklı hızda gerçekleştirilerek hem duyarga tabanlı ölçüm düzeneği ile hem de görüntü tabanlı ölçüm düzeneği ile eş zamanlı olarak yürüyüş verileri toplanmıştır. Daha sonra bu verilerden çeşitli görüntü ve duyarga çözümlene algoritmaları ile yürüyüşün kıyaslamada kullanılacak kinematik verileri türetilmiştir. Farklı cinsiyet, yaş, boy ve kilo özelliklerine sahip beş adet denek ile yapılan yürüyüşler bu çalışmada kullanılmıştır. Deneğin fiziksel özelliklerine göre kalçasından üretebildiği tork kişiden kişiyeye değişiklik göstereceği için bazı denekler için silindir sertlik seviyelerinin aynı hızda farklı seviyelerde olabileceği öngörülmüştür. Bu öngörülerin pratikte nasıl sonuçlanacağını görmek için Çizelge 4.2’de yaş, boy ve kilosunu verilen beş farklı sağlıklı insan, denek olarak seçilmiştir.



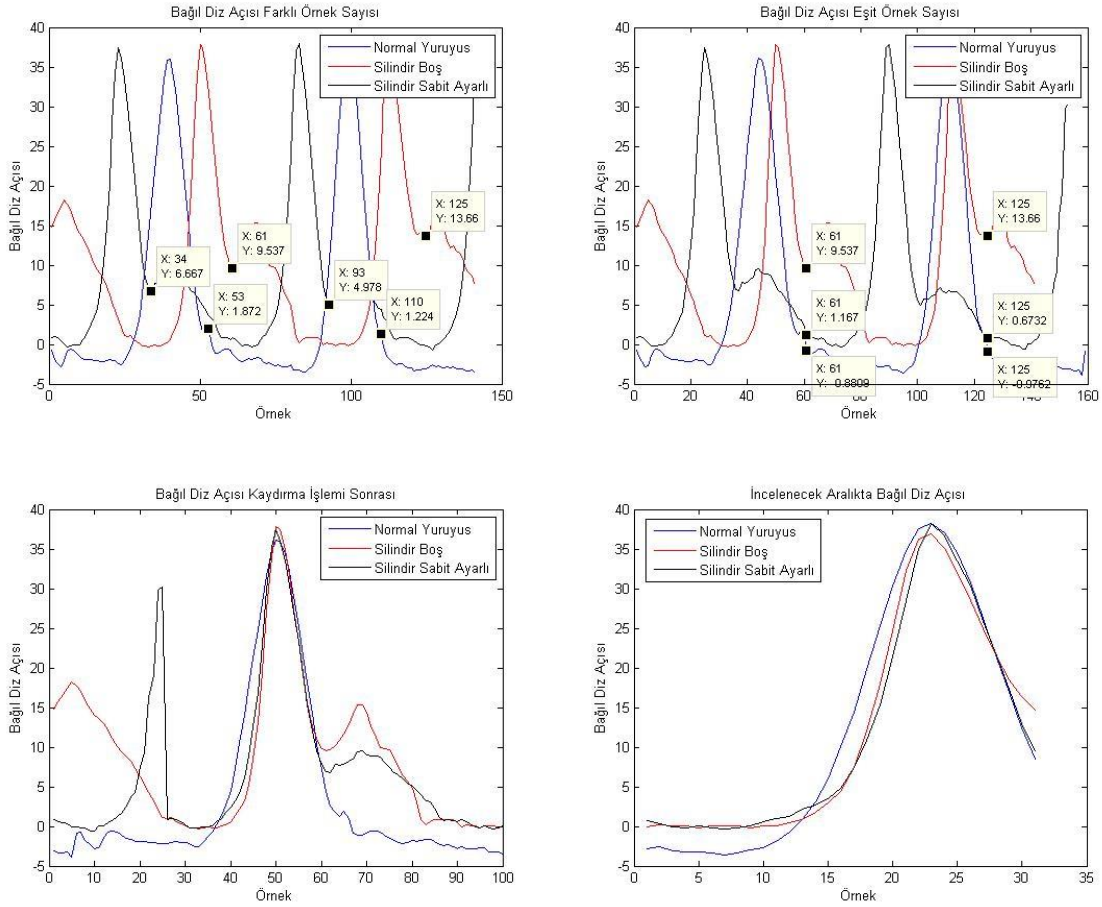
Çizelge 4.2 Deneklerin ayırt edici özellikleri

	<b>Yaş</b>	<b>Kilo</b>	<b>Boy</b>	<b>Cinsiyet</b>
<b>Denek 1</b>	27	78 kg	181 cm	Erkek
<b>Denek 2</b>	23	74 kg	176 cm	Erkek
<b>Denek 3</b>	20	73 kg	174 cm	Erkek
<b>Denek 4</b>	20	75 kg	177 cm	Erkek
<b>Denek 5</b>	22	75 kg	178 cm	Erkek

İlerleyen bölümlerde beş farklı denek için çözümlene sonuçları ayrı ayrı paylaşılmıştır. Protezli yürüyüşte sabit sertlikte denetimin yürüyüşe ne denli katkı sağladığını görmek için ilk olarak deneklerden protezsiz (doğal yürüyüş) verileri, daha sonra protezde hiçbir denetimin olmadığı yani silindirin tamamen boşta olduğu yürüyüş verileri ve en son olarak da önceden belirlenmiş farklı hızlar için farklı sertlik seviyelerinin atandığı ve seviyelerin yürüyüş evreleri ile değişmediği yürüyüş verileri toplanmış ve çözümlenmiştir. Sonuçlar her bir denek için istatistiksel olarak ayrı ayrı paylaşılmıştır. Veri toplama işlemi her bir denek için 1 km/saat, 2 km/saat ve 3 km/saat hızlarda üç farklı yürüyüş için gerçekleştirilmiştir. Bir denek için toplanan bu dokuz adet veriden aynı hızda olan üç tanesinin kıyaslanması gerekmektedir. Örnek olarak birinci denek için 3 km/saat hızda doğal yürüyüş verisi, protezli silindir boşta yürüyüşü verisi ve protezli silindir sabit sertlik ayarlı yürüyüş verisinin kıyaslanması doğal yürüyüşe ne denli yaklaşıldığı konusunda çözümlenmeyi yapan kişiye bir bilgi sağlayacaktır. Bu aşamada yapılan bu üç veri toplama işleminin her bir periyodunun aynı örnek sayısında ve aynı örnek aralığında incelenmesi gerektiği tespit edilmiştir. Farklı zamanlarda alınan bu verilerin incelenen bölümlerinin eşit örnek sayısında olması için en fazla olan örnek sayısına yükseltme (upsampling) işlemi uygulanmıştır. Bu işlem yapılırken en basit ara değerlendirme yöntemi olan “Doğrusal Aradeğerleme” yöntemi uygulanmıştır. Bu yöntem basit olarak koordinat düzleminde bilinen iki adet noktaya uydurulan bir doğrusal polinomun bulunmasıdır. Bulunan bu polinom vasıtası ile bu iki nokta arasında istenilen bir x değerine karşılık gelen y değeri Eşitlik 4.3’de verilen Doğrusal Aradeğerleme formülü ile belirlenebilir.

$$y = y_0 + (y_1 - y_0) \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} \quad (4.3)$$

Örnek sayıları Doğrusal Aradeğerleme Yöntemi ile eşitlendikten sonra ikinci karşılaşılan problem verilerin aynı zaman aralığında kıyaslanması için gereken kaydırma (shifting) işlemidir. Şekil 4.6'da örnek sayıları eşit olmayan ve farklı zaman aralığında çözümlenen üç farklı yürüyüş grafiğinin ilk hali ve bahsedilen işlemler gerçekleştirildikten sonra elde edilen kıyaslanmaya hazır üç farklı yürüyüşün grafikleri paylaşılmıştır. Aynı zaman diliminde sağlıklı bir karşılaştırma yapmak için gerçekleştirilen bu işlemlerin doğruluğunu tartışabilmek adına, bu yürüyüşler için belirleyici bir özelliğe sahip olan adım süresinin uzunluğunun da her bir yürüyüş çeşidi için ayrı ayrı hesaplanması gerekmektedir. Bu bağlamda her bir denek için farklı hızlarda ve farklı yürüyüş modellerinde bulunan adım sayılarının ortalama değerleri bölümlerin sonunda çizelgeler ile sunulmuştur. Bu sonuçlar, protezli yürüyüşte kişinin normal yürüyüşe ne denli yaklaştığının tespit edilmesi açısından önemlidir. Ayrıca bir yürüyüş boyunca bulunan adım sayılarının ortalamaları, protezli ve normal yürüyüşte protez kullanıcısının güvenliğini de belirlemektedir çünkü kullanıcı protezli yürüyüşte kendini güvende hissetmediği anlarda adım süresini kısaltarak düşmekten korunma eğilimindedir.



Şekil 4.6 Örnek sayılarının eşitlenmesi ve kaydırma işlemi

Birinci denek ilk olarak 1 km/saat, 2 km/saat ve 3 km/saat hızda protezsiz olarak doğal yürüyüş hareketini koşu bandı üzerinde gerçekleştirmiştir. Daha sonra yine aynı hızlarda protezli olarak yürüyüşünü gerçekleştirmiştir. Bu yürüyüşte silindir için bir sıkıştırma değeri belirlenmemiştir ve silindir en kolay bükülebilir halindedir. Son olarak silindire kullanıcının beyanı doğrultusunda atanan sabit sertlik seviyesi ile yürüyüş hareketi gerçekleştirilmiş ve sonuçlar çözümlenmek üzere kaydedilmiştir. Birinci denekten elde edilen üç farklı yürüyüş için Ortalama Mutlak Hata (OMH) değerleri ve yürüyüşün adım sürelerinin ortalamaları Çizelge 4.3’de gösterilmektedir. Diğer dört denek için aynı işlemler aynı sırada tekrarlanmış ve bu sonuçlar ışığında silindir sertlik seviyeleri belirlenmiştir. İleride yapılacak denetimde kullanılmak üzere belirlenen sertlik seviyeleri ile yapılan yürüyüşlerin çözümlenme sonuçları diğer dört farklı denek için Çizelge 4.4, 4.5, 4.6 ve 4.7’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.3 Birinci denek için yürüyüş çözümlenme sonuçları

	1 km/saat	2 km/saat	3 km/saat
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Boşta Yürüyüş (OMH)</b>	9.2792	6.0688	5.9210
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş (OMH)</b>	7.0708	4.0326	4.0708
<b>Normal Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	67.7500	43.5714	37.6667
<b>Silindir Boşta Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	57.8000	41.1250	38.5556
<b>Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	66.8000	41.6250	40.3333

Çizelge 4.4 İkinci denek için yürüyüş çözümlene sonuçları

	1 km/saat	2 km/saat	3 km/saat
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Boşta Yürüyüş (OMH)</b>	9.4364	7.2143	5.2558
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş (OMH)</b>	8.6145	4.4662	5.1208
<b>Normal Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	55.8330	38.2222	33.6000
<b>Silindir Boşta Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	61.8333	43.5556	39.5000
<b>Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	60.5000	44.2222	36.7000

Çizelge 4.5 Üçüncü denek için yürüyüş çözümlene sonuçları

	1 km/saat	2 km/saat	3 km/saat
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Boşta Yürüyüş (OMH)</b>	5.2081	8.2349	5.8642
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş (OMH)</b>	5.1290	8.0043	4.1394
<b>Normal Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	54.6000	32.1818	32.9000
<b>Silindir Boşta Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	44.8571	35.0000	30.0000
<b>Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	41.7500	34.9091	30.0000

Çizelge 4.6 Dördüncü denek için yürüyüş çözümleme sonuçları

	1 km/saat	2 km/saat	3 km/saat
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Boşta Yürüyüş (OMH)</b>	5.0191	4.5298	4.0505
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş (OMH)</b>	3.7528	4.0384	4.1875
<b>Normal Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	53.3333	35.3333	31.1818
<b>Silindir Boşta Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	65.6667	42.4444	36.0000
<b>Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	60.8333	42.7778	36.7273

Çizelge 4.7 Beşinci denek için yürüyüş çözümleme sonuçları

	1 km/saat	2 km/saat	3 km/saat
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Boşta Yürüyüş (OMH)</b>	8.5697	9.5375	8.7150
<b>Normal Yürüyüş-Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş (OMH)</b>	3.7623	3.9771	5.7640
<b>Normal Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	51.6667	39.6667	34.1111
<b>Silindir Boşta Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	66.8333	46.6667	41.5556
<b>Silindir Sabit Ayarlı Yürüyüş Adım Süre Ortalamaları (Örnek Sayısı)</b>	66.3333	44.2222	39.2222

Bu bölümde, protezli yürüyüşte sabit sertlikte denetimin yürüyüşe ne denli katkı sağladığını görmek için ilk olarak deneklerden protezsiz (doğal) yürüyüş verileri, daha sonra protezde hiçbir denetimin olmadığı yani silindirin tamamen boşta olduğu yürüyüş verileri ve en son olarak da önceden belirlenmiş farklı hızlar için farklı sertlik seviyelerinin atandığı ve seviyelerin yürüyüş evreleri ile değişmediği yürüyüş verileri toplanmış ve çözümlenmiştir.

