

MANYETOREOLOJİK (MR) SİLİNDİRLİ YARI ETKİN DİZ EKLEMİ ORTEZİ TASARIMI

DESIGN OF SEMI ACTIVE KNEE JOINT ORTHOSIS WITH MAGNETORHEOLOGICAL (MR) DAMPER

ÇAĞRI AKALIN

PROF. DR. ATILA YILMAZ

Tez Danışmanı

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

2018

ÇAĞRI AKALIN' in hazırladığı "**Manyetoreolojik (MR) Silindirli Yarı Etkin Diz Eklemi Ortezi Tasarımı**" adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI'** nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Osman Eroğul
Başkan



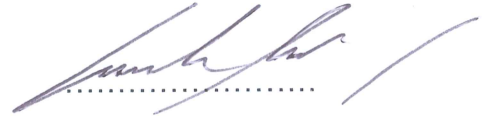
Prof. Dr. Atila Yılmaz
Danışman



Prof. Dr. Ali Ziya Alkar
Üye



Doç. Dr. Cenk Toker
Üye



Yrd. Doç. Dr. Dinçer Gökçen
Üye



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

Prof. Dr. Menemşe GÜMÜŞDERELİOĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

YAYINLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, tezinin arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

- Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı ve ya tamamının fotokopisi alınabilir)

- Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum, ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

30 / 01 / 2018

Çağrı AKALIN

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.

10 / 01 / 2018

ÇAĞRI AKALIN

ÖZET

MANYETOREOLOJİK (MR) SİLİNDİRLİ YARI ETKİN DİZ EKLEMİ ORTEZİ TASARIMI

ÇAĞRI AKALIN

Yüksek Lisans, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

Tez Danışmanı: Prof. Dr. ATİLA YILMAZ

Ocak 2018, 120 sayfa

Bu tezde MR silindirin sönümlendirici olarak kullanıldığı bir ortezin elektromekanik tasarımı yapılmıştır ve gömülü sistem aracılığı ile kestirim ve denetim yordamları geliştirilmiştir. Daha ayrıntılı biçimi ile bu yapı duyargalardan veri toplayarak, evre kestirimini yapan ve buna göre diz ortezinin denetimini gerçekleştiren mikrodenetleyicinin bulunduğu elektronik bir kart tasarımını içermektedir. Manyetoreolojik (MR) silindire denetim sırasında istenilen akımı uygulayabilecek bir akım kaynağı tasarlanmış, doğrulanmış ve endüstriyel bir ürün ile performans karşılaştırması yapılmıştır. Çalışmanın ilk safhasında MR silindir denetimsiz olarak incelenmiş ve serbest olarak hareket etmesine izin verilmiştir. Diz ortezi için mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı olarak çalışan evre kestirim algoritmalarının doğru olarak çalıştığı tespit edilmiştir. Tezin son bölümünde mikrodenetleyici üzerinde üretilen yürüyüş evreleri ile MR silindirin ve diz ortezinin denetimi yapılmış, elde edilen sonuçlar tartışılmıştır. Bu tez çalışmasının bir parçası olarak diz eklemi ortezi tasarımı aşamasında kullanılacak hareket ölçüm sistemleri üzerine de inceleme yapılmış ve uygun bir sistem seçilmiştir. Bu hareket ölçüm sistemi hem toplanan verilerin doğruluğunu denetleyen bir mekanizma hem de evre kestirim çalışmalarının referansı olarak kullanılmıştır. Tasarlanan pasif iskelet ile

yürüyen sağlıklı insan üzerinden veriler toplanmış ve evre kestirim çalışmaları yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara bakıldığında pasif iskelet üzerinde filtrelenmiş diz açısı kullanılarak yapılan evre kestirim çalışmasının başarı oranı bazı evreler için %95 değerlerine çıkmasına rağmen genel başarı oranı %68 olarak hesaplanmıştır. Filtrelenmiş alt bacak açısı ile yapılan evre kestirim çalışmalarında ise genel başarı oranı %76 olarak bulunmuştur. Diz eklemi ortezi ile yapılan evre kestirim çalışmalarında elde edilen genel başarı oranı %93 olarak hesaplanmıştır. Bu çalışma yapılırken MR silindir serbest bırakılmış, denetimi yapılmamıştır. MR silindirin denetlendiği evre kestirim çalışmasında ise genel başarı oranı %88 olarak hesaplanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Diz Ortezi, Yürüyüş Evreleri, MR Silindir, Akım Kaynağı Tasarımı, Sonlu Durum Denetimi

ABSTRACT

DESIGN OF SEMI ACTIVE KNEE JOINT ORTHOSIS WITH MAGNETORHEOLOGICAL (MR) DAMPER

ÇAĞRI AKALIN

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

Supervisor: Prof. Dr. ATILA YILMAZ

January 2018, 120 pages

In this thesis, an electromechanical design of a knee orthosis in which a custom designed magnetorheological (MR) cylinder is used as a damper is presented. Subsequently, gait phase detection algorithm and related control procedures were also developed for an embedded system. In details, the design includes an electronic card with a microcontroller that collects data from the sensors, performs the phase detection and controls the knee orthosis accordingly. A current source is designed and verified for the desired current levels to activate MR damper during control stages. Its performance is compared with an industrial product available in the market. In the first phase of this study, the MR damper specially designed for this study is allowed to move freely and the operation examined without control appliance. It is verified that the phase detection algorithms operating in real time on the microcontroller of the knee orthosis perform as expected. In the final stage of the thesis, the MR damper and knee orthosis are used under control algorithm along with gait phases estimated real time by the microcontroller, and the obtained results

are discussed. As a part of the thesis, motion analysis systems which are aimed to be used during the knee joint orthosis design are also investigated and an appropriate system is arranged in the laboratory. This motion analysis system is used as a verification mechanism for the collected data, and as a reference platform in the gait phase detection studies. The system collects data from healthy subjects through the passive skeleton system over which gait phase detection studies are also performed. As the obtained results are examined, it is seen that even though the success rate of phase detection evaluations are measured just on the passive skeleton system using filtered knee joint angle, the correctness of some phase detections may reach up to 95% and the average success rate is around 68%. On the other hand, the studies resulted in 76% of success rate for the phase detection evaluations which are performed only for filtered shin angle. The average success rate of the phase detection evaluations performed using knee joint orthosis is recorded as 93% when the MR damper is in relaxed mode and left uncontrolled. However, when the MR damper is controlled through proper current levels, the average success rate went up to 88%.

Keywords: Knee Orthosis, Gait Phases, MR Damper, Current Source Design, Finite State Control

TEŞEKKÜR

Çalışmam boyunca yaőadığım her zorlukta yanımda olan ve destek veren, sağladığı özgür ortam sayesinde tez çalışmam devam ederken kendimi de geliőtirmeme olanak sağlayan Atila Hoca'ma;

Bu tez kapsamında benden yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşlarım Tuna, Said, Doğukan ve Göksel'e;

Bilgi birikimlerini benimle paylaşan, tasarladıkları ve ürettikleri sistemlerle benim işimi bir hayli kolaylaőtıran değerli arkadaşlarım Ahmet, Yasin ve Onur'a çok teşekkür ederim.

Bana her zaman destek olan, attığım her adımda yardımcı olan aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
KISATLIMALAR DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. ORTEZLER VE DENETİM MEKANİZMALARI	6
3. YÜRÜYÜŞ HAREKETİ VE HAREKET ÖLÇÜM, İNCELEME SİSTEMLERİ .12	
3.1. Yürüyüş Hareketi ve Yürüyüş Evreleri	12
3.2. Hareket Ölçüm ve İnceleme Sistemleri.....	13
3.2.1. Ataletsel Duyarga Tabanlı Hareket Ölçüm Sistemleri	15
3.2.2. Kamera Tabanlı Hareket Ölçüm Sistemleri	18
4. ORTEZ DONANIMLARI	23
4.1. Pasif İskelet Donanımı.....	23
4.1.1. Mekanik Aksamı.....	23
4.1.2. Elektronik Aksam	24
4.2. Elektronik Diz Ortezi Donanımı.....	30
4.2.1. Mekanik Aksam.....	31
4.2.2. Elektronik Aksam	35
4.2.3. Tasarlanan Diz Ortezi	38
5. AKIM KAYNAĞI TASARIMI	39
5.1. Akım Kaynağı Tasarım Yaklaşımları	39

5.1.1. Seri Direnç Yaklaşımı	40
5.1.2. Aktif Elemanlar Yaklaşımı	41
5.1.3. Geçişli – İletken Güçlendirici Yaklaşımı	43
5.2. Akım Kaynağı Tasarımı: Üç Çıkışlı Gerilim Düzenleyici	45
5.2.1. Ön Tasarım	46
5.2.2. Son Tasarım	47
5.2.3. Tasarım Sonucu.....	47
5.3. Akım Kaynağı Tasarım Doğrulama.....	48
5.3.1. Akım Ölçer Duyargası	49
5.3.2. Akım Kaynağı Test Senaryoları	50
5.4. Akım Kaynağının Performansının Karşılaştırılması	56
5.4.1. LORD Wonder Box Akım Kaynağı Test Sonuçları	58
5.4.2. Tasarlanan Akım Kaynağı Test Sonuçları.....	60
5.4.3. LORD Wonder Box ve Tasarlanan Akım Kaynağı Karşılaştırması.....	61
6. PASİF İSKELET İLE EVRE KESTİRİM ÇALIŞMALARI.....	64
6.1. Evre Kestirim Algoritması	66
6.1.1. Ayak ve Yer Temas İlişkisi	68
6.1.2. Maksimum ve Minimum Noktalarını Bulma Algoritmaları	69
6.1.3. Topuk ve Ayakucu Yere Temas/Yerden Ayrılma Noktalarını Bulma Algoritması	71
6.2. Filtrelenmemiş Diz Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları	72
6.2.1. Yürüyüş Evreleri Kestirimi.....	75
6.3. Filtrelenmiş Diz Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları	
80	
6.3.1. Filtrelenmiş Veriler ile Evre Kestirimi.....	82
6.4. Filtrelenmemiş Alt Bacak Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları	84

6.5. Filtrelenmiş Alt Bacak Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları	87
7. ELEKTRONİK DİZ ORTEZİ İLE EVRE KESTİRİM VE DENETİM ÇALIŞMALARI.....	91
7.1. Elektronik Diz Ortezi Evre Kestirim Çalışmaları.....	91
7.1.1. Filtrelenmiş Alt Bacak Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları	92
7.1.2. Ortez ve MATLAB Evre Kestirim Algoritmalarının Karşılaştırılması	96
7.1.3. Ortez Evre Kestirim Algoritmalarının Doğrulanması.....	98
7.2. Elektronik Diz Ortezi Denetim Çalışmaları.....	99
8. SONUÇ	106
KAYNAKLAR.....	111
EKLER.....	116
ÖZGEÇMİŞ	120

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1 Ataletsel hareket ölçüm sistemleri özellik karşılaştırması [24][25][26][27]	16
Çizelge 3.2 Pasif iskelet duyarga özellikleri	17
Çizelge 4.1 Mikrodenetleyici özellikleri	25
Çizelge 4.2 Ana bilgisayar donanımı	28
Çizelge 4.3 Mikrodenetleyici özellikleri	36
Çizelge 6.1 Filtrelenmemiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları.....	79
Çizelge 6.2 Filtrelenmiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları.....	83
Çizelge 6.3 Filtrelenmemiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları	86
Çizelge 6.4 Filtrelenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları	89
Çizelge 7.1 Filtrelenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları	95
Çizelge 7.2 Ortez ve MATLAB evre kestirim algoritmaları karşılaştırma sonuçları	98
Çizelge 7.3 Ortez evre kestirim algoritması doğrulama sonuçları	98
Çizelge 7.4 Evre geçiş kural ve limitleri	101
Çizelge 7.5 Ortez evre kestirim algoritması doğrulama sonuçları	104

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 DBAO ve DDDBAO örnekleri	2
Şekil 2.1 Ortez kilit mekanizması	6
Şekil 2.2 Intelligent Brace II diz ortezi [10]	7
Şekil 2.3 Selenoid denetimli diz eklemi [11]	7
Şekil 2.4 Çark ve mandal mekanizmalı diz eklemi [12]	8
Şekil 2.5 Fillauer diz ortezi	9
Şekil 2.6 9001 E-Knee diz ortezi	9
Şekil 3.1 Yürüyüş evreleri ve bağıl diz açısı ilişkisi [23]	13
Şekil 3.2 Hareket ölçüm sistemi türleri	14
Şekil 3.3 Xsens MVN ataletsel hareket ölçüm sistemi [25]	15
Şekil 3.4 TrackLab kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi [29]	18
Şekil 3.5 Vicon kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi [30]	19
Şekil 3.6 Aktif ve pasif işaretçi tipleri [31]	19
Şekil 3.7 Optitrack kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi	22
Şekil 4.1 Klensak eklemi	24
Şekil 4.2 Duyarga kartı devresi	26
Şekil 4.3 Sistem haberleşme ve veri toplama yapısı	27
Şekil 4.4 Dış iskelet mekaniği	29
Şekil 4.5 Manyetik alanın varlığına ve yokluğuna göre MR sıvısının yapısı [36]	32
Şekil 4.6 Diz ortezi kullanılarak kullanılan MR silindiri	33
Şekil 4.7 MR sönümlendirici, a) iç yapısı b) MR sıvısının boşluklardan geçişi [38]	33
Şekil 4.8 Diz ortezi mekanik modeli	34
Şekil 4.9 MBED LPC1768 Geliştirme Platformu	37
Şekil 4.10 Diz ortezi için tasarlanan elektronik kart	38
Şekil 4.11 Tasarlanan Diz Ortezi	38
Şekil 5.1 Akım kaynağı akım-gerilim grafiği [39]	39
Şekil 5.2 Seri direnç tipi akım kaynağı [39]	40
Şekil 5.3 Zener diyot ve transistör eklenmiş seri direnç akım kaynağı [39]	41
Şekil 5.4 LM317 ile tasarlanan akım kaynağı devresi	42
Şekil 5.5 Howland akım pompası örnek devresi [40]	43
Şekil 5.6 Geçişli-iletken güçlendirici tipi akım kaynağı [40]	44
Şekil 5.7 LT3080 tümleşik devresi ile akım kaynağı	45

Şekil 5.8 Prototip akım kaynağı devresi.....	46
Şekil 5.9 Akımölçer içeren akım kaynağı devre şeması	48
Şekil 5.10 Uygulanmak istenen (testere dişi) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması	51
Şekil 5.11 Uygulanmak istenen (sinüs dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması	52
Şekil 5.12 Uygulanmak istenen (kare dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması	53
Şekil 5.13 Uygulanmak istenen (kare dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması	54
Şekil 5.14 Uygulanmak istenen (kare dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması	55
Şekil 5.15 LORD Wonder Box akım kaynağı [37]	56
Şekil 5.16 Kuvvetölçer ve MR silindir test düzeneği	57
Şekil 5.17 Kuvvetölçer mekanizması	58
Şekil 5.18 Wonder Box akım kaynağı histerezis eğrileri	59
Şekil 5.19 Tasarlanan akım kaynağı histerezis eğrileri	60
Şekil 5.20 Wonder Box ve tasarlanan akım kaynağı histerezis eğrileri.....	62
Şekil 5.21 İki akım kaynağının kuvvet ve zaman grafiği	63
Şekil 6.1 Bağıl diz açısı ve yürüyüş evrelerinin sayısal gösterimi	65
Şekil 6.2 Protez sonlu durum denetimi blok şeması[36]	67
Şekil 6.3 Evre kestirim algoritması durum diyagramı	68
Şekil 6.4 Ayak yer ilişkisi durum diyagramı	69
Şekil 6.5 Maksimum noktalarını bulma algoritması akış diyagramı	70
Şekil 6.6 Artan ve azalan eşik değer tespit algoritması akış diyagramı	72
Şekil 6.7 Duyarga kartları yerleşimin ve ölçülen açılar	73
Şekil 6.8 Hesaplanan diz açısı.....	74
Şekil 6.9 Kuvvete duyarlı direnç duyargalarından elde edilen değerler	74
Şekil 6.10 Hareket ölçüm sistemi anlık görüntüleri	75
Şekil 6.11 Diz açısı ve bulunan maksimum, minimum noktaları	76
Şekil 6.12 Diz açısı maksimum noktalarını bulma algoritması karşılaştırması.....	77
Şekil 6.13 Birleştirilmiş kuvvet duyarlı direnç verileri ve tespit edilen olaylar	78
Şekil 6.14 Filtrelenmemiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi.....	78
Şekil 6.15 Evre kestirim çalışmaları sonuç karşılaştırması	80

Şekil 6.16 Filtrenmiş ve filtrenmemiş veri karşılaştırması	81
Şekil 6.17 Filtrenmiş ve filtrenmemiş diz açısı üzerinde maksimum nokta karşılaştırması	82
Şekil 6.18 Filtrenmiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi.....	82
Şekil 6.19 Evre kestirim çalışmaları sonuç karşılaştırması	84
Şekil 6.20 Alt bacak ve diz açısı karşılaştırması	85
Şekil 6.21 Filtrenmemiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi.....	85
Şekil 6.22 Evre kestirim çalışmaları sonuç karşılaştırması	87
Şekil 6.23 Filtrenmiş ve filtrenmemiş veri karşılaştırması	88
Şekil 6.24 Filtrenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi.....	88
Şekil 6.25 Evre kestirim sonuç karşılaştırması	90
Şekil 7.1 Ayak yere temas bilgisi	93
Şekil 7.2 Filtrenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi.....	94
Şekil 7.3 Evre kestirim sonuç karşılaştırması	95
Şekil 7.4 Mikrodenetleyici evre kestirim sonucu	97
Şekil 7.5 Evre kestirim sonuç karşılaştırması	97
Şekil 7.6 Evre kestirim sonuç karşılaştırması	99
Şekil 7.7 Temsili diz açısı ve akım değerleri eşleştirmesi	103
Şekil 7.8 Evre kestirim sonuç karşılaştırması	105

KISALTMALAR DİZİNİ

A	: Amper
ASD	: Analog Sayısal Dönüştürücü
AYA	: Ayakucunun Yerden Ayrılması
AYT	: Ayakucunun Yerle Temas Etmesi
D	: Duyarlılık
DAE	: Dizin Azami Esnemesi
DBAO	: Diz Bilek Ayak Ortezi
DE	: Duruş Esneme
DDDBAO	: Duruş Denetimli Diz Bilek Ayak Ortezi
DU	: Duruş Uzama
ER	: Elektro-Reolojik
GP	: Gerçek Pozitif
HO	: Hareketli ortalama
Hz	: Hertz
KDD	: Kuvvete Duyarlı Direnç
kg	: kilogram
kgF	: kilogram-kuvvet
kPA	: kilopascal
mA	: miliamper
MHz	: Mega Hertz
mm	: milimetre
MR	: Manyeto-Reolojik
ms	: milisaniye
N	: Newton
OHK	: Ortalama Hata Kare
OMH	: Ortalama Mutlak Hata
ÖS	: Ön Salınım
SAD	: Sayısal Analog Dönüştürücü
SE	: Salınım Esneme
SU	: Salınım Uzama

TYA	: Topuğun Yerden Ayrılması
TYT	: Topuğun Yerle Temas Etmesi
URB	: Universal Robot Bus
USB	: Universal Serial Bus
V	: Volt
YN	: Yalancı Negatif



1. GİRİŞ

Ortez, vücutta herhangi bir nedenle organ kaybının olmadığı ancak anatomik, fizyolojik ve mekanik yapısında bozukluğun olduğu durumda kullanılan ve o bölgeyi düzeltmek, desteklemek, hareketsiz konuma getirmek veya işlev kazandırmak amacıyla yapılan cihazdır. ABD Sağlık ve İnsan Hizmetleri Bakanlığının yaptığı çalışmaya göre, yaklaşık 866.000 Amerikalı hasta alt ekstremitte için ortez kullanmaktadır [1].

Bugün pek çok kullanım alanı olan ortezlerin tarihçesi, çok eski yıllara dayanmaktadır (M.Ö. 2750). Yapılan ilk ortezlerin kırık ekstremitelere uygulandığı anlaşılmaktadır. Ağaç ve metal kullanılarak üretilen ilk ortezlerin prensip olarak günümüz ortezlerine çok benzese de, oldukça ağır ve estetikten uzak olduğu gözlemlenmiştir [2].

Birinci dünya savaşından sonra ortez alanında hızlı gelişmeler olmuş ve ortopedik rehabilitasyon alanında orteze olan gereksinim artmıştır. Gelişen teknolojinin ortez yapımında deriden termoplastiğe, çelikten duralunminyuma geçişi sağlaması her geçen gün daha hafif ve estetik ortezler üretilmesini olanaklı kılmıştır [2].

Uyluk, diz, ayak bileği ve ayağı içine alan bacaklarında zayıflığı olan insanlar, vücut ağırlığını taşıyıp güvenli, şekilde yürüme fonksiyonunu gerçekleştiremezler. Genellikle bu hastaların diz-bilek-ayak ortezi (DBAO) (knee-ankle-foot orthosis (KAFO)) kullanması önerilir. DBAO, uyluktan ayağa kadar uzanmaktadır ve diz eklemine tam uzama anında kilitler. Bu şekilde bacağın vücut ağırlığı altında çökmesi engellenir.

Standart DBAO'lar kullanıcı yürüyüşünün salınım evresi sırasında dizin bükülmesine yardımcı olmaz. Bu yüzden, kullanıcı salınım evresinde ayağını belden yukarı çekerek ileri atmak zorunda kalır. Ayrıca bükülme yapamayan bir diz eklemi ile yürümek normal yürüyüşten daha fazla enerji harcanmasına ve daha çabuk yorulmaya sebep olur [3], [4]. Standart DBAO'lar kullanıcının yürüyebileceği alanları da kısıtlar. Bunun yanında diz eklemine bükülme fonksiyonu olmadan merdiven çıkmak, eğimli alanda yürümek de oldukça zorlaşır.

Standart DBAO'ların mevcut problemlerini çözmek adına yeni bir DBAO tipi icat edilmiştir. Bu tip DBAO yürüyüşün salınım evresinde bükülme yapmasına izin verirken uzama sırasında diz ekleminin kilitlemesini sağlamaktadır. Bu DBAO'lara duruş denetimli diz-bilek-ayak ortezi (DDDBAO) (stance control knee-ankle-foot orthosis (SCKAFO)) ismi verilmiştir. Ancak bu tasarım da merdiven çıkarken, inerken destek sağlamamaktadır. Ayrıca standart DBAO'lara göre oldukça ağır ve hantal cihazlardır. Standart DBAO ve DDDBAO'ların örnekleri Şekil 1.1'de gösterilmektedir.



Şekil 1.1 DBAO ve DDDBAO örnekleri [5]

DBAO ve DDDBAO tasarımı üzerine literatürde pek çok araştırma bulunmaktadır. Yapılan literatür araştırması sonucunda akademik makalelerde bulunan DBAO ve DDDBAO tasarımları, özellikleri sonraki bölümlerde paylaşılacaktır.

Diz eklemi ortezleri edilgen ortezler, yarı etkin ortezler ve etkin ortezler olmak üzere üç sınıfa ayrılır. Edilgen diz ortezleri sadece dizin bükülme hareketini gerçekleştirebilmektedir. Ayrıca sadece başlangıçta belirlenen ayarlar, sertlik değerleri ile çalışmaktadır. Bu sebepten dolayı hastanın yürüyüş tipine, hızına veya yürüyüş ortamına uyum sağlayamamaktadır. Etkin ve yarı etkin diz ortezleri mekanik aksamlarının yanında elektronik aksama da sahiptir. Etkin diz ortezi sınıfı elektronik olarak denetlenebilir olmasından dolayı farklı koşullara uyum sağlayabilmektedir. Bunun yanında merdiven çıkma gibi diz ekleminin kalça hareketine yardımcı olmak amacıyla tork üretmesi gereken durumlarda gerekli torku sağlayabilir. Bu tip diz ortezlerin gerekli torku sağlayabilmesi ancak mobil bir cihaz için normalden fazla enerji harcayacak bir eyleyici ile mümkün olur. Bu enerji kullanım probleminin

yanında eyleyici ile birlikte ortez oldukça ağır ve hantal olmaktadır. Bu iki konu etkin diz ortezinin en önemli götürülerini oluşturmaktadır. Yarı etkin diz ortezleri incelendiğinde merdiven çıkma gibi tork gerektiren hareketleri yapamadıkları görülmektedir. Ancak eyleyicileri etkin diz ortezlerinin eyleyicilerinden daha hafiftir ve daha az enerji harcamaktadır. Ayrıca mekanik yapıları edilgen diz ortezleri gibi basittir. Bunun yanında etkin ortezler gibi elektronik olarak denetlenebildikleri için farklı yürüyüş hızlarına, farklı ortam koşullarına uyum sağlayabilmektedirler. Bu özellikleri sayesinde yarı etkin ortezler etkin ortezlerin hareket kabiliyetini ve edilgen ortezlerin basitliğini bünyesinde barındırmaktadır. Dolayısıyla yarı etkin diz ortezleri, etkin ve edilgen diz ortezlerinin en iyi özelliklerini bir araya getirmektedir.

Etkin ve yarı etkin diz ortezleri, başka bir deyişle elektronik diz ortezleri kullanılan eyleyici tiplerine göre farklılıklar göstermektedir. Eyleyici tipine göre ortezin kabiliyetleri, karalılığı, ağırlığı ve enerji ihtiyaçları değişmektedir. Ticari ürünlere bakıldığında, hastaların günlük hayatta kolayca kullanılabilmesi için ortezin küçük ve hafif olması gerekmektedir. Bu yüzden ticari elektronik diz ortezlerinde yüksek güç gereksinimi olan, ağır ve büyük pnömatik, hidrolik, magnetoreolojik ve elektrik eyleyici, sönümlendirici kullanımı tercih edilmemektedir. Bunun yerine küçük mekanik kilitler ve bu kilitleri tetikleyen mekanizmalar kullanılmaktadır.

Akademik çalışmalara bakıldığında, boyut ve ağırlık isteri ön planda olmadığı için pnömatik, hidrolik, manyetoreolojik (MR) (magneto-rheological) veya elektrik eyleyicileri, sönümlendiricileri yoğunlukla kullanılmaktadır. Akdoğan tarafından yapılan çalışmada akıllı sıvı olarak tanımlanan MR sıvılar ile üretilen sönümleyicilerin denetlenebilirlik açısından hidrolik sıvılar ile üretilen sönümleyicilere göre daha üstün olduğu görülmektedir [6]. Dolayısıyla bu çalışmada, avantajlarından dolayı eyleyici olarak içerisinde MR sıvı bulduran bir silindir kullanılmaktadır. MR sıvı barındıran sönümleyici kullanan çalışmalar incelendiğinde, Hung ve arkadaşlarının [7] yaptığı çalışma göze çarpmaktadır. Bu çalışmada MR sönümleyicinin sağlıklı insan yürüyüşü üzerindeki kinematik ve kinetik etkileri incelenmektedir. Bunun yanında bazı çalışmalarda iki farklı eyleyici, sönümlendirici birlikte kullanılabilir. Hong Kong Çin Üniversitesi'nde yapılan yardımcı diz ortezi çalışmasında elektrikli motor ve MR sönümleyici birlikte

kullanılmıştır [8]. Bu tezin amacına uygun olarak MR silindirli bir ortez tasarlanmış, hareket ve denetim kabiliyeti değişik platformlarda sınanmıştır.

Tezin ikinci bölümünde yapılan kaynak araştırması sırasında bulunan DBAO ve DDDBAO'lerin tasarımları, özellikleri detaylı olarak incelenmiştir. Yapılan çalışmalar üzerinden ortezlerde kullanılan mekanizmalar, denetim stratejileri ve yöntemleri paylaşılmıştır.

Tezin üçüncü bölümünde ise yürüyüş hareketinin yapısı ve yürüyüş evreleri incelenmiştir. Bunun yanında hareket ölçüm sistemleri üzerine yapılan araştırmaların sonuçları da paylaşılmıştır. Bu bölüm tez çalışması sırasında kullanılacak duyargaların incelemesini de içermektedir.

Tezin dördüncü bölümünde yapılan çalışmalar sırasında kullanılan pasif iskelet ve diz eklemi ortezi detaylı şekilde incelenmiştir. İnceleme sırasında hem pasif iskelet için hem de diz eklemi ortezi için mekanik aksam ve elektronik aksam olmak üzere iki ayrı bölüm oluşturulmuştur. Mekanik aksam bölümünde tasarım açısından kritik detaylar paylaşılırken, elektronik aksam bölümünde kullanılan duyargaların, mikrodenetleyicilerin ve elektronik kartların özellikleri paylaşılmıştır.

Tezin beşinci bölümünde diz eklemi ortezinde eyleyici, sönümleyici olmak üzere kullanılan MR silindire istenilen akımı uygulayabilmek, denetleyebilmek için tasarlanan akım kaynağının tasarım detayları paylaşılmıştır. Bu bölüm tasarlanan akım kaynağının doğrulanması ve performansının ölçülmesi için yapılan çalışmaları da içermektedir.

Tezin altıncı bölümünde pasif iskelet ile yapılan evre kestirim çalışmaları ve sonuçları paylaşılmıştır. Sağlıklı bir denek üzerinden 1.5km/saat yürüyüş hızı ile veri toplanmış ve toplanan veri ile MATLAB ortamı üzerinde evre kestirimi yapılmıştır.

Tezin yedinci bölümünde ise diz eklemi ortezi ile yapılan evre kestirim, denetim çalışmaları ve sonuçları paylaşılmıştır. Pasif iskelet ile yapılan çalışmalar sonucunda elde edilen evre kestirim algoritmaları diz eklemi için uyarlanmış ve yine MATLAB ortamı üzerinde test edilmiştir. Bunun ardından evre kestirim algoritmaları diz eklemi ortezinde bulunan mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı çalışacak şekilde gerçekleştirilmiş ve performans değerlendirmesi yapılmıştır. Bu çalışma sürecinde MR silindire herhangi bir akım uygulanmamış, insan yürüyüşünü en az

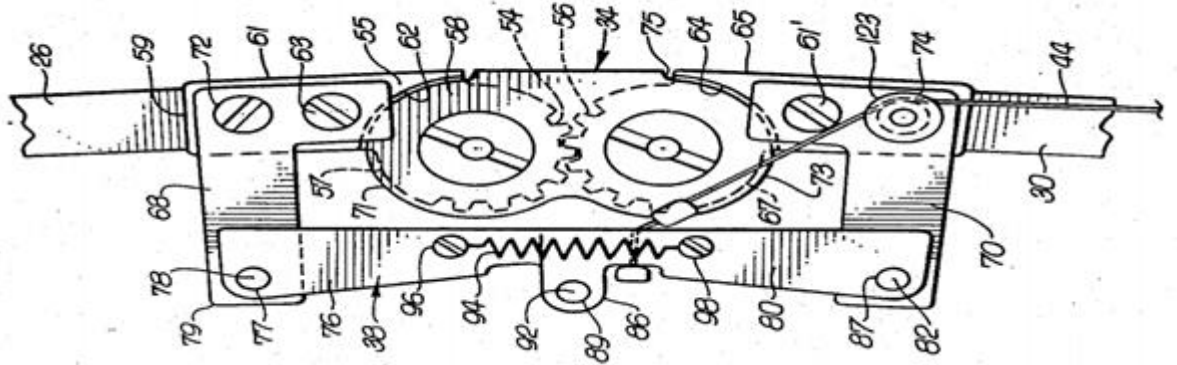
şekilde etkilemesi sağlanmıştır. Daha sonra ise diz eklemi ortezinin denetimi gerçekleştirilmiştir. Son halini alan evre kestirim algoritmaları kullanılarak diz eklemi ortezi üzerinde gerçek zamanlı olarak evre kestirimi yapılmış ve bu evrelere göre MR silindire akım uygulanmıştır. Deneme yanılma yöntemiyle MR silindire hangi yürüyüş evresinde ne kadar akım uygulanacağı bulunmuş ve elde edilen sonuçlar paylaşılmıştır.



2. ORTEZLER VE DENETİM MEKANİZMALARI

DBAO ve DDDBAO üzerine yapılan kaynak araştırması sırasında daha önce yapılan pek çok diz eklemi ortezi ile karşılaşılmıştır. Bu bölümde kaynak araştırması sırasında bulunan diz eklemi ortezlerinin mekanik yapısı, eklem tahrik seviyesinde denetim stratejileri ve yöntemleri paylaşılmıştır.