#### 4.4. Çözümleme Sonuçları

Elde edilen sonuçlar kapsamında her bir denek için Çizelge 4.8’de verilen sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Çizelgede verilen silindir sertlik seviyeleri, adım motorunun attığı tur ile orantılıdır. Bu nedenle çizelgedeki motor konumları 0 ile 132 arasında değişen adım sayıları olarak gösterilmiştir.

Çizelge 4.8 Denekler için farklı hızlarda tespit edilen sertlik seviyeleri (Adım sayısı)

Hız	Denek 1	Denek 2	Denek 3	Denek 4	Denek 5
1 km/saat	115	112	115	113	115
2 km/saat	117	114	118	118	120
3 km/saat	120	116	121	122	122

Bu bölümde yapılan çözümleme sonuçlarına bakıldığında her bir denek için her bir farklı hızda yapılan yürüyüş testlerinde, silindirde sabit sertlik ile denetim yapıldığında çözümleme sonuçları silindirin boşta olduğu duruma göre her durumda daha iyi çıkmıştır. Henüz evrelere göre değil de sadece belirlenmiş ve değişmeyen hız değerlerine göre sabit sertlik atanmıştır ve denetim sağlanmıştır. İleriki bölümde üç evre ve beş evre için silindir sertlikleri dinamik olarak değiştirilecektir ve kullanıcının normal yürüyüşe daha yakın protezli yürüyüş yapacağı öngörülmüştür. Çizelgelerde her bir denek için farklı hızlarda verilen çevrim süreleri ortalamaları ise yürüyüşün niteliğini yorumlamak açısından önemlidir. İlk olarak yürüyüş hızı arttığında art arda gelen çevrimler arası örnek sayısı azalmaktadır. Tam tersi durumda ise yürüyüş hızı azaldıkça adım sürelerinin ortalamaları artmaktadır. Yukarıdaki çizelgelerde bu bahsedilen sonuçlar gözlemlenebilmektedir. İkinci olarak bir diğer adım süresi ortalamasını etkileyen faktör ise protezli yürüyüşlerde özellikle silindirde hiç bir denetimin olmadığı durumlarda kullanıcının kendini güvende hissetmek için adım aralıklarını kısaltmasıdır. Bu ise adım sürelerinin ortalamasını düşürmektedir. Bahsedilen bu kuramsal bilgi çözümleme sonuçlarında her bir denek için gözlemlenmiştir ve seçilen motor adım sayılarının tutarlı olduğu saptanmıştır.

## 5. SONLU DURUM YÖNTEMİ İLE PROTEZ DENETİMİ

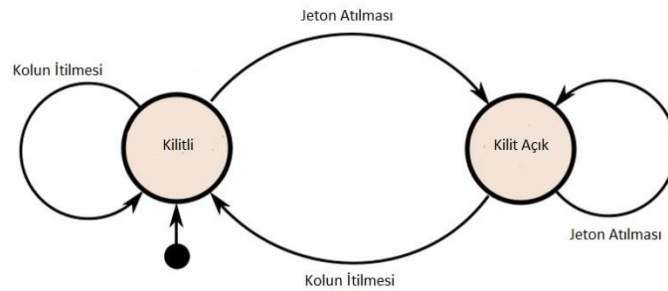
Yapılan ilk sönümlendiricili protez diz eklemi örneklerinde, sönümlendirici sertlik seviyelerinin denetimi önceden belirlenmiş parametreler vasıtası ile gerçekleştirilmektedir. Yürüyüşün her bir çevriminde bu parametrelerin değişmesi, yürüyüşün hızının değişmesi, kullanıcının günlük aktivitelerini gerçekleştirirken sürekli pozisyon değiştirmesi ve ani hareket veya ani duruş gibi düzensiz durumlarda protez kullanıcısının düşme tehlikesi yaşaması daha etkin denetim geliştirilmesi gerekliliğini ortaya koymaktadır. Bu sorunları ele alan kaynaklarda çeşitli protez denetimi çalışmalarının gerçekleştirildiği görülmektedir. Yapılan çalışmaları en genel anlamda yürüyüşün matematiksel modeli üzerinden klasik denetim yöntemlerine ve de yürüyüşün çeşitli parametrelerine bakarak analitik olmayan nümerik tabanlı denetim yordamlarının geliştirilmesi olarak özetleyebiliriz. Yürüyüşün matematiksel modelinin çıkarılması aşamasında Euler-Lagrange eşitlikleri kullanılarak hareketin doğrusal olmayan yapısı matematiksel yürüyüş modelleri içinde incelenebilmiştir. Üretilen bu modeller ile Oransal Türevleyici (PD), Hesaplanmış Dönü Momenti (Computed Torque) veya her iki denetleyicinin de kullanıldığı çeşitli denetim yordamları geliştirilmiştir [3][40]. Günümüzde, ticari olarak veya akademik olarak üretilen protez diz eklemlerinde elektronik bir denetim ünitesi bulunmaktadır. Sağlam bacadan alınan veriler kullanılarak bir denetim yordamı (Echo-State Control) geliştirilmesi eskiden beri kullanılagelen bir yaklaşımdır. Yürüyüş hareketinin çeşitli duyargalar ile sağlam bacak üzerinden kas elektrik potansiyeli, diz açısı, açısal hız, açısal ivme gibi parametrelerinin ölçümü gerçekleştirilir ve protezli bacak üzerinde eş zamanlı olarak bu durumlar uygulanmaya çalışılır. Diz eklemi açısı ve kalça eklemi açısı çeşitli duyargalar ile elde edilir, bu bilgilerden türetilen yürüyüş evre bilgisi ile de silindirin sertliğinin denetimi Kural Tabanlı (Rule Base) bir yapı eşliğinde gerçekleştirilir [41]. Bu denetim yöntemi ticari ürün olarak bulunan “Rheo Knee” tarafından kullanılır. “C-Leg” ise yapay zeka üniteleri ile bu yöntemin birleşimine dayanan bir denetim yöntemi kullanır. Bilimsel anlamda da denetleme yordamları geliştirmek halen üzerinde sık çalışılan bir alandır. Protezin düşük enerji tüketimi önemli bir getiri olsa da iki bacak arasındaki eş zamanlılık problemi yöntemin önemli bir götürüsüdür. “Merkezi Örüntü Üretici” [Central Pattern Generator] ile protez denetiminde de sadece diz ekleminden gelen bilgiler değil eş zamanlı olarak ayak bileğinden gelen bilgiler de değerlendirilmek üzere elektromiyografi sinyalleri ile toplanır. “Merkezi Örüntü Üretici” olarak tanımlanmasının nedeni, herhangi bir duyarga çıktısı olmadan Hücrel Sinir Ağları vasıtası ile periyodik yürüyüş dalga

formlarının oluşturulmasından dolayıdır. Sağlam bacakta (Sound Leg) toplanan bu elektromiyografi sinyalleri değerlendirilerek denetim protez üzerinde gerçekleştirilir. Sonlu Durum Yöntemi (Finite State Control) ile protez denetimi kaynaklarda sıklıkla kullanılan bir denetim yöntemidir ve bu tez kapsamında gerçekleştirilecek olan pnömatrik silindri protez denetimi bu yöntem ile gerçekleştirilmiştir [7]. Bu nedenle tezin bu bölümünde ilk olarak sonlu durum denetiminin tanımı ve kullanılması etraflıca anlatılmış ve edinilen bu kuramsal bilgiler ışığında protez üzerinde silindir denetimi sağlanmıştır.

### 5.1. Sonlu Durum Denetimi

Sonlu durum makinaları, (Finite-State Machine) herhangi bir zaman aralığında sadece belirli durumlarda olabilen sırasal (sequential) yapılardır. Yapının anlık zamandaki durumu “güncel durum” (current state) olarak nitelendirilmektedir. Sonlu durum yapısı, bir durumdan diğer bir duruma belirli bir “tetikleyici olay” (triggering event) gerçekleştiğinde geçer. Bir sonlu durum makinası genel olarak farklı durumlar ve bu durumlara geçişi sağlayan tetikleyici olaylardan oluşur. Bu yapıların günlük hayatta en çok karşılaşıldığı yerlerin başında kapı turnike sistemleri, asansörler, trafik ışıkları ve içecek otomatları gelir. Bu yapıların hepsi belirli şartlar sağlandığında önceden tanımlanmış sıralı olaylar dizisini gerçekleştirir.

Bu yapının protez diz eklemine denetimin sağlanmasında kullanılmasını daha rahat kavrayabilmek adına elektronik kapı turnikesinin çalışma prensibi ve sonlu durum grafiği gösterilmiştir. Turnike, istenmeyen girişleri engelleyen bir kapı sistemidir. İçerisine önceden belirlenmiş bir bozuk para veya jeton atıldığında bir kişinin geçişine üç kollu yapının ileri itilmesi ile izin verir. Geçiş işlemi tamamlandıktan sonra yeni bir jeton atılana kadar kol kilitlenir. Bu sistemde kilitli ve kilitsiz olmak üzere iki adet durum (state) bulunmaktadır. Ayrıca jeton atılması ve kolun itilmesi olmak üzere iki adet tetikleyici olay bulunmaktadır. Şekil 5.1’de kapı turnikesinin durum diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 5.1 Kapı turnikesi durum diyagramı



Diyagram üzerinde görüldüğü üzere kapının kilidinin açılması için jeton atılması gerekmektedir. Jeton atıldıktan sonra ise kolun itilmesi gerekmektedir. Bu iki durum sistemin tetikleyici olaylarıdır. Bu iki olay tetiklendiğinde sistem durum (state) değiştirmektedir. Kapı kilitli iken kolun itilmesi ve kapı açık iken jeton atılması durumları değiştirme kabiliyetine sahip değildir. Bu durumlar da diyagram üzerinde görülebilmektedir. Çizelge 5.1’de kapı turnikesinin Durum-Olay Çizelgesi (State-Event Table) gösterilmektedir.