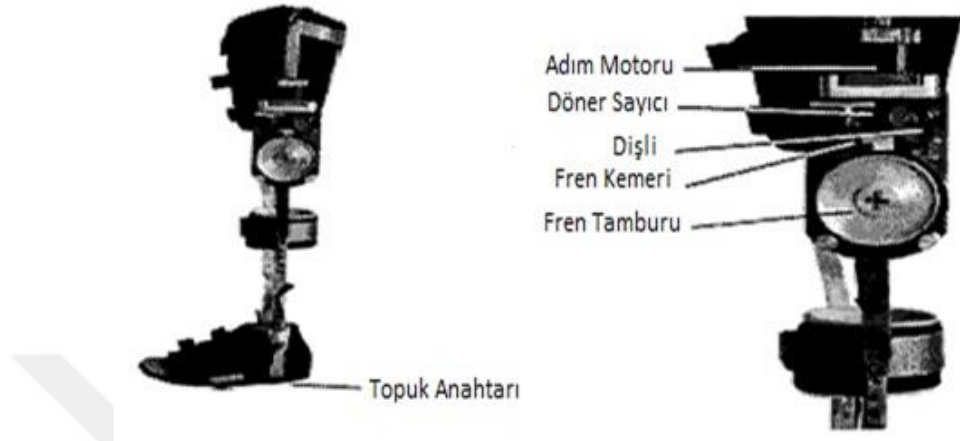
Literatürdeki ilk çalışmalardan biri Harris ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [9]. Çalışma kapsamında üretilen ortezin diz ekleminde bulunan kilit mekanizması ayak bileği yukarı doğru bükülme hareketini yaparken belli bir açıya geldiğinde açılır. Genel olarak oldukça kullanışsız bir mekanizmadır çünkü kullanıcının çok belli, kısıtlı ayak bileği hareketleri yapmasını gerektirmektedir. Tasarlanan ortezin kilit mekanizması Şekil 2.1’de gösterilmiştir. Harris ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalar sırasında Raftopoulos ve arkadaşları da hidrolik ayak anahtarına sahip bir diz ortezi üzerine çalışmalar yapmıştır [10]. Tasarlanan sistemin tetikleme mekanizması topuk bölgesinde bulunan ve içine hidrolik sıvı doldurulmuş bir torbadan oluşmaktadır. Topuk yere temas ettiği zaman hidrolik sıvı yukarı çıkmakta ve hidrolik pistonu kilitlemektedir. Böylece diz ekleminin hareket etmesi engellenmektedir. Ancak bu tasarımın düzgün şekilde çalışması için tam diz uzamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu gereksinim ortezin merdiven çıkarken veya düzgün olmayan zeminlerde yürürken destek sağlayamamasına neden olmaktadır.



Şekil 2.1 Ortez kilit mekanizması [9]

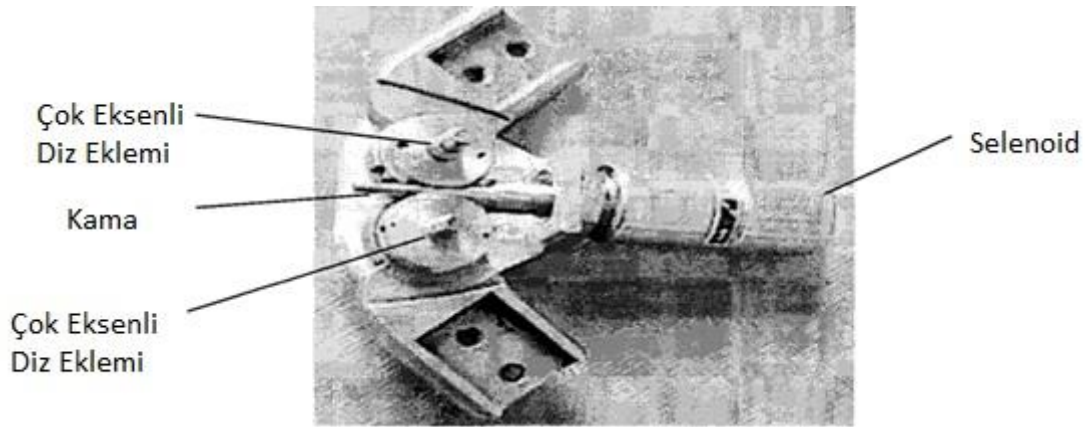
Bu iki çalışmadan uzun süre sonra, Tokuhara ve arkadaşları “Intelligent Brace II” adında bir DDDBAO üretmişlerdir [11]. Üretilen bu sistemin üzerinde döner sayıcı ve topuk temas anahtarı bulunmaktadır. Ayrıca çalışma anında en uygun fren

kuvvetini hesaplamak üzere mikrodenetleyici barındırmaktadır. Ancak sistem yaklaşık 3.7 kg ağırlığında olduğu için standart bir DBAO'ya göre oldukça ağırdır. Bu yüzden hasta tarafından kullanımı pek mümkün değildir. Tasarlanan sistem Şekil 2.2'de gösterilmektedir.



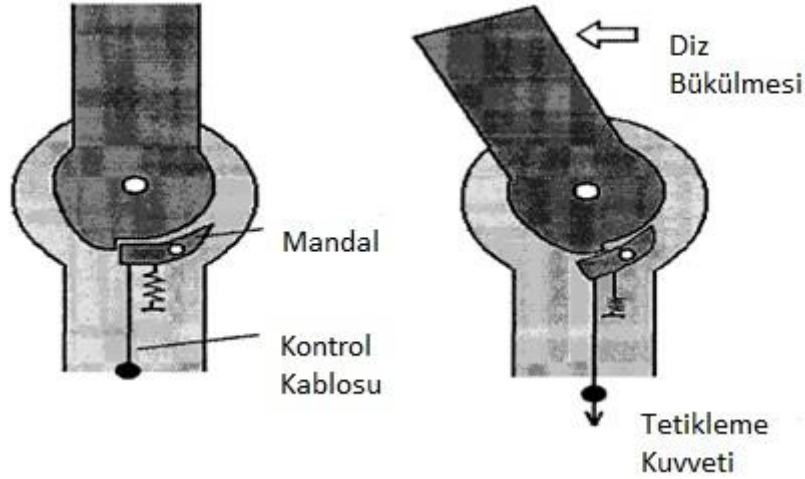
Şekil 2.2 Intelligent Brace II diz ortezi [11]

Bu konuda bir diğer çalışma ise yine Harrison ve arkadaşları yapılmıştır [12]. Yapılan ortezi tasarımı selenoid tarafından tetiklenen bir kama kilitleme mekanizması kullanılmıştır. Ortez üzerinde kullanılan kilitleme mekanizması Şekil 2.3'te gösterilmektedir. Selenoid duruş evresinde kamayı çok eksenli diz ekleminin içine doğru iterek diz ekleminin kilitlemesini sağlarken, salınım evresinde kamayı geri çekmektedir. Ancak selenoid kamayı geri çekerken çok fazla güç harcaması gerektiğinden ve zamanla oluşacak deformasyon yüzünden kullanışlı bir tasarım olarak görülmemektedir.



Şekil 2.3 Selenoid denetimli diz eklemi [12]

Akademik çalışmaların yanında ürün haline gelmiş DDDBAO'lar incelendiğinde, farklı mekanizmalara sahip dört ürün karşımıza çıkmaktadır. Bunlardan ilki, çark ve mandal kilitleme mekanizmasını kullanan "Ottobock Free Walk/Becker Utx" cihazıdır. Ortez üzerinde kullanılan kilit mekanizması Şekil 2.4'te gösterilmektedir.

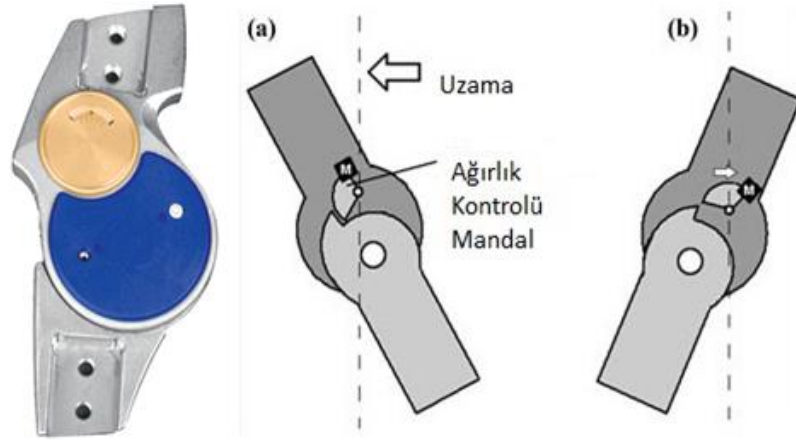


Şekil 2.4 Çark ve mandal mekanizmalı diz eklemi [13]

Ticari ürün olarak satılan ikinci cihaz Horton Technology tarafından üretilmiştir. Bu sistemde kilitleme mekanizması için kam ve sürtünme halkası kullanılmıştır. Sistemdeki kam ortezin alt kısmında bulunan itme mili tarafından denetlenmektedir. Topuk yere temas ettiğinde itme mili yukarı doğru itilir. Böylece itme mili kamın sürtünme halkasına temas etmesini sağlar ve diz eklemi kilitlenmiş olur. Topuğun yer ile teması kesildiğinde ise itme mili aşağı iner ve diz eklemi açılmış olur. Sistemin kilitleme mekanizması herhangi bir orteze bağlanabilir ancak spastik, sakat ayağa sahip hastalar tarafından kullanımı mümkün değildir. Bunun yanında sistem hantal ve standart DBAO'lara göre oldukça büyük ve ağır olduğu için kullanışsızdır.

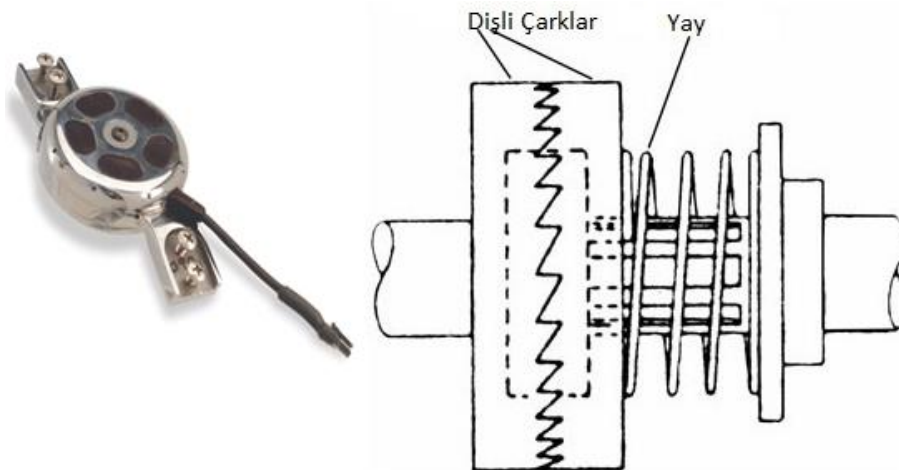
Bir diğer ticari DDDBAO ise Basko Healthcare tarafından üretilen Fillauer ürünüdür. Bu sistemde yer çekimine göre konumu değişen bir mandal diz eklemi kilitlemekte veya serbest bırakmaktadır. Kalça eklemi vücuda göre önde olduğunda mandal aşağı düşerek diz eklemi kilitlerken, kalça eklemi vücuda göre geride olduğunda mandal mevcut konumundan çıkar ve diz eklemi kilidi açılır. Sistemin kilitleme mekanizması Şekil 2.5'te gösterilmektedir. Sistemde mandalın kilidi açıp kapatması gereken kalça açısı ayarlanabilmesi önemli bir avantajdır. Ancak sistem belli bir

açığına göre çalıştığı için merdiven çıkmak ve düzgün olmayan zeminde yürümek için elverişli değildir.



Şekil 2.5 Fillauer diz ortezi [14]

Son ticari ürün ise Becker tarafından üretilen 9001 E-Knee cihazıdır. Cihaz diz eklemine kilitlemek için dişli çark mekanizmalarını kavrama sistemi gibi kullanmaktadır. Dişli çarklardan bir tanesi elektromanyetik bobine bağlı bulunurken diğeri diz eklemi üzerindedir. Ayağın altında bulunan basınç duyargaları, ayağın yer ile temasını tespit ettiği zaman elektromanyetik bobine enerji verilip dizin kilitlemesi sağlanır. Tasarlanan mekanizma Şekil 2.6'da gösterilmektedir. Sistemin ağır, hantal ve pahalı olmasının yanında çarklar birbirine yapışırken meydana gelen doğal olmayan ses ve serbest düşüş bölgesine sahip olması önemli dezavantajlarıdır.



Şekil 2.6 9001 E-Knee diz ortezi [15]

Elektronik diz ortezleri kullanılan eyleyici tiplerine göre farklılıklar göstermektedir. Eyleyici tipine göre ortezin kabiliyetleri, karalılığı, ağırlığı ve enerji ihtiyaçları değişmektedir. Ticari ürünlere bakıldığında, hastaların günlük hayatta kolayca kullanabilmesi için ortezin küçük ve hafif olması gerekmektedir. Bu yüzden ticari elektronik diz ortezlerinde yüksek güç gereksinimi olan, ağır ve büyük pnömatik, hidrolik, magnetoreolojik ve elektrik eyleyici, sönümlendirici kullanımı tercih edilmemektedir. Bunun yerine küçük mekanik kilitler ve bu kilitleri tetikleyen mekanizmalar kullanılmaktadır.

Kaynak araştırması sonucunda bulunan DBAO'ların eklem tahrik seviyesinde denetim stratejilerini üç farklı sınıfta inceleyebiliriz. Bu stratejilerden ilki pozisyon denetimidir. Kapalı çevrim pozisyon hata denetimi ile ortezlerin eklemleri denetlenebilir. Pozisyon denetiminin yanında hız denetimi de düşünülebilir. Hatta hız denetimi pozisyon denetimine göre daha hızlı çalışabilir. Böylece pozisyon hataları daha çabuk kapatılabilir. Ancak eklemler için pozisyon denetimi daha uygun ve daha güvenlidir. Bu yüzden araştırmacılar tarafından hız denetimine tercih edilmektedir.

Kazerooni ve arkadaşları Bleex sistemi için orantılı pozisyon denetçisi kullanmışlardır [16]. Bleex, kullanıcının normalde taşıyabileceği ağırlıktan daha fazlasını taşımasına yardımcı olmak amacıyla tasarlanmış, giyilebilir bir dış iskelet mekanizmasıdır. Kazerooni ve arkadaşları dış iskelet üzerindeki her eklem için orantılı pozisyon denetimi ile kullanıcının eklem açılarını takip edebileceğini belirtmektedir.

İkinci denetim stratejisi ise değişken empedans denetimidir. Empedans denetimi genel olarak sistem için en uygun empedansı bulmaya çalışan bir sistemdir. Bu denetim stratejisine örnek olarak Irby ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma gösterilebilir [17]. Irby ve arkadaşları bir selenoid ile tahrik edilen yay ve debriyaj mekanizmasına sahip diz ortezi geliştirmiştir. Bu çalışmada yürüyüş olaylarını, evre değişimlerini tespit etmek için ayağın yer ile olan teması kullanmıştır. Temas bilgisini elde etmek için kuvvete duyarlı dirençler (KDD) (force sensitive resistor (FSR)) kullanılmış ve elde edilen evre değişimleri bilgisi ile yürüyüş sırasında diz eklemi denetlenmiştir. Bu tarz sistemlerde kuvvete duyarlı dirençler kullanmak oldukça basittir ancak duyarganın değişkenliğinin yüksek olması büyük bir dezavantajdır. Bu değişkenlik güç çevirici devresinin doğrusal olmamasından ya da düzgün yerleştirilmemiş olmasından kaynaklanabilmektedir.

En son denetim stratejisi sınıfı ise kesikli eklem denetimidir. Kaynaklarda kesikli eklem denetimi konusunda Culler ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışma bulunmaktadır [18]. Bu çalışmada diz eklemine sertliği kesikli denetim stratejisi kullanılarak denetlenmiştir. Sistemde geri bildirim olarak ataletsel sensörler kullanılmıştır. Ayrıca diz eklemine sertliğini değiştiren, selenoid tarafından tahrik edilen bir eyleyici kullanılmıştır.

Denetim stratejilerinden sonra denetim yöntemleri incelenecek olursa, farklı eyleyici tipleri ve özellikleri gözetilerek farklı yöntemler kullanan çalışmalar ile karşılaşılmaktadır. Örneğin tek eksene sahip, insan yürüyüş hareketine yardımcı olması için tasarlanan RoboKnee dış iskeletinde PD denetçisi ile denetlenen bir doğrusal eyleyici kullanılmıştır [19]. Diz eklemi rehabilitasyonunda kullanılan AKROD isimli giyilebilir dış iskelet tasarımında ise değişken direnç gösteren tork üreten ve ER sıvı içeren bir eyleyici PI denetçisi ile denetlenmektedir[20]. Costa ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada her bacak için beş serbestlik derecesine sahip bir alt bacak ortezi geliştirmiştir [21]. Bu ortezde her eklem için çift halinde çalışan pnömatik kas eyleyicileri kullanılmıştır. Bu pnömatik kas çiftlerinin her biri PID denetçisi kullanılarak denetlenmiştir. Zhang ve arkadaşları ise bulanık denetçi ve bang-bang denetleyicisi ile birlikte kullanarak giyilebilir bir dirsek dış iskeletini denetlemişlerdir [22]. Ancak tasarlanan hibrit denetçi genel denetim temellerine oturmamaktadır ve sezgiseldir. Ayrıca çalışma içinde sistemin kararlılığından bahsedilmemiştir. Frisoli ve arkadaşları ise çalışmalarında giyilebilir bir dış iskeletin (L-Exos) kuvvet ve pozisyon denetimi için ikinci dereceden kayan kipli denetçi kullanmışlardır [23]. Sistemde bilinmeyen parametrelerin ve modellenmemiş belirsizliklerin olmasına rağmen denetçinin istenildiği gibi düzgün çalıştığı belirtilmiştir.

3. YÜRÜYÜŞ HAREKETİ VE HAREKET ÖLÇÜM, İNCELEME SİSTEMLERİ

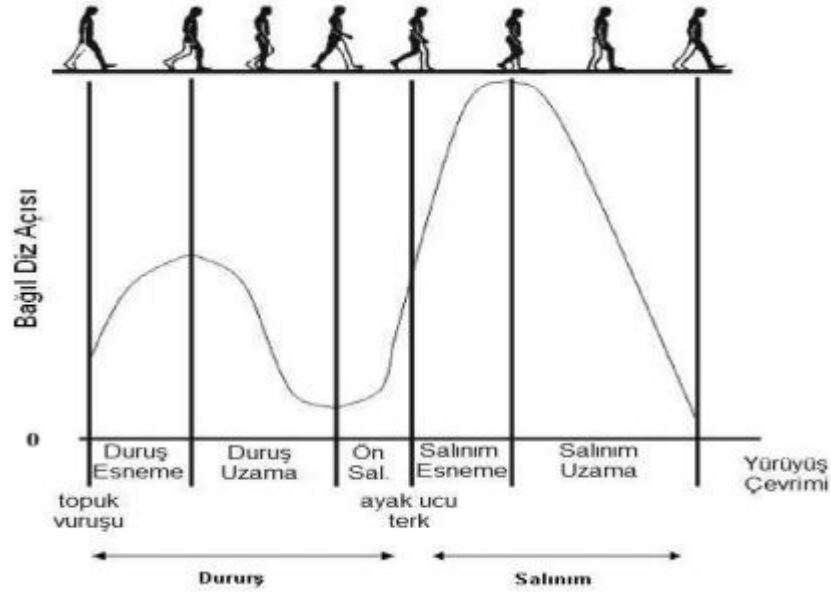
3.1. Yürüyüş Hareketi ve Yürüyüş Evreleri

İnsan yürüyüşü, vücutta bulunan alt ve üst uzuvların periyodik hareketi ile gerçekleşmektedir [24]. Yürüyüş esnasında insan vücudu ya tek ayak ya da her iki ayak tarafından desteklenmelidir. İnsan yürüyüşünün iki topuk vuruşu arasında kalan kısmı yürüyüş çevrimi olarak değerlendirilir. Bir yürüyüş çevrimi, salınım ve duruş olmak üzere iki ana evre içermektedir. Bacağın yer ile temasının olmadığı evre o bacak için salınım evresi, yer ile temasın olduğu evre ise duruş evresi olarak tanımlanmaktadır. Bir yürüyüş çevresinin %40'lık bölümü salınım evresi, %60'lık bölümü ise duruş evresi olarak kabul edilmektedir [25].

Yürüyüş çevrimi genel anlamda iki evre olarak tanımlanmış olsa da, ortez üzerinde etkin bir denetim gerçekleştirebilmek için iki evre yetersiz kalmaktadır. Yapılan araştırmalarda, bir yürüyüş çevriminin beş, altı ve yedi evreye bölünerek incelendiği görülmüştür [25], [26]. Bu tez kapsamında, Herr ve Wilkenfeld'in [26] beş evreye bölünmüş yürüyüş modeli kullanılacaktır. Bu modelde yürüyüş evreleri duruş esneme (DE), duruş uzama (DU), ön salınım (ÖS), salınım esneme (SE) ve salınım uzama (SU) olarak belirlenmiştir. Belirlenen evrelerin, yürüyüş çevrimi içerisindeki yeri ve bağıl diz açısı ile olan ilişkisi Şekil 3.1'de gösterilmektedir [26].

Daha önce bahsedildiği ve şekilden de görülebileceği gibi, yürüyüş çevrimi topuğun yere temas etmesiyle birlikte başlamaktadır. Topuğun yere temas etmeye başlamasıyla birlikte diz eklemi de esnemeye başlamaktadır. Dizin esnemeye başladığı andan esnemenin sona erdiği ana kadar geçen süre duruş esneme (DE) evresi olarak tanımlanmaktadır.

Ayak tamamen yer ile temas ettikten, duruş esneme evresi bittikten sonra diz eklemi uzamaya başlar. Uzamanın başladığı an ile dizin ayak yere temas ederken ulaştığı en yüksek uzama seviyesine kadar geçen süre duruş uzama (DU) evresi olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 3.1 Yürüyüş evreleri ve bağıl diz açısı ilişkisi [26]

Diz eklemi ayak yere temas ederken ulaştığı en yüksek uzama seviyesinden sonra tekrar bükülmeye başlar. Bu sürecin başlamasıyla birlikte ayağın yer ile olan teması kesilmeye başlar. Diz bükülmesiyle başlayan ve ayak ucunun yer ile temasının kesilmesine kadar geçen süre ön salınım (ÖS) evresi olarak tanımlanmaktadır.

Ayağın yer ile teması kesildikten sonra diz eklemi esnemeye başlar. Esnemenin başlamasından dizin en yüksek esneme seviyesine ulaşmasına kadar geçen süre salınım esneme (SE) olarak tanımlanmaktadır. Bu evre sırasında diz eklemi esnediğinden dolayı ayak yerden yükselir. Böylece ayak ucunun yerle temas etmemesi ve kişinin tökezleyip düşmemesi sağlanmış olur.

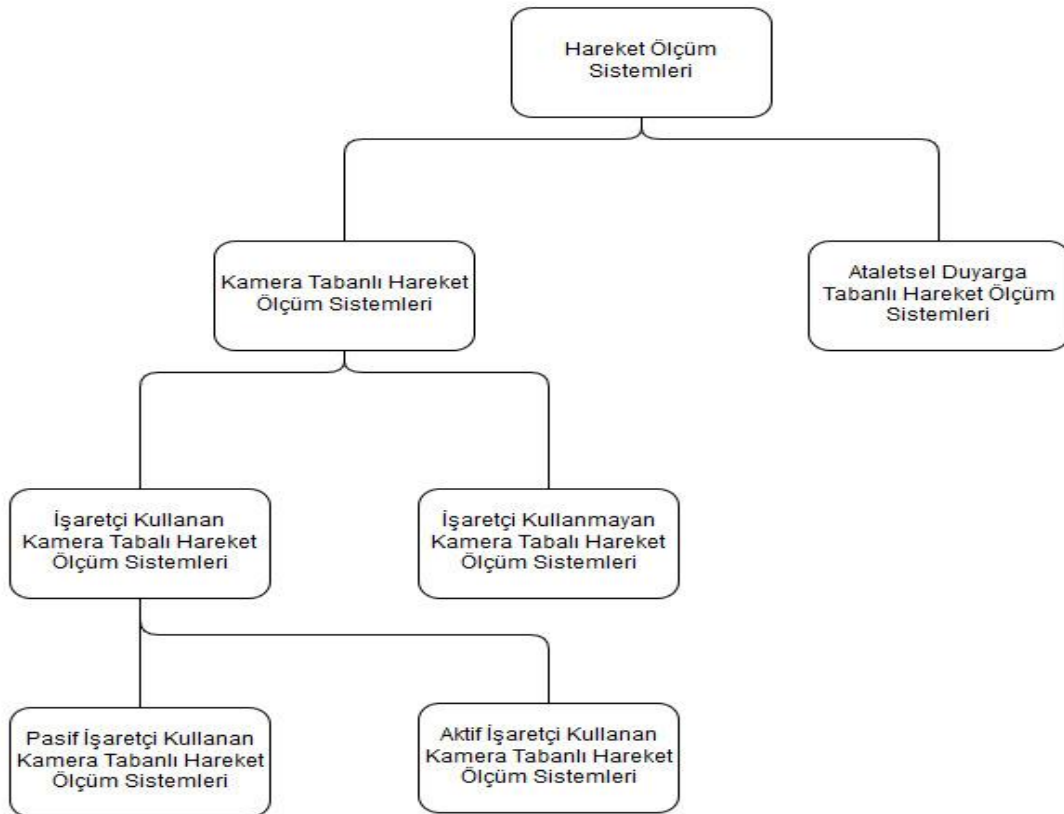
Yürüyüş çevriminin son evresi ise salınım uzama (SU) olarak tanımlanmıştır. Bu evre, en yüksek esneme seviyesine ulaşmış dizin uzamaya başlamasıyla birlikte başlar ve topuğun yere temas etmesiyle birlikte sonlanır.

3.2. Hareket Ölçüm ve İnceleme Sistemleri

Tasarlanacak diz ortezinin başarımı, kullanıcının yürüyüşünü doğal yürüyüşe yaklaştırdığı ölçüde artmaktadır. Bu yüzden, "doğal yürüyüş" ün kinematik ve kinetik ölçümleri yapılmalı ve elde edilen verilerin 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 genişir [27]. Kinematik ölçümler, yürüyüşün içerdiği ve hareketi oluşturan kuvvetlerden bağımsız değişkenlerin ölçülerinden oluşmaktadır. Doğrusal ve açısal yer değiştirmeler, hız ve ivme değerleri kinematik değişken örneklerindedir [27]. Kinetik ise hareketi oluşturan iç (kas aktiviteleri ve eklem sürtünme kuvveti) ve dış kuvvetlere (yerin tepki kuvveti ve rüzgar direnci) verilen genel addır [27].

İnsan hareketinin kinematik ve kinetik ölçümlerinin yapılabilmesi için kamera ve duyurga gibi hareket ölçümü yapabilecek araçların kullanıldığı hareket ölçüm düzeneklerine ihtiyaç duyulmaktadır. Biyomekanik incelemeler için kullanılan hareket ölçüm düzenekleri kamera tabanlı ve ataletsel duyurga tabanlı olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Hareket ölçüm sistemlerinin gruplandırılması Şekil 3.2’de gösterilmektedir.

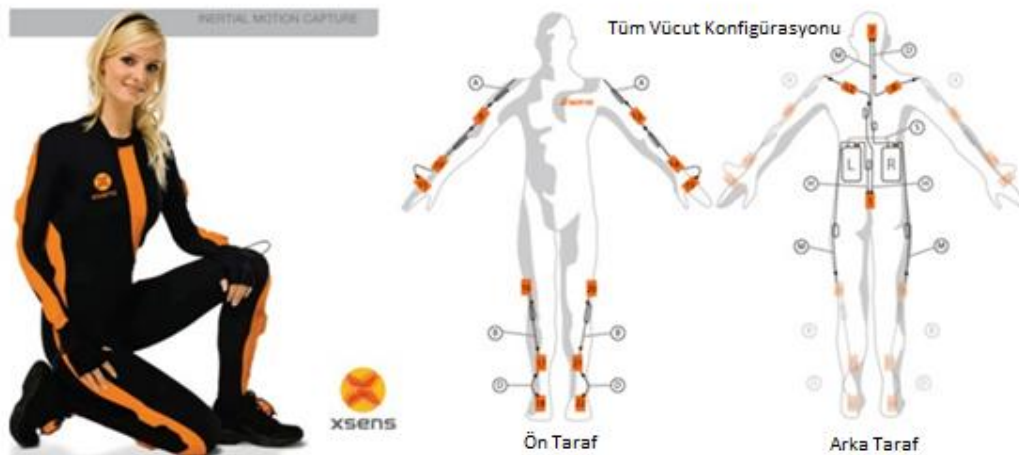


Şekil 3.2 Hareket ölçüm sistemi türleri

3.2.1. Ataletsel Duyurga Tabanlı Hareket Ölçüm Sistemleri

Bu tarz hareket ölçüm sistemlerince kullanıcı üzerine yerleştirilen ataletsel duyurgalardan toplanan veriler kablosuz veya kablolu olarak bilgisayara gönderilir. Bilgisayar üzerinde koşan yazılım ise toplanan verileri işleyerek kullanıcının kinematik verilerini üretir. Ticari bir ürün olarak XSENS firmasının ürettiği MVN isimli hareket ölçüm sistemi Şekil 3.3'te gösterilmektedir.

Ataletsel duyurga tabanlı hareket ölçüm sistemlerinin kullanıma hazır hale getirilmesi (bilgisayar üzerinde koşan yazılımın çalışır hale getirilmesi, hareket ölçüm sisteminin kullanıcı tarafından giyilmesi ve sistemin kalibrasyonu) ve kullanılması kamera tabanlı hareket ölçüm sistemlerine göre oldukça kolaydır. Bunun yanında sistemin sorunsuz olarak kullanılabilmesi için sistem hakkında çok detaylı bilgi sahibi olunmasına gerek yoktur. Ayrıca kullanıcı üzerinden veri toplayabilmek için sınırlı bir alan içinde çalışılmasına da gerek yoktur. Sistem açık alanda veya kapalı alanda kolayca kullanılabilir ve kullanıcı üzerinden veri toplanabilir. Ancak kullanılan ataletsel duyurgaların yapısı gereği toplanan verilerde kaymalar (drift), dolayısıyla kinematik analiz sonucunda hatalar oluşacaktır. Bu tarz hareket ölçüm sistemlerinin bir diğer dezavantajı ise düşük örnekleme frekansına sahip olmasıdır. Ürün olarak satılan ataletsel duyurga tabanlı ölçüm sistemlerinin örnekleme frekansı düşük maliyetli kamera tabanlı ölçüm sistemlerinin örnekleme frekansına yakın olmasına rağmen, daha hızlı donanımlara sahip ve yüksek maliyetli kamera tabanlı ölçüm sistemlerinin örnekleme frekanslarının gerisinde kalmaktadır.



Şekil 3.3 Xsens MVN ataletsel hareket ölçüm sistemi [28]

Piyasada ataletsel duyurga tabanlı hareket ölçüm sistemlerini üreten ve ürün olarak satan pek çok firma bulunmaktadır ancak sadece öne çıkan üç firmanın, ürünleri üzerine detaylı inceleme yapılmıştır. Bu firmaların ürünlerinin teknik özellikleri Çizelge 3.1’de detaylı olarak gösterilmektedir.




Tez çalışması kapsamında kullanılan pasif iskelet donanımı da üzerinde barındırdığı duyurgalardan ve kullanım benzerliğinden dolayı ataletsel hareket ölçüm sistemi olarak tanımlanabilir. Pasif iskelet üzerinden kalça ve diz eklemlerinin açıları, açısal hızları evre kestirimi için gerekli olabileceği için yürüyüş sırasında bu verilerin toplanmasına karar verilmiştir. Bu bağlamda, eklemlerin açı ve açısal hızlarının ölçülmesi için ivmeölçer tabanlı açıölçerler ve mutlak kodlayıcılar kullanılmıştır. Pasif iskelet üzerinde açıölçer ve mutlak kodlayıcıların birlikte kullanılması sayesinde açıölçerler ve mutlak kodlayıcılardan elde edilen ayrı açı bilgileri incelenebilmiş ve açıölçerlerin ne oranda doğru ölçüm yaptığı anlaşılmıştır. Pasif iskelet üzerinde kullanılan açıölçer diz eklemi ortezi de kullanılacağı için elde edilen bu bilgi oldukça önemlidir.