Çizelge 5.1 Durum-Olay çizelgesi

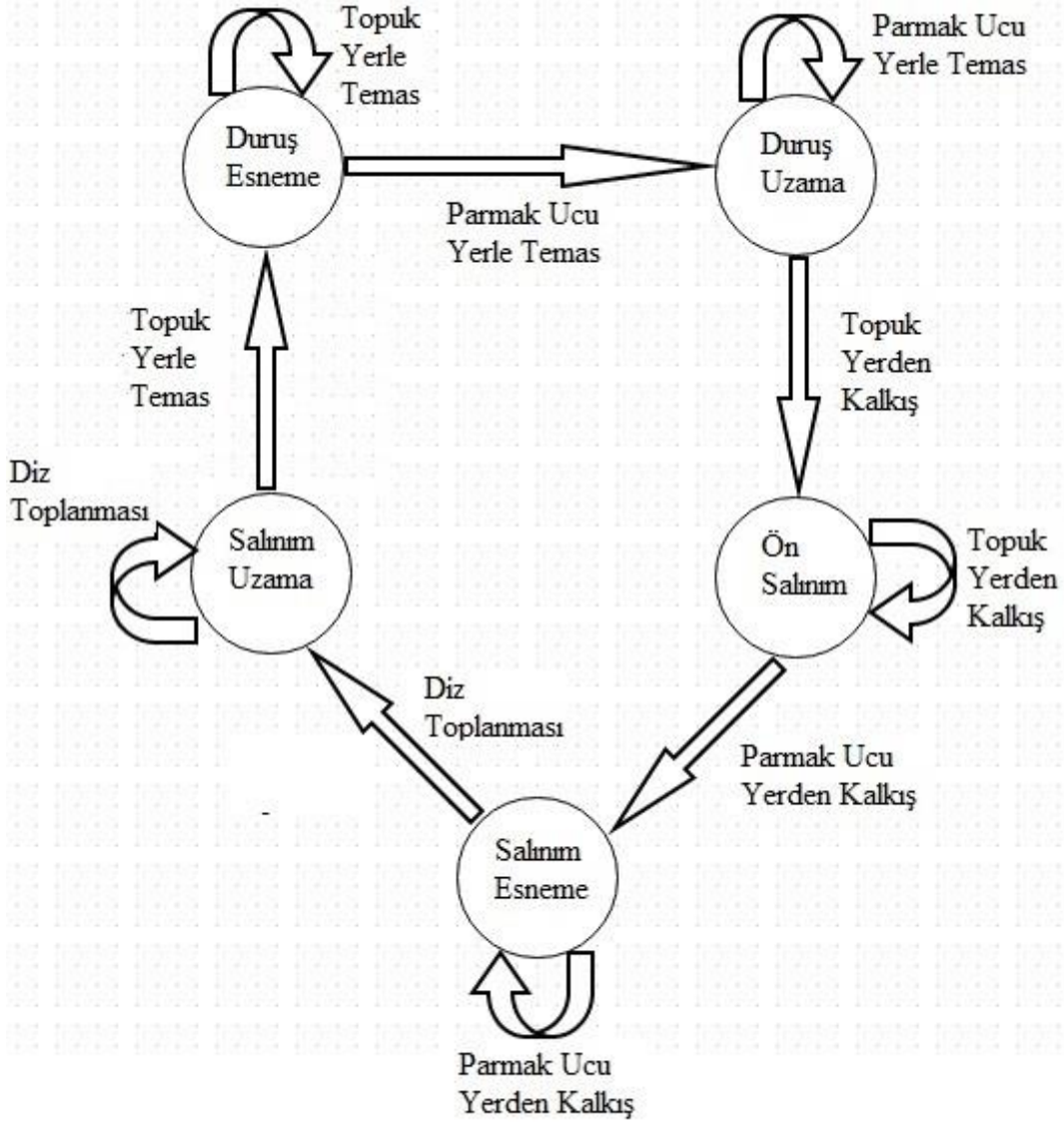
Anlık Durum	Giriş	Sonraki Durum
Kilitli	Jeton Atılması	Kilit Açık
Kilitli	Kolun İtilmesi	Kilitli
Kilit Açık	Jeton Atılması	Kilit Açık
Kilit Açık	Kolun İtilmesi	Kilitli

Bu bölüm “Sonlu Durum Denetimi” ile protez denetiminin gerçekleştirilmesine temel teşkil etmesi amacıyla paylaşılmıştır ve bir sonraki aşamada protezin içerisindeki pnömomatik silindirin adım motorunun evre değişimine göre denetimi etraflıca anlatılmıştır.

## 5.2. Sonlu Durum Makinası ile Protez Diz Eklemi Denetimi

Elektronik denetimli protezlerin yürüyüşe dinamik olarak uyumlandırılması, içerisindeki sönümlendiricinin sertlik seviyesinin dinamik olarak yürüyüşün hızlarına ve evrelere göre değiştirilmesi ile sağlanır. Bu bağlamda yürüyüş hareketinin bir çevrimi farklı evrelere bölünmektedir. Bu evre bölümlenmesi normalize edilmiş jiroskop verileri üzerinden iki evreye bölümlenme, üç evreye bölümlenme ve beş evreye bölümlenme şeklinde gerçekleştirilmektedir. Bir önceki bölümde kapı turnikesinde bahsedilen kilitli olma durumları protez denetiminde yürüyüşün farklı evreleri ile betimlenmektedir. Yani Sonlu Durum Yöntemi ile protez denetiminde her bir kestirilen evre bir durum olarak kabul edilmektedir. Evreler arası geçişin bazı önceden belirlenen koşulları ise tetikleyici olay olarak kabul edilmektedir. Bu tetikleyici şartlar dizisi belirlenirken ilk olarak jiroskoptan toplanmış ve normalize edilmiş duyurga verileri ardından bu verilerin türevlenmesi ile elde edilmiş jiroskop verileri kullanılmaktadır. Elde edilen bu veriler bir eşik değeri fonksiyonu çerçevesinde incelenir ve önceden tanımlanmış şart gerçekleştiğinde bir evreden diğer evreye geçildiği kabul edilmiştir. Eğer belirli durumların yani evrelerin atlanması

durumunda veya beklenmeyen bir evrenin geldiğinin tespit edilmesi durumunda algoritma bir önceki durumunu korumuştur. Bu çalışma kapsamında yürüyüş Duruş Esneme, Duruş Uzama, Ön Salınım, Salınım Esneme ve Salınım Uzama olarak evrelere (durumlara) bölünmüştür. Şekil 5.2’de pnömötik silindirli protezin sonlu durum diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 5.2 Protez diz eklemi sonlu durum diyagramı [7]

Evreler arası yani durumlar arası geçiş, diyagram üzerinde görüldüğü gibi yürüyüş içerisinde bir şartın sağlanması yani tetikleyici olayın gerçekleşmesine bağlıdır. Örnek olarak verilecek olursa Ön Salınım (ÖS) evresinden, Salınım Esneme (SE) evresine geçiş için ayak parmak ucunun yerden kalkışının gerçekleşmesi gerekmektedir. Ardından

Salınım Esneme (SE) evresinden Salınım Uzama (SU) evresine geçilebilmesi için dizin toplanmaya başlaması gerekmektedir. Bu gerek şartlar ise baldıra yerleştirilmiş bir adet jiroskopun sağladığı nicemlenmiş veriler ve nicemlenmiş verilerin türevlerinden belirlenmektedir. Çizelge 5.2’de protez diz eklemine Sonlu Durum Denetimi’nin Durum-Olay Çizelgesi gösterilmektedir.

Çizelge 5.2 Protez diz eklemi durum-olay çizelgesi

	<b>Tetikleyici Olaylar</b>				
<b>Evre (Durum)</b>	<b>PUYK</b>	<b>DT</b>	<b>TYT</b>	<b>PUYT</b>	<b>TYK</b>
Ön Salınım (ÖS)	SE	ÖS	ÖS	ÖS	ÖS
Salınım Esneme (SE)	SE	SU	SE	SE	SE
Salınım Uzama (SU)	SU	SU	DE	SU	SU
Duruş Esneme (DE)	DE	DE	DE	DU	DE
Duruş Uzama (DU)	DU	DU	DU	DU	ÖS

Durum-Olay Çizelgesi’nden görüleceği üzere geliştirilen evre kestirim algoritmasının bir sonraki evreyi tespit edebilmesi için belirli bir şartın sağlanması gerekmektedir. Bahsedilen bu şartlar gerçekleşmediğinde veya aynı tetikleyici olay art arda geldiğinde algoritma bulunduğu evreyi korumaktadır. Tetikleyici olaylar veya durum gerçekleşme şartları Parmak Ucu Yerden Kalkış (PUYK), Diz Toplanması (DT), Topuk Yere Temas (TYT), Parmak Ucu Yere Temas (PUYT) ve Topuk Yerden Kalkış (TYK) olarak durum-olay çizelgesinde özetlenmektedir.

### **5.3. Birinci Denek için İki, Üç ve Beş Evreli Durum Denetimi**

Tezin bir önceki bölümünde belirlenen sertlik seviyeleri bu bölümde yapılacak çalışmalarda kullanılmıştır. Yürüyüş ilk olarak iki evreye bölünmüş ve Sonlu Durum Yapısı ile denetim sağlanmıştır. Daha sonra yürüyüş üç ve beş farklı evreye bölünerek yine aynı yapı ile denetim sonuçları incelenmiştir.

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 bağlamda her denek için özel olarak belirlenen sertlik seviyeleri kullanılmaktadır. Üç evreli yürüyüş denetiminde

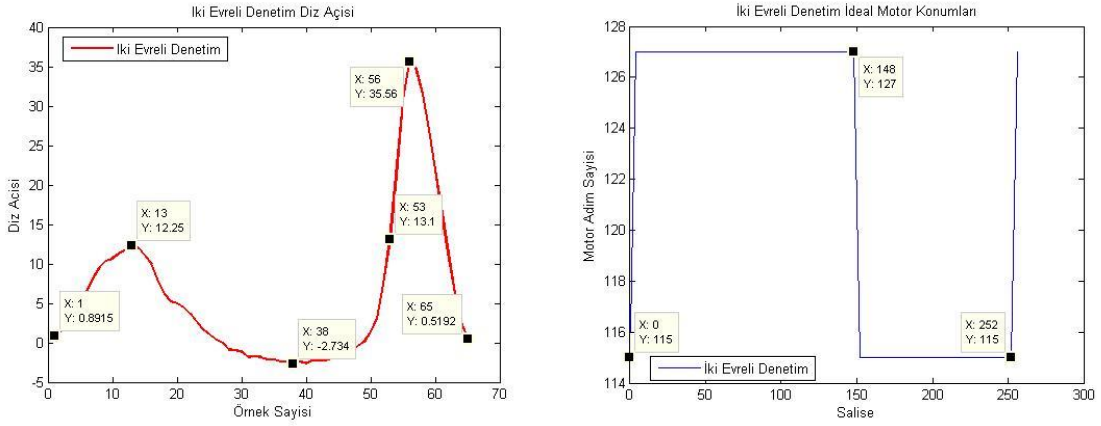
ise iki evreli denetime göre fazladan ön salınım evresinin de denetimi gerçekleştirilmektedir. Bunun için ise ön salınım evresinde dizin en rahat bükülmesi için silindir tamamen boşa alınmıştır dolayısı ile en kolay bükülebilir durumdadır. Beş evreli yürüyüş çevrimlerinde, yürüyüş çevrimi ayrıntılı bir 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 [31]. Çizelge 5.3'te sunum yükünü azaltmak için sadece birinci deneğin 1 km/saat hızda iki evreli denetim, üç evreli denetim ve beş evreli denetim için gerekli adım motoru konumları paylaşılmıştır.

Çizelge 5.3 Birinci Denek için 2, 3 ve 5 Evreli Denetimde Evrelere Göre Motor Konumları

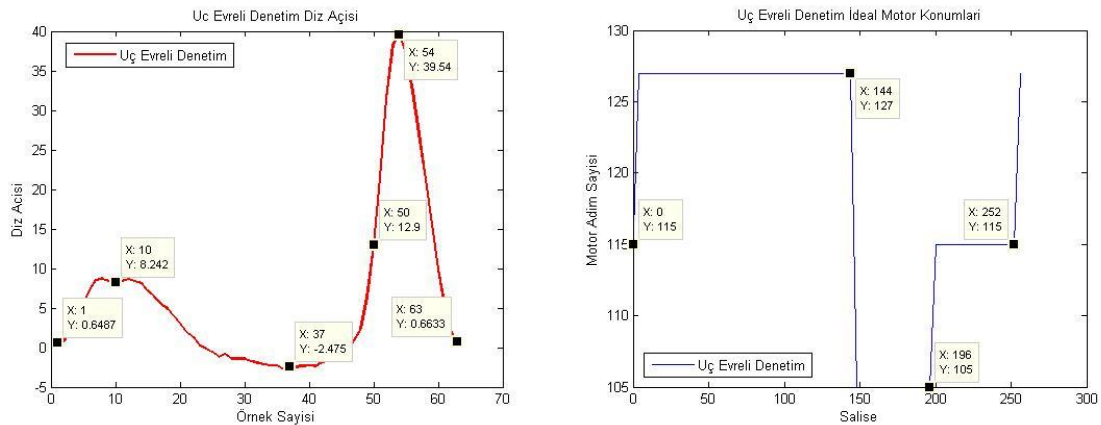
<b>Denek</b>	<b>Yürüyüş</b>	<b>Evre</b>	<b>Motor Konumu (Adım Sayısı)</b>
1.Denek	2 Evreli	Duruş	127
		Salınım	115
	3 Evreli	Duruş	127
		Ön Salınım	105
		Salınım	115
	5 Evreli	Duruş Esneme	115
		Duruş Uzama	127
		Ön Salınım	105
		Salınım Esneme	115
		Salınım Uzama	105

### 5.3.1. Motor Tepki Süresinin Denetime Etkisi

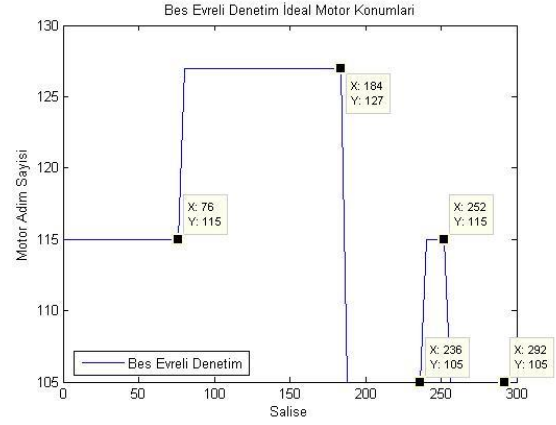
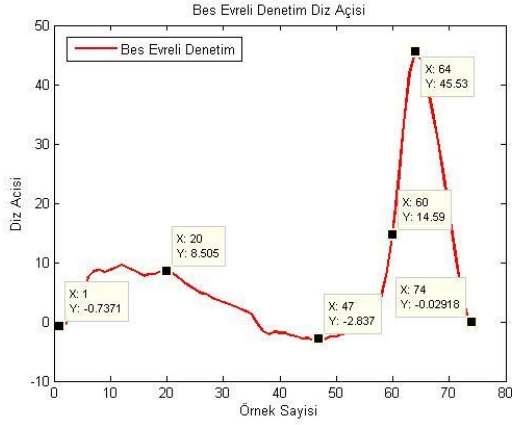
Çizelge 5.3'ten görülebileceği üzere motorun çalışma sınırları en serbest için 0 yerine 105, en sert için 132 yerine 127 olarak alınmıştır. Motorun limitlerine göre çalışma alanının belirlenmesi motorun tepki süresinin çalışmaya olan etkisini minimuma indirmek içindir. Eğer motorun silindiri tamamen boş bırakması için motor, “0” adım sayısına kadar tur attırılırsa, ardından gelen evreye göre sertliği ayarlamaya dönüş hızı yeterli olmamaktadır. Aynı mantık çerçevesinde en sert duruma gelmesi içinde 132 adım sayısı yerine 127 adım sayısı kullanılarak motorun fazladan 5 tur atması engellenmiştir. Motorların tepki süreleri kestirilen evrelerin hızına yetişebilseydi ve kullanılan duyargalar hiçbir evreyi kaçırmadan kestirebilseydi olması gereken motor adım konumları Şekil 5.3, Şekil 5.4 ve Şekil 5.5’de sırasıyla iki evreli denetim, üç evreli denetim ve beş evreli denetim için gösterilmektedir.



Şekil 5.3 İki evreli denetim olması gereken motor konumları

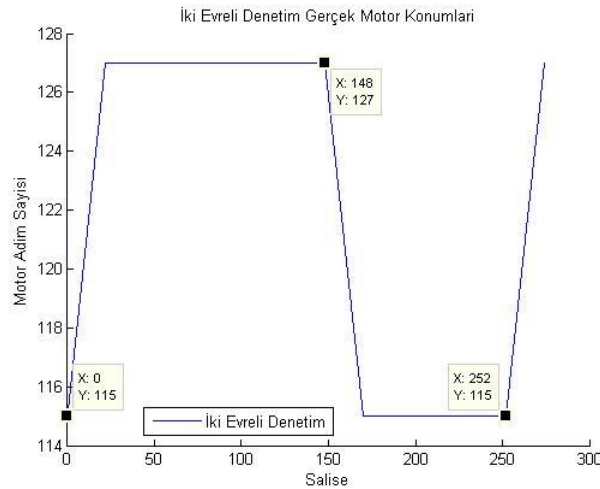


Şekil 5.4 Üç evreli denetim olması gereken motor konumları

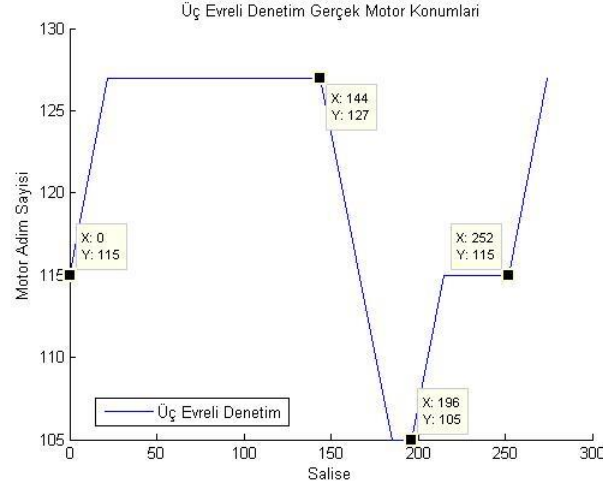


Şekil 5.5 Beş evreli denetim olması gereken motor konumları

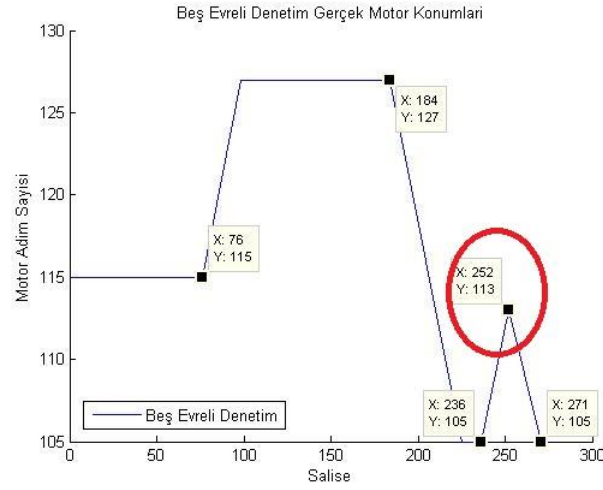
Motorların tepki sürelerinin ve kaçırılan evrelerin denetime olan olumsuz etkisini belirleyebilmek için üç farklı denetimde gerçek zamanlı olarak motor konumları deney seti üzerindeki ekran üzerinden belirlenmiştir. Ayrıca silindirin en dolu konumdan en boş konuma geçmesi için geçen süre 2 saniye 40 salise olarak kayıt edilmiştir. 132 adımı bu sürede alan bir adım motorunun, bir adım atma süresi ise yaklaşık 182 salise olarak hesaplanabilir. Kameranın teknik özelliklerine bakılacak olursa saniyede 25 çerçeve alabilme özelliğine sahiptir ve grafiklerde gösterilen iki örnek arası geçen süre 4 salise olarak hesaplanmaktadır. Kaydedilen bu motor adım sayıları hangi denetim yönteminin pnömatik silindirli protez üzerinde daha etkin olduğunun belirlenebilmesi açısından önem arz etmektedir. Şekil 5.6, Şekil 5.7 ve Şekil 5.8’de sırasıyla iki evreli denetim, üç evreli denetim ve beş evreli denetim için tespit edilen gerçek motor adım sayıları gösterilmektedir.



Şekil 5.6 İki evreli denetim gerçek zamanlı motor konumları



Şekil 5.7 Üç evreli denetim gerçek zamanlı motor konumları



Şekil 5.8 Beş evreli denetim gerçek zamanlı motor konumları

Görüldüğü üzere beş evreli denetimde motor kestirilen evrelerin hızına yetişememiştir. İdeal şartlar altında 252. salisede motor adım sayısı 115 olması gerekirken 113 olarak bulunmuştur ve sırasal hatalı denetimler meydana gelmiştir. Bu durum Şekil 5.8’de kırmızı daire içerisinde gösterilmektedir.

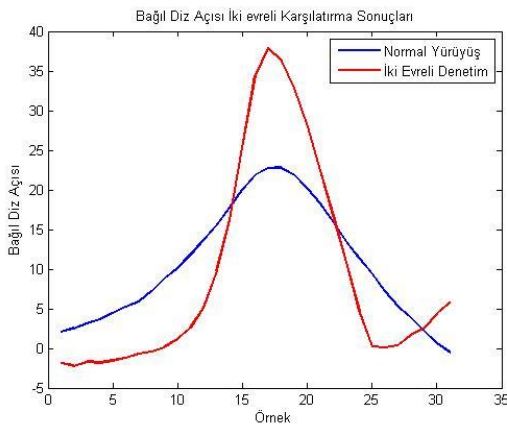
Denetim yöntemleri içerisinde bir performans çözümlemesi yapabilmek için bu çözümleme sonuçlarının yanında denetimli protezli yürüyüşteki diz açısı sonuçları ve doğal yürüyüşten elde edilen diz açısı sonuçları Ortalama Mutlak Hata (OMH) cinsinden bir sonraki bölüm de paylaşılmıştır.

#### 5.4. Pnömatik Silindirli Protezde Sonlu Durum Denetimi Çözümleme Sonuçları

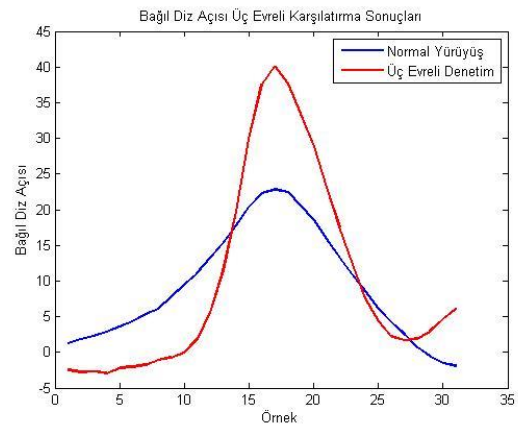
Sonlu durum denetimi ile protezde evre denetimi için yukarıda anlatılan kuramsal bilgiler ışığında mikrodenetleyici tabanlı bir yordam geliştirilmiştir. Bu yordam ilk olarak protezli yürüyüşte bir yürüyüş çevrimini beş evreye böler ve elde edilen her bir evre için protez içerisinde bulunan silindirin sertlik seviyesini ayarlar. Bu bağlamda bazı evrelerde silindirin sönümlendirme seviyelerinin kişiye özgü olarak belirlenmiş olması gerekmektedir. Bu kişiye özgü silindir sertlik seviyelerinin bulunması için yapılan çalışmalar ve bu çalışmaların sonuçları kapsamlı bir şekilde bir önceki bölümde ele alınmıştır. Geliştirilen yordamın performansına bakabilmek için yine bir önceki bölümde fiziksel özellikleri verilen denekler kullanılmıştır.