Çizelge 3.1 Ataletsel hareket ölçüm sistemleri özellik karşılaştırması [28][29][30][31]

Firma	SYNERTIAL	InertialLabs	XSENS	XSENS	Perception Neuron
Model	IGS COBRA SUIT	3DSuit	MVN Awinda	MVN Link	Perception Neuron
Duyurga Sayısı	12	4- 17	17	17	11 - 32
Jirosko Ölçüm Aralığı	2000 deg/sec	2000 deg/sec	2000 deg/sec	2000 deg/sec	2000 deg/sec
İvme Ölçer Ölçüm Aralığı	±16g	±16g	±16g	±16g	±16g
Veri Hızı (Hz)	30 - 60	60	60	240	60 - 120
İçsel Güncelleme Hızı (Hz)	500	1000	1000	1000	-
Gecikme Süresi	-	20 ms	30 ms	20 ms	-
Yatış Açısı Doğruluğu (°)	-	1.0	-	-	< 1.0
Yunuslama Açısı Doğruluğu (°)	-	1.0	-	-	< 1.0
Sapma Açısı Doğruluğu (°)	-	1.0	-	-	< 2.0

Topuk ve ayakucunun yer ile ilişkisini gözlemlemek için ise ayağa kuvvete duyarlı dirençler yerleştirilmiştir. Böylece ayakucunun yere temas etmesini veya topuğun yer ile temasının kesilmesi gibi olaylar tespit edebilir hale gelmiştir. Bunun yanında bu iki duyarga bilgisini kullanarak ayağın yere tamamen temas ettiğini ya da kullanıcının ağırlığının hangi tarafa yöneldiğini de tespit edebilmiştir. İskelet üzerinde kullanılması kararlaştırılan duyargalar ve özellikleri Çizelge 3.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2 Pasif iskelet duyarga özellikleri

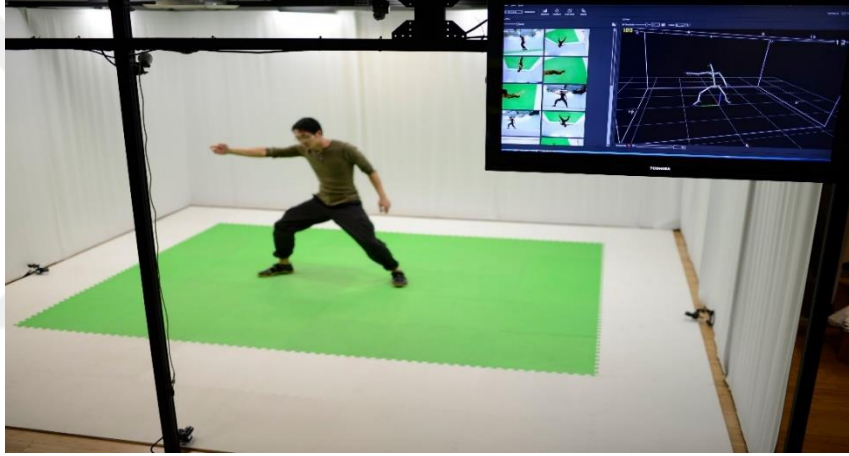
Duyarga	Özellikleri
	<p>ANALOG DEVICES ADIS 16209 Eğimölçer Ölçüm Ekseni (eğimölçer): 1 veya 2 Ölçüm Aralığı (eğimölçer): 1 eksen $\pm 180^\circ$ veya 2 eksen $\pm 90^\circ$ Doğruluk (eğimölçer): 0.1° Çözünürlük (eğimölçer): 0.025° Ölçüm Ekseni (ivmeölçer): 2 Ölçüm Aralığı (ivmeölçer): $\pm 1.7g$ Çözünürlük (ivmeölçer): $0.244mg$ Besleme Gerilimi: 3-3.6 V Bant Genişliği: 50Hz Çıkış: SPI arayüzü</p>
	<p>Opkon MRV 50 Mutlak Kodlayıcı Tur Sayısı: Tek tur Azami Dönüş Hızı: 1000 Tur/Saniye Çözünürlük: $13.8mV/^\circ$ ($5V/360^\circ$) Besleme Gerilimi: 5 VDC Çıkış: Analog gerilim</p>
	<p>Tekscan FlexiForce A401 Kuvvete Duyarlı Direnç Ölçüm Aralığı: 0-0.45kg’dan 0-3150kg’a (ayarlanabilir) Doğrusallık (Hata): $< \pm 3\%$ Tepki Süresi : < 5 mikrosaniye Ölçüm Alanı : 25.4mm (Çap)</p>

3.2.2. Kamera Tabanlı Hareket Ölçüm Sistemleri

Kamera tabanlı hareket ölçüm sistemleri işaretçi kullanan ve kullanmayan olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

3.2.2.1. İşaretçi Kullanmayan Kamera Tabanlı Hareket Ölçüm Sistemleri

Bu tarz hareket ölçüm sistemleri bir takım takip algoritmaları kullanarak hedefteki insanın kinematik verilerini hesaplamaktadır. Analiz için farklı takip algoritmalarını kullanmak performans açısından farklı sonuçlar vermesine rağmen gerçek zaman ve hata bakımından işaretçi kullanan hareket ölçüm sistemlerinin gerisinde kalmaktadır. Dolayısıyla bu sistemler üzerine detaylı bir inceleme yapılmasına gerek görülmemiştir. Ticari bir ürün olarak TrackLab firması tarafından üretilen hareket ölçüm sistemi 3.4'te gösterilmektedir.



Şekil 3.4 TrackLab kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi [32]

3.2.2.2. İşaretçi Kullanan Kamera Tabanlı Hareket Ölçüm Sistemleri

İşaretçi kullanan kamera tabanlı sistemler, kullanıcı üzerine yerleştirilen işaretçiler, işaretçileri görüntülemek amacıyla kullanılan kızılötesi ışığa sahip kameralar ve kameralardan gelen görüntü verilerini işleyen, kullanıcının kinematik verilerini hesaplayan yazılımdan oluşmaktadır. Ticari bir ürün olarak Vicon firmasının ürettiği hareket ölçüm sistemi Şekil 3.5'te gösterilmektedir.

Bu tarz sistemlerde kullanılan işaretçi aktif veya pasif olabilmektedir. Şekil 3.6'da aktif ve pasif işaretçiler gösterilmektedir. Pasif işaretçiler ışığı geri yansıtma özelliğine sahiptirler. Aktif işaretçiler ise içerisinde sistemdeki kameralar tarafından tespit edilebilecek bir ampül bulundurmaktadır. Pasif işaretçiler kullanıcı üzerine

direkt olarak bağlanabilirken, aktif işaretçilerin enerji gereksinimlerinden dolayı bir güç kaynağına bağlı, kablolu olması gerekmektedir. Elbette kendi içinde bataryası bulunan işaretçiler bulunmaktadır ancak bu tarz işaretçilerin de şarj gereksinimi bulunmaktadır.



Şekil 3.5 Vicon kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi [33]

Aktif ve pasif işaretçiler aynı sistemler üzerinde kullanılabileceği için iki işaretçi tipi arasındaki farklar detaylı olarak incelenmemiştir. Bunun yanında ilerleyen bölümlerde de işaretçi tipi ayrımı yapılmamıştır.



Şekil 3.6 Aktif ve pasif işaretçi tipleri [34]

Kamera tabanlı sistemler doğru şekilde kurulduğu ve düzgün kalibrasyon yapıldığı durumda oldukça doğru ve hassas sonuçlar üretecektir. Ataletsel duyarga tabanlı ölçüm sistemleri veya işaretçi kullanmayan kamera tabanlı ölçüm sistemleri doğruluk açısından bu sistemlerden geride kalmaktadırlar. Ürün olarak satılan ölçüm sistemlerinin çoğu 1mm'nin altında pozisyon hatasına sahip olduğunu belirtmektedir. Ayrıca bu tarz sistemlerin örnekleme frekansı 960Hz değerlerine

kadar çıkabilmektedir. Bu değer en yüksek örnekleme frekansına sahip atalatsel duyurga tabanlı hareket ölçüm sisteminin örnekleme frekansından dört kat daha fazladır.

Kamera tabanlı sistemlerin avantajlarının yanında birtakım önemli dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlardan bir tanesi yüksek maliyettir. Düşük maliyetli bir kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi bile 8000 – 9000 \$ civarında fiyatlara sahiptir. Bu değer üst seviye olarak kabul edilecek bir ataletsel duyurga tabanlı hareket ölçüm sisteminin fiyatından daha yüksektir. Sistemde kullanılacak kamera sayısı ve kabiliyetleri arttırılacak olursa sistem maliyeti 250000 \$ seviyelerine gelebilmektedir. Bir diğer önemli dezavantaj ise, kullanılan kameraların sabit kalma zorunluluğu yüzünden sadece sınırlı bir alan içinde ölçüm yapılabilmesidir. Ayrıca ölçüm sisteminin kurulumu ve kalibrasyonu oldukça zahmetlidir. İşaretçilerin kullanıcı üzerine doğru şekilde yerleştirilmesi ve düzgün veri toplanabilmesi için sistem hakkında detaylı bilgiye sahip bir personele ihtiyaç duyulmaktadır. Kullanılan sistemler karmaşık ve pek çok özelliğe sahip olduğu için sistemin öğrenme süresi de oldukça uzundur.

Kamera tabanlı hareket ölçüm sistemleri için piyasadaki ürünler üzerinden araştırma yapıldığında Vicon, Qualisys ve Optitrack firmaları diğerlerine göre bir adım öne çıkmaktadırlar. Bu firmaların ürünlerinin kullanıcılar tarafından yoğun olarak tercih edildiği gözlemlenmiştir. Bu yüzden sadece bu firmaların ürünleri üzerine detaylı inceleme yapılmıştır. Firmaların ürün olarak sunduğu kameraların detaylı teknik özellikleri EK 1’de sunulmaktadır.

Kamera özelliklerinin yanında kullanılan sistemin kuvvet plakası (force plate) gibi ekipmanlar ile birlikte çalışabilmesi, kendi programından başka programlara veri aktarabilmesi ve geliştiriciler için gerekli desteği sağlayabilmesi gibi özellikler de önemli olmaktadır. Ancak bu ek özellikler detaylı olarak incelenen firmaların yazılımları tarafından küçük farklar ile sağlanmaktadır. Dolayısıyla bu konuda ürünler arasında karşılaştırma yapılmamıştır.

Kamera tabanlı hareket ölçüm sisteminin maliyeti kullanılan kamera sayısına ve kameraların kabiliyetlerine göre oldukça değişken olduğu için firmalar arasında sağlıklı bir maliyet karşılaştırması yapmak çok mümkün görünmemektedir ancak

Optitrack firmasının ürünlerinin diğer firmaların ürünlerine göre daha düşük maliyetli olduğu söylenebilir. Ayrıca Optitrack firması fiyat bakımından diğer firmalara göre daha geniş aralıkta çözümler sunabilmektedir.

Detaylı olarak incelenen ürünlerin performansını, başarımını bizzat ölçme şansımız olmadığı için bu konuyla ilgili yapılan çalışmalar incelenmiştir. James'in [35] yaptığı çalışmada, mevcut kamera tabanlı hareket ölçüm sistemlerinin performansını ölçmek amacıyla birkaç senaryo kurgulanmış ve sistemler bu senaryolara göre test edilmiştir. Yapılan testler sonucunda Motion ve Vicon firmalarının ürünleri diğer firmaların ürünlerine göre pek çok alanda üstünlük sağlamıştır. Optitrack firmasının kuruluş tarihi diğer firmalara göre daha yeni olduğu için James'in çalışmasında yer almamıştır. Bu konuyla ilgili bir diğer çalışmada [36] ise düşük maliyetli ve yüksek maliyetli iki kamera tabanlı hareket ölçüm sisteminin karşılaştırması yapılmıştır. Optitrack firmasının 12 adet V100R2 (Flex 3) kamerası kullanılarak düşük maliyetli (15000 \$) bir hareket ölçüm sistemi kurulmuştur. Bu sisteme rakip olarak ise, Vicon firmasının 12 adet MX kamerası kullanılarak yüksek maliyetli (250000 \$) hareket ölçüm sistemi kurulmuştur.

Doğrusal kesinliği (linear accuracy) ve yürüyüş verisinin kalitesinin karşılaştırıldığı çalışmaya göre, düşük maliyetli sisteminin küçük ölçüm alanı ve düşük örnekleme frekansı gibi kısıtlamaları olmasına rağmen bir insanın kinematik ölçümünü yapmak için yeterli olduğu görülmektedir. Koşu bandı üzerinde yürüyen bir insanın kinematik verilerini toplamak için yüksek maliyetli bir hareket ölçüm sistemi yerine düşük maliyetli bir hareket ölçüm sistemi tercih edilebilir.

Yapılan araştırmalardan sonra, bu çalışmada hareket ölçüm sistemi olarak Optitrack firmasının 8 adet Flex 13 kamerasının kullanılmasına karar verilmiştir. 4 x 4m alanında ölçüm yapma kabiliyetine sahip bu sistem, 120Hz örnekleme frekansı ile veri toplayabilmektedir. Kullanılan hareket ölçüm sistemi Şekil 3.7'de gösterilmektedir.

Sistemin 4 x 4m alan içinde ölçüm yapabilme kapasitesine sahiptir ancak bu özellikten tam anlamıyla faydalanılmamıştır. Bunun yerine kameralar koşu bandını görecekle şekilde yerleştirilmiş ve bütün yürüyüş testleri koşu bandı üzerinde gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.7 Optitrack kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi

4. ORTEZ DONANIMLARI

4.1.Pasif İskelet Donanımı

Tez çalışması kapsamında yarı aktif diz ortezinin gerçekleştirilmesi için öncelikle cihaz üzerinden hangi türden verilerin toplanması gerektiği belirlenmelidir. Bu amaçla, yürüyüş sırasında sağlıklı insan üzerinden mümkün olduğu kadar bilgi toplanmasına ve evre kestirimi için bu bilgilerin hangisine ihtiyaç duyulduğunun tespit edilmesine karar verilmiştir.

Pasif dış iskeletin temelini oluşturan bileşenler elektronik ve mekanik aksamlar olmak üzere iki bölümde incelenmektedir. Kullanılan dış iskelet mekanik olarak ayaktan başlayıp kalçaya kadar uzanmaktadır. İskeletin kalça, diz ve ayak bileği kısımlarında pasif, döner eklemler bulunmaktadır. Elektronik aksam ise duyarlar, duyarğa bilgilerini toplayan, gönderen mikrodenetleyiciler ve mikrodenetleyicilerden gelen bilgileri toplayan, saklayan ana bilgisayardan oluşmaktadır.

4.1.1. Mekanik Aksamı

Sağlıklı insan üzerinden veri toplamak için kullanılan dış iskelet genel olarak çelikten üretilmiştir. Diz ve kalça eklemlerinde pasif döner mekanizmalar bulunmaktadır. İskelet kalçada, üst bacakta ve alt bacakta bulunan kemerler ile kullanıcıya bağlanmaktadır.

Dış iskelet üzerinden gerekli bilgilerin doğru şekilde alınabilmesi için iskeletin kullanıcı üzerine tam olarak oturması kritik önem taşımaktadır. Bu yüzden, iskelet insan anatomisi göz önünde bulundurularak tasarlanmıştır. İskeletin insan anatomisine uyum sağlaması için bazı noktalarında içe ve dışa doğru eğimler bulunmaktadır. Bunun yanında farklı denekler ile test yapabilmek için alt bacak ve üst bacak uzunlukları ayarlanabilmektedir.

İskelet üzerinden veri toplarken ayak bileği açısı ile herhangi bir işlem yapılmayacağından dolayı kalça ve dizde bulunan pasif eklemlerden kullanılmasına gerek olmadığına karar verilmiştir. Bunun yerine tasarlanan ortezde de kullanılacak klenzak eklem kullanılmıştır. Klenzak eklemi sahip olduğu yay mekanizması sayesinde ayak düşüklüğü yaşayan hastaların yürüyüş esnasında ayakucunu yere sürmesini engellemek amacıyla ayağı yukarı çekmektedir. Ayak yer ile temas

ederken ise bileğin belli bir açığa kadar bükülmesine izin vermektedir. Şekil 4.1’de sistemde kullanılan klenzak eklemi gösterilmektedir.



Şekil 4.1 Klenzak eklemi [37]

4.1.2. Elektronik Aksam

4.1.2.1. Duyargalar

Pasif iskelet üzerinde kullanılan duyargalar “3.2.1 Ataletsel Duyarga Tabanlı Hareket Ölçüm Sistemleri” bölümünde detaylı olarak anlatılmıştır.

4.1.2.2. Mikrodenetleyici

Duyargalardan alınacak bilgileri topladıktan sonra bu bilgileri anabilgisayara göndermekle görevli duyarga kartlarının en önemli parçası mikrodenetleyicidir. Duyarga kartında toplanan bilgiler üzerinde herhangi bir matematiksel işlem yapılmayacağı için mikrodenetleyicinin işlem hızının yüksek olmasına gereksinim duyulmamaktadır. Aynı şekilde toplanan bilgiler boyut olarak büyük olmadığı için hafıza kısıtı da önemli değildir. Ancak iskelet mobil olarak kullanılabileceği ve duyarga kartlarına batarya tarafından güç sağlanacağı için mikrodenetleyicinin güç tüketiminin düşük olmasında fayda vardır. Ayrıca açıölçer duyargası ile haberleşme ve ana bilgisayar ile haberleşme görevini yerine getirebilmesi için gerekli haberleşme arayüzlerine sahip olmalıdır. Bahsedilen isterler göz önünde bulundurularak,

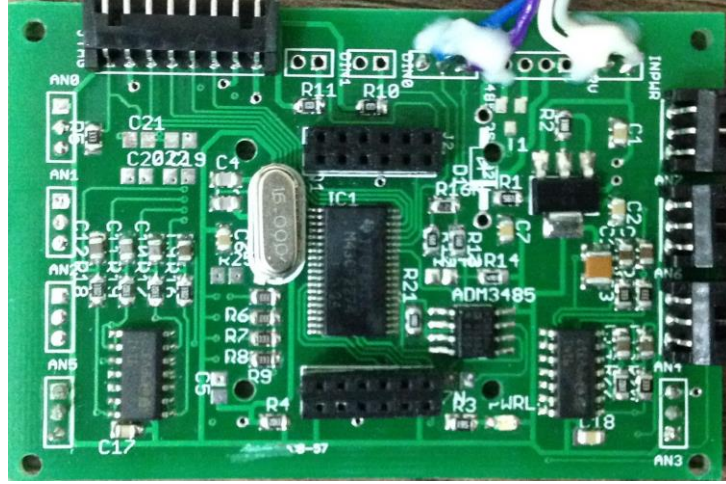
Çizelge 4.1’de gösterilen Texas Instruments firmasının ürettiği 16 bitlik MSP430F2274 mikrodenetleyicisinin kullanılması uygun görülmüştür.

Çizelge 4.1 Mikrodenetleyici özellikleri

Mikrodenetleyici	Özellikleri
	TEXAS INSTRUMENTS MSP430F2274 16-Bit Mikrodenetleyici İşlemci Hızı: 16Mhz Kalıcı Bellek: 32KB RAM: 1KB Çevre Birimleri: I2C, SPI, UART, ADC Besleme Gerilimi: 1.8-3.6V Bacak Sayısı: 38 Büyükük: 8.1x12.5 mm

4.1.2.3. Duyarga Kartı

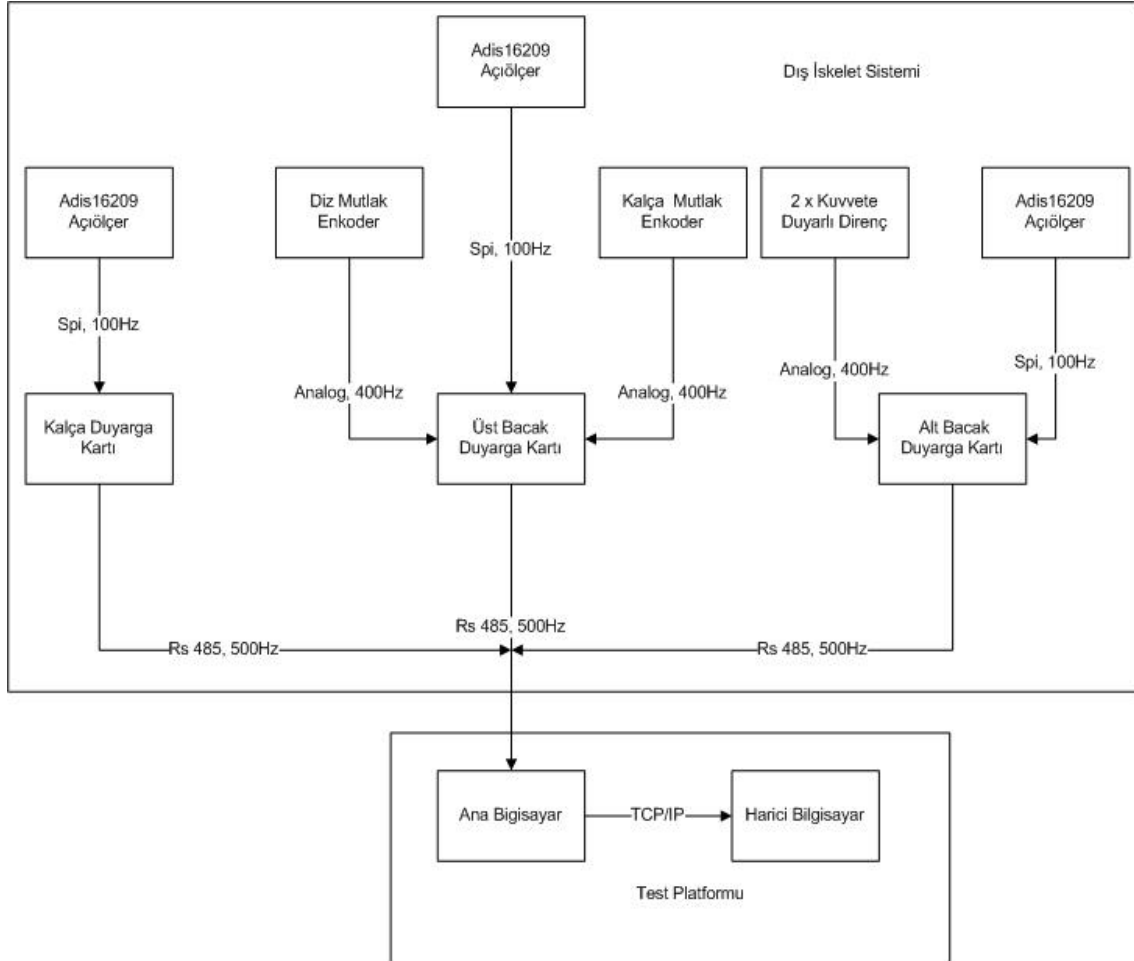
Pasif iskelet üzerinde bulunan duyarga bilgilerini toplamak ve ana bilgisayara göndermek için Şekil 4.2'de gösterilen elektronik kart tasarlanmıştır. Kart üzerinde 8 adet analog girdi kanalı bulunmaktadır. Bu girişler ile mikrodenetleyicinin analog girdi bacaklarını direkt olarak bağlamak yerine araya kazancı ayarlanabilir bir güçlendirici ve alçak geçiren bir filtre yerleştirilmiştir. Böylece farklı gerilim büyüklüklerindeki analog sinyaller güçlendiricinin kazanç değeri değiştirilerek toplanabilmektedir. Ayrıca farklı frekanslara sahip analog sinyaller düşük geçiren filtrenin frekansı ayarlanarak etkin bir şekilde filtrelenebilmektedir. Duyarga kartının üzerinde açılçer ile haberleşebilmesi için SPI kanalı bulunmaktadır. Açılçer duyargasına takılan bağlantı elemanları duyarganın kart üzerinde sabit kalmasını ve kart ile birlikte hareket etmesini sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Böylece açılçerden düzgün ve doğru bilgi toplanması hedeflenmektedir. Duyarga kartının anabilgisayar ile haberleşebilmesi için ise mikrodenetleyicinin UART kanalı kullanılmıştır. Duyarga kartı haberleşme için Rs232 veya Rs485 arayüzünü kullanabilecek şekilde tasarlanmıştır. Kart üzerinde UART kanalının TTL seviyesindeki sinyalleri Rs 232 veya Rs 485 arayüzü sinyallerine dönüştürecek iki ayrı tümleşik devre bulunmaktadır. İsteğe ve uygulamaya göre bu iki arayüzden biri seçilir ve dışarı ile haberleşme sağlanır.



Şekil 4.2 Duyarga kartı devresi

İki arayüz arasındaki farklar incelenecek olursa, Rs232 iki yönlü bir arayüzdür ve genellikle tek kanal üzerinde iki cihaz birbiri ile haberleşir. Ayrıca diferansiyel bir arayüz olmadığı için uzun mesafeli haberleşmede bozulmalar meydana gelmektedir. Özellikle yüksek frekanslı haberleşmelerde iletişimin kalitesi oldukça bozulmaktadır. Rs485 ise tek yönlü bir arayüzdür. Bir kanal üzerinde ana işlemci ve takipçiler (master and slave) mantığı kullanılarak pek çok cihaz haberleştirilebilir. Sistemdeki ana cihaz, hat üzerinde kendine özel bir adrese sahip takipçilere bilgi gönderebilir ya da bilgi alabilir. Ana işlemci tarafından emir gelmediği sürece takipçilerin kanala yazma izni bulunmamaktadır. Bu kural bozulmadığı sürece kanal içinde veri karışması yaşanmaz. Ana işlemci ve takipçiler mantığı ile çalışan ve yaygın olarak kullanılan pek çok protokol bulunmaktadır. Örnek olarak Modbus, Profibus ve Profinet gösterilebilir. Bu protokoller pek çok cihazın bir kanala bağlanabilmesini sağladıklarından dolayı endüstride yoğun olarak kullanılmaktadırlar. Yoğun olarak kullanılmasının bir diğer sebebi ise Rs485'in diferansiyel bir arayüz olmasından dolayı gürültülere karşı dayanıklı olmasıdır. Diferansiyel kanalın iki sinyali birbirinden çıkarılarak asıl sinyal elde edilmektedir. Ortam gürültüsü diferansiyel kanalın iki sinyalini de etkilediği için iki sinyal birbirinden çıkarıldığında gürültü giderilmiş olur. Ancak kuramsal olarak iki sinyale de gürültünün aynı şekilde etki edebilmesi için iki kablonun tam olarak aynı yerde olması gerekmektedir. İki kablonun birbiri içinden geçmesi pratik olarak mümkün olmadığı için bu yaklaşım yerine birbirine dolanmış kablo çiftleri (twisted pair cable) kullanılır. İncelenen özelliklerinden sonra Rs485 arayüzünün uygulamamız için

daha uygun olduğuna karar verilmiştir. Buna göre iskelet üzerindeki bütün duyurga kartları ana bilgisayarın beklentilerine uygun çalışacaktır. Haberleşme veri yolunda 3 adet duyurga kartı bulunmaktadır. Bunlardan ilki alt bacak üzerinde, ikincisi üst bacak üzerinde, sonuncusu ise kalça üzerinde bulunmaktadır. Haberleşme protokolü olarak Universal Robot Bus (URB) benzeri bir protokol kullanılmıştır. Bu protokolden sonraki bölümlerde bahsedilecektir. Yapılan tasarım sonucunda ortaya çıkan sistem yapısı ise Şekil 4.3'te gösterilmektedir.



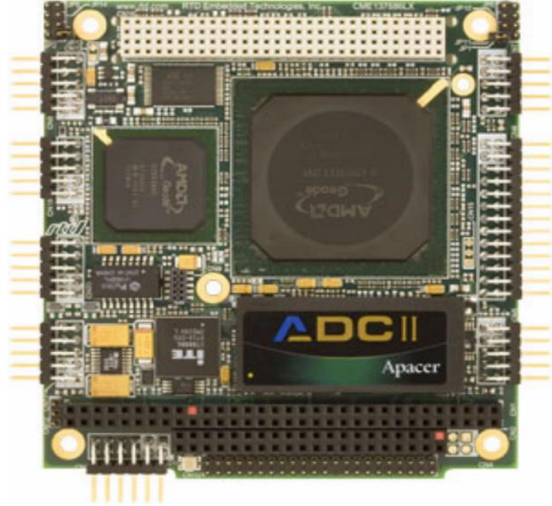
Şekil 4.3 Sistem haberleşme ve veri toplama yapısı

4.1.2.4. Ana Bilgisayar Donanımı

İskelet üzerinde bulunan duyurga kartlarından veri toplamak ve bu verileri daha sonra analiz etmek amacıyla saklamak için gömülü bilgisayar kullanılmıştır. Kullanılan cihazın özellikleri Çizelge 4.2'de gösterilmektedir. Gömülü bilgisayar üzerinde 500Mhz hızında çalışan AMD Geode işlemci bulunmaktadır ve sistem 32-bit mimariye sahiptir. Yapılan tasarıma göre gömülü bilgisayar 500Hz ile duyurga

kartlarından veri okumakta, okunan verileri belli bir formata göre düzenlemektedir. Düzenlenen verileri ise daha sonra analiz etmek amacıyla saklamakta veya başka bir bilgisayara TCP/IP protokolü ile göndermektedir. Bütün bu işlemlerin gerçek zamanlı olarak gerçekleşmesi gerektiğinden dolayı gömülü bilgisayar üzerinde QNX Neutrino gerçek zamanlı işletim sistemi kullanılmıştır.

Çizelge 4.2 Ana bilgisayar donanımı

Ana Bilgisayar	Özellikleri
	RTD CME137686LX Gömülü Bilgisayar İşlemci Hızı: 500Mhz Kalıcı Bellek: 1GB RAM: 256MB Ön Bellek: 128KB Veri Yolu: PC/104 İşletim Sistemi: QNX Çevre Birimleri: Rs-232/422/485, USB 2.0 Besleme Gerilimi: 5V

4.1.2.5. Haberleşme Protokolü

Bu sistemde kullanılan, Rs485 arayüzü üzerine kurulan haberleşme protokolünün temeli URB mimarisine [38] dayanmaktadır.

URB mimarisi, farklı tipte duyargalar veya eyleyiciler ile ana bilgisayar arasındaki iletişimin sağlanması için tasarlanmış bir protokoldür. Bu protokolda, duyargaların veya eyleyicilerin bağlı olduğu her bir mikrodenetleyici bir düğüm (node) olarak kabul edilir. Her düğümün kendine mahsus bir adresi bulunmaktadır. Bütün düğümlerin bağlı olduğu ana bilgisayar bu adresler ile düğümlere ulaşmaktadır. Böyle bir sistemde düğümler ana bilgisayardan verilen komutlara göre farklı frekanslar ile duyargalardan veri toplayabilir veya eyleyicileri denetlenebilir. Bunun yanında, farklı tipte mikrodenetleyiciler kullanılabilir ve modüler bir sistem elde edilmiş olur. Son olarak, protokol otomatik senkronizasyon mekanizması sağlar ve gerçek zamanlı olarak çalışır. Sistemde kullanılan haberleşme protokolü, URB

protokolünün birkaç özelliğinin değiştirilmiş halidir. Yapılan değişiklikler Seylan'ın [39] çalışmasında anlatılmaktadır.

4.1.2.6. Pasif İskelet Üzerinden Veri Toplanması

Önceki bölümlerde anlatılan birimler bir araya getirilerek tasarlanan pasif dış iskelet Şekil 4.4'te gösterilmektedir.



Şekil 4.4 Dış iskelet mekaniği

Pasif iskelet üzerine yerleştirilen duyargalardan veri toplamak amacıyla tasarlanan sistem gerçekleştirildikten sonra yapılan testler sırasında toplanan verilerin anabilgisayara nadiren bozuk geldiği görülmüştür. Bunun yanında haberleşme protokolü yüzünden kısa zaman aralıklarında duyarga kartlarından veri alınmadığı, paketlerin düştüğü gözlemlenmiştir. Hata ayıklamak amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda bozuk veri probleminin duyarga kartı yüzünden meydana geldiği görülmüştür. Ancak duyarga kartı üzerinde hata ayıklama işlemi seçilen mikrodenetleyicinin kısıtlı kabiliyetleri dolayısıyla oldukça zor olacağı bu problemin anabilgisayar üzerinde çözülmesine karar verilmiştir. Yine haberleşme yolunun kısa süreliğine kilitlenmesi, haberleşme sırasında paket düşmesi gibi problemlerin olması nedeni ile verilerin anabilgisayar üzerinde işlenerek çözümleneceğine karar verilmiştir.

Pasif iskelet üzerinden veri toplama işlemindeki mevcut sorunlar dolayısıyla toplanan veri üzerinde herhangi bir işlem yapmadan evre kestirim algoritmalarında

kullanmamız mümkün değildir. Dolayısıyla toplanan veri evre kestirim algoritmasına verilmeden önce birtakım düzeltme işlemlerinden geçmiştir.