##### 5.4.1. Deneklerde Denetim Performansının Karşılaştırılması

Denekler üzerinde sonlu durum denetimi 1 km/saat hız ile yapılan yürüyüş deneylerinde gerçekleştirilmiş ve çözümleme sonuçları bu hız için paylaşılmıştır. Yine protezli yürüyüşün doğal yürüyüşe olan yakınlığını ölçebilmek adına diz açısı verisi kullanılacaktır. İlk olarak protezli yürüyüş verilerinin ve doğal yürüyüş verilerinin bir çevrimi ele alınacaktır, daha sonra alınan bu aralıktaki farklı yürüyüş tiplerinin aşağı örnekleme veya yukarı örnekleme sonucu eş örnek diz açısı verileri elde edilecektir. Bir çevrimden elde edilen normal yürüyüş-iki evreli denetim, normal yürüyüş-üç evreli denetim, normal yürüyüş-beş evreli denetim farkları Ortalama Mutlak Hata (OMH) cinsinden çizelge gösterimi ile paylaşılmıştır. Sunum yükünü azaltmak için sadece birinci denek ile yapılan protezsiz yürüyüş ile sırasıyla iki evreli denetim, üç evreli denetim ve beş evreli denetim protezli yürüyüş bağıl diz açısı verileri Şekil 5.9'da gösterilmektedir.

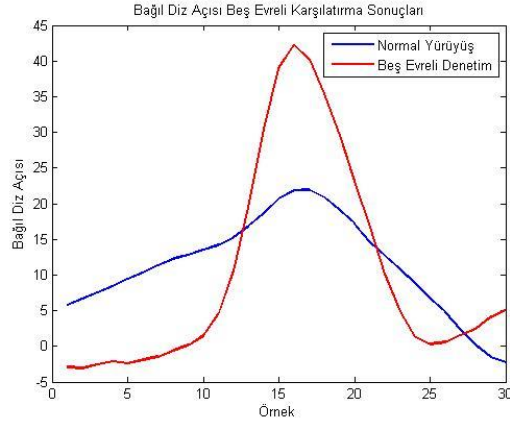


a)



b)





c)

Şekil 5.9 a) Doğal yürüyüş ile iki evreli denetim b) üç evreli denetim c) beş evreli denetim

Bu sonuçlar yine yürüyüşün kararlı durumunda alınmış bir çevriminde bahsedilen örnek sayısı eşitleme, kaydırma ve filtreleme işlemleri yapılması ile 30 örnek için gösterilmektedir. Yine bir önceki bölümde yapılan ve yürüyüş çözümlerinde belirleyici özelliğe sahip adım sürelerinin ortalamaları her bir denek için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Yürüyüş kinematik çözümlerinde türetilen diz açısı verisi kaynaklarda birçok durumda performans kriteri olarak kullanılabilir. Bu istatistiksel sonuçlar, protezli yürüyüşte kişinin normal yürüyüşe ne denli yaklaştığının tespit edilmesinde bir fikir vermesi açısından önemlidir. Ayrıca bir yürüyüş boyunca bulunan adım sayılarının ortalamaları, protezli ve normal yürüyüşte protez kullanıcısının güvenliğini de belirlemektedir. Çünkü kullanıcı protezli yürüyüşte kendini güvende hissetmediği anlarda adım süresini kısaltarak düşmekten korunma eğilimindedir. Çizelge 5.4'te beş farklı denek için 1 km/saat hızda Ortalama Mutlak Hata cinsinden bir çevrimde doğal yürüyüş verileri ile sırasıyla iki evreli denetimli, üç evreli denetimli, beş evreli denetimli protezli yürüyüş verileri karşılaştırma sonuçları gösterilmektedir. Çizelge 5.5'te ise yine beş farklı denek için 1 km/saat hızda iki evreli denetim, üç evreli denetim, beş evreli denetimden elde edilen adım süre ortalamaları örnek sayısı cinsinden gösterilmektedir. Belirlenen en iyi denetim sonuçları her bir kişi için koyu renk ile gösterilmiştir.

Çizelge 5.4 Beş farklı denek için yürüyüş çözümlene sonuçları (OMH)

	Normal Yürüyüş- İki Evreli Denetim	Normal Yürüyüş- Üç Evreli Denetim	Normal Yürüyüş- Beş Evreli Denetim
<b>1. Denek</b>	6.6256	<b>5.7140</b>	8.0534
<b>2. Denek</b>	<b>1.7112</b>	4.0435	4.1405
<b>3. Denek</b>	<b>3.0060</b>	3.7394	4.0519
<b>4. Denek</b>	<b>3.1546</b>	4.4151	3.5832
<b>5. Denek</b>	<b>2.6373</b>	4.6690	7.8633

Çizelge 5.5 Beş farklı denek için farklı denetim yöntemlerinde adım sürelerinin ortalamaları (Örnek Sayısı)

	Normal Yürüyüş	İki Evreli Denetim	Üç Evreli Denetim	Beş Evreli Denetim
<b>1. Denek</b>	67.7500	62.5833	64.4545	62.5833
<b>2. Denek</b>	55.8330	66.2717	56.8462	71.0000
<b>3. Denek</b>	54.6000	43.9412	48.9333	46.7500
<b>4. Denek</b>	53.3333	57.9167	59.8333	59.7500
<b>5. Denek</b>	51.6667	64.8182	65.6364	62.3636

#### 5.4.2. Karşılaştırma Sonuçlarının İncelenmesi

Bu çözümlenmeler sonucu bazı önemli çıkarımlar yapılmıştır. İlk olarak bir önceki bölüm sonuçları da ele alındığında her bir denek için beş farklı denetim durumundan (silindir boşa, silindir sabit sertlikte, iki evreli denetim, üç evreli denetim ve beş evreli denetim) her zaman için silindirin boşa olduğu yürüyüş verisi en fazla Ortalama Mutlak Hata değerine sahiptir. Diğer bir çıkarım ise denetim yöntemleri kendi arasında incelendiğinde beş evreli denetim yönteminin dördüncü denek harici hiçbir denekte en iyi yöntem olarak öne çıkmamasıdır. Hangi kişi için hangi denetim yönteminin uygun olduğu konusunda tam anlamıyla kesin bir yargıya ulaşılması zor olsa da genel bir kanıya çözümlene sonuçları ile ulaşılabilir. Birinci denek hariç diğer dört denek üç farklı yöntem ile yürütüldüğünde ve çözümlenmeler yapıldığında birinci denek harici dördünde en başarılı olarak iki evreli denetimde yürüdüğü görülmektedir. Birinci denekte en iyi denetimin üç evrelide çıkması bu deneğin proteze adaptasyonun çok yüksek olmasındandır. Protezi yeni takan ve kısa bir adaptasyon süreci geçiren kişilerde en başarılı yürüyüş bu tez kapsamında

iki evreli denetim ile gerçekleştirilmiştir. İdeal şartlar altında sonlu durum denetim ile protez denetiminde yürüyüşün bir çevrimi ne kadar evreye bölünebilirse ve her bir evreye ne kadar uygun sertlikler atanırsa yürüyüşün başarımının doğru orantılı olarak artması beklenir ne yazık ki üretilen adım motorlarının komutlara tepki sürelerinin uzun olması, evrelere göre motor konumlarının hassas ayarlanamamasına neden olmaktadır.

### **5.5. Magnetoreolojik (MR) Silindirli Protezde Sonlu Durum Denetimi Çözümleme Sonuçları ve Pnömatik Silindir ile Karşılaştırılması**

Tezin bu bölümünde Sadeghimorad ile ortak yürütülen, magnetoreolojik silindirli protez ile pnömatik silindirli protezin başarımları için yapılan çalışmalar paylaşılmıştır. Ancak bu bölümde paylaşılan sonuçlar beşinci bölümde sertlik seviyeleri verilen denekler değildir. Sadeghimorad'ın tezinde paylaşılan beş farklı denek sonuçları bu bölümde paylaşılmıştır. Çizelge 5.6'da bahsedilen beş deneğin bazı ayırt edici özellikleri gösterilmektedir.

Çizelge 5.6 Deneklerin ayırt edici özellikleri [31][42]

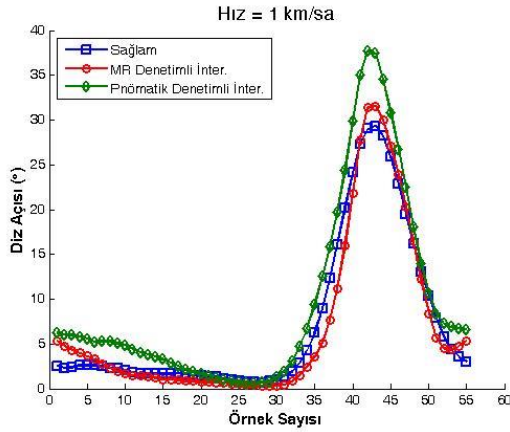
<b>Denek Numarası</b>	<b>Cinsiyet</b>	<b>Boy (cm)</b>	<b>Kilo (kg)</b>
1.Denek	Erkek	176	80
2.Denek	Erkek	180	85
3.Denek	Kadın	165	60
4.Denek	Kadın	162	54
5.Denek	Erkek	167	63

Pnömatik silindirli protez ile yürütülen çalışmalarda gerçekleştirilen kişiye özgü sertlik seviyelerinin belirlenmesi çalışmaları motor adım sayıları belirlenerek yapılırken, magnetoreolojik silindirli protezde silindirin sertliğini ayarlamak için akım seviyelerinin ayarlanması gerekmektedir. Magnetoreolojik silindirin iç yapısı, çalışma prensibi ve akım sürücü devresi teknik özellikleri hakkında detaylı bilgiler Sadeghimorad'ın yüksek lisans tezinde verilmektedir [31]. Daha sonra MR ve pnömatik silindirli protezlerin farklı hızlardaki silindir sertlikleri belirlenmiş ve gerçekleşen yürüyüşlerde başarımları incelenmiştir. Yüksek hızlarla yapılan deneylerde deneklerin sağlığı ön planda tutularak sadece deneyimli denekten faydalanılmıştır. Farklı hızlarda yapılan yürüyüşler sonucunda, her hız için özel olarak sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Çizelge 5.7'de, farklı hızlarda MR ve pnömatik silindirli protezler için belirlenen sertlik seviyeleri gösterilmiştir.