İlk olarak toplanan verilerin bozuk olanlardan arındırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu işlem sırasında toplanan verilerin kendi içindeki değişimleri belli bir zaman çerçevesi aralığında incelenmiştir. Beklenenden daha büyük bir değişiklik tespit edildiği zaman o verinin bozuk olduğuna karar verilmiş ve bir önceki örnek zamanında alınan veri ile değiştirilmiştir. Bu şekilde o anda gerçekleşen hareketi kaybetmiş olmaktadır ancak değişimlerin olduğu ortez sistemine göre yüksek frekans ile veri topladığımız için bu durumunun sorun olmayacağı öngörülmektedir.

Bozuk verilerin temizlenmesinden sonra, haberleşme protokolü yüzünden alınamayan, düşen paketleri tekrar üretilme işlemi gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.3'de gösterildiği gibi duyarga kartlarında 500Hz frekans ile yani 2ms aralıklar ile veri toplanmaktadır ancak duyarga kartları ile açılçerler arasındaki haberleşme frekansı 100Hz olarak belirlenmiştir. Ayrıca duyarga kartı analog kanallar üzerinden 400Hz frekans ile örnek almaktadır. Örnekleme frekanslarındaki farklılık yüzünden duyarga kartlarından 500Hz frekans ile alınan veriler evre kestirim algoritmalarına sistemdeki en yavaş frekans değeri olan 100Hz ile yani 10ms aralıklar ile gönderilmektedir. Dolayısıyla haberleşme yolunda kaybolan paketlerin tekrar üretilmesi için duyarga kartından alınan ilk paket başlangıç anı olarak kabul edilmiş ve alınan paketlerin zaman aralıkları hesaplanmıştır. Bu adımdan sonra ise ara değerlendirme işlemi ile 10ms zaman aralığına sahip duyarga verileri üretilmiştir. Böylece hem toplanan veri üzerinde aşağı örnekleme (downsampling) işlemi gerçekleştirilmiş hem de haberleşme yolunda kaybolan veriler tekrar üretilmiştir.

4.2. Elektronik Diz Ortezi Donanımı

Pasif iskelet ile yapılan çalışmalar sonucunda diz ortezi üzerinden hangi duyarga verilerinin toplanması gerektiği belirlenmiştir. Sağlıklı insan üzerinden toplanan veriler ile yapılan çalışmalar sonucunda kalça açısına ve diz açısına gerek duyulmamaktadır. Alt bacağın yer ile yaptığı açı ve ayağın yer ile temas bilgisi kullanılarak evre kestirimi yapılabilmektedir. Dolayısıyla diz ortezi sadece alt bacak kısmında açılçer bulunacak şekilde tasarlanmış, ortezin üst bacak kısmına

duyarga kartı koyulmamıştır. Bunun yanında sistemde mutlak kodlayıcı (encoder) ihtiyacı da kalmadığı için tasarımda mutlak kodlayıcıya yer verilmemiştir.

Diz ortezinin temelini oluşturacak bileşenler elektronik ve mekanik aksamlar olarak iki bölümde incelenmektedir. Tasarlanan ortez mekanik olarak ayaktan başlayıp üst bacağa kadar uzanmaktadır.

4.2.1. Mekanik Aksam

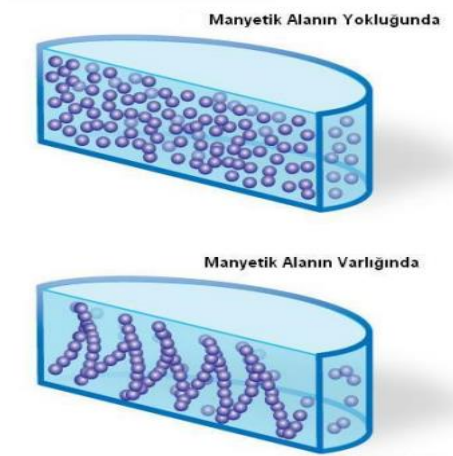
Mekanik aksam tasarlanan diz ortezinde iki ayrı parça olarak incelenebilir. Bu parçalardan ilki manyetoreolojik (MR) (magneto-rheological) silindir yani sistemdeki eyleyici, diğeri ise diz ortezinin gövdesi olarak kabul edilebilir.

4.2.1.1. Manyetoreolojik (MR) Silindir

Yarı etkin süspansiyon sistemleri, edilgen süspansiyon sistemlerinin basitliği ile tam aktif süspansiyon sistemlerine yakın performansı ile son 15 yıldır hem bilimsel alanda hem de uygulama alanında oldukça büyük ilgi görmektedir. Yarı etkin denetimde temel eleman özellikleri ayarlanabilir yay veya sönümlendirici kullanılmaktadır. Uygulamalarda genellikle ayarlanması kolay olması sebebiyle, sönümlendircinin sönüm değerinin değiştirilmesi sureti ile yarı-etkin denetim gerçekleştirilmektedir. Bu sistemler ilk olarak valf denetim ayarlı sönümlendiriciler ile uygulamada görülmektedir. Daha sonradan zeki sıvıların farklı bir türü olan, elektro-reolojik (ER) (electro-rheological) sıvılardan imal edilen sönümlendiriciler araştırma konusu olmuş ancak ER sıvıdan yapılan sönümlendircilerin yüksek gerilim gerektirmesi, düşük alan gerilmesi gibi dezavantajları sebebi ile fazla rağbet görmemiştir. Bununla birlikte, ER sıvılara göre düşük gerilim ve akımda yüksek kayma gerilmesi vermesi, imalat vb. kirlere etkilenmemesi gibi üstün özellikleri bulunan MR sıvıların kullanıldığı sönümlendirciler kullanılmaya başlanmıştır.

MR akışkanlar, bir taşıyıcı akışkan içerisine (silikon, madeni yağ vs.) belirli oranda konmuş, mikron seviyede boyutlu mıknatıslanma özellikli katı taneciklerden oluşurlar [40]. Bu tür akışkanlar dışarıdan manyetik alan uygulanmadığında normal sıvı karakteri (genellikle Newtonian akışkan davranışı) gösterirler. Bu durumda katı tanecikler sıvı içerisinde rastgele konumlarda bulunurlar. Dışarıdan manyetik alan uygulanmasıyla bu katı tanecikler düşey kolonlar (zincir yapı) oluştururlar ve tıpkı bir elek görevi görerek akışkanın manyetik alan uygulanan bölgeden geçişini

zorlaştırırlar. Bu sayede sıvı haldeki akışkan sanki çok yüksek bir viskoziteye sahip bir davranış sergiler. Şekil 4.5'te manyetik alan varlığına ve yokluğuna göre MR sıvısının yapısının değişimi gösterilmektedir.



Şekil 4.5 Manyetik alanın varlığına ve yokluğuna göre MR sıvısının yapısı [40]

Uygulanan manyetik alanın şiddeti süspansiyon şeklindeki akışkanın viskozitesinin denetlenmesini sağlar. MR akışkanlar önemli bazı avantajları sayesinde son yıllarda teknolojiye geniş uygulama alanı bulmuştur. Bu avantajları arasında hızlı cevap süresi, yüksek dinamik akma gerilmesi, düşük plastik viskozite, zor çökme ve kolay, homojen karışım oluşturma sayılabilir. Bunların yanında, MR sıvılar geniş sıcaklık bandında (-40°C - 150°C) çalışabilmektedir [41].

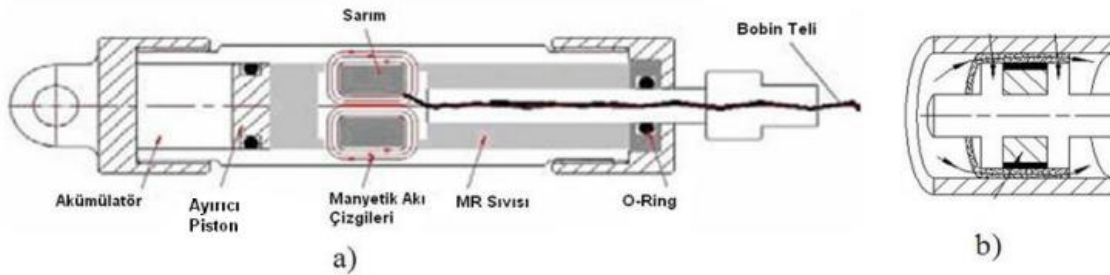
MR sıvılar manyetik veya elektrik alana maruz kaldıklarında sıvı halden yarı-katı hale birkaç milisaniyede geçebilir ve etkinin kalkmasıyla aynı hızda sıvı durumuna geri dönebilirler. Ayrıca 100 kPa civarında olan maksimum kayma gerilmeleri çalışma sıcaklığı aralığında hemen hemen hiç değişmemektedir [42]. Ayrıca bu sıvılar imalat ve kullanımdan kaynaklanabilecek kirlenmelerden olumsuz etkilenmezler. Bunun yanında MR sıvılar zehirli olmayıp sıvı kararlılığını sağlamak üzere çeşitli katkı maddeleri ile birlikte güvenle kullanılabilir. 12-24 V gibi düşük voltajlar altında sadece 1-2 A akım ile çalışabildiklerinden aktif edildiklerindeki güç tüketimleri düşüktür.

Tasarlanan diz ortezi endüstriyel bir ürün yerine Şahin ve arkadaşları [42] tarafından üretilen MR silindir kullanılmıştır. MR silindirin son hali Şekil 4.6'da gösterilmektedir.



Şekil 4.6 Diz ortezinde kullanılan MR silindir

Üretilen MR silindirin içyapısı ve silindir içindeki sıvının davranışı Şekil 4.7’de gösterilmektedir. MR silindirin pistonu hareket ettiği zaman, MR sıvısı silindir içindeki boşluklardan geçerek odacıklar arasında yer değiştirmektedir. Uygulanan akım sonucu meydana gelen manyetik alan ile MR sıvısı sertleşmekte ve odacıklar arası geçiş zorlaşmaktadır. Odacıklar arasında sıvı transferinin zorlaşması MR silindirin pistonunun hareketini kısıtlamaktadır. Bu şekilde uygulanan akım şiddeti ayarlanarak MR silindirin karşı koyma kuvveti denetlenebilmektedir.



Şekil 4.7 MR sönümlendirici, a) iç yapısı b) MR sıvısının boşluklardan geçişi[42]

Tasarlanan diz ortezinde kullanılacak olan MR silindirin 0-2A aralığında akım değeri ile kullanılabilirdiği görülmüştür. Bu yüzden MR silindiri denetlemek, sürmek için 2A akım verebilecek bir akım kaynağına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu ihtiyaç çıkarımı ve ihtiyacı gidermek amacıyla tasarlanan akım kaynağı sonraki bölümlerde detaylı olarak anlatılacaktır.

4.2.1.2. Diz Ortezi Gövdesi

Diz ortezinin gövdesi incelenecek olursa, ayaktan başlayıp üst bacağa kadar uzadığı görülmektedir. Tasarlanan ortez gövdesinin SolidWorks ortamı üzerinde oluşturulan mekanik modeli Şekil 4.8’de gösterilmektedir. Mekanik modelden

görülebileceği gibi alt bacak bölgesinde iki adet, üst bacak bölgesinde bir adet olmak üzere toplam 3 kemer bağlama noktası bulunmaktadır. Bu kemer noktalarına takılan kemerler ile ortez kullanıcıya bağlanmakta ve ortezin kullanıcı ile birlikte hareket etmesi sağlanmaktadır.

Bunun yanında ortez genel olarak alüminyum ve çelikten oluşmaktadır. MR silindirin bağlantı noktaları gibi değiştirmesi mümkün olmayan noktalar alüminyum işlenerek üretilmiştir. Bunun yanında geliştirme sürecinde değişme ihtimali olan parçalar çelik büküm metodu ile üretilmiştir. Diz ortezinde fazlaca çelik kullanmak ortezin ağırlığını arttırmıştır ancak çelik büküm metodu hem hızlı hem de ucuz bir yöntem olduğu için tasarımda ortaya çıkan problemlerin çözümünü kolaylaştırmıştır.



Şekil 4.8 Diz ortezi mekanik modeli

Daha önce “Mekanik Aksamı” bölümünde anlatıldığı gibi ortezin kullanıcı üzerine tam olarak oturması sağlıklı veri toplama açısından önemlidir. Dolayısıyla pasif iskelet üzerinde bulunan eğimler diz ortezi tasarımında da kullanılmıştır. Ayrıca ortezin farklı denekler ile test yapabilmek için boy ayarlama özelliği bulunmaktadır.

Tasarım aşamasında ortezin diz eklemi kısmına pasif iskelet üzerinde bulunan eklemlerden farklı bir mekanik çözüm ihtiyacı doğmuştur. Diz ortezine pasif iskeletten farklı olarak MR silindir takılacağı ve kullanılacak eklem bacağın iki

tarafına da takılması gerektiği için yer problemi ortaya çıkmaktadır. Bunun yanında pasif iskelet üzerinde kullanılan eklemlerde bulunan mutlak kodlayıcılara diz ortezinde gerek duyulmamaktadır. Bu yüzden diz ortezi tasarımında eski eklemlerden daha hafif ve küçük olan klenzak kullanımına karar verilmiştir. Böylece hem MR silindiri sisteme dahil etmek için yeterli alan kazanılmış hem de ortezin ağırlığı azaltılmıştır. Bunun yanında klenzak eklemi piyasada hazır satılan bir ürün olduğu için mekanik üretim gerektiren eski pasif eklemlere göre temini daha kolaydır.

Yine “Mekanik Aksami” bölümünde anlatıldığı gibi ayak bileği açısı ile herhangi bir işlem yapılmayacağından dolayı ayak bileği ekleminde pasif iskelette olduğu gibi klenzak kullanılmıştır.

4.2.2. Elektronik Aksam

4.2.2.1. Duyargalar

Tasarlanan diz ortezinde pasif iskelet üzerinden veri toplamak amacıyla kullanılan duyargalar kullanılmıştır. Ancak diz ortezinde mutlak kodlayıcı bulunmayacak ve açı hesaplamaları yalnızca ivmeölçer tabanlı açıölçerler ile yapılacaktır. Pasif iskelet ile yapılan çalışmalar sırasında mutlak kodlayıcı referans alınarak açıölçerin performansı test edilip yeterli görüldüğü için sistemde sadeleştirmeye gidilmiştir. Ayrıca mevcut mekanik tasarım göz önünde bulundurulduğunda sisteme kodlayıcı eklenmesi oldukça zordur.

4.2.2.2. Mikrodenetleyici

Diz ortezinin elektronik aksamındaki en önemli bileşen mikrodenetleyicidir. Tasarlanan sistemde mikrodenetleyici duyargalardan veri toplama, toplanan verileri düzeltme ve yorumlama işlerini üstlenmiştir. Bunun yanında yorumlanmış verilere göre eyleyiciyi denetleme ve uzaktaki bilgisayara veri gönderme işlerini de yapmaktadır. Başka bir deyişle pasif iskelet üzerinde kullanılan duyarga kartları ve ana bilgisayarın yaptığı bütün işler elektronik diz ortezinde mikrodenetleyici tarafından yapılmaktadır. Bu yüzden mikrodenetleyici seçimi yapılırken hafıza ve işlem hızı göz önünde bulundurulmuştur. Bunun yanında toplanan duyarga verilerini yorumlamak için yapılan işlemler sırasında pek çok matematiksel hesaplama ihtiyacı duyulmaktadır. Dolayısıyla ortez üzerinde kullanılacak mikrodenetleyicinin mutlaka kayan nokta (floating-point) desteği olmalıdır. Ayrıca geliştirme esnasında

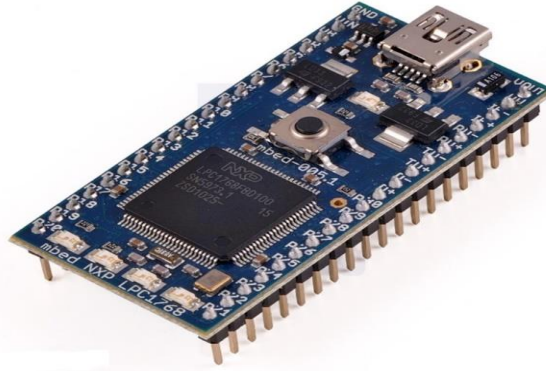
sistemden veri toplayabilmek ve duyurga kartı ile haberleşebilmek amacıyla en azından iki adet seri kanala ihtiyaç vardır. Son olarak mikrodenetleyici mobil bir sistem üzerinde çalışacağı için güç tüketiminin az olması gerekmektedir. Bu isterler göz önünde bulundurularak yapılan araştırmalar sonucunda NXP firmasının ürettiği ARM Cortex-M3 mimariye sahip LPC 1768 mikrodenetleyicisinin kullanılmasına karar verilmiştir. Kullanılan mikrodenetleyicinin özellikleri Çizelge 4.3'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.3 Mikrodenetleyici özellikleri

Mikrodenetleyici	Özellikleri
	NXP LPC 1768 32-bit Mikrodenetleyici İşlemci Hızı: 100Mhz Kalıcı Bellek: 512KB RAM: 64KB Çevre Birimleri: I2C, SPI, UART, ADC, CAN, I2S, SSP Besleme Gerilimi: 2.4 - 3.6V Bacak Sayısı: 100 Büyükük: 14 x 14 mm

Seçilen mikrodenetleyicinin sistemdeki diğer ekipmanlar ile kolayca haberleşmesini sağlamak ve geliştirme sırasında sıkça gerçekleştirilen mikrodenetleyici programlama işlemini kolay bir şekilde yapabilmek için geliştirme platformu kullanımına karar verilmiştir. Bu karardan hareket ile seçilen mikrodenetleyici için üretilmiş geliştirme platformları incelenmiş ve MBED LPC1768 ürünün kullanılması uygun bulunmuştur. Seçilen geliştirme platformu Şekil 4.9'da gösterilmektedir. Bu ürün üzerinde pek çok özellik barındırmasına rağmen boyut olarak oldukça küçüktür. Bunun yanında üzerinde bulundurduğu mikrodenetleyici evrensel seri veri yolu (USB) bağlantısı kullanılarak bilgisayar üzerinden kolayca programlanabilmektedir. Bilgisayara bağlanan geliştirme platformunun hafızasına önceden derlenerek oluşturulan '.bin' uzantılı program kopyala yapıştır mantığıyla yüklenebilmektedir.

Kullanılan mikrodenetleyici ve geliştirme platformuna uygun program yazmak için üretici firmanın sunduğu C++ tabanlı internet üzerinden kullanılabilir bir derleyici bulunmaktadır ancak kullanıcıya kolaylık sağlayacak otomatik tamamlama gibi özellikleri barındırmadığı için bu derleyici kullanılmamıştır. Üretici firmanın geliştirme platformu için birçok yazılım kütüphanesi bulunmaktadır. Dolayısıyla yazılım geliştirme sürecinde alt seviye yazılım ve donanım problemlerine zaman harcamadan evre kestirim algoritmalarının gerçekleştirilmesine odaklanmak amacıyla bu kütüphanelerden faydalanılmıştır.

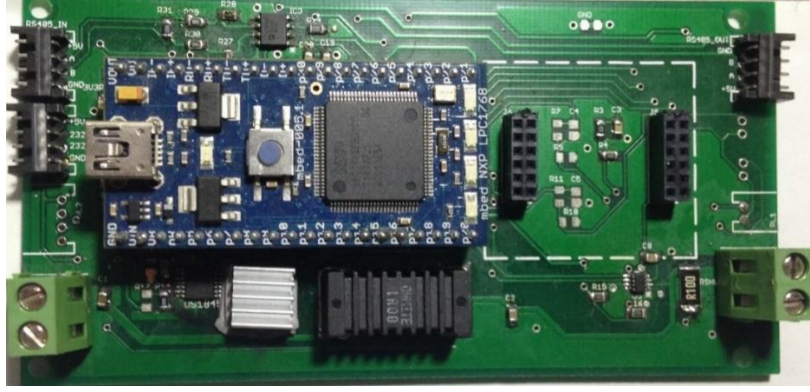


Şekil 4.9 MBED LPC1768 Geliştirme Platformu

4.2.2.3. Elektronik Kart

Diz orteziinde kullanılmak üzere mikrodenetleyicinin ve sistem için gerekli ekipmanların yerleştirileceği bir elektronik kart tasarlanmıştır. Tasarlanan kart Şekil 4.10'da gösterilmektedir. Kart üzerinde mikrodenetleyici geliştirme platformu, duyargalar için bağlantı noktaları, eyleyiciyi sürmek amacıyla akım kaynağı bulunmaktadır. Bunun yanında bilgisayara kablolu veya kablosuz olarak veri gönderebilmek için ve “

Duyarga Kartı” bölümünde anlatılan duyarga kartı ile haberleşebilmek için seri kanallar bulunmaktadır. Tasarlanan bu elektronik kart sayesinde diz ortezi üzerinde evre kestirimi yapmak için geliştirilen algoritmalar gömülü olarak test edilebilecektir. Ayrıca sistemin istenilen verileri uzaktaki bir bilgisayara gönderebilme kapasitesi sayesinde mevcut sistemde kolaylıkla iyileştirme ve geliştirme yapılabilmektedir. Tasarlan kartın devre şeması EK 2'de sunulmaktadır.



Şekil 4.10 Diz ortezi için tasarlanan elektronik kart

4.2.3. Tasarlanan Diz Ortezi

Tasarlanan diz ortezi mekanik olarak ayaktan başlayıp üst bacağa kadar uzanmaktadır. İskeletin diz ve ayak bileği kısımlarında pasif eklemler bulunmaktadır. Elektronik aksam ise duyargalar, duyarga bilgilerini toplayan ve işleyen mikrodenetleyici ve sistemdeki ekipmanları üzerinde toplayan elektronik karttan oluşmaktadır. Alınan kararlar sonucunda tasarlanan diz ortezi Şekil 4.11’de gösterilmektedir.



Şekil 4.11 Tasarlanan Diz Ortezi

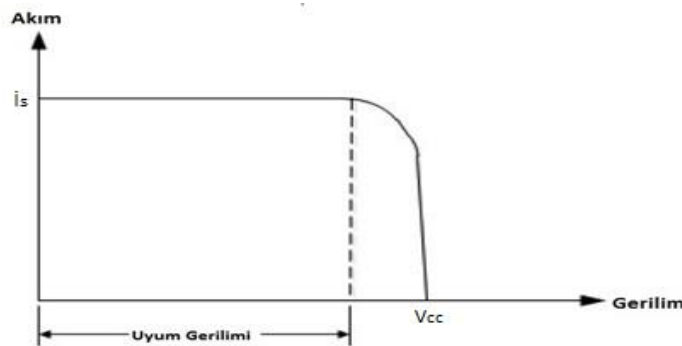
5. AKIM KAYNAĞI TASARIMI

Bu bölüm, diz orteğinde bulunan MR silindiri denetlemek için kullanılacak akım kaynağı devresinin tasarım çalışmalarını içermektedir. Bu kapsamda ilk olarak akım kaynaklarının nasıl çalıştığı ve hangi tiplerde tasarlandığı incelenmiştir. Daha sonra sistem isterleri göz önünde bulundurularak sistem için en uygun akım kaynağı tipi seçilmiş ve tasarım yapılmıştır. Akım kaynağı tasarımı tamamlandıktan sonra ise tasarımın doğrulanması için bir takım test senaryoları tanımlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Son olarak tasarlanan akım kaynağının gerçek bir sistem üzerinde nasıl çalışacağını görebilmek için piyasada ürün olarak satılan endüstriyel bir akım kaynağı ile performans karşılaştırması yapılmıştır.

5.1. Akım Kaynağı Tasarım Yaklaşımları

Akım kaynakları uygulama tipine göre sabit akımlı, değişken akımlı gibi farklı özelliklerde tasarlanabilmektedir. Bunun yanında her akım kaynağı farklı tiplerde limitlere sahiptir. Bu limitler yapılacak akım kaynağı tipi seçimini doğrudan etkilemektedir.

Akım kaynağı limitlerini örneklemek adına sabit akım kaynağı incelenecek olduğunda tanım gereği akım-gerilim grafiği gerilim eksenine paralel bir çizgi olarak verilmelidir. Başka bir deyişle akım değeri bağlanılan sistemdeki yükün geriliminden bağımsız olarak sabit kalmalıdır. Ancak uygulamada, sabit akım kaynağı sadece sınırlı gerilim limitlerinde yükün geriliminden bağımsız kalabilmektedir. Yük üzerindeki gerilim, akım kaynağının düzenlediği sınırların dışına çıktığında sistemin istenilen akım değerlerini sağlaması beklenmemelidir. Uygulamalarda kullanılan tipik bir akım kaynağının akım-gerilim grafiği Şekil 5.1'de gösterilmektedir [43].

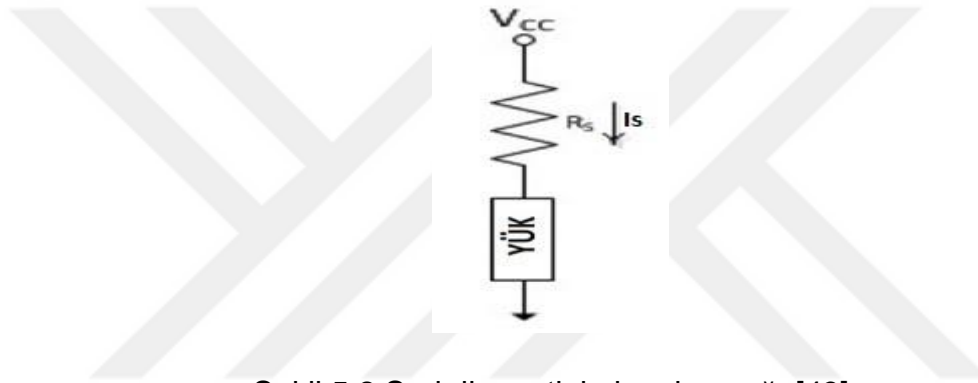


Şekil 5.1 Akım kaynağı akım-gerilim grafiği [43]

Şekilde belirtilen gerilim limiti uyum (compliance) gerilimi olarak bilinmektedir. Daha önce belirtildiği gibi uyum gerilim değeri sistemin gereksinimlerine göre belirlenmelidir. Böylece sürekli olarak sabit akım garanti edilmiş olur.

5.1.1. Seri Direnç Yaklaşımı

Akım kaynağı en basit şekilde yüke seri olarak bağlanan bir direnç ile elde edilebilir. Genellikle direnç değeri bağlanan yükün beklenen direnç değerinden çok daha büyük olacak şekilde seçilir. Bu tip akım kaynağı Şekil 5.2'de gösterilmektedir. Bu devreden elde edilecek akım değeri, V_{cc} kaynak geriliminin R_s direncine bölünmesi ile bulunmaktadır. Akım değerinin hesaplanması için kullanılan denklem Eşitlik-1'de verilmiştir.



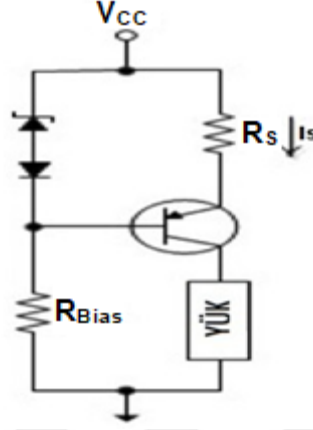
Şekil 5.2 Seri direnç tipi akım kaynağı [43]

Seri direnç akım kaynaklarında uyum gerilim değeri birkaç milivolt mertebesinde olmaktadır. Bu durumlarda basit ve sıradan bir direnç yeterli olabilmektedir. Ayrıca direnç üzerinde harcanan enerji göz ardı edilebilmektedir. Ancak uyum gerilim değeri volt mertebelerine çıktığı zaman sıradan bir direnç, üzerine düşecek güç değerlerini karşılayamayacağı için yeterli olmayacaktır. Bunun için yüksek güç değerlerini üzerinde tutabilen pahalı ve büyük dirençler kullanmak gerekecektir. Bunun yanında direnç üzerinde harcanan enerji miktarı göz ardı edilemeyecek seviyelerde olacaktır. Bu tip akım kaynağı sadece gerilim değişimlerinin ve bağlanan yükün gerilimin oldukça küçük olduğu sistemlerde iyi çalışmaktadır.

$$i_s \approx \frac{V_{cc}}{R_s} \quad (1)$$

5.1.2. Aktif Elemanlar Yaklaşımı

Basit akım kaynağı devrelerine transistör ve tümleşik devreler ile yeni özellikler eklenebilmektedir. Seri direnç akım kaynağına zener diyot ve transistör eklenerek elde edilen tipik bir akım devresi Şekil 5.3'te gösterilmektedir [43].



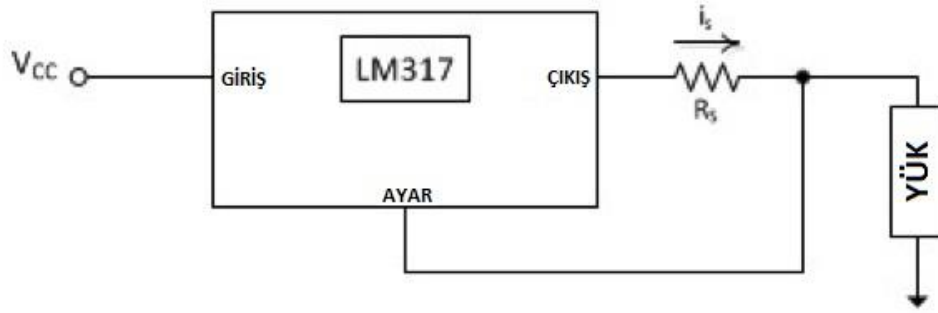
Şekil 5.3 Zener diyot ve transistör eklenmiş seri direnç akım kaynağı [43]

Bu tip akım kaynaklarının en büyük iki dezavantajı küçük uygun gerilimi ve transistörün çalışma ısı limiti olarak görülmektedir. Sistem tasarımı sırasında ortaya çıkacak ısılara dayanabilecek kadar ısıl dirence sahip bir transistör kullanılarak ısı dezavantajı ortadan kaldırılabılır ancak sistemin üreteceği ısı değerini bulmak için detaylı bir hesaplama gerekmektedir. Bunun yanında düşük uyum gerilim değeri hala önemli bir dezavantaj olarak kalacaktır.

Seri direnç akım kaynağı devresine zener diyot ve transistör eklenerek elde edilen akım kaynağının akım (i_S), direnç değeri (R_S) ve diyotun dayanma gerilimi (V_Z) arasındaki denklem Eşitlik- 2'de verilmiştir. Eşitlikten de görüleceği gibi akım kaynağının vereceği akım değeri (i_S), diyotun dayanma geriliminin (V_Z) devrede kullanılan direnç (R_S) değerine bölünmesiyle bulunmaktadır. Bu devre için kullanılan eşitlik seri direnç akım kaynağının eşitliği ile aynı gözükmektedir. Ancak bu sistemdeki akım düzenlemesi seri direnç akım kaynağına göre oldukça düzgündür.

$$i_S = \frac{V_Z}{R_S} \quad (2)$$

Bu gruba girebilecek bir diğer akım kaynağı tipi ise günümüzde oldukça popüler olan üç - çıkışlı gerilim düzenleyici ile tasarlanan akım kaynaklarıdır. Bu tarz akım kaynakları göreceli olarak yüksek uyum gerilimine sahiptirler ve düzgün soğutma ile kullanıldıklarında birkaç yüz miliamper akım üretebilmektedirler. Günümüzde yapılan tasarımlarda sıklıkla kullanılan LM317 gerilim düzenleyicisi kullanılarak tasarlanmış bir akım kaynağı Şekil 5.4'te gösterilmektedir.