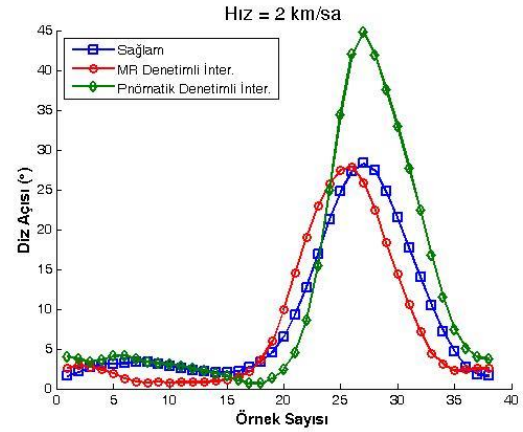
Çizelge 5.7 Denek 1 için MR silindir akım Değerleri ve pnömatik silindir motor adım sayısı değerleri [31][42]

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

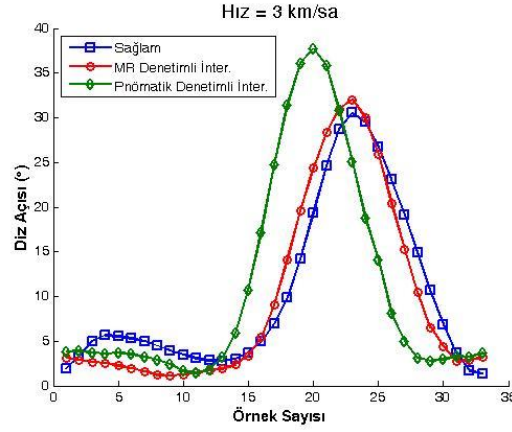
İki farklı protezin başarımlarını daha güvenilir şekilde karşılaştırabilmek için iki silindire Sonlu Durum Denetimi beş evre için uygulanmıştır ve diz açısı verileri doğal yürüyüş ile karşılaştırılmıştır. Denek 1'in yürüyüş tecrübesi fazla olduğu için gerçekleştirilen çalışmalardan daha hassas sonuçlar elde edebilmek için çözümler 1 km/saat, 2 km/saat ve 3 km/saat hızlarda gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.10'da bu üç farklı hız için doğal yürüyüş, pnömatik silindirli protezli yürüyüş ve magnetoreolojik silindirli yürüyüşün diz açısı verisi karşılaştırma sonuçları gösterilmektedir.



a)



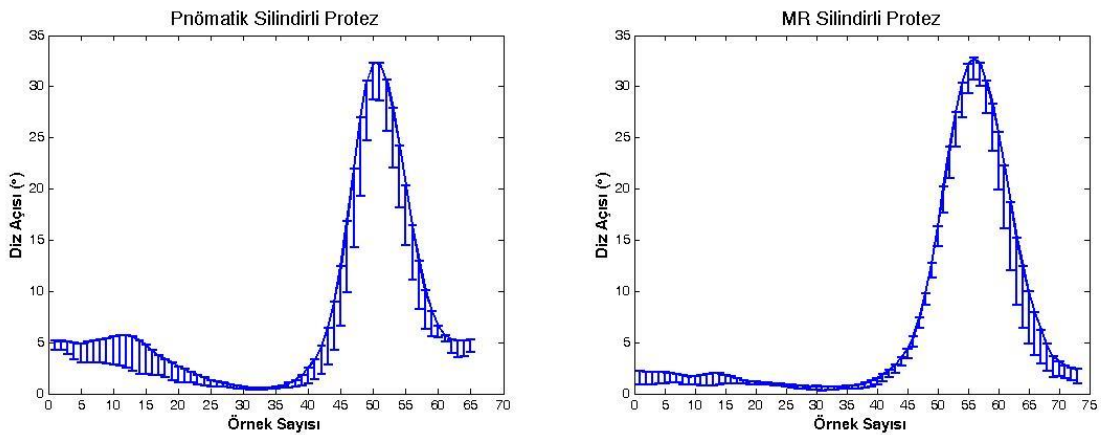
b)



c)

Şekil 5.10 Pnömatik ve MR silindir karşılaştırması a) 1 km/saat hızda b) 2 km/saat hızda c) 3 km/saat hızda [31][42]

Yürüyüşlerin morfolojik olarak normal yürüyüşe benzerlikleri incelenmiş ve hata değerleri hesaplanmıştır. Daha iyi bir inceleme için şekillerden alınan veriler ve hata değerleri Çizelge 5.8’de bir arada verilmiştir. 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 5.11’de gerçekleşen yürüyüşlerin ortalamaları ve ortalamaya göre veri değerlerinin değişimi gösterilmiştir.



Şekil 5.11 MR ve Pnömatik silindirli protezle gerçekleştirilen yürüyüşlerin ortalamaları ve ortalamaya göre sapmaları [31][42]

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, pnömatrik silindire nazaran morfolojik olarak normal yürüyüşe daha çok benzedikleri görülmektedir.

Çizelge 5.8 Denek 1'in farklı hızlarda denetimli MR ve pnömatrik silindirli protezle yaptığı yürüyüş çevrimlerinin sonuçları [31][42]

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

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

## 6. SONUÇLAR

Bu tez kapsamında ilk olarak yürüyüş hareketi ve yürüyüşün evreleri kapsamlı bir şekilde ele alınmıştır. Kaynaklarda yürüyüşü iki evrede, beş evrede veya sekiz evrede inceleyen çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında yürüyüş çevrimi beş evreye bölünmüş ve protez denetim algoritmaları bu beş evreye göre geliştirilmiştir. Bu kabule göre yürüyüş için duruş esneme (DE), duruş uzama (DU), ön salınım (ÖS), salınım esneme (SE) ve salınım uzama (SU) olmak üzere beş evre tanımlanmıştır. Bu evrelerin oluşması için gerekli şartların iyi anlaşılabilmesi, diz üstü protezlerde protezin denetimi için önem teşkil etmektedir. Yürüyüşün periyodik yapısı protez denetiminde bazı kolaylıklar sağlamasına karşın yürüyüşün doğrusal olmayan yapısı protez denetiminde çeşitli kısıtlar getirmektedir. Elektronik diz protezi tasarımının başarımı, protez kullanıcısının yürüyüşünü doğal yürüyüşe yaklaştırdığı ölçüde artmaktadır. Bu durumda, “doğal yürüyüş” ün kinematik veya kinetik ölçümlerinin yapılabildiği verilerin ayrıntılı bir biomekanik inceleme işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Yürüyüşün bahsedilen kinetik veya kinematik ölçümlerin yapılabilmesi için hareketin kamera veya duyargalar ile ölçümlerinin yapılması gerekmektedir. Oluşturulması gereken bu hareket inceleme sistemleri sayesinde yürüyüşün açı bilgileri, açısal hız bilgileri veya açısal ivme bilgileri gibi çeşitli kinematik verileri protezli kullanıcının yürüyüşünün doğal yürüyüşe ne denli yakınlaştığını gösterir. Bu bağlamda görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri ve duyarga tabanlı ölçüm düzenekleri bu tez kapsamında hareket ölçüm düzenekleri olarak kullanılmıştır. Görüntü tabanlı ölçüm düzenekleri ve duyarga tabanlı ölçüm düzenekleri birbiri ile kıyaslandığında bu sistemlerin hesaplama doğruluğu, hesaplama hassasiyeti, ölçümleme (kalibrasyon) zorluğu, sistemin çalışma alanı, maliyet vb. gibi çeşitli getiri ve götürüleri mevcuttur. Protezli yürüyüşün performans çözümlerini gerçekleştirebilmek için daha önceden Hacettepe Üniversitesi Biyomedikal Laboratuvarı bünyesinde oluşturulan duyarga tabanlı ölçüm düzeneği ve görüntü tabanlı ölçüm düzeneği ile yürüyüş testleri gerçekleştirilebilmektedir. Bu çalışma çerçevesinde ölçüm ve test sistemlerinde gözden geçirme ve iyileştirme çalışmaları yürütülmüştür. İlk olarak normal beyaz işaretçiler kullanılarak işaretçi merkezi tespiti yerine artık yansıtıcı yüzeyli işaretçiler görüntü tabanlı ölçüm düzeneği için kullanılmıştır ve çözümlemelere olan olumlu etkisi belirtilmiştir. Görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinden alınan verilerin duyarga tabanlı ölçüm düzeneğinden alınan verilere dayanak olarak kullanılması nedeni ile kurulan bu görüntü tabanlı sistemin güvenilirliğini ölçmek ve arttırmak adına kalibrasyon çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla kamera

kalibrasyonu, iç kalibrasyon parametrelerinin belirlenmesi ve kamera konumunun ve ölçüm hatasının tespiti adında iki başlıkta incelenmiştir. Kaynaklarda kamera iç parametre kalibrasyonu için üç farklı yöntem önerilmiştir, bu tez kapsamında iki boyutlu düzlem tabanlı kalibrasyon tekniği kullanılarak görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinde kullanılan sayısal kameranın iç parametre kalibrasyonu gerçekleştirilmiştir, çözümleme sonuçlarında radyal bozulma ve lens bozulma parametreleri gibi bazı önemli değerler çizelge gösterimi ile paylaşılmıştır. Akdoğan'ın bir araya getirdiği görüntü tabanlı ölçüm düzeneğinin doğruluğunu ve kullanılan sayısal kameranın konumlandırma performansının değerlendirilmesi için bir ölçüm düzeneği tasarlanmıştır. Siyah arka plan üzerinde 2 cm çapında bir masa tenisi topunun sarkaç hareketi yapması ile meydana gelen açının tespiti ve gerçek değeriyle kıyaslanması prensibi ile bu ölçüm gerçekleştirilmektedir. Bu amaçla 85 cm x 60 cm boyutunda siyah bir arka zemin oluşturulmuştur. Bu siyah arka zemin üzerine 30 derecelik açı değeri işaretlenmiştir. Sarkaç hareketinin başlangıç noktasına top ile aynı yarıçapa sahip bir beyaz işaretleyici yerleştirilmiştir. Sarkaç hareketi yaklaşık 10 saniye boyunca siyah yüzey zeminine yapışık şekilde gerçekleştirilmiştir ve bu hareketin video görüntüsü Matlab çözümleme yazılımı ile işlenmiştir. Gerçek açı derecesi ile sistem tarafından tespit edilen açı derecesi arasındaki fark kameranın saniyede aldığı çerçeve sayısının düşük olmasından ve kameranın iç bozulma parametrelerinin olması gerekenden yüksek olmasındandır.

Görüntü tabanlı ölçüm düzeneği ile veri çözümlemesi yapabilmek için gerçekleştirilmesi gereken ilk aşama yürüyüşün belirli bir aralıkta kayıt altına alınması ve çözümleme yapabilmek için saklanmasıdır. Bu aşamada yürüyüş video çerçevelerinin boyutunun çözümleme esnasında bir kısıt oluşturduğu gözlemlenmiş ve bu problemi gidermek için çeşitli çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Akdoğan tarafından bir araya getirilen sistemde sayısal kamera ile alınan görüntü çerçeveleri kullanılan bilgisayarın hafızasına kayıt edilmektedir ve hafızanın kısa sürede dolması yürüyüşün en fazla 20 saniye görüntüsünün alınabilmesine olanak vermektedir. Hafızaya kayıt tipi seçilmesinin çeşitli kısıtlar ortaya çıkardığı Akdoğan, Tileylıoğlu ve Sadeghimorad'ın çalışmasında göze çarpmaktadır [3][20][31]. Bu hafıza kısıtı protezli yürüyüş veya normal yürüyüş çözümleme çalışmalarında çözümlemeyi yapan kişi için sonuçları anlamlandırma aşamasında yeterli performansı sağlayamamaktadır. Bu nedenle görüntü kazanım aşamasında farklı bir bakış açısı ile yeni bir yöntem geliştirilmesi gerekmiştir. Öncelikle bu yeni yaklaşımın temelini videonun kayıt işlemini hafıza yerine sabit diske kaydetmek oluşturmaktadır. Kullanılan



bilgisayarın sabit diskinde yer olduğu müddetçe veri kayıt işlemine bir kısıt getirilmemektedir. Veri alma işleminde çeşitli iyileştirmeler yapıldıktan sonra veri çözümlemesi aşamasına geçilmiştir ve bu aşamada alınan video çerçeveleri hareketli görüntülerden alındığı için görüntü bozulmaları, işaretçilerin merkezlerinin kayması, işaretçilerin dairesel yapısının eliptikleşmesi ve bazen görüntüden işaretçinin bulunamaması gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu sorunları halledebilmek üzere çeşitli araştırmalar yapılmış ve her bir çerçeve üzerine filtre işlemine girmeden önce biniştirme işlemi (deinterlacing) yapılması uygun görülmüştür. Kaynaklarda uygulanan üç farklı biniştirme tekniğinden Doğrusal Aradeğerleme Yöntemi'nin daha uygun olduğu belirlenmiştir. Hareketli görüntülerden alınan çerçevelerde meydana gelen bozulmalar biniştirme yöntemi ile düzeltildikten sonra çeşitli sayısal görüntü işleme filtreleri ile veri çözümlemeleri gerçekleştirilmiştir. Görüntü tabanlı ölçüm sisteminden kalça açısı, diz açısı, açısal hız, açısal ivme gibi bazı önemli yürüyüş verileri türetilmiştir. İki farklı hareket ölçüm düzeneği ile sağlıklı denek üzerinden 1 km/saat hızda yürüyüş verileri toplanmış ve iki sistemin performansı incelenmiştir. Bu inceleme, türetilen uyluk açısı verisi üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Elektronik denetimli pnömatik sönmülcendircili protez ve bu protezin çevre birimleri anlatıldıktan sonra bir sonraki aşamada tasarlanan protezin uzun erimli yürüyüş testlerinin yapılabilmesi için tasarlanan kalça benzetimleyicisi ve çevre birimleri tanıtılmıştır. Bu benzetimleyicinin tasarlanma amacı, kullanılan basit denetim mekanizması ve elektromekanik donanım ile insan yürüyüşünün bacak üstü aktivitesinin periyodik yapısını üretebilmektir. Bu mekanizma ile özellikle diz eklemi üzerinden bacağını kaybetmiş kişiler için tasarlanan protezlerin tasarım sonuçları değerlendirilebilecektir [9]. Piyasada bu amaçla kullanılan çeşitli test platformları mevcuttur. Ancak bahsedilen bu test platformlarının maliyetleri, yaklaşık olarak 100,000\$ ve üzerindedir. Bu çalışmamızda üretilen benzetimleyici donanımı ise kullanılacak edilgen veya yarı etkin protezli insan yürüyüşünü, testlerin gerektirdiği ölçüde üretebilen ve materyal yorulma testlerini gerçekleştirilebilen tasarımı ile yaklaşık 10,000 TL maliyetli basit bir alternatif oluşturmaktadır. Kalça benzetimleyicisinin ürettiği yapay yürüyüş hareketinin normal yürüyüşe ne denli yaklaştığının belirlenebilmesi için çeşitli çözümleme çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla normal yürüyüş için insan üzerine yerleştirilen iki farklı ölçüm düzeneğinin elemanları, bu sefer kalça benzetimleyicisi üzerine yerleştirilmiştir. Duyarga tabanlı ölçüm sonuçlarının filtrelene gerekliliği sağlıklı insan yürüyüşünden

alınan verilerde olduğu gibi kalça benzetimleyicisinden alınan veriler üzerinde de bulunmaktadır. Yapılan çözümleme çalışmalarının sonuçları ortalama mutlak hata, maksimum değer, minimum değer ve ortalama değer cinsinden verilmiştir.

Hacettepe Üniversitesi Biyomedikal Laboratuvarı bünyesinde Akdoğan'ın tezi kapsamında üretilen pnömatik silindirli protez üzerinde çeşitli geliştirme ve iyileştirme çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Protez diz eklemi son ürün haline geldiğinde yürüyüşün hızı ve evresine göre denetim mekanizması geliştirileceği için duyargalardan toplanan veriler ile evre kestiriminin ne ölçüde başarılı olacağını yazılım ortamında belirlenmesi önemlidir. Pnömatik silindirin denetimi için baldır üzerine yerleştirilen bir adet jiroskop uygun görülmüş ve yürüyüş hızının evrelerinin ve hızının kestirimi bu duyarga verisi üzerinden gerçekleştirilmiştir [20]. Yürüyüş için kişiye özel silindir sertliklerinin tespiti, yapılacak sonlu durum denetiminde kullanılmak üzere belirlenmiştir.

Deneğin fiziksel özelliklerine göre kalçasından üretebildiği tork kişiden kişiye değişiklik göstereceği için bazı denekler için silindir sertlik seviyelerinin aynı hızda farklı seviyelerde olabileceği öngörülmüştür. Farklı yaş, boy ve kilo özelliklerine sahip beş adet denek seçilmiştir ve bu deneklerin beyanları doğrultusunda ve yapılan çözümleme çalışmaları sonucunda her bir denek için farklı silindir sertlik seviyeleri belirlenmiştir. Protezli yürüyüşte sabit sertlikte denetimin yürüyüşe ne denli katkı sağladığını görmek için ilk olarak deneklerden protezsiz (doğal yürüyüş) verileri, daha sonra protezde hiçbir denetimin olmadığı yani silindirin tamamen boşta olduğu yürüyüş verileri ve en son olarak da önceden belirlenmiş farklı hızlar için farklı sertlik seviyelerinin atandığı ve seviyelerin yürüyüş evreleri ile değişmediği yürüyüş verileri toplanmış ve çözümlenmiştir. Veri toplama işlemi her bir denek için 1 km/saat, 2 km/saat ve 3 km/saat hızlarda üç farklı yürüyüş için gerçekleştirilmiştir. Aynı zaman aralığında sağlıklı bir karşılaştırma yapmak için gerçekleştirilen bu işlemlerin doğruluğunu tartışabilmek adına, bu yürüyüşler için belirleyici bir özelliğe sahip olan adım süresinin uzunluğunun da her bir yürüyüş çeşidi için ayrı ayrı hesaplanması gerekmektedir. Bu bağlamda her bir denek için farklı hızlarda ve farklı yürüyüş modellerinde bulunan adım sayılarının ortalama değerleri beşinci bölüm içerisinde çizelgeler ile istatistiksel olarak sunulmuştur. Ayrıca bir yürüyüş boyunca bulunan adım sayılarının ortalamaları, protezli ve normal yürüyüşte protez kullanıcısının güvenliğini de belirlemektedir çünkü kullanıcı protezli yürüyüşte kendini güvende hissetmediği anlarda adım süresini kısaltarak düşmekten korunma eğilimindedir. Elde

edilen sonuçlar kapsamında adım motorunun konumları, değişen adım miktarı olarak 0 ile 132 arasında verilmiştir.

Bahsedilen bölümde yapılan çözümlene sonuçlarına bakıldığında her bir denek için her bir farklı hızda yapılan yürüyüş testlerinde, silindirde sabit sertlik ile denetim yapıldığında çözümlene sonuçları silindirin boşta olduğu duruma göre her durumda daha iyi çıkmıştır. Çizelgelerde her bir denek için farklı hızlarda verilen çevrim süreleri ortalamaları ise yürüyüşün niteliğini yorumlamak açısından önemlidir. Yürüyüş hızı arttığında art arda gelen çevrimler arası örnek sayısı azalmaktadır. Tam tersi durumda ise yürüyüş hızı azaldıkça adım sürelerinin ortalamaları artmaktadır.

Denetim ile ilgili çalışmalarda yürüyüş iki, üç ve beş farklı evreye bölünerek Sonlu Durum Yapısı ile denetim sağlanmıştır. Adım motorunun evre değişimlerine göre adım sayısını dinamik olarak değiştirmesi gerekmektedir ancak adım motorunun tepki süresi, evre değişim sürelerinin hızına yetişememektedir dolayısıyla beş evreli denetimde bu motor tepki süresi pnömatik silindirde bir kısıt oluşturmaktadır. Denekler üzerinde sonlu durum denetimi deneklerin sağlığı göz önünde bulundurularak 1 km/saat hız ile yapılan yürüyüş deneylerinde gerçekleştirilmiş ve çözümlene sonuçları bu hız için yürüyüşün bir çevriminde 30 örnek olarak paylaşılmıştır. Her bir denek için ayrı ayrı önce normal yürüyüş ile iki evre denetimli protezli yürüyüş, sonra normal yürüyüş ile üç evre denetimli protezli yürüyüş ve en son olarak da normal yürüyüş ile beş evre denetimli protezli yürüyüş diz açısı verisi üzerinden kıyaslanmıştır. Elde edilen diz açısı farkları yürüyüş hareketi boyunca Ortalama Mutlak Hata cinsinden çizelgeleştirilmiştir. Bu aşamadan sonra aynı denek için yürüyüşün çevrim sürelerinin ortalamaları hesaplanmıştır ve sonuçları verilmiştir.

Bu çalışmalar ışığında bazı önemli çıkarımlar yapılmıştır Beş farklı denek ile yapılan beş farklı denetim durumundan (silindir boşta, silindir sabit sertlikte, iki evreli denetim, üç evreli denetim ve beş evreli denetim) her zaman için silindirin boşta olduğu yürüyüş verisi en fazla Ortalama Mutlak Hata değerine sahiptir. Tasarlanan protezde hiçbir denetim mekanizmasının olmaması yani silindirin boşta tutulması aslında protezi yarı etkin sınıftan çıkarır ve edilgen sınıfa dâhil eder. Yarı etkin protezler kullanıcıya edilgen veya hiçbir denetimin olmadığı protezlere nazaran rahatlık sağlamaktadır. Ve yarı etkin protezlerin edilgen protezlere göre olan üstünlüğü bu çözümlene çalışması ile ortaya konulmuştur. Diğer bir çıkarım ise denetim yöntemleri kendi arasında incelendiğinde beş

evreli denetim yönteminin dördüncü denek harici hiçbir denekte en iyi yöntem olarak öne çıkmamasıdır. Hangi kişi için hangi denetim yönteminin uygun olduğu konusunda tam anlamıyla kesin bir yargıya ulaşılması zor olsa da genel bir kanıya çözümleme sonuçları ile ulaşılabilir. Birinci denek hariç diğer dört denek, üç farklı denetim yöntemi ile yürütüldüğünde ve çözümler yapıldığında birinci denek harici dördünde en başarılı olarak iki evreli denetimde yürüdüğü görülmektedir. Birinci denekte en iyi denetimin üç evreli de çıkması bu deneğin proteze adaptasyonun çok yüksek olmasındandır. Protezi yeni takan ve kısa bir adaptasyon süreci geçiren kişilerde en başarılı yürüyüş bu tez kapsamında iki evreli denetim ile gerçekleştirilmiştir. Eğer motor tepki süresi kestirilen evrelere yetişemeyecekse protezi genel olarak salınım evresinde ve duruş evresinde denetlemek kullanıcıya yeterli olabilecektir. İdeal şartlar altında sonlu durum denetim ile protez denetiminde yürüyüşün bir çevrimi ne kadar evreye bölünebilirse ve her bir evreye ne kadar uygun sertlikler atanırsa yürüyüşün başarımının doğru orantılı olarak artması beklenir ne yazık ki üretilen adım motorlarının komutlara tepki sürelerinin uzun olması, evrelere göre motor konumlarının hassas ayarlanamamasına neden olmaktadır. Altıncı bölümün ikinci kısmında ise bu tez kapsamında yapılan pnömatik silindirli protez yürüyüş çözümleri ile Sadeghimorad'ın tezi kapsamında gerçekleştirilen magnetoreolojik silindirli protez yürüyüş çözümlerine sonuçları karşılaştırmalı olarak gösterilmektedir. Bu karşılaştırma yapılırken farklı hızlarda bu protezli yürüyüşlerin doğal yürüyüşe ne denli yaklaşabildikleri temel alınmıştır. Elde edilen sonuçlardan görüleceği üzere, denetimli MR silindirli protezle gerçekleştirilen 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. MR silindirli protezin evre geçişlerine olan hızlı tepki süresi MR silindirli protezleri iki evreden fazla denetimlerde pnömatik silindirli protezlere göre daha avantajlı kılmaktadır.