Şekil 5.4 LM317 ile tasarlanan akım kaynağı devresi

Tasarlanan akım kaynağı devresinden elde edilebilecek akımın değeri Eşitlik-3 ile gösterilmektedir. Eşitlikten de görülebileceği gibi akım kaynağının sağlayacağı akım değeri devredeki direnç (R_S) ile ayarlanmaktadır.

$$i_s = \frac{1.25}{R_S} \quad (3)$$

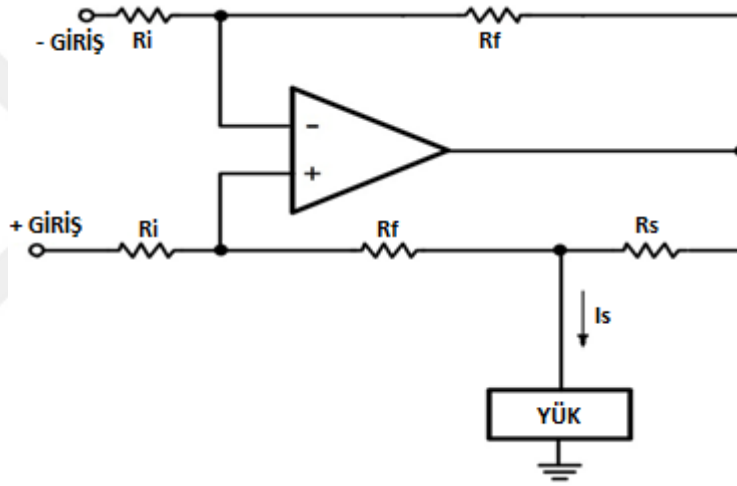
Eşitlik-3'de verilen akım hesaplama denklemi devrenin uyum gerilimi sınırları içinde geçerlidir. Devrenin uyum gerilim değeri ise Eşitlik-4'te gösterildiği gibi hesaplanabilmektedir. Ancak eşitlikten de görülebileceği gibi uyum gerilimini (V_{Uyum}) hesaplayabilmek için tümleşik devresinin "drop-out" geriliminin (V_{DO}) bilinmesi gerekmektedir.

$$V_{Uyum} = V_{CC} - (V_{DO} + 1.25) \quad (4)$$

5.1.3. Geçişli – İletken Güçlendirici Yaklaşımı

Geçişli – iletken güçlendiriciler girdi olarak aldığı gerilimi akıma dönüştüren, sabit akım kaynaklarına oldukça benzeyen ayarlanabilir akım kaynaklarıdır. Bu tür akım kaynakları genellikle mikrodenetleyecilerin sayısal analog dönüştürücü (SAD) (digital analog converter) bacaklarına bağlanırlar. Böylece mikrodenetleyeci tarafından girdi olarak alınan gerilim değeri kullanılarak istenilen akım değeri elde edilir.

Bu tip akım kaynaklarına en uygun örnek, Howland akım pompası devreleridir. Bu tip devrelerde fark olarak alınan gerilim değeri birkaç besleme direnci ve seri ölçüm direnci kullanılarak sistemde yükün kullanacağı akıma dönüştürülür. Howland akım pompasına örnek bir devre Şekil 5.5'te gösterilmektedir [44].



Şekil 5.5 Howland akım pompası örnek devresi [44]

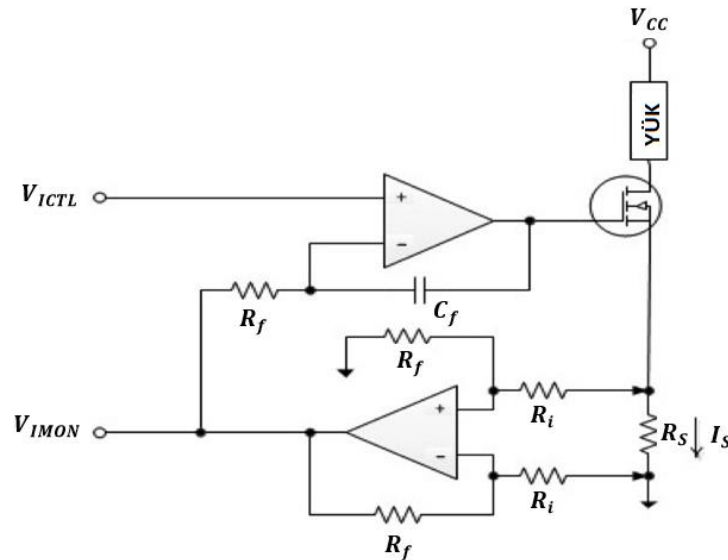
Howland akım pompasına örnek olarak gösterilen sistemin transfer fonksiyonu ise Eşitlik-5'te gösterilmektedir. Transfer fonksiyonu incelendiğinde anlaşılacağı gibi sistem tasarımı sırasında direnç seçimi oldukça önemlidir çünkü dirençler sistemin yükseltici kazancını (R_f/R_i) belirlemektedir. Yükseltici kazancı büyük seçilecek olursa, istenilen akım elde etmek için girdi olarak kullanılacak gerilim değeri düşecektir. Mikrodenetleyicilerin çıktı olarak verebileceği gerilim değerleri sınırlı olduğu için büyük yükseltici kazancına sahip bir akım kaynağı daha geniş akım aralığı anlamına gelmektedir. Ancak bu durumda sistemde meydana gelen gürültüler, güçlendirici çıkışında yüksek seviyede hissedilecektir. Bunun yanında

akım ayarlama çözünürlüğü de düşük olacaktır. Bu yüzden akım kaynağı devresi sistem gereksinimleri göz önünde bulundurularak dikkatli bir şekilde tasarlanmalıdır.

$$i_s = \frac{R_f}{R_i \cdot R_S} (V_2 - V_1) \quad (5)$$

Kolay şekilde akım ayarlayabilme, iki bölgede çalışabilme ve göreceli olarak yüksek uyum gerilimi Howland akım pompasının öne çıkan kazancıdır. Ancak düşük akım çıkışı ve buna göreceli olarak küçük akım ayarlama limiti bu tip devrelerin en büyük götürüleridir.

Başka bir geçişli-iletken güçlendirici tipi ise Şekil 5.6'da gösterilmektedir [44]. Bu tip akım kaynakları yalnızca bir bölgede çalışabilmekte ve daha yüksek akım sağlayabilmektedir. Ayrıca akım düzenlemesi daha önce incelenen Howland akım pompasına göre oldukça iyidir. Ancak sistemin kararlı şekilde çalışması için döngü zaman sabiti yani R_t direnç ve C_t kapasitör değerlerinin çarpımı ($R_t \times C_t$) seçilirken dikkatli olunmalıdır. Seçilen döngü zaman sabiti sistemde kullanılan alan etkili transistörün (field effect transistör (FET)) anahtarlama frekansını doğrudan etkileyeceği için önemli bir parametredir. Sistemin transfer fonksiyonu Eşitlik- 6'da verilmiştir.



Şekil 5.6 Geçişli-iletken güçlendirici tipi akım kaynağı [44]

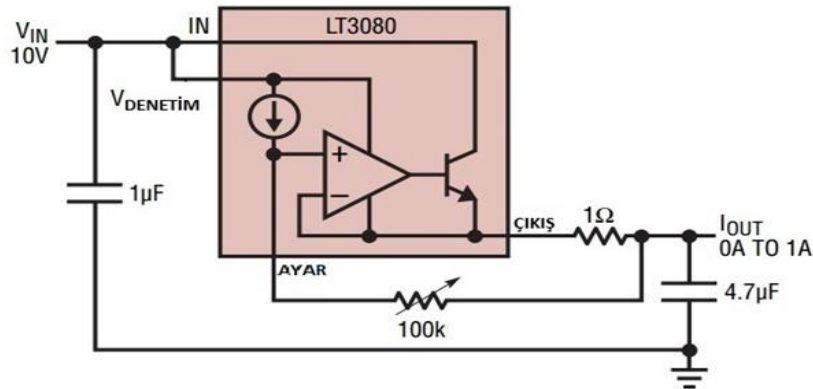
Bu sistemin en büyük kazanımı istenilen akım değerinin kolaylıkla ayarlanabilir olması ve yüksek akım kapasitesine sahip olmasıdır. Sistemin en büyük götürüleri ise yalnızca tek bölgede çalışabilmesi ve Howland akım pompasına göre oldukça yavaş bir şekilde akım ayarlamasına izin vermesidir.

$$i_S = \frac{R_f}{R_i \cdot R_S} \cdot V_{ICTL} \quad (6)$$

5.2. Akım Kaynağı Tasarımı: Üç Çıkışlı Gerilim Düzenleyici

Akım kaynakları üzerine yapılan inceleme sonucunda diz ortezinde kullanılacak MR silindiri denetlemek için en uygun yaklaşımının üç-çıkışlı gerilim düzenleyici olduğuna karar verilmiştir. Bunun yanında Akdoğan [6] tarafından yapılan çalışmada kullanılan akım değerleri sistem isteri olarak kabul edilmiştir. Buna göre tasarlanacak akım kaynağı MR silindire 0-2A aralığında akım uygulayabilirken 12V'a kadar giriş voltajını desteklemelidir. Bu karardan hareket ile 12V, 2A limitlerine ulaşabilecek gerilim düzenleyici arayışına başlanmıştır ve 12V, 1.1A verebilen, paralel olarak kullanılabilen LT3080 düzenleyicisinin kullanılmasına karar verilmiştir.

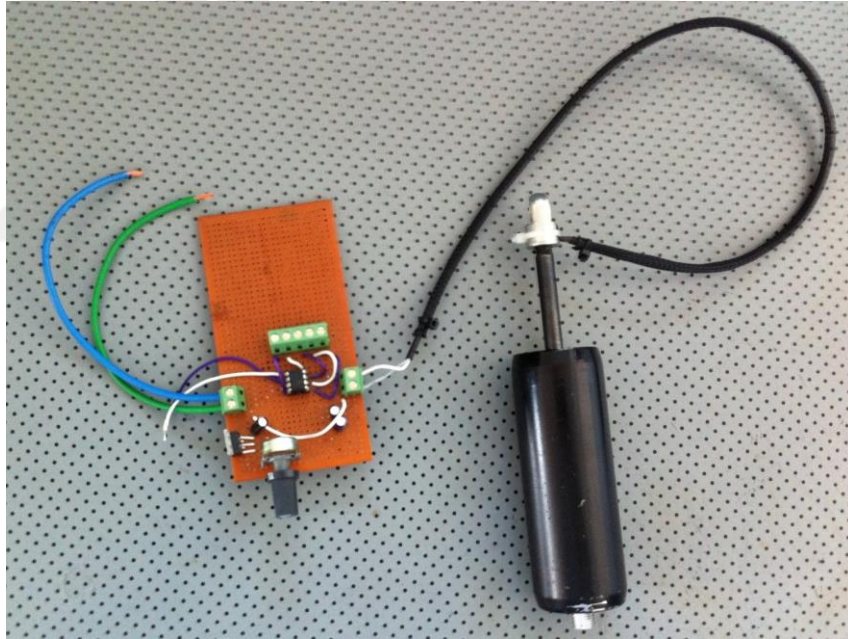
LT3080 hem gerilim hem de akım kaynağı olarak kullanılabilen, girdi olarak kullanılan direnç değerini değiştirerek kolayca ayar yapılabilen, geniş çalışma voltaj aralığına ve yüksek akım değerine sahip verimli bir düzenleyicidir [45]. LT3080 tümleşik devresini akım kaynağı olarak kullanabilmek için kurulması gereken devre Şekil 5.7'de gösterilmiştir.



Şekil 5.7 LT3080 tümleşik devresi ile akım kaynağı [45]

5.2.1. Ön Tasarım

Ön tasarım çalışmaları sırasında tasarlanan akım kaynağının pertinaks üzerine kurulmasına karar verilmiştir. Bu karar ile hem tasarım sırasında meydana gelebilecek devredeki değişiklik ihtiyaçları hızlı şekilde gerçekleştirilebilmesi hem de çalışmalar sırasında bozulabilecek elemanların kolayca değiştirilebilmesi hedeflenmiştir. Bunun yanında ilk olarak sayısal potansiyometre yerine 100kOhm değere sahip bir potansiyometre kullanılmıştır. Böylece sayısal potansiyometre ve onu denetleyen mikrodenetleyici yüzünden ortaya çıkabilecek problemler yalıtılmıştır. Ancak sistemin sorunsuz çalıştığı gözlemlendikten sonra potansiyometre devreden çıkarılmış ve yerine sayısal potansiyometre tümleşik devresi yerleştirilmiştir. Sayısal potansiyometrenin denetimi mikrodenetleyici tarafından I^2C arayüzü kullanılarak yapılmıştır. Bu adımlar sonucunda elde edilen sistemin görüntüsü Şekil 5.8'de gösterilmektedir.



Şekil 5.8 Prototip akım kaynağı devresi

Yapılan çalışmalar sonucunda sistemin bir adet LT3080 tümleşik devresi ve sayısal potansiyometre ile sorunsuz çalıştığı görülmüştür. Bu noktadan sonra MR silindire gönderilen 12V gerilimin değerinin yüksek olduğu ve bu değer azaltılması gerektiğine karar verilmiştir. MR silindir içinde oluşan manyetik alanın büyüklüğünü sağlanan akım değeri belirlemektedir. Uygulanan gerilim değerinin manyetik alanın büyüklüğüne herhangi bir etkisi bulunmamaktadır. Bu bilgidен hareket ile MR

silindire 12V yerine 6V gerilim uygulanmış ve MR silindire kuvvete karşı koyma direnci test edilmiştir. Yapılan testler sonucunda MR silindirin kuvvete karşı koyma direncinde 12V ve 6V gerilim için herhangi bir değişiklik olmadığı gözlemlenmiştir. Bu yüzden sonraki çalışmalarda 12V yerine 6V gerilim kullanılmasına karar verilmiştir. Böylece sistemin harcayacağı güç yarı yarıya azaltılmış oldu. Bu sayede orteZ hem daha az ısı üretecek, tümleşik devrelerin ömrü uzun olacak hem de bir şarj ile daha uzun çalışma süresine sahip olacaktır.

5.2.2. Son Tasarım

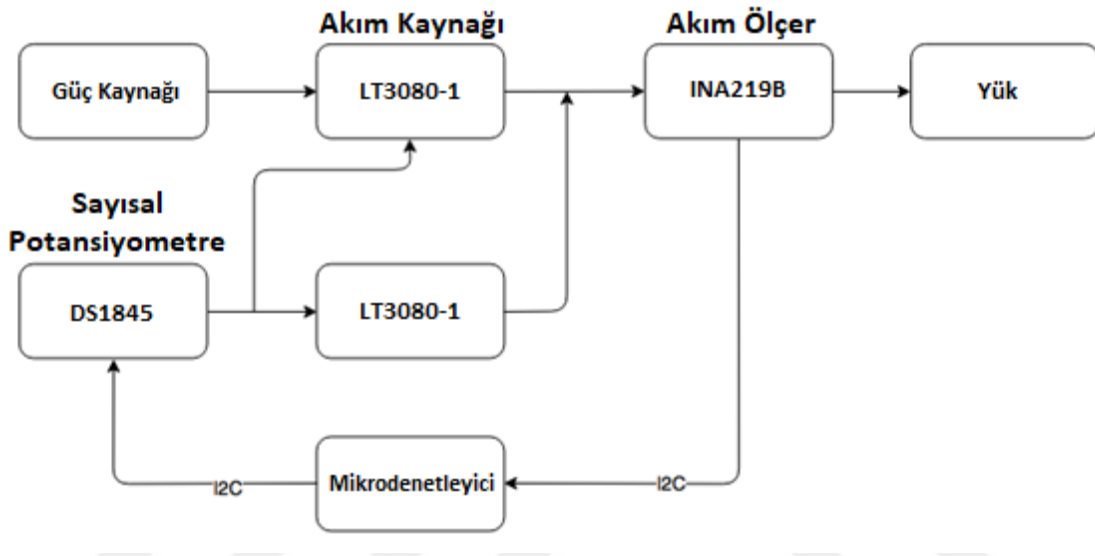
Son tasarım aşamasında, mevcut sisteme bir tane daha LT3080 eklenerek bu tümleşik devrelerin paralel olarak çalışması test edildi. Test sırasında LT3080'leri paralel olarak kullanabilmek için çıkış bacaklarına belli değerde bir direnç eklenmesi gerektiği görülmüştür. Yapılan araştırmalar sonucunda bu sorunun paralel kullanım için çıkış bacaklarına direnç gerektirmeyen LT3080-1 tümleşik devresi ile çözülebileceği görülmüş ve mevcut LT3080 tümleşik devreleri LT3080-1 ile değiştirilmiştir.

İki adet LT3080-1 tümleşik devresinin paralel olarak çalışabildiği, istenilen akım değerlerini verebildiğini görmek için gerekli ölçümler, testler yapılmıştır. Sonuç olarak tasarlanan sistemin düzgün olarak çalıştığı ve MR silindir denetimi sırasında ihtiyaç duyulacak akım değerlerini üretebildiği gözlemlenmiştir. Bu noktadan sonra, sisteme MR silindir denetimi esnasında uygulanan akım değerini kapalı döngüde denetleyebilmek amacıyla geri besleme mekanizması eklenmesi gerektiğine karar verilmiştir. Uygun bir akımölçer duyargası için yapılan araştırma sonucunda INA219B tümleşik devresinin mevcut sistemde kullanım için uygun olduğu görülmüş ve sisteme eklenmiştir. Akımölçer duyargası eklenmiş devrenin şeması Şekil 5.9'da gösterilmektedir. Sisteme eklenen akımölçer duyargasının detayları sonraki bölümlerde anlatılacaktır.

5.2.3. Tasarım Sonucu

Kurulan akım kaynağı ile yapılan testler sonucunda istenilen akım değerlerinin hızlı bir şekilde yüke, mevcut sistemde MR silindire uygulanabildiği gözlemlenmiştir. Bunun yanında istenilen akım değerinin sadece sayısal potansiyometre kullanarak ayarlanabilmesi sistemin oldukça basit kalmasını sağlamaktadır. Ayrıca potansiyometrenin sayısal olması mekanik tiplerinde hareket eden parçalardan

dolayı ortaya çıkabilecek problemleri ortadan kaldırmıştır. Çalışma anında sistemde ısı artmasından veya başka sebeplerden dolayı direnç değişimi olacak ve uygulanan gerilim ve akım değerlerinde kaymalar oluşacaktır. Bu problem sisteme eklenen akımölçer duyargasından alınan geri besleme kullanılarak sayısal potansiyometre değerinde yapılan küçük oynamalara ile çözülebilecektir. Böylece tasarlanan akım kaynağına akımölçer duyargası eklenmesi sistemin gürbüzlüğünü arttırmış olacaktır.



Şekil 5.9 Akımölçer içeren akım kaynağı devre şeması

Güvenilir ve gürbüz yapısının yanında, LT3080-1 tümleşik devresinin oldukça verimli bir düzenleyici olması sistemin güç tüketimini düşük tutacaktır. Ön tasarım sırasında MR silindire gönderilen gerilim değeri azaltılarak büyük oranda düşürülen güç tüketimi, kullanılan tümleşik devrelerin verimli olması sayesinde de makul düzeylerde kalmaktadır. Bu şekilde ortezin kullanım süresi arttırılmıştır.

5.3. Akım Kaynağı Tasarım Doğrulama

Bu bölüm tasarlanan akım kaynağının doğrulanması için yapılan çalışmaları içermektedir. Ön tasarım ve son tasarım süreçlerinde yapılan her değişiklik sonrasında birtakım testler yapılmış olmasına rağmen akım kaynağının düzgün çalıştığını doğrulamak için test senaryolarının oluşturulmasına ve gerçekleşmesine

karar verilmiştir. Bu kapsamda doğrulama sırasında sisteme geri besleme görevinin gerçekleştirilmesi için eklenen akımölçer duyargasından alınan veriler kullanılacaktır.

MR silindire uygulanmak istenen akım değerleri yapay olarak oluşturulacak ve mikrodenetleyiciye verilecektir. Mikrodenetleyici ise bu değerleri sayısal potansiyometre yardımıyla akım kaynağının MR silindire uygulamasını sağlayacaktır. İstenilen akım değerine karşılık gelen potansiyometre değerini hesaplama işinden mikrodenetleyici sorumludur. Aynı zamanda akımölçer duyargasından MR silindire uygulanan akım değeri anlık olarak mikrodenetleyici tarafından toplanacaktır. Bu süreç sonucundan uygulanmak istenen akım değeri ile uygulanan gerçek değer karşılaştırılacak ve akım kaynağının tasarımının başarımı incelenecektir.

5.3.1. Akım Ölçer Duyargası

Akım kaynağı devresine eklenen INA219B tümleşik devresi sistemde MR silindire uygulanan akımı ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Bunun yanında gerilim ve güç ölçümü de yapabilmektedir [46]. Ancak sistemde bu bilgilere ihtiyaç duyulmadığı için kullanılmamıştır. INA219B tümleşik devresinin veri toplama aralıkları, kullandığı filtre dereceleri ve güçlendirici kazancı kolayca ayarlanabilmektedir. Mikrodenetleyici ile haberleşmek için I^2C arayüzünü kullanmaktadır. Böylece tümleşik devrenin bütün ayarları ve veri okuma işlemleri mikrodenetleyici tarafından bu arayüz ile yapılabilmektedir.

INA219B tümleşik devresi en fazla $\pm 320\text{mV}$ gerilimi girdi olarak alabilmektedir. Dolayısıyla 0.1ohm direnç kullanarak $\pm 3.2\text{A}$ değerine kadar ölçüm yapılabilmektedir ve bu değer mevcut tasarım için yeterlidir. Tümleşik devre içindeki 12bit çözünürlüğe sahip analog sayısal dönüştürücü (ADC) ünite ile $\pm 3.2\text{A}$ için 0.8mA ($3.2 / 2^{12}$) adım aralığı elde edilir. Bu akım ölçüm ve adım aralığı INA219B tümleşik devresinin içinde bulunana güçlendiricinin kazancı ile oynanarak değiştirilebilmektedir. Örneğin güçlendirici kazancı 8 katına çıkarılırsa, ölçüm aralığı $\pm 400\text{mA}$ olurken adım aralığı 0.1mA 'e düşecektir. Bunun yanında ölçüm için kullanılan 0.1ohm direnç 0.01ohm direnç ile değiştirilecek olursa, $\pm 32\text{A}$ değerine kadar ölçüm yapılabilecek ve adım aralığı 8mA olacaktır. Ancak direnç değerinin değişmesi sonucu direnç üzerinden geçen akım miktarı ciddi oranda arttığı için direncin üzerinde tutması gereken güç miktarı da artacaktır. Bundan dolayı önceden basit ve ucuz bir direnç ile ölçüm

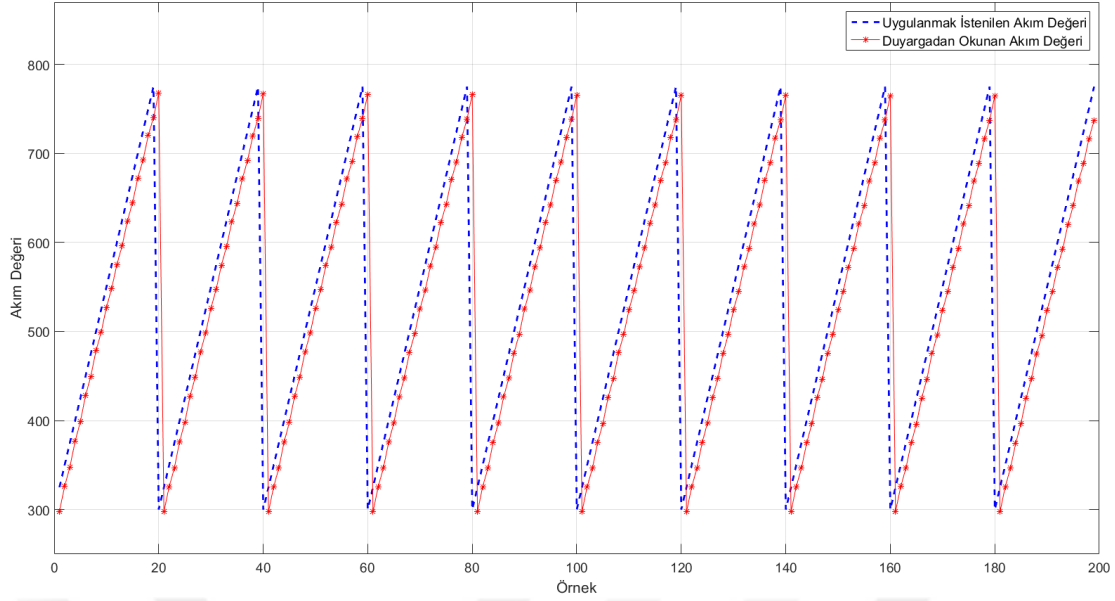
yapılabilirken, üzerinden yüksek miktarda güç tutabilen, büyük ve pahalı bir dirence ihtiyaç duyulacaktır.

Tasarlanan sistemde 2A akım değerine kadar ölçüm yapma gereksinimi olduğu ve 0.8mA adım aralığı yeterli görüldüğü için yukarıda anlatılan değişikliklerin herhangi birine ihtiyaç duyulmamaktadır. Böylece 0.1ohm direnç ve 1 oranında güçlendirici kazancı kullanılarak gerekli ölçümler yapılmıştır.

5.3.2. Akım Kaynağı Test Senaryoları

Tasarlanan akım kaynağını devresinin doğru çalıştığını doğrulamak amacıyla ilk olarak test senaryoları oluşturulmuştur. Test senaryoları oluşturulurken hem akım kaynağını zorlayacak hem de çalışma anında gerçekten oluşabilecek durumlar göz önünde bulundurulmuştur. Bunun yanında akım kaynağının kararlılığını gözlemlemek için de test senaryosu düşünülmüş ve buna uygun bir test senaryosu oluşturulmuştur. Test senaryoları MATLAB üzerinde gerçekleştirilen bir yazılımı ile oluşturulmuş ve mikrodenetleyici içine yüklenmiştir. Oluşturulan her test senaryosu için akımölçer duyargasından MR silindire uygulanan akım değeri okunmuş ve karşılaştırma için mikrodenetleyici tarafından bilgisayara gönderilmiştir. Yine MATLAB üzerinde gerçekleştirilen bir yazılımı ile test için oluşturulan akım değerleri ve sistemden okunan akım değerleri karşılaştırılmıştır. Akım kaynağını doğrulamak üzere toplamda üç test senaryosu tanımlanmış ve bu senaryoların testleri yapılmıştır.

İlk test senaryosu olarak, akım kaynağının çalışma anında karşılaşılabileceği bir durum olan testere dışı sinyal seçilmiştir. Bu senaryoda MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri yavaş yavaş artarak devam ederken ani bir düşüş ile başlangıç değerine dönmektedir. Oluşturulacak test senaryosu için en düşük akım değeri 300mA, en yüksek akım değeri ise 780mA olarak seçilmiştir. Bu limit değerleri kullanılarak mikrodenetleyicinin kullanacağı test verisi oluşturulmuş ve test yapılmıştır. Test sonucunda akımölçer duyargasından okunan akım değeri ile MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri karşılaştırılmış ve Şekil 5.10'da gösterilmiştir.

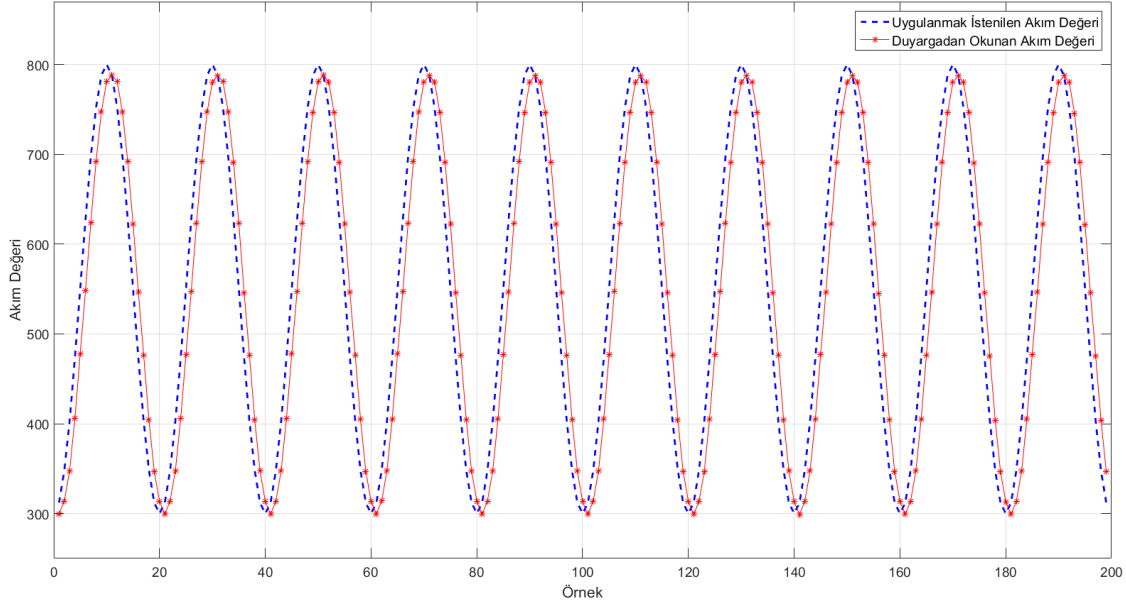


Şekil 5.10 Uygulanmak istenen (testere dişi) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması

Elde edilen şekil incelediğinde, akım kaynağının MR silindire uygulanmak istenen akım değerini sorunsuz şekilde sağladığı görülmektedir. Karşılaştırılan verilerin arasında bir örneklik gecikme varmış gibi gözükmemektedir ancak bu gerçeği yansıtmamaktadır. Mikrodenetleyici içinde MR silindire uygulanmak istenilen akım değerine göre sayısal potansiyometre ayarlandıktan hemen sonra akım kaynağına zaman vermeden akımölçer duyargasından akım değeri okunmaktadır. Dolayısıyla uygulamak istenen akım değerine karşılık gelen değer ancak bir sonraki örnekleme sırasında okunabilmektedir. Bu durumdan akım kaynağının istenilen akım değerine ulaşabilmesi için gereken zamanın iki örnekleme arasında geçen zamandan daha küçük olduğu ortaya çıkmaktadır. Ancak iki örnekleme arasında geçen zaman oldukça küçük olduğu için akım kaynağının istenilen akım değerine ulaşması için gereken zamanın hassas olarak hesaplanmasına ihtiyaç duyulmamıştır.

İkinci test senaryosu ise akım kaynağının kararlılığını gözlemleyebilmek amacıyla sinüs dalga sinyali kullanılarak test verisi üretilmiştir. Buna göre MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri hem yavaş yavaş azalmakta hem de yavaş yavaş artmaktadır. Bu test senaryosu için en düşük akım değeri olarak 300mA, en yüksek akım değeri olarak 800mA seçilmiştir. Bu değerler kullanılarak mikrodenetleyicinin kullanacağı test verisi oluşturulmuş ve test yapılmıştır. Test sonucunda akımölçer

duyargasından okunan akım değeri ile MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri karşılaştırılmış ve Şekil 5.11'de gösterilmiştir. Bu test senaryosu akım kaynağının kararlılığını test etmek amacıyla oluşturulduğu için test süresi ilk teste göre oldukça uzun tutulmuştur ancak toplanan verinin sadece bir kısmı gösterilmektedir.

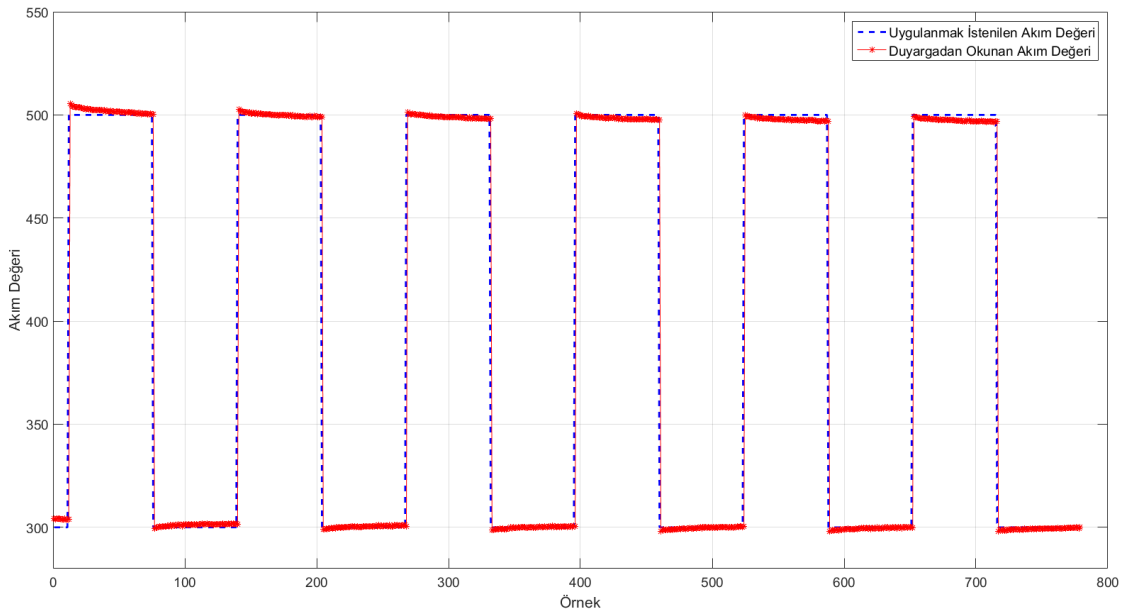


Şekil 5.11 Uygulanmak istenilen (sinüs dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması

Elde edilen şekil incelendiğinde daha önce testere dişi sinyal test senaryosunda olduğu gibi akımölçerden okunan akım değerinin MR silindire uygulanmak istenilen akım değerini sorunsuz olarak takip ettiği görülmektedir. Şekilde gösterilmemesine rağmen çalışma süresi boyunca akım değerleri birbirlerini takip etmiş ve akım kaynağı kararlı bir şekilde çalışmıştır. Bunun yanında test süresi uzun tutulmasından dolayı devre üzerinde ısı artışı olmuş ancak akım kaynağının performansında bozulma gözlemlenmemiştir. Akım kaynağı devresinde kullanılan LT3080-1 tümleşik devrelerinin sıcaklık koruması olduğu ve limit sıcaklığa ulaştığında kendilerini kapatmaktadırlar. Elde edilen verilerden bu durumun hiç gerçekleşmediği ve tümleşik devrelerin güvenli sıcaklık seviyelerinde çalıştığı görülmüştür. Bu bilgi de akım kaynağının kararlı bir şekilde çalıştığı görüşüne destek vermektedir.