## KAYNAKLAR

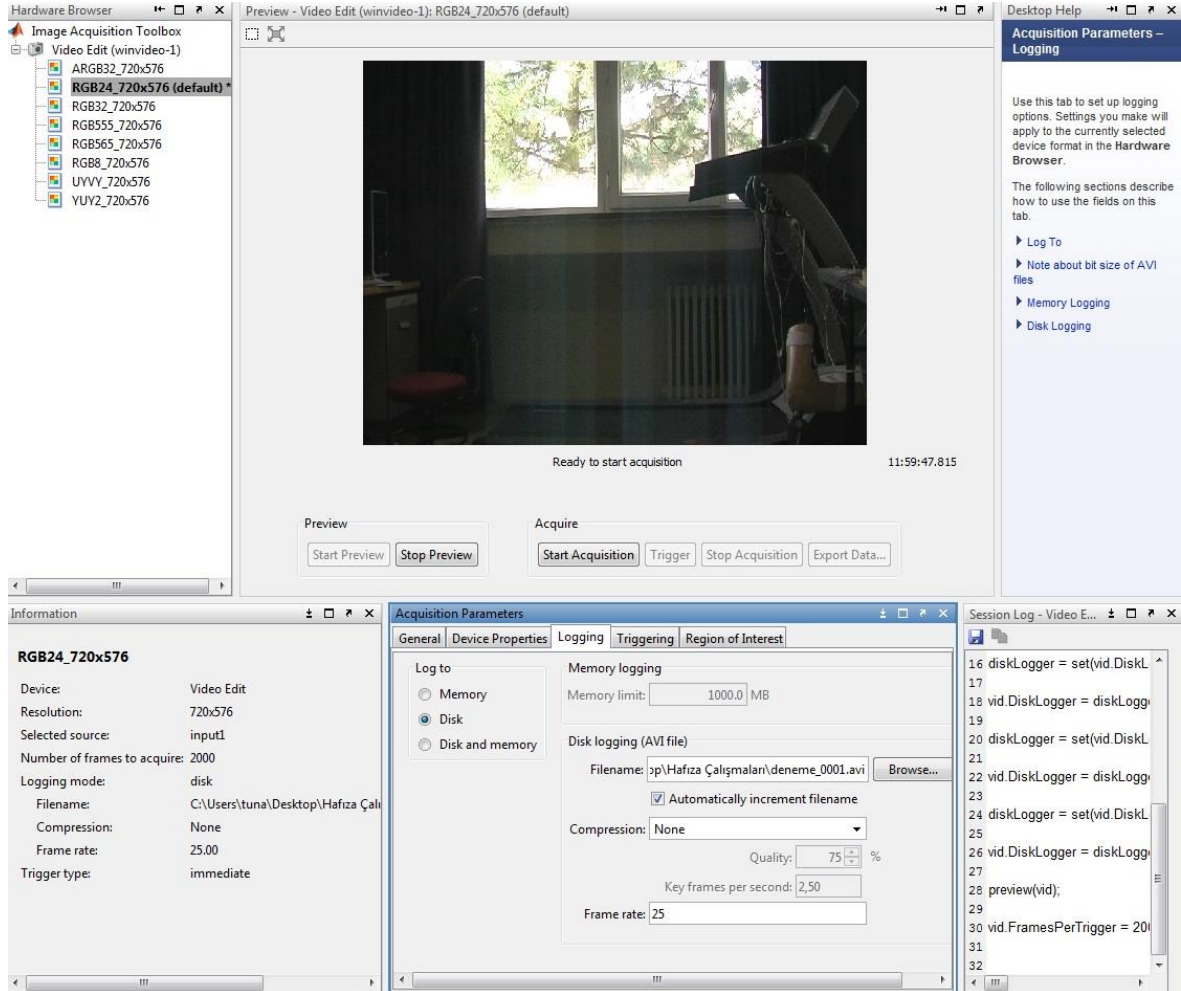
- [1] H. Herr and A. Wilkenfeld, User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee, *Industrial Robot An International Journal*, vol. 30, no. 1, pp. 42–55, **2003**.
- [2] D. Popovic and T. Sinkjær, Improved Control for Functional Electrical Stimulation to Restore Walking, *Hong Kong Physiotherapy Journal*, vol. 18, no. 1, pp. 12–20, **2000**.
- [3] Akdoğan, K., E., *Pnömatik ve Manyeoreolojik Silindirli Elektronik Diz Üstü Protezlerin Tasarımı ve Geliştirilen Hareket İnceleme Sistemleri ile Karşilattırılması*, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, **2011**.
- [4] J.-H. K. J.-H. Kim and J.-H. O. J.-H. Oh, Development of an above knee prosthesis using MR damper and leg simulator, *International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*, vol. 4, **2001**.
- [5] W. C. Flowers, Use of an amputee-computer interactive facility in above-knee prosthesis research, in *Proceedings of the 1974 Annual Conference on - ACM 74*, pp. 335–339., **1974**.
- [6] A. Bar, G. Ishai, P. Meretsky, and Y. Koren, Adaptive microcomputer control of an artificial knee in level walking, *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 5, no. 2. pp. 145–150, **1983**.
- [7] D. Zlatnik, B. Steiner, and G. Schweitzer, Finite-state control of a trans-femoral (TF) prosthesis, *IEEE Transactions on Control System Technology*, vol. 10, **2002**.
- [8] D. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Processing*, vol. 2nd, p. 277, **1990**.
- [9] T. Orhanli, A. Yilmaz, and S. Kayik, A hip simulator hardware for designing and testing knee prosthesis, *20th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, pp. 1–4, **2012**.
- [10] R. L. Daher, Physical response of SACH feet under laboratory testing., *Bulletin of prosthetics research*, pp. 4–50, Jan. **1975**.
- [11] H. W. Wevers and J. P. Durance, Dynamic testing of below-knee prosthesis: assembly and components., *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 11, no. 3, pp. 117–23, Dec. **1987**.
- [12] R. G. Morris and S. E. M. Lawson, A review and evaluation of available gait analysis technologies , and their potential for the measurement of impact transmission, *Post Graduate Conference on Newcastle Universty*, **2012**.
- [13] J. B. J. Bussmann, P. H. Veltink, F. Koelma, R. C. Van Lummel, and H. J. Stam, Ambulatory Monitoring of Mobility-Related Activities: the Initial Phase of the

- Development of an Activity Monitor, *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, no. 1, pp. 3–8, **1995**.
- [14] D. H. Sutherland and H. J. L., Measurement of Gait Movements from Motion Picture Film, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 54, no. 4, pp. 787–797, Jun. **1972**.
- [15] H. M. Clayton and H. C. Schamhardt, Measurement Techniques for Gait Analysis, *Equine Locomotion*, **2001**.
- [16] B. Nigg, *Biomechanics of the Musculoskeletal System.*, p. 672, **2007**.
- [17] G.-Q. Wei and S. D. Ma, A complete two-plane camera calibration method and experimental comparisons, *International Conference on Computer Vision*, pp. 439–446, **1993**.
- [18] X. Zhang and G. Fan, Dual gait generative models for human motion estimation from a single camera., *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics. Part B, Cybernetics : a publication of the IEEE Systems, Man, and Cybernetics Society*, vol. 40, no. 4, pp. 1034–49, Aug. **2010**.
- [19] G. Jiang and C. Zhao, Camera Calibration Based on 2D-plane, in *Proceedings of the Third International Symposium on Electronic Commerce and Security Workshops*, no. July, pp. 365–368, **2010**.
- [20] E. Tileyliloğlu, *Yarı Etkin Diz Eklemlerinde Yürüyüş Fazı Kestirimi ve Uygulaması*, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, **2012**.
- [21] T. Inman, Verne, *Human Walking*, Baltimore: Williams & Wilkins, p. 154, **1981**.
- [22] D. N. Pasparakis, D., Normal walking Principles, basic concepts, terminology 3-dimensional clinical gait analysis, *Hellenic Association of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, vol. 60, no. 4, pp. 183–194, **2009**.
- [23] Z. Zhang, Camera calibration with one-dimensional objects., *IEEE Transactions on Pattern Analysis Machine Intelligence*, vol. 26, no. 7, pp. 892–9, Jul. **2004**.
- [24] S. Zahedi, A. Sykes, S. Lang, and I. Cullington, Adaptive prosthesis – a new concept in prosthetic knee control, *Robotica*, vol. 23, no. 3, pp. 337–344, May **2005**.
- [25] A. H. Mohammed, The gait cycle Lecture IX., King Saud Universty, **2010**.
- [26] Y. Bouguet J., Camera Calibration Toolbox for Matlab, *California Institute of Technology*, **2013**. [Online]. Available: [http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib\\_doc/](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/).
- [27] S. Savarese., Camera Calibration Lecture Note. Universty of Michigan, **2011**.
- [28] S., Thurn., Camera Calibration Lecture Note 4., Stanford Universty, **2005**.

- [29] R. E. Mayagoitia, A. V Nene, and P. H. Veltink, Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics : an inexpensive alternative to optical motion analysis systems, *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 537–542, **2002**.
- [30] R. Williamson, Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes, *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 39, pp. 294–302, **2001**.
- [31] A. Sadeghimorad, *Manyetoreolojik (MR) Silindirli Yarı Etkin Diz Ekleminin Sonlu Durum Denetimi*, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, **2013**.
- [32] E. Shahinfard, *Deinterlacing/interpolation of TV signals.*, Seminar on University of Windsor, **2005**.
- [33] D. Popović, R. B. Stein, N. Oğuztöreli, M. Lebedowska, and S. Jonić, Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer simulation study., *IEEE Transactions on Rehabilitation. Engineering*, vol. 7, no. 1, pp. 69–79, Mar. **1999**.
- [34] J. D. Carlson, W. Matthis, and J. R. Toscano, Smart prosthetics based on magnetorheological fluids, *8th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials*, pp. 308–316, **2001**.
- [35] T. Altınöz, *Yapay Diz Eklemi İçin Diz Açısı Kontrol Birimi Tasarımı*, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, **2010**.
- [36] OnSemiconductor, ULN2003A/D Datasheet.
- [37] S. Kayık, *Hip Simulator Design for Above Knee Prostheses Tests*, Bitirme Projesi, Hacettepe, Üniversitesi, Ankara, **2011**.
- [38] İ. Çobanoğlu, M., Oğuz, *Hip Simulator*, Bitirme Projesi, Hacettepe, Üniversitesi, Ankara, **2010**.
- [39] C. L. Dongguan Minda Measure and Control Technology, ALC77 User Manual.
- [40] K. E. Akdogan, A. Yilmaz, and S. Duman, Simulations of knee angle control in dynamical Gait model for above knee prosthesis, *17th Signal Processing and Communications Applications Conference*, pp. 600–603, **2009**.
- [41] D. Joshi, R. Singh, R. Ribeiro, S. Srivastava, U. Singh, and S. Anand, Development of echo control strategy for AK prosthesis: An embedded system approach, *International Conference on Systems in Medicine and Biology*, pp. 143–147, **2010**.
- [42] T. Orhanlı, *Sonlu Durum Denetimi ile Pnömatik Silindirli Protez Denetimi: Teknik Rapor*, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, **2013**.

# EKLER

## EK 1: DİSK KAYIT TİPİ İÇİN UYGUN MATLAB ARAYÜZ PROGRAMI





## ÖZGEÇMİŞ

### Kimlik Bilgileri

Adı Soyadı : Tuna ORHANLI  
Doğum Yeri : Sivas  
Medeni Hali : Bekar  
E-posta : orhanli@ee.hacettepe.edu.tr  
Adresi : Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Müh. Böl.

### Eğitim

Lise : Selçuk Anadolu Lisesi, Sivas (1999-2003)  
Lisans : Erciyes Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği  
Bölümü, Kayseri (2005-2019)

Yüksek Lisans :--

Doktora :--

### Yabancı Dil ve Düzeyi

İngilizce : İleri

### İş Deneyimi

Hacettepe Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği, Araştırma Görevlisi,  
(2010-2013)

### Deneyim Alanları

--

### Tezden Üretilmiş Projeler ve Bütçesi

-- TÜBİTAK 112E316 1001 Araştırma Projesi, 2013

### Tezden Üretilmiş Yayınlar

--

### Tezden Üretilmiş Tebliğ ve/veya Poster Sunumu ile Katıldığı Toplantılar

“A hip simulator hardware for designing and testing knee prosthesis,” 20. Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı, (SIU), 2012