Son test senaryosunda tasarlanan akım kaynağını ani akım değışiklikleri ile zorlamak amacıyla kare dalga sinyali kullanılmıştır. Akım kaynağını zorlamanın dışında ani akım değışiklerine çalışma anında da ihtiyaç duyulabilmektedir. Dolayısıyla kare dalga sinyali kullanılan bu test senaryosu akım kaynağını doğrulamak açısından oldukça önemlidir. Testere dışı sinyalinin kullanıldığı test senaryosunda da ani akım değışikliği bulunmasına rağmen sadece ani düşüş olduğu için testler sırasında akım kaynağını zorlayacak bir durum oluşmamıştır. Akım kaynağını için asıl zorlayıcı olan ani akım artışlarının olduğu durumlardır.

Bu test senaryosu için diğerlerinden farklı olarak iki farklı üst limit tanımlanmıştır. Buna göre en düşük akım değeri 300mA olarak seçilirken, en yüksek akım değeri 500mA ve 1000mA olarak seçilmiştir. Bu limit değeri kullanılarak iki farklı test verisi oluşturulmuş ve gerekli testler yapılmıştır. Üst akım limiti 500mA olan test verisi için akımölçer duyargasında okunan akım değeri ile MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri karşılaştırılmış ve Şekil 5.12’de gösterilmiştir.

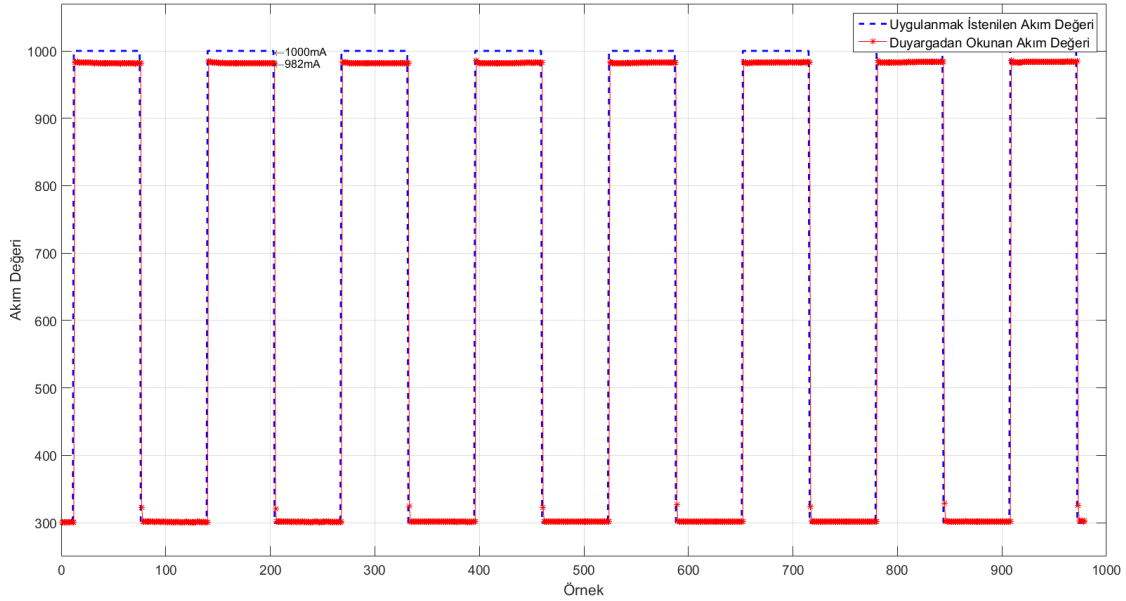


Şekil 5.12 Uygulanmak istenen (kare dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması

Elde edilen şekil analiz edildiğinde akımölçer duyargasından okunan akım değerinin MR silindire uygulanmak istenilen akım değerini büyük oranda sorunsuz olarak takip ettiği gözlemlenmektedir. Kare dalganın sinyalinin tepe noktalarında meydana gelen farklılıklar göz ardı edilebilecek kadar küçüktür. Bu yüzden test sonucu başarılı

olarak kabul edilmiştir. Daha sonra en yüksek akım değeri 1000mA olan test verisi için akımölçer duyargasında okunan akım değeri ile MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri karşılaştırılmış ve Şekil 5.13'te gösterilmiştir.

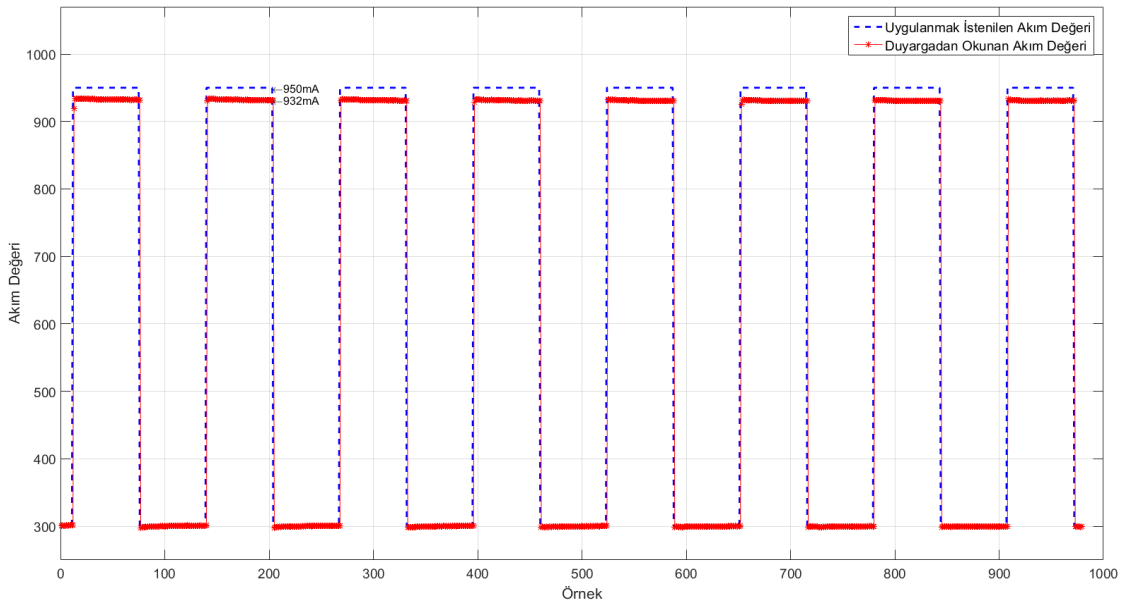
Elde edilen şekil incelendiğinde MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri ile akımölçer duyargasından okunan akım değeri arasında 18mA kadar bir fark gözlemlenmektedir. Oluşan akım farkı küçük olmasına rağmen her kare dalga sinyalinin tepe noktasında gerçekleştiği için önemli bir sorun olarak görülmüştür. Sorunun akım kaynağının 1000mA seviyelerinde akım verememesi olduğundan şüphelenilmiş ve en yüksek akım değeri 950mA olan yeni bir test verisi üretilmiştir. Üretilen test verisi mikrodenetleyiciye gönderilmiş ve daha önce yapılan test tekrarlanmıştır. Bunun ardından MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri ile akımölçer duyargasından okunan akım değeri karşılaştırılmış ve Şekil 5.14'te gösterilmiştir.



Şekil 5.13 Uygulanmak istenen (kare dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması

Elde edilen şekil incelenecek olursa MR silindire uygulanmak istenilen akım ile akımölçer duyargasından okunan akım değeri arasında yine 18mA kadar farklılık olduğu görülmektedir. Bundan dolayı sorunun akım kaynağının istenilen akım

değerini verememesi değil sayısal potansiyometrenin istenilen akım için uygun direnç değerini ayarlayamamasından kaynaklandığına karar verilmiştir. Bu durum sayısal potansiyometrenin tam olarak doğrusal olmamasından veya mikrodenetleyici tarafından gerçekleştirilen akım, potansiyometre direnç değeri dönüşümün doğru yapılmamasından dolayı gerçekleşmiş olabilir. Bunun yanında akım kaynağı devresinde oluşan sıcaklık gibi çevresel etkiler yüzünden sayısal potansiyometrenin direnç değerinde değişiklikler, kaymalar meydana gelebilir. Akım kaynağının performansını doğrudan etkileyen bu tarz problemleri ortadan kaldırmak için mikrodenetleyici üzerinde geri beslemeye sahip bir denetim mekanizmasının gerçekleştirilmesi uygun olacaktır. Bu denetim mekanizmasının eklenmesiyle birlikte istenilen akım değerine göre sayısal potansiyometrenin direnç değeri ayarlanır ve her örnekleme zamanında küçük direnç değişiklikleri ile akım kaynağının istenilen akım değerini MR silindire hatasız şekilde uygulaması sağlanır.



Şekil 5.14 Uygulanmak istenen (kare dalga) ve duyargadan okunan akım karşılaştırması

Son test senaryosunda ortaya çıkan problem sayısal potansiyometrenin ayarlanması ve denetimi ile ilgili olduğu için akım kaynağı tasarım ve doğrulanmasına herhangi bir etkisi yoktur. Bu yüzden yapılan testler genel olarak

incelendiğinde akım kaynağı donanımında herhangi bir problem görülmemiş ve doğrulanmış olarak kabul edilmiştir.

5.4. Akım Kaynağının Performansının Karşılaştırılması

Tasarlanan akım kaynağı doğrulandıktan sonra gerçek bir sistem üzerinde nasıl çalışacağını gözlemleyebilmek için LORD firmasının ürettiği, endüstriyel bir ürün olarak satılan RD-3002-03 Wonder Box [41] isimli ayarlanabilir akım kaynağıyla performans karşılaştırması yapılmıştır. Bu ürünün yüke uygulayabileceği akım değeri tasarlanan akım kaynağının uygulayabileceği akım değerine çok yakın olduğu ve ürün mikrodenetleyici yardımıyla dışarıdan denetlenebilir olduğu için performans karşılaştırmasında kullanılmak üzere seçilmiştir.

Wonder Box ayarlanabilir akım kaynağı ve mevcut giriş-çıkış bağlantıları Şekil 5.15'te gösterilmektedir. Cihaz (A) girişinden 12V ile beslenirken (A) çıkışından 0-2A aralığında akım sağlayabilmektedir. Yüke uygulanmak istenilen akım değerini, cihaz üzerinde bulunan potansiyometre (C) kullanarak elle ayarlanabilmektedir. Bunun yanında dışarıdan (D) girişine 0-5V aralığında voltaj uygulanarak yüke uygulanmak istenilen akım değeri denetlenebilmektedir. Son olarak cihaz üzerinde bulunan anahtar (E) kullanılarak uygulanan akım anlık olarak kesilebilmektedir.



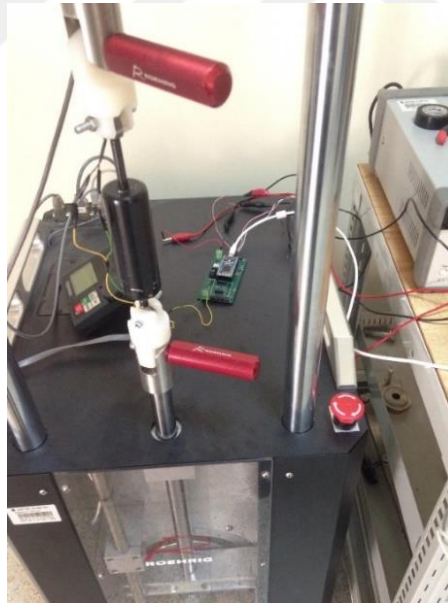
Şekil 5.15 LORD Wonder Box akım kaynağı [41]

İki akım kaynağının performansını karşılaştırmak için akım kaynakları tarafından beslenen MR silindirin çeşitli koşullarda vereceği tepkilerin gözlemlenmesi gerekmektedir. Bir kuvvetölçer (dynamometer) kullanarak MR silindirin uygulanan kuvvetlere vereceği tepkiler incelenmesine ve bu tepkiler üzerinden akım

kaynaklarının performanslarının karşılaştırılmasına karar verilmiştir. Bu amaçla ROEHRIG firmasının ürettiği kuvvetölçer kullanılacaktır. Kuvvetölçer ve MR silindirden oluşan test düzeneği Şekil 5.16'da gösterilmektedir.

Kuvvetölçer, farklı hızlarda silindiri belirli bir süre açıp kapayarak silindirin baş tarafında bulunan kuvvet duyargası ile silindirin tepkilerini ölçmektedir. Açıp kapama işlemleri Şekil 5.17'de gösterilen mekanizma yardımıyla yapılmaktadır. Bu mekanizmanın hızı bir sinüs dalga biçiminde, belirlenen en yüksek ve en düşük hız arasında değişmektedir. Kuvvetölçer ile yapılacak hız-kuvvet testi için MR silindiri kuvvetölçere bağlamak gibi gerekli mekanik hazırlıkların tamamlanmasının ardından kuvvetölçerin kullandığı iki önemli parametrenin belirlenmiştir.

Bu parametrelerden ilki kuvvetölçerin kullanacağı hız aralığıdır. Hız aralığı seçilirken sağlıklı bir insanın normal hızda yürürken diz ekleminde meydana gelen dönüşün hızı ve diz ortezinin mekanik tasarımı göz önünde bulundurulmuştur. Bunun sonucunda insan yürüyüşüne en yakın aralığı temsil eden 0.1m/sn değeri seçilmiştir.

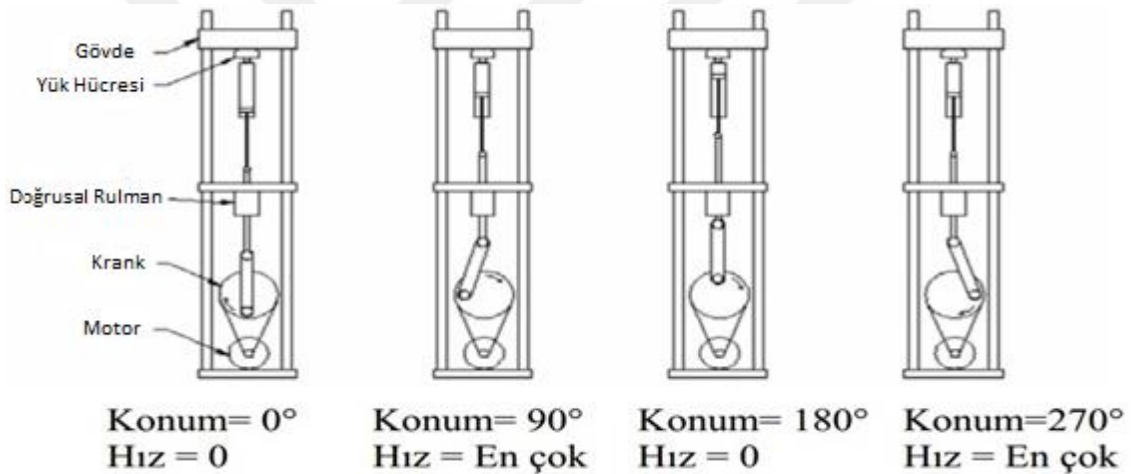


Şekil 5.16 Kuvvetölçer ve MR silindir test düzeneği

Belirlenmesi gereken bir diğer önemli parametre ise kuvvetölçere bağlanacak silindirin yani ortez üzerinde kullanılacak MR silindirin yapılacak hız- kuvvet testleri sırasındaki hareket mesafesidir. Diz ortezinde kullanılan MR silindirin hareket mesafesi 40mm kadardır. Kullanılan ROEHRIG kuvvetölçer ise yapısı itibarıyla

25mm'lik adımlar ile test yapabilmektedir. Dolayısıyla MR silindirin hareket uzunluğunun tamamını test etmek mümkün değildir. Silindir içinde bulunan yay yüzünden silindir tamamen kapalı veya açık durumda iken uygulanan kuvvete karşılık vereceği tepkiler farklı olacaktır. Ancak test sırasında uygulanacak itme ve çekme kuvvetleri kuvvetlerinin büyüklüğü düşünüldüğünde yayın etkisinin göz ardı edilebilmektedir. Bu nedenle hareket uzunluğu parametresinin 25mm olarak belirlenimin uygun olduğuna karar verilmiştir.

Kuvvetölçerin test sırasında kullanacağı parametreler belirlendikten sonra performans karşılaştırması yapılacak akım kaynaklarının testler sırasında nasıl davranacağı belirlenmiştir. Buna göre MR silindire uygulanacak akım değeri 0-1A arasındadır ve akım artış değeri 0.1A olarak seçilmiştir. Başka bir deyişle her akım kaynağı için 0A, 0.1A, 0.2A, ... 1A olmak üzere 11 adet hız-kuvvet testi yapılmıştır.



Şekil 5.17 Kuvvetölçer mekanizması [6]

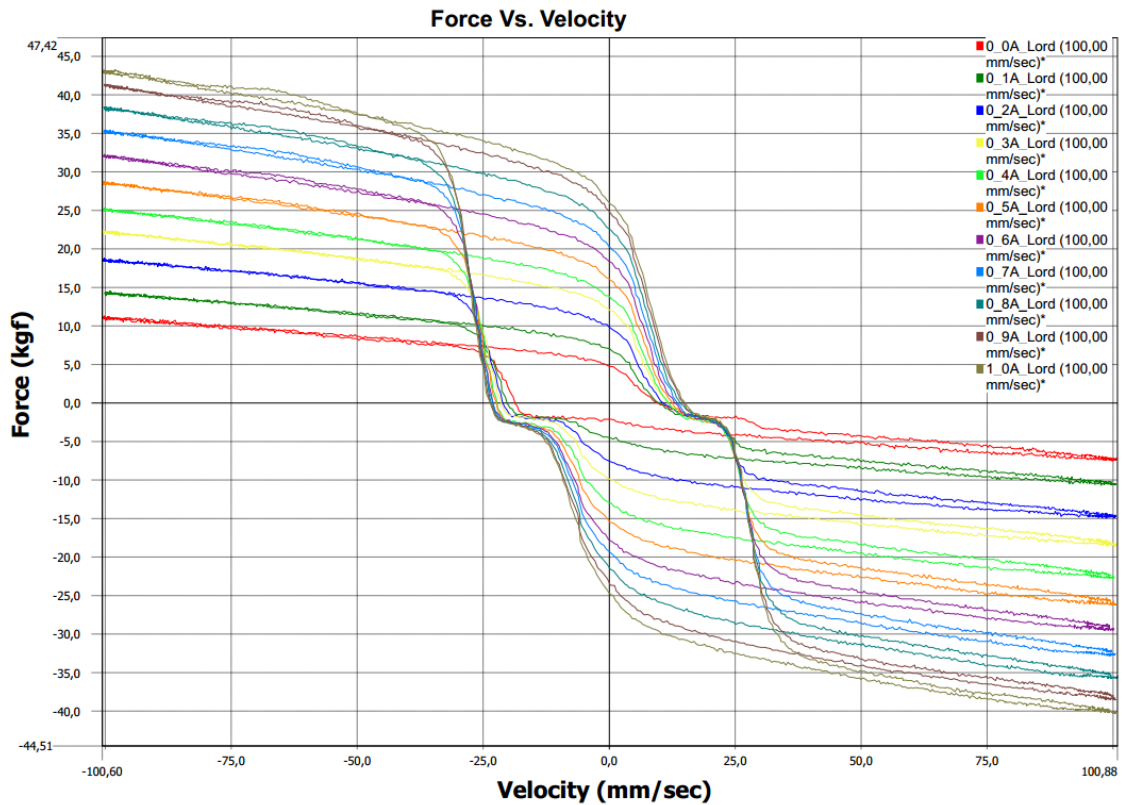
5.4.1. LORD Wonder Box Akım Kaynağı Test Sonuçları

Daha önce bahsedildiği gibi kuvvetölçer kullanılarak Wonder Box akım kaynağı tarafından akım uygulanan MR silindir üzerinde 0-1A aralığında hız-kuvvet testleri yapılmış ve histerezis eğrileri elde edilmiştir. Testler sırasında kullanılan her akım değeri için elde edilen histerezis eğrileri birlikte çizdirilmiş ve Şekil 5.18'de gösterilmiştir.

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde MR silindirin tepki kuvvetinde herhangi bir bozukluk olmadığı, akım değerinin artmasıyla birlikte tepki kuvvetinin de arttığı

gözlemlenmiştir. Bundan dolayı Wonder Box akım kaynağının düzgün olarak çalıştığına karar verilmiştir. Ancak Wonder Box akım kaynağından MR silindire uygulanan akım değerini ölçecek bir donanım bulunmadığı için akım kaynağının uygulanmak istenilen değerleri doğru olarak verdiğiinden emin olunamamıştır. İki akım kaynağının hız-kuvvet testlerinin sonuçları karşılaştırılırken bu durum göz önünde bulundurulmuştur.

Histerezis eğrilerinden de görüleceği gibi bir bölgeden sonra hız arttıkça tepki kuvveti de doğrusal olarak artmıştır. MR silindirin bu özelliği denetlenebilirlik adına olumlu bir bilgidir. Yine histerezis eğrilerinden görüleceği gibi MR silindire uygulanan akım miktarı arttıkça silindirin tepki kuvveti de sürekli olarak artmış ancak doyuma ulaşmamıştır. MR silindire uygulanacak akım değeri 1A'ın üzerine çıkarılacak olursa silindirin hangi değerde doyum noktasına ulaşacağı görülebilir ancak daha önde Akdoğan tarafından yapılan testler sırasında bu durum gerçekleştiği ve doyum noktası bulunduğu için testin tekrarlanmasına gerek görülmemiştir [6].



Şekil 5.18 Wonder Box akım kaynağı histerezis eğrileri

5.4.2. Tasarlanan Akım Kaynağı Test Sonuçları

Kuvvetölçer kullanılarak tasarlanan akım kaynağı tarafından akım uygulanan MR silindir üzerinde 0-1A aralığında hız-kuvvet testleri yapılmış ve histerezis eğrileri elde edilmiştir. Testler sırasında kullanılan her akım değeri için elde edilen histerezis eğrileri birlikte çizdirilmiş ve Şekil 5.19'da gösterilmiştir. Bunun yanında tasarlanan akım kaynağı donanımında bulunan akımölçer duyargası kullanılarak MR silindire uygulanmak istenilen akım değeri ile gerçekten uygulanan akım değeri karşılaştırılmış ve testin doğruluğundan emin olunmuştur.

Elde edilen histerezis eğrileri genel olarak incelendiğinde tasarlanan akım kaynağının Wonder Box akım kaynağı ile oldukça benzer silindir tepkilerine neden olduğu görülmektedir. Böylece endüstriyel bir ürün ile benzer sonuçları üreten akım kaynağının düzgün ve istenilen şekilde çalıştığı tekrar doğrulanmıştır.



Şekil 5.19 Tasarlanan akım kaynağı histerezis eğrileri

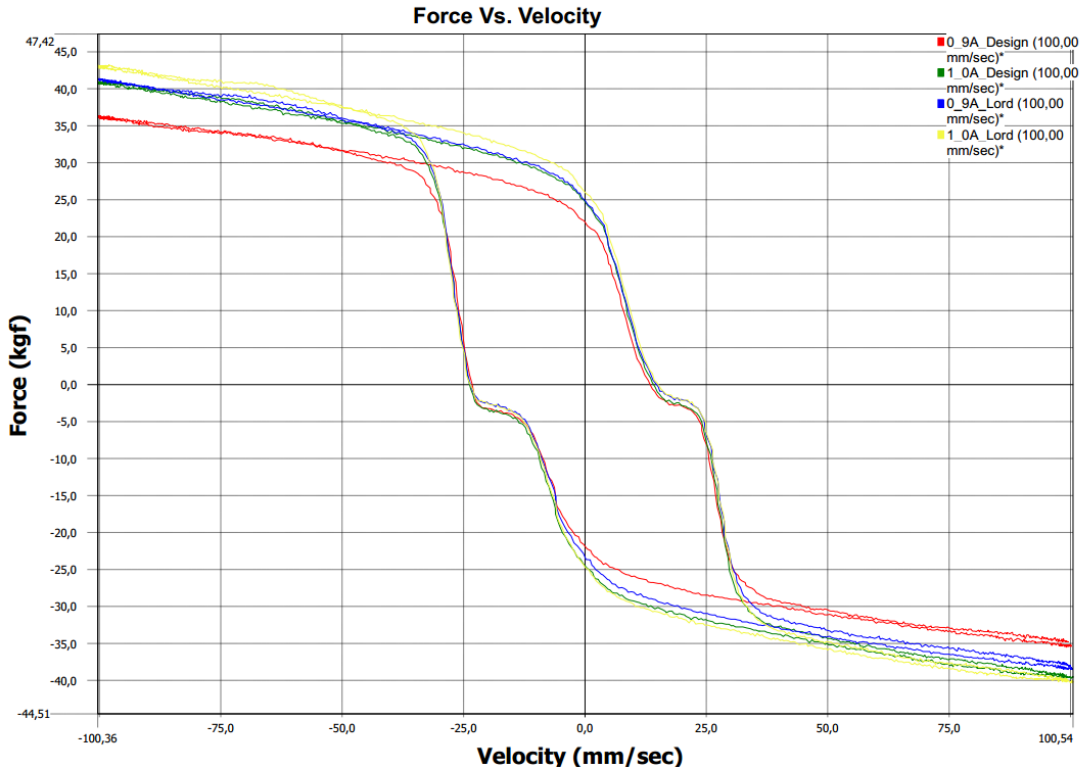
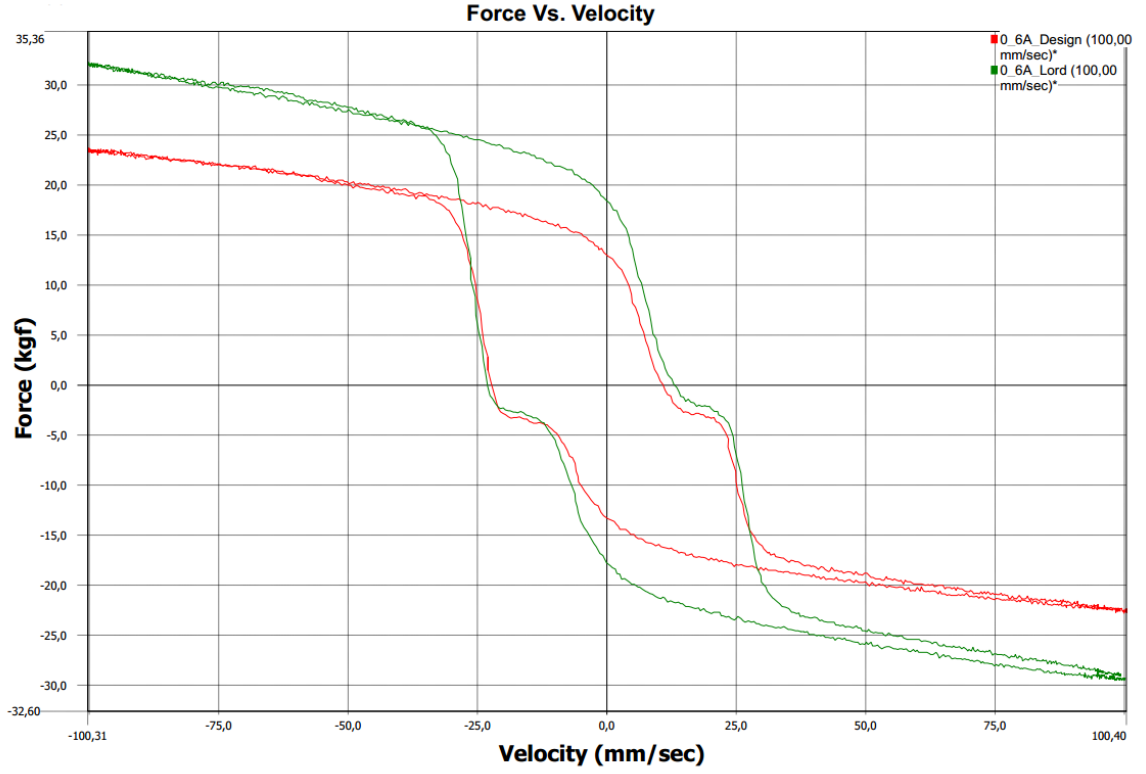
5.4.3. LORD Wonder Box ve Tasarlanan Akım Kaynağı Karşılaştırması

Akım kaynaklarının kuvvetölçer ile yapılan hız-kuvvet testleri ayrı ayrı değerlendirildikten sonra testin asıl amacı olan performans karşılaştırmasına geçilmiştir. Sırasıyla 0.6A, 0.9A ve 1A akım değerleri için iki akım kaynağının histerezis eğrileri birlikte çizdirilmiş ve Şekil 5.20'de gösterilmiştir.

Histerezis eğrileri ayrı ayrı incelendiğinde, MR silindirin testler sırasındaki tepki kuvvetinin Wonder Box akım kaynağı için tasarlanan akım kaynağına göre daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Başka bir deyişle MR silindire Wonder Box akım kaynağı tarafından akım uygulanırken oluşan tepki kuvvetinde tasarlanan akım kaynağı tarafından akım uygulanırken oluşan tepki kuvvetine göre sapma (offset) olduğu görülmüştür. Tepki kuvvetinde oluşan sapma değerinin tutarlı olduğunu görebilmek için analiz yapılması gerekmiştir. Bu kapsamda iki akım kaynağı tarafından MR silindire 0.5A akım uygulanırken oluşan MR silindir tepki kuvvetleri zamana göre çizdirilmiş ve Şekil 5.21'de gösterilmiştir.

Testler sırasında aynı MR silindir kullanıldığı ve kuvvetölçerin ayarları değiştirilmediği için iki akım kaynağının MR silindire aynı akım değerlerini veremediğine karar verilmiştir. Bu durumdan hareketle Wonder Box akım kaynağının MR silindire istenilen akım değerlerini uygulayamadığı sonucuna varılmıştır çünkü testler sırasında tasarlanan akım kaynağının istenilen akım değerlerini sağlayabildiği akımölçer duyargası kullanılarak doğrulanmıştır. Yapılan analizler sonucunda bu problemin Wonder Box akım kaynağına gönderilen denetim sinyalinden kaynaklandığı bulunmuştur. Genel olarak iki akım kaynağının histerezis eğrileri birbirine benzediği için bu problem göz ardı edilmiş ve testlerin tekrarlanmasına gerek duyulmamıştır.

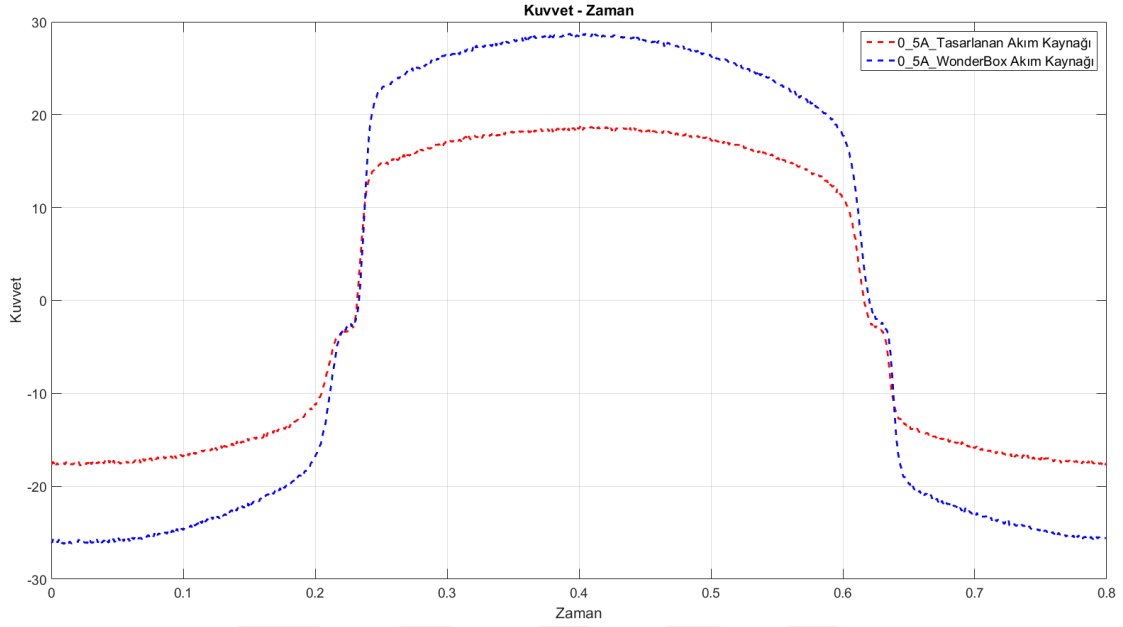
Elde edilen şekilden de görülebileceği gibi iki akım kaynağının kuvvet-zaman grafiği birbirine oldukça benzemektedir. Tepki kuvvetleri arasındaki fark da tutarlıdır ve herhangi bir anda bozulma gözükmemektedir.



Şekil 5.20 Wonder Box ve tasarlanan akım kaynağı histerezis eğrileri

Sonuç olarak tasarlanan akım kaynağı endüstriyel bir ürün ile benzer sonuçları üretebildiği için performansı yeterli olarak görülmüş ve gerçek bir uygulamada

sorunsuz bir şekilde kullanılabilmesine karar verilmiştir. Daha önceki bölümlerde anlatıldığı gibi tasarlanan akım kaynağının tepki süresi çok kısa olduğu için bu alanda herhangi bir karşılaştırma yapılmamıştır.



Şekil 5.21 İki akım kaynağının kuvvet ve zaman grafiği

6. PASİF İSKELET İLE EVRE KESTİRİM ÇALIŞMALARI

Tez çalışmasının bu bölümünde pasif iskelet üzerinden toplanan veriler sağlıklı insan yürüyüş hareketinin evrelerinin kestirimi için uygun algoritmalar geliştirilmesi ve test edilmesi için kullanılmıştır. Pasif iskelet üzerinden toplanan duyarga veri çeşitleri “Pasif İskelet Üzerinden Veri Toplanması” bölümünde detaylı olarak anlatılmıştır. Ancak evre kestirimi yapmak için toplanan duyarga verilerinin tamamının kullanılmayacağı, bazı duyarga verilerinin gereksiz olduğu öngörülmüştür. Evre kestirimi için uygun algoritmaların geliştirilmesi sırasında bu öngörü de göz önünde bulundurulmuştur.

Yapılan çalışmalar sırasında iskelet üzerinden toplanan duyarga verilerinin doğruluğunun test edilmesi ve evre kestirimi için kullanılabilir olduğundan emin olunması gerekmektedir. Bu yüzden toplanan duyarga verilerine referans olması amacıyla önceki bölümlerde anlatılan ve kurulumu yapılan Optitrack firmasının kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi kullanılmıştır. Hareket ölçüm düzeneğinin hata payı sistemde kullanılan duyargaların hata paylarına oranla çok küçük olduğu için referans sistem olarak kullanılması uygun görülmüştür. Pasif iskelet üzerinden alınan veriler hareket ölçüm düzeneği aracılığıyla toplanan görüntüler ile karşılaştırılmıştır.

Bunun yanında hareket ölçüm düzeneği ile toplanan görüntüler kullanılarak yürüyüş evreleri el ile tespit edilmiş ve geliştirilen evre kestirim algoritmalarının başarımını test etmek amacıyla algoritma çıktıları ile karşılaştırılmıştır. Tezin bundan sonraki kısımlarında kullanım ve takip edilebilirlik açısından yürüyüş evreleri aşağıda gösterildiği gibi ifade edilmiştir.

Duruş Esneme -> Evre 1 (Grafikte üzerinde aldığı değer 1)

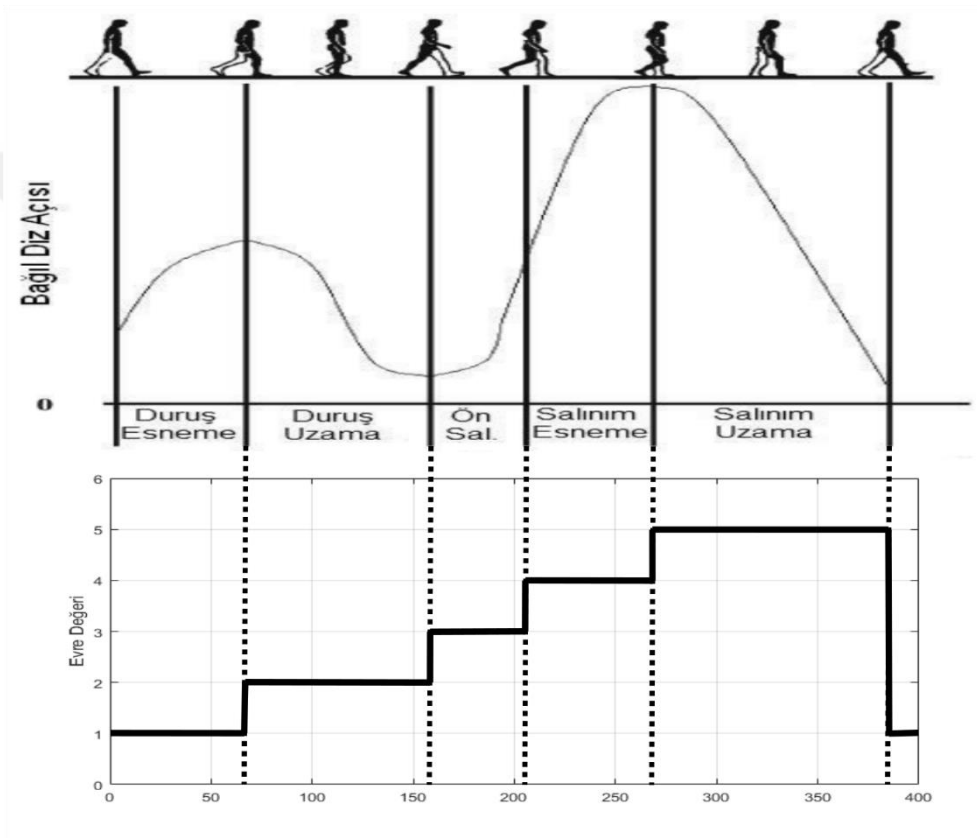
Duruş Uzama -> Evre 2 (Grafikte üzerinde aldığı değer 2)

Ön Salınım -> Evre 3 (Grafikte üzerinde aldığı değer 3)

Salınım Esneme -> Evre 4 (Grafikte üzerinde aldığı değer 4)

Salınım Uzama -> Evre 5 (Grafikte üzerinde aldığı değer 5)

Başlangıçta evre kestirim çalışmaları sırasında, Tileylioğlu'nun [47] çalışmasında olduğu gibi diz açısının kullanılmasına karar verilmiştir. Tileylioğlu'nun çalışmaları protez üzerinde yapılmıştır ancak evre kestirimi bakımından ortez ve protez arasında çok küçük farklılıklar olacağı bilindiğinden dolayı yapılan çalışmanın diz ortezi için de geçerli olduğu öngörülmüştür. Ancak çalışmalar sırasında karşılaşılan problemlerden dolayı bu kararda değişiklik olmuştur. Şekil 6.1'de tek bir adım için diz açısı verisi ve altında ise aynı adım için yürüyüş evrelerinin sayısal değer olarak gösterimi verilmiştir.



Şekil 6.1 Bağıl diz açısı ve yürüyüş evrelerinin sayısal gösterimi

Pasif iskelet üzerinde bulunan duyarga kartlarından alt bacak ve üst bacak bölgeleri için eğimölçer duyargası ile açı verisi toplanmaktadır. Alınan açı bilgisi -90° ile $+90^{\circ}$ değerleri arasında olacak şekilde ayarlanmıştır. Bunun yanında diz ve kalça eklemlerine yerleştirilen mutlak kodlayıcılardan alınan değerler 0 - 1023 arasında olmaktadır. Kodlayıcının ürettiği 0 değeri 0° 'ye karşılık gelirken 1023 değeri 359° 'ye karşılık gelmektedir. Dolayısıyla eklemlerin kaç derece açığa sahip olduğunu bulmak için basit bir eşleme fonksiyonu kullanılmaktadır.

Sistemde açu bilgilerinin dışında ayağın yer ile olan ilişkisini gözlemleyebilmek amacıyla iki adet kuvvete duyarlı direnç duyargası bulunmaktadırdır. Bu duyargalardan biri ayakucuna, diğeri ise topuk noktasına yerleştirilmiştir. Duyargalardan alınan değerler mutlak kodlayıcılarda da olduğu gibi 0 ile 1023 arasında değişmektedir. Kuvvete duyarlı dirençlerden alınan 0 değerini 0N kuvvete karşılık gelirken, 1023 değerini yaklaşık 200N (~20kg) kuvvet değerine karşılık gelmektedir. Üst limit olarak tespit edilen değerin üzerindeki kuvvet değerlerinde duyargalar doyuma ulaşmakta ve sürekli 1023 değerini üretmektedir. Ortalama insan ağırlığı düşünüldüğünde 200N kuvvet limiti kısıtlayıcı bir faktör gibi görünmektedir. Ancak kuvvete duyarlı direnç duyargalarının kullanım amacı pasif iskeleti kullanan deneğin ayakucuna veya topuğuna kaç N kuvvet uyguladığını öğrenmekten ziyade ayağın yer ile temas etmesi gibi olayları tespit etmek olduğu için 200N limitinin yeterli olacağı öngörülmektedir.

6.1.Evre Kestirim Algoritması

Evre kestirimi için kullanılan algoritma Sadeghimorad'ın [40] çalışmasında kullanılan protez için sonlu durum denetimini temel almaktadır. Algoritma üzerinde toplanan veriler, ortez ve protez farkı göz önünde bulundurulularak bir takım değişiklikler yapılmıştır. Başlangıç noktası olarak Sadeghimorad'ın çalışmasından alınan sonlu durum denetiminin blok şeması şekil 6.2'de gösterilmektedir. Durumlar arasındaki geçiş kuralları ise aşağıdaki gibi belirlenmiştir:

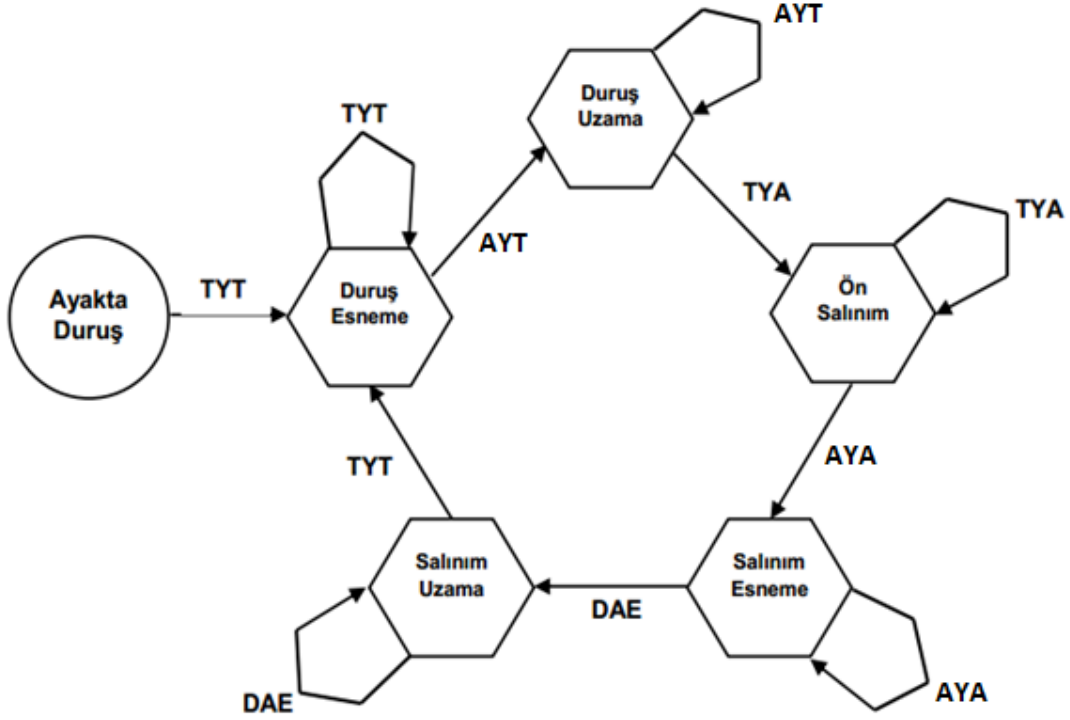
AYT: Ayakucunun Yerle Temas Etmesi

TYA: Topuğun Yerden Ayrılması

AYA: Ayakucunun Yerden Ayrılması

DAE: Dizin Azami Esnemesi

TYT: Topuğun Yerle Temas Etmesi



Şekil 6.2 Protez sonlu durum denetimi blok şeması[40]

Sistemden elde edilen veriler incelenerek ve Sadeghimorad'ın evre kestirim algoritması temel alınarak yürüyüş evreleri arası geçişlerin koşulları aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

➤ Salınım Uzama → Duruş Esneme:

Salınım uzama evresindeyken kullanılan açı bilgisinin minimum noktası tespit edilirse ve topuk noktası yere temas eder durumdaysa, yürüyüş salınım uzama yapmaktadır.

➤ Duruş Esneme → Duruş Uzama:

Duruş esneme evresindeyken kullanılan açı bilgisinin maksimum noktası tespit edilirse ve ayak yere temas eder durumdaysa, yürüyüş duruş esneme evresinden duruş uzama evresine geçiş yapmaktadır. Bu durum için sadece topuğun ve ayakucunun yer ile teması ayağın yer ile teması olarak kabul edilmektedir çünkü geçiş sırasında ayağın tam anlamıyla yer ile temas

etmediği durumlar oluşabilmektedir.

➤ Duruş Uzama → Ön Salınım:

Duruş uzama evresindeyken kullanılan açı bilgisinin minimum noktası tespit edilirse, yürüyüş duruş uzama evresinden ön salınım evresine geçiş yapmaktadır.

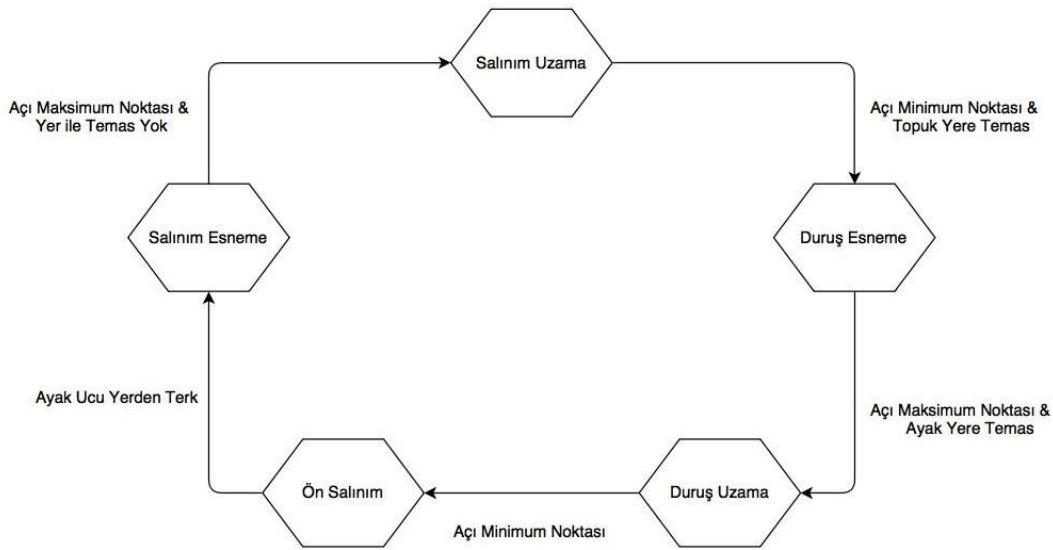
➤ Ön Salınım → Salınım Esneme:

Ön salınım evresindeyken ayakucunun yer ile olan temasının kesildiği tespit edilirse, yürüyüş ön salınım evresinden salınım esneme evresine geçiş yapmaktadır.

➤ Salınım Esneme → Salınım Uzama:

Salınım esneme evresindeyken kullanılan açı bilgisinin maksimum noktası tespit edilirse ve ayağın yer ile teması bulunmuyorsa, yürüyüş salınım esneme evresinden salınım uzama evresine geçiş yapmaktadır.

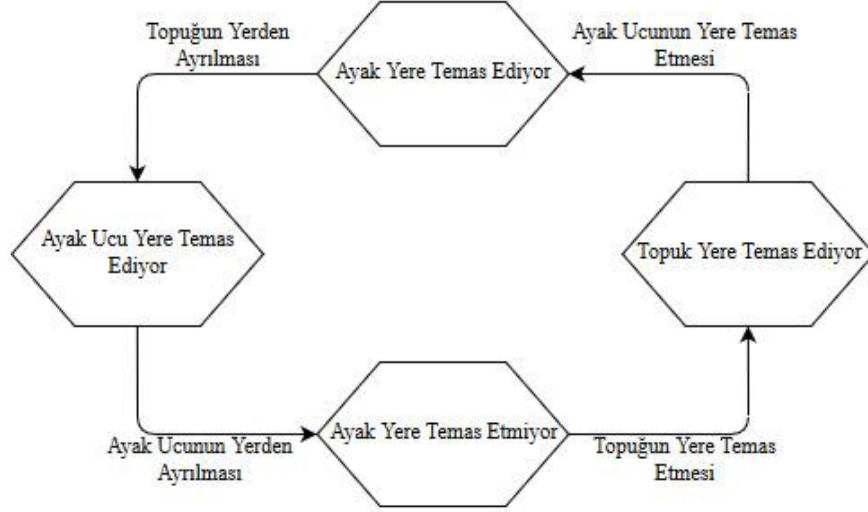
Tanımlanan geçiş koşullarına sahip evre kestirim algoritmasının durum diyagramı Şekil 6.3'te gösterilmiştir.



Şekil 6.3 Evre kestirim algoritması durum diyagramı

6.1.1. Ayak ve Yer Temas İlişkisi

Evre kestirimi sırasında kullanılan ayakucu ve topuk yere temas bilgileri, ayakucu terk ve topuk yere temas gibi olaylar pasif iskeletin ayak bölgesinde bulunan kuvvete duyarlı direnç duyargaları kullanılarak tespit edilmiştir. Tespit için kullanılan durum diyagramı Şekil 6.4'te gösterilmektedir.



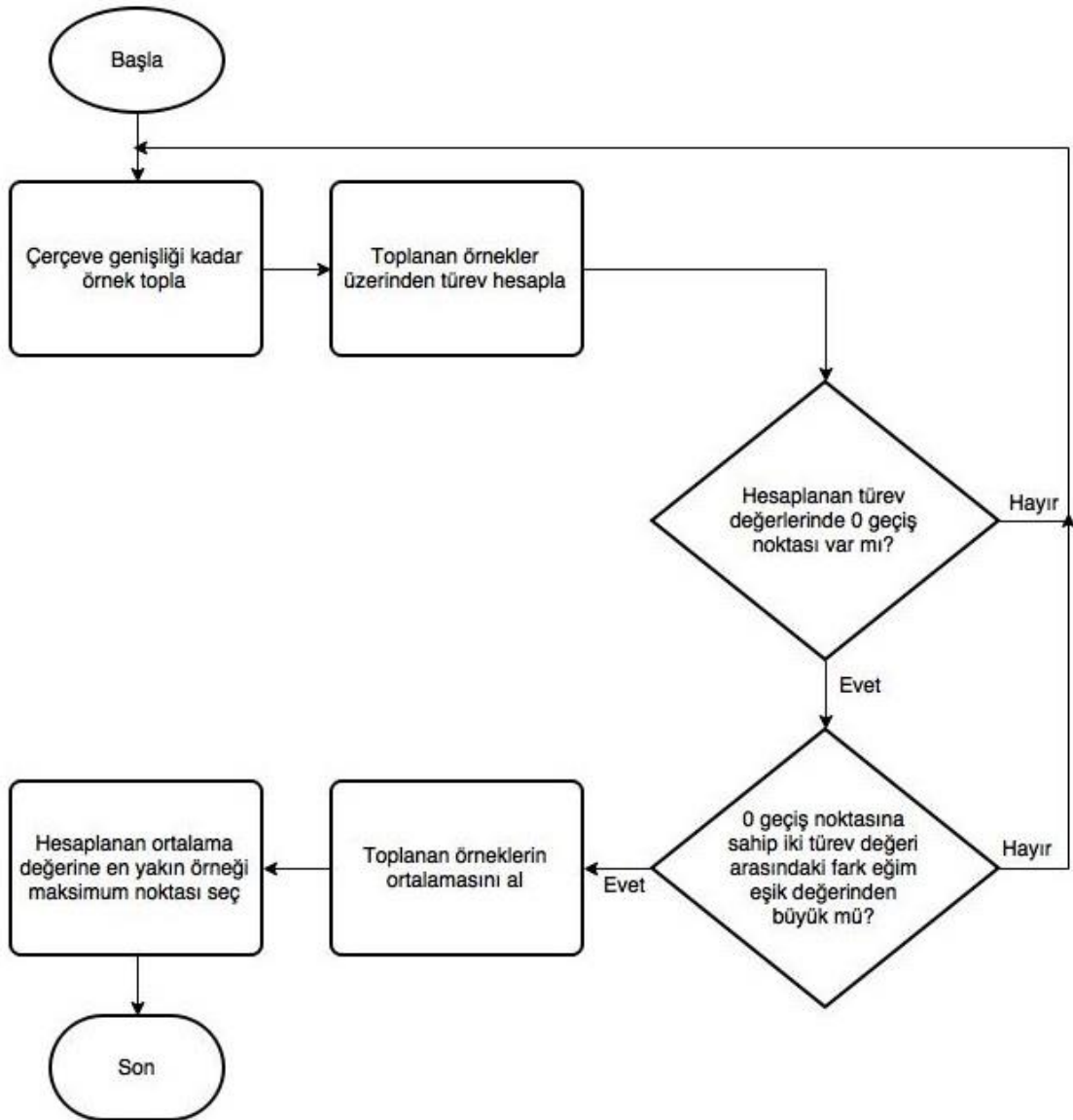
Şekil 6.4 Ayak yer ilişkisi durum diyagramı

6.1.2. Maksimum ve Minimum Noktalarını Bulma Algoritmaları

Evre kestirimi sırasında kullanılan maksimum ve minimum noktaları toplanan diz açısından elde edilmektedir. Maksimum ve minimum noktalarını bulurken kullanılan algoritmaların başarımı evre kestiriminin başarımını doğrudan etkilediği için oldukça yüksek öneme sahiptir. Bu yüzden algoritmalar gerçekleştirirken pek çok test adımından geçilmiş ve toplanan veriler için en uygun yapının kurulması için çalışılmıştır. Öncelikle maksimum/minimum noktasını ararken kullanılacak çerçeve genişliği değeri belirlenmiştir. Bu parametre mevcut sistem için 5 örnek olarak seçilmiştir. Bu seçim, 10 ms aralıklar ile veri toplandığı düşünülürse 50 ms gecikmeye sebep olacaktır. Ancak bu tarz sistemlerde çok hızlı değişimler olmamaktadır. Dolayısıyla seçilen çerçeve genişliği değeri sorun yaratmayacaktır. Belirlenmesi gereken bir diğer parametre ise eğim eşik değeridir. Eğim eşik değeri algoritmanın en önemli parametresidir. Toplanan veriye uygun şekilde belirlenmediği takdirde olması gerekenden fazla veya az maksimum/minimum noktası bulunmasına neden olur. Gerçekte bulmak istenilen maksimum/minimum noktalarından daha fazla nokta bulmak evre kestirim algoritmaları açısından problem olmayacaktır çünkü elde edilen maksimum/minimum noktaları kuvvete duyarlı direnç duyargalarından toplanan veriler ile birlikte kullanılacağı için yanlış maksimum/minimum noktaları yok sayılabilir. Ancak bulunmak istenilen maksimum/minimum noktalarından daha az nokta bulunacak olursa kuvvete duyarlı direnç duyargalarından alınan veriler kullanılarak kayıp noktaları üretme şansı

olmayacaktır. Böylece evre kestirim algoritmaları düzgün şekilde çalışmayacak, doğru evre kestirebilme kabiliyetini kaybedecektir. Bu yüzden eğim eşik değeri belirlenirken farklı yürüyüş hızları tipleri incelenerek bulunan değerden görece olarak daha küçük bir değer (0.005°) seçilmiştir.

Maksimum noktasını bulmak amacıyla geliştirilen algoritmanın akış diyagramı Şekil 6.5'te gösterilmektedir. Minimum noktasını bulmak için kullanılan algoritmanın akış diyagramı da küçük farklar dışında aynıdır.

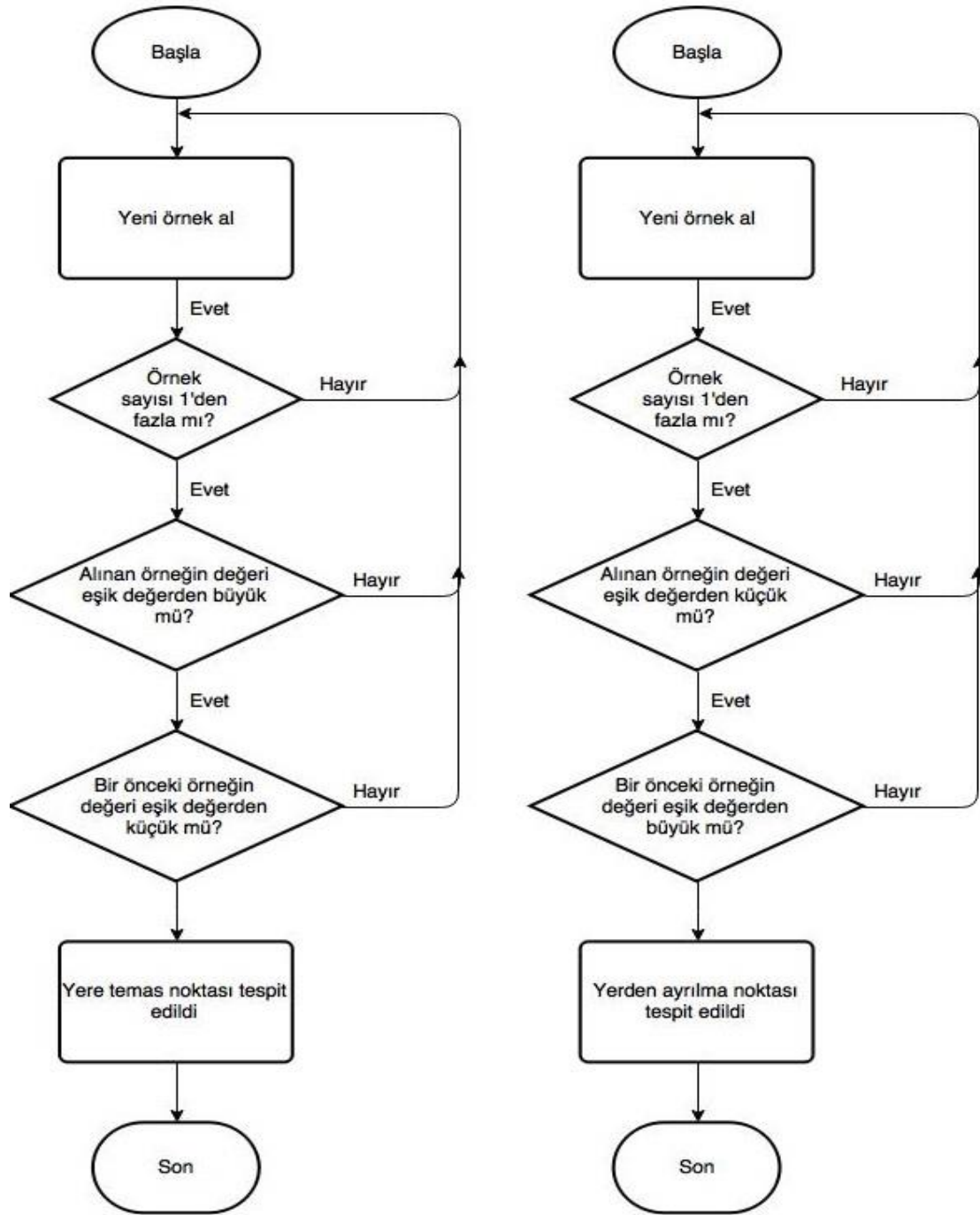


Şekil 6.5 Maksimum noktalarını bulma algoritması akış diyagramı

6.1.3. Topuk ve Ayakucu Yere Temas/Yerden Ayrılma Noktalarını Bulma Algoritması

Maksimum ve minimum noktalarının yanında ayakucu ve topuk yere temas/yerden ayrılma noktaları da evre kestiriminde kullanılmakta ve başarıyı doğrudan etkilemektedir. Ayakucu ve topuk bölgelerinde bulunan kuvvete duyarlı direnç duyargalarından alınan verileri kullanan algoritma temelde basit bir eşik değer tespit algoritmasıdır ve çerçeve aralığı olarak 2 örnek değerini kullanmaktadır. Çerçeve aralığı değeri arttırılabilir, mevcut karar mekanizmasından daha karmaşık mekanizmalar kullanılabilirdi ancak kuvvete duyarlı direnç duyargalarından alınan veriler incelenmiş ve bu değişikliklere gerek olmadığına karar verilmiştir.

Evre kestirimi sırasında artan ve azalan değerler için iki farklı eşik değer algoritması kullanılmaktadır. Artan eşik değer tespit algoritması ayakucu veya topuğun yer ile temasının başladığı noktaları bulmak için kullanılırken, azalan eşik değer tespit algoritması yer ile temasın bittiği noktaları bulmak için kullanılmaktadır. İki algoritma da ayakucu ve topuk bölgelerinden alınan veriler için ayrı ayrı çalıştırılmaktadır. Başka bir deyişle toplam dört kere eşik değer tespit algoritması kullanılmaktadır. Bundan dolayı ayakucu yere temas, ayakucu yerden ayrılma, topuk yere temas ve topuk yerden ayrılma durumları için dört farklı eşik değeri belirlenmiştir. Bu değerler belirlenirken daha önce olduğu gibi farklı yürüyüş hızları ve tipleri göz önünde bulundurulmuştur. Artan eşik değer algoritması arka arkaya alınmış iki örnekten ilkinin belirlenen eşik değerinden küçük, ikinci örneğin ise eşik değerinden büyük olup olmadığını denetler. Bu durum tespit edildiğinde eşik değer geçiş noktası bulunmuş olur. Azalan eşik değer tespit algoritması için denetim işlemi artan eşik değer tespit algoritmasının tam tersi şeklinde çalışmaktadır. Alınan iki örnekten ilki belirlenen eşik değerden büyük, ikincisi eşik değerden küçük ise azalan eşik değer noktası tespit edilmiş olur. Artan ve azalan değerler için eşik değer tespit algoritmalarının akış diyagramı Şekil 6.6'da gösterilmektedir.



Şekil 6.6 Artan ve azalan eşik değeri tespit algoritması akış diyagramı

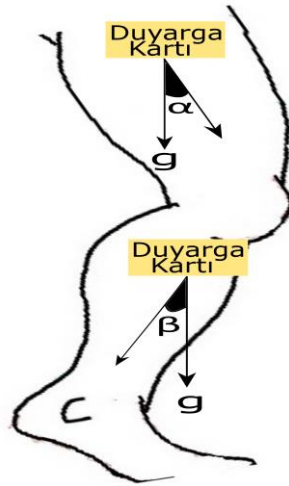
6.2. Filtrelenmemiş Diz Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları

Bu bölümde, 1.5km/saat hızında pasif iskelet ile yürüyen sağlıklı bir denekten toplanan verilerin analizi bulunmaktadır. Deneğin yürüyüşü sırasında giydiği pasif

iskelet üzerinden toplanmış alt bacak (baldır) ve üst bacak (uyluk) açı verileri, topuk ve ayakucu temas bilgileri kullanılarak yürüyüş evreleri üzerine analizler yapılmıştır.

Yapılan çalışmalar sırasında filtelenmemiş, gürültülü veri kullanılması evre kestirim algoritmalarının başarımını düşüreceği, yanlış evre kestirimlerine sebep olacağı bilinmektedir. Ancak bu bölüm hem ileriki bölümlerde kullanılan filtrenin nasıl çalıştığını anlayabilmek hem de filtelenmemiş ve filtelenmiş veriler ile yapılan evre kestiriminin sonuçlarının ne kadar farklı olduğunu görebilmek için oldukça önem teşkil etmektedir. Bunun yanında buradan elde edilen sonuçlar maksimum/minimum bulma işlemleri sırasında kullanılan parametreler için geri bildirim de olmuştur.

Sistemdeki duyarga kartlarından alınan alt ve üst bacak açıları kullanılarak diz eklemi açısı türetilmiştir. Duyarga kartlarının pasif iskelet üzerinde yerleşimi ve ölçülen açılar Şekil 6.7'de gösterilmektedir.

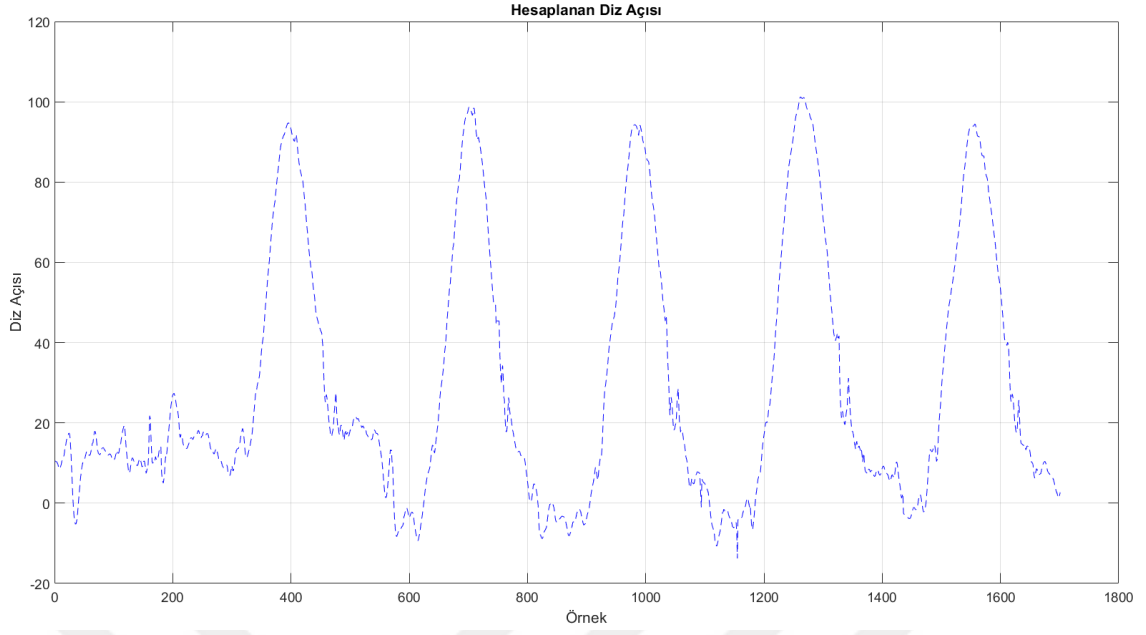


Şekil 6.7 Duyarga kartları yerleşimin ve ölçülen açılar

Bu yerleşime göre yapılan kinematik analiz sonucunda diz açısını hesaplamak için Eşitlik-7 kullanılacaktır.

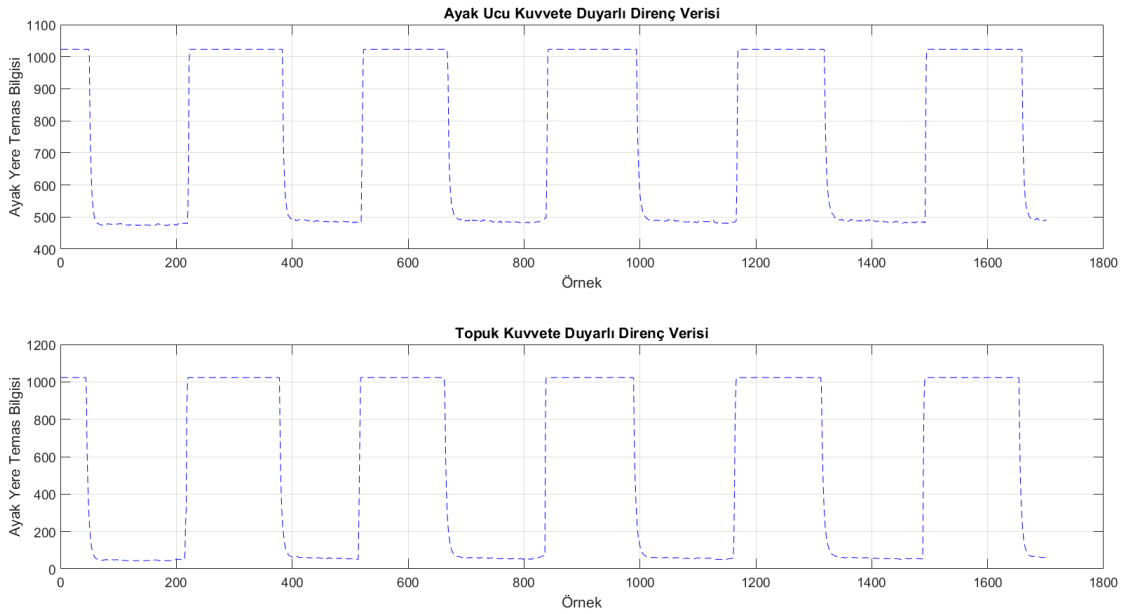
$$Diz\ Açısı = \alpha + \beta \quad (7)$$

Alt ve üst bacak açıları, bu açıları ve Eşitlik-7 kullanılarak hesaplanan diz açısı Şekil 6.8'de gösterilmektedir.



Şekil 6.8 Hesaplanan diz açısı

Ayakucu ve topuk temas verileri ise pasif iskeletin ayakucuna ve topuk noktasına yerleştirilmiş kuvvete duyarlı dirençler (KDD) (force sensitive resistor) kullanılarak elde edilmiştir. Alt bacak üzerinde bulunan duyarga kartına bağlanan kuvvete duyarlı dirençlerden elde edilen veriler Şekil 6.9'da gösterilmektedir. Şekilden de görülebileceği gibi ayakucu ve topuk üzerine yerleştirilen duyargalardan toplanan veriler birbirine çok benzemektedir.

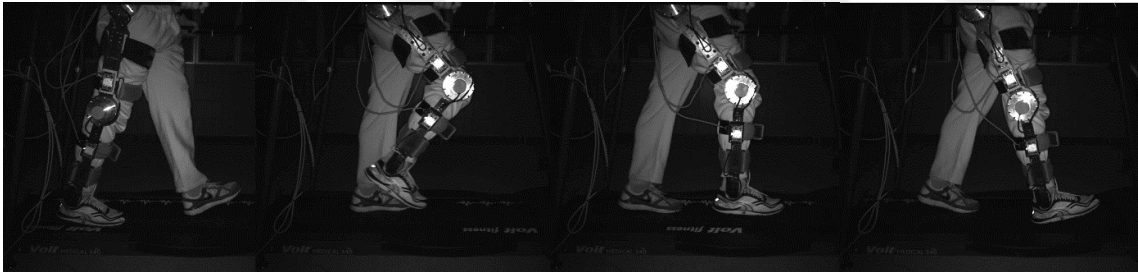


Şekil 6.9 Kuvvete duyarlı direnç duyargalarından elde edilen değerler

Ancak normal durumda iki duyarga verisi arasında zaman farkı olması gerekmektedir. Bu durum duyarga kartındaki donanım sınırlamaları yüzünden olduğu görülmüştür. Bundan dolayı yürüyüş evre kestirimi sonucunda bazı evreler için kaymalar oluşacağı öngörülmektedir.

Yapılacak analizlerin doğruluğunu ölçmek amacıyla, duyarga kartlarından alınan veriler ile eşzamanlı görüntü alan hareket ölçüm sisteminin çıktıları Şekil 6.10'da gösterilmektedir. Pasif iskelet üzerinden toplanan veriler ve hareket ölçüm sistemi üzerinde alınan görüntüler 5 tam adımı içermektedir ve 100Hz frekansa sahiptir. Bu değer iskelet üzerinden toplanan veri için 10ms'lik bir periyod anlamına gelirken, kamera için saniyede 100 kare görüntü anlamına gelmektedir.

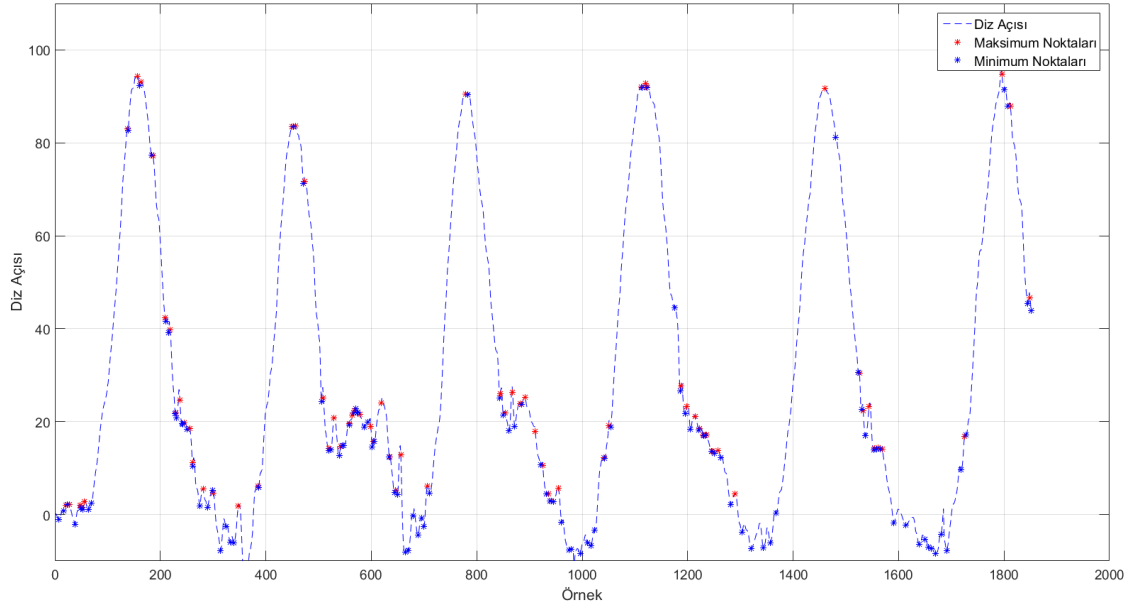
Pasif iskelet üzerinden veri toplama işleminden sonra, ilk olarak hareket ölçüm sisteminden toplanan kamera görüntüleri incelenmiş ve her bir görüntü karesinin hangi yürüyüş evresine ait olduğu çıkarılmıştır. Bu adımdan sonra ise, toplanan ham veriler analiz edilmiş ve bu verileri kullanarak yürüyüş evre kestirimi yapacak algoritmalar geliştirilmiştir.



Şekil 6.10 Hareket ölçüm sistemi anlık görüntüleri

6.2.1. Yürüyüş Evreleri Kestirimi

Analiz aşamasında, başlangıç olarak diz eklemi açısının maksimum ve minimum noktaları tespit etmek amacıyla daha önce üzerinde çalışılan algoritmalar kullanılmıştır [48]. Kullanılan algoritmalar ile bulunan maksimum ve minimum noktaları Şekil 6.11'de diz eklemi açısı üzerinde gösterilmektedir. Açılış bilgilerinin toplandığı duyarganın yapısından dolayı, toplanan verilerde bir miktar gürültü ve kaymalar olması kaçınılmazdır. Dolayısıyla Şekil 6.11'de görüldüğü gibi hatalı yerlerde maksimum veya minimum noktaları tespit edilebilmektedir.

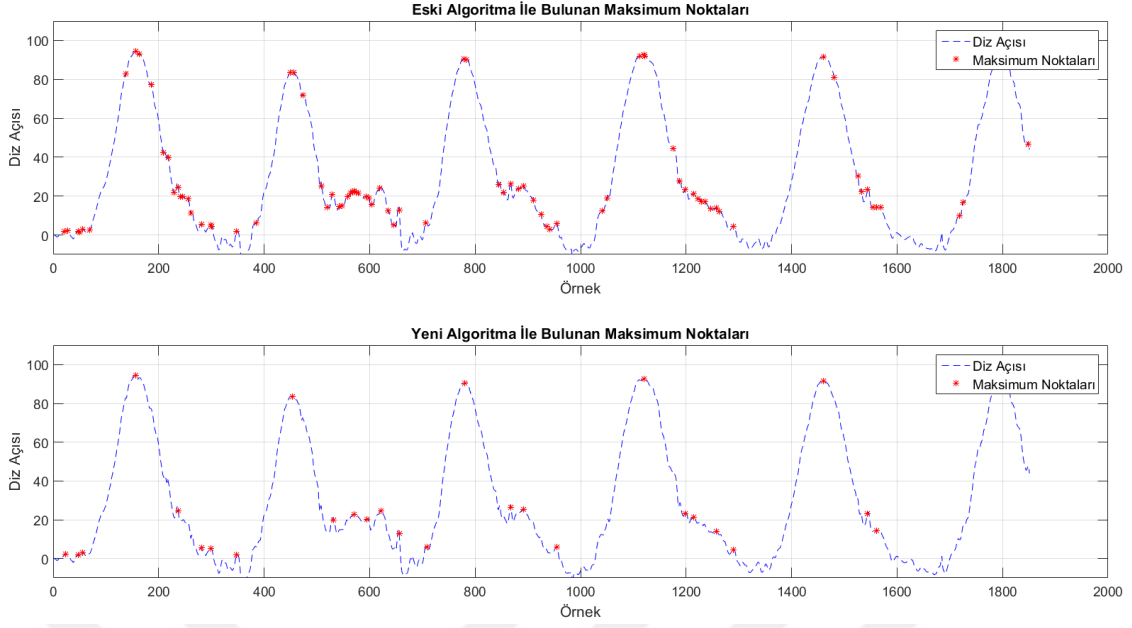


Şekil 6.11 Diz açısı ve bulunan maksimum, minimum noktaları

Bu sorunu çözmek amacıyla mevcut algoritmalar üzerinde iyileştirme, eldeki veriye uygun hale getirmek için çalışmalar yapılmıştır. Bu kapsamda daha önce iki nokta arasındaki değişimi bulmak amacıyla kullanılan merkezi fark yaklaşımı yerine birinci derecen fark metodu kullanılmıştır. Bu işlem sonucunda bulunan fark değerleri artmış ve daha belirgin hale gelmiştir. Böylece maksimum ve minimum noktalarını bulmak kolaylaşmıştır. Ayrıca birinci dereceden fark metodunu kullanmak işlem yükünü azaltmaktadır. Bu durum bilgisayar üzerinde yapılan hesaplamalar sırasında fark yaratmayacaktır ancak ortez üzerinde kullanılacak mikrodenetleyicinin işlem gücü kısıtlı olacağı için büyük fayda sağlayacaktır.

Algoritmalar üzerinde yapılan bir diğer değişiklik ise maksimum ve minimum değerleri bulunurken kullanılan eşik değerlerinde olmuştur. Toplanan verilerin değişim değerleri detaylı olarak incelenmiş ve bu değerlere göre eşik değerlerinde ayarlama yapılmıştır.

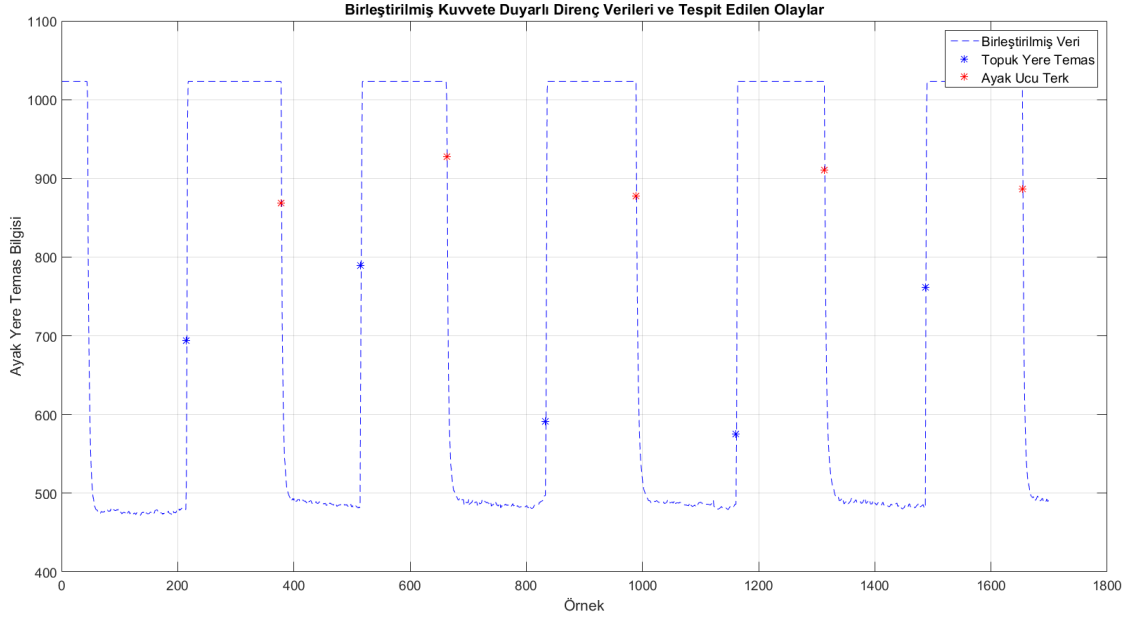
Yapılan değişikliklerin sonucunu gözlemlemek amacıyla eski ve yeni algoritmanın aynı diz açısı üzerinde bulunduğu maksimum ve minimum noktaları birlikte çizdirilmiş, Şekil 6.12'de gösterilmiştir. Ancak algoritma üzerinde yapılan değişiklikler ile elde edilen sonuç doğru ve sağlıklı bir evre kestirimi için yeterli görülmemektedir.



Şekil 6.12 Diz açısı maksimum noktalarını bulma algoritması karşılaştırması

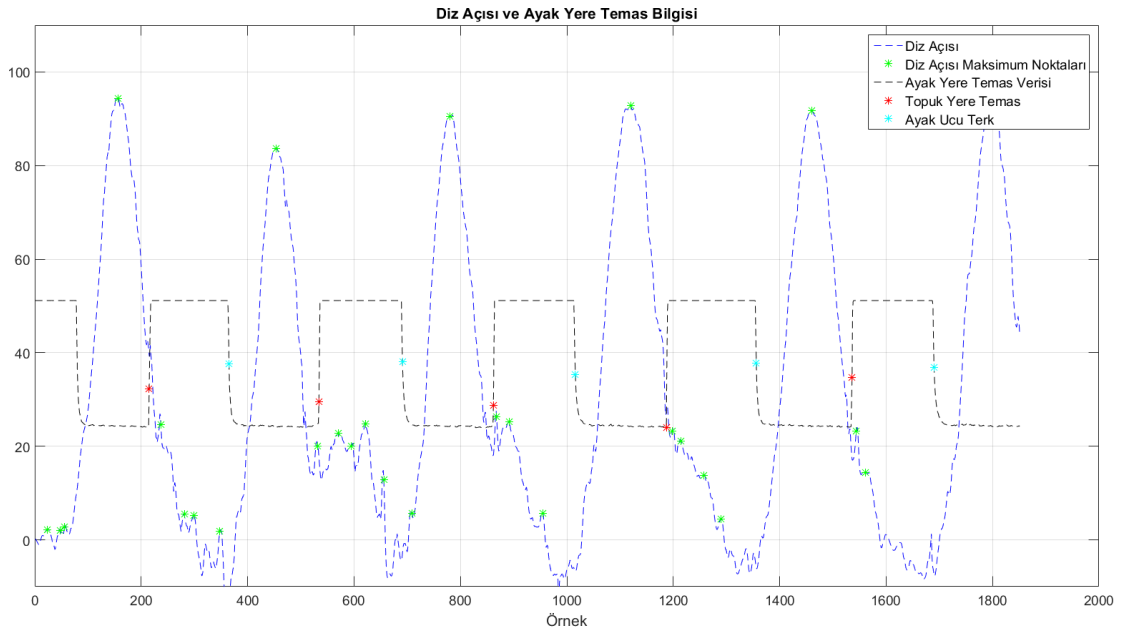
Yürüyüş evre kestirimi için sadece maksimum ve minimum noktaları bilgisini kullanacak olursak oldukça yanlış sonuçlar elde edeceğimiz açıkça görülmektedir. Ancak bu bilginin yanına ayağın yer ile olan ilişkisini içeren bir bilgi eklenecek olursa daha doğru ve sağlıklı sonuçlar alınabilir. Bu amaçla daha önce anlatıldığı gibi pasif iskeletin ayakucu ve topuk noktalarında bulunan duyargalardan alınan veriler Şekil 6.4'te gösterilen durum diyagramı kullanılarak ayağın yer ile olan temas bilgisi elde edilmiştir. Gözlem kolaylığı açısından aralarında çok fark olmayan, ayakucu ve topuk duyargalarından elde edilen veriler birleştirilmiş ve Şekil 6.13'te gösterilmiştir. Şekil üzerinde topuk yere temas ve ayakucu yer terk anları da işaretlenmiştir.

Toplanan veriler üzerinde yapılan işlemlerden sonraki aşama kendi içinde anlamlı ama eksik bilgiler içeren bu iki tip verinin birleştirilmesi ve karma bir yapıda yürüyüş evrelerinin kestirimi için kullanılmasıdır. Analiz sırasında kolaylık sağlaması amacıyla daha önce ayrı olarak gösterilen diz açısı ve ayak yere temas bilgisi birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.14'te gösterilmiştir. Elde edilen şekil analiz edilmiş ve yürüyüş evre kestirimi yapmak için elde edilen verileri kullanan bir algoritma geliştirilmiştir.



Şekil 6.13 Birleştirilmiş kuvvet duyarlı direnç verileri ve tespit edilen olaylar

Yapılan çalışmanın başarımlarını incelenirken, Orhanlı'nın [49] çalışmasında yapıldığı gibi bulunan yürüyüş evreleri ile hareket ölçüm sisteminden alınan gerçek yürüyüş evrelerini karşılaştırmak amacıyla gerçek pozitif (GP), yanlış negatif (YN) değerleri ve duyarlılık (D) oranı kullanılmıştır. Bu kavramlardan duyarlılık oranı Eşitlik-8'deki gibi tanımlanmıştır. Bunun yanında ortalama hata kare (OHK) ve ortalama mutlak hata (OMH) değerleri de analiz için kullanılmıştır.



Şekil 6.14 Filtrelenmemiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi

$$D = \frac{GP}{(GP + YN)} \quad (8)$$

Çalışma sırasında geliştirilen algoritmanın başarımının yanında tutarlılığını da gözlemek amacıyla üç farklı yürüyüş verisi kullanılmıştır ancak sunum yükünü azaltmak amacıyla sadece bir yürüyüş verisinin evre kestirim sonuçları paylaşılacaktır. Veri toplama süresince yürüyüş hızı sabit tutulmuştur. Yapılan çalışma ile elde edilen sonuçlar Çizelge 6.1'de gösterilmektedir.

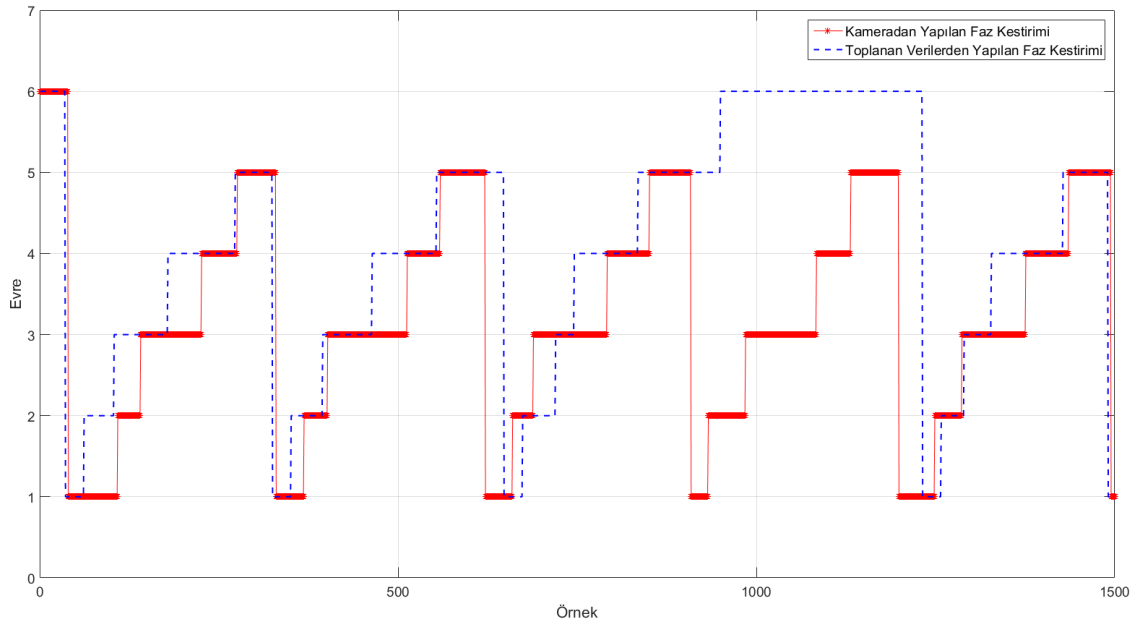
Elde edilen sonuçlardan da görülebileceği gibi geliştirilen evre kestirim algoritmalarının başarımı kabul edilemeyecek kadar düşüktür. Özellikle duruş esneme, duruş uzama ve ön salınım evreleri büyük oranda yanlış kestirilmiştir. Daha detaylı analiz için evre kestirim algoritmalarından elde edilen evreler ile hareket ölçüm düzeneğinden elde edilen evreler birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.15'de gösterilmiştir.

Çizelge 6.1 Filtrelenmemiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	79	148	0,348018	0,718062	0,674009
Duruş Uzama Evresi	70	114	0,380435	1,358696	0,804348
Ön Salınım Evresi	164	323	0,336756	0,663244	0,663244
Salınım Esneme Evresi	183	80	0,695817	0,304183	0,304183
Salınım Uzama Evresi	225	76	0,747508	0,252492	0,252492
Toplam	756	745	0,503664	-	-

Elde edilen şekil incelendiğinde duruş esneme, duruş uzama ve ön salınım evreleri arasında önemli kaymalar olduğu gözlemlenmektedir. Bunun yanında geliştirilen algoritmanın bazı durumlarda evre kestiremediği, bir adımı tamamen kaçırdığı da görülmektedir. Daha önce bahsedildiği gibi bu çalışma sonucunda düşük başarımlar elde edileceği bilinmekteydi. Bu noktadan sonra önemli oranda gürültü barındırdığı

bilinen duyurga verilerin iyileştirilecek, filtrelenecek ve bu veriler ile evre kestirim çalışmaları yapılacaktır.



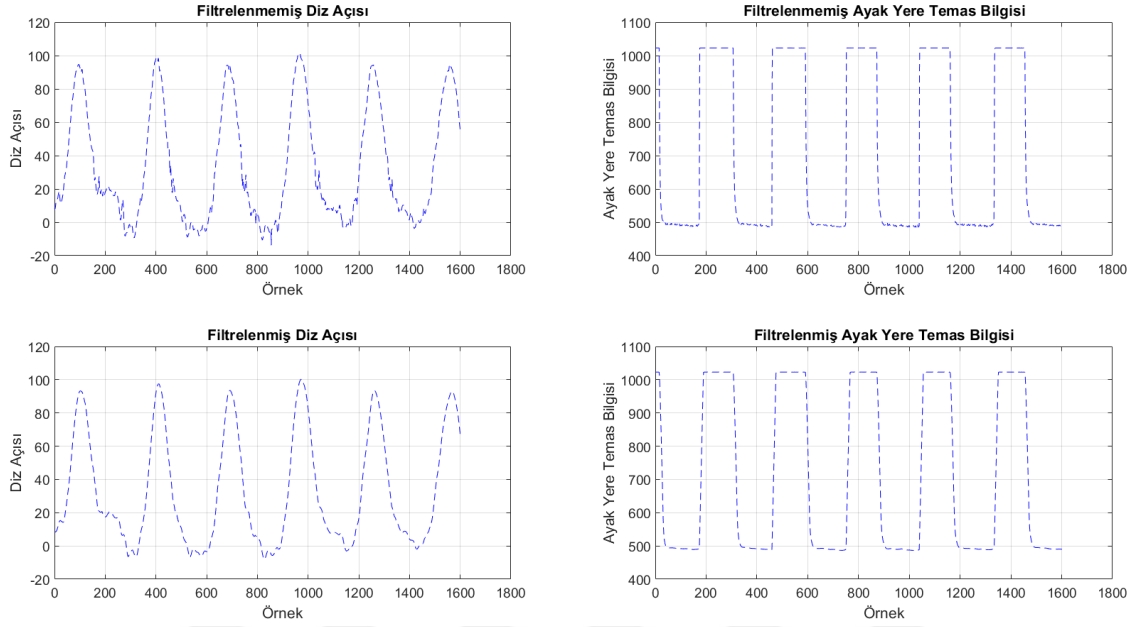
Şekil 6.15 Evre kestirim çalışmaları sonuç karşılaştırması

6.3. Filtrelenmiş Diz Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları

Bu bölümde, evre kestirim çalışmalarının başarımını arttırmak için daha önce toplanan duyurga verileri üzerinde iyileştirme yapılmıştır. Bu amaçla, elde edilen diz açısına ve ayak temas bilgisine düşük geçirgen filtreler arasından hareketli ortalama (HO) (moving average) uygulanmıştır. Farklı çerçeve genişliklerine sahip hareketli ortalama filtresi kullanılarak duyurga verileri filtrelenmiş ve evre kestirim algoritması için en uygun çerçeve genişliği 16 olarak seçilmiştir. Bu değer ile hem veri içindeki gürültüler büyük oranda giderilmiş hem de sistemde büyük gecikmelere sebep olunmamıştır. Diz açısının ve ayak temas bilgisini ham ve filtrelenmiş hali Şekil 6.16'da gösterilmektedir.

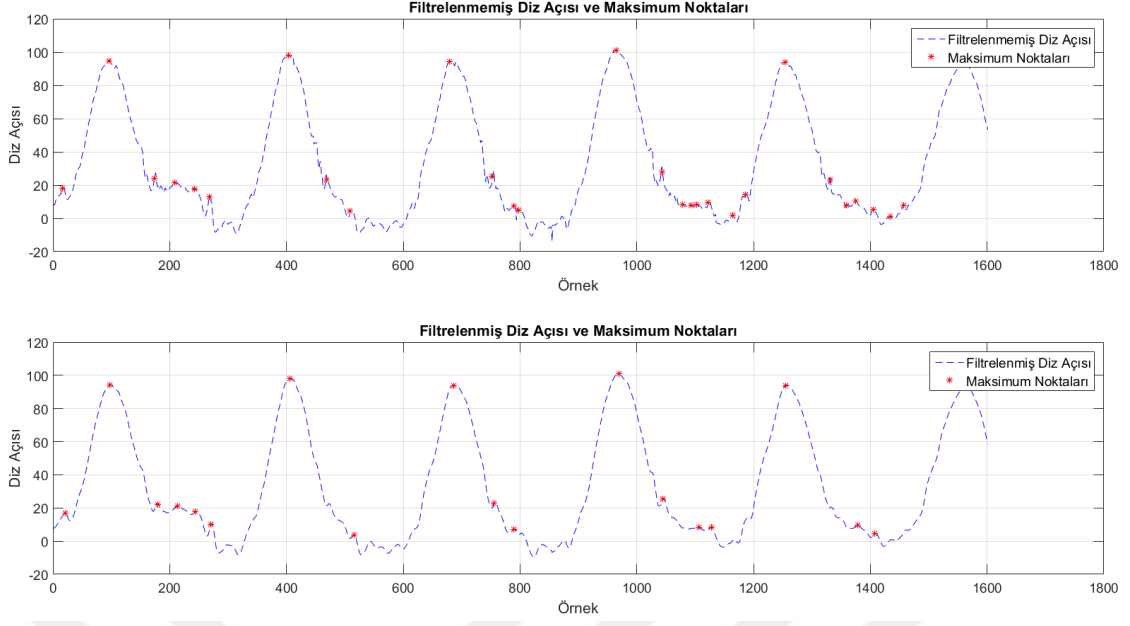
Elde edilen şekil incelendiğinde diz açısında problem yaratabilecek gürültülerin önemli oranda giderildiği gözlemlenmiştir. Bunun yanında filtrelenmiş ayak yere temas bilgisinin filtrelenmemiş veriye göre daha yumuşak geçişlere sahip olduğu görülmektedir. Diz açısında meydana gelen değişikliğin evre kestirim çalışmalarının başarımını arttıracakları öngörülmüş olup ancak ayak yere temas bilgisindeki

değişikliğin etkisinin olmayacağı ortadadır. Dolayısıyla ayak yere temas bilgisinin filtrelenmesi gereksiz gözükmemektedir ancak duyarga verileri arasındaki eşzamanlılığı bozmamak amacıyla mevcut durum korunmuştur.



Şekil 6.16 Filtrelenmiş ve filtrelenmemiş veri karşılaştırması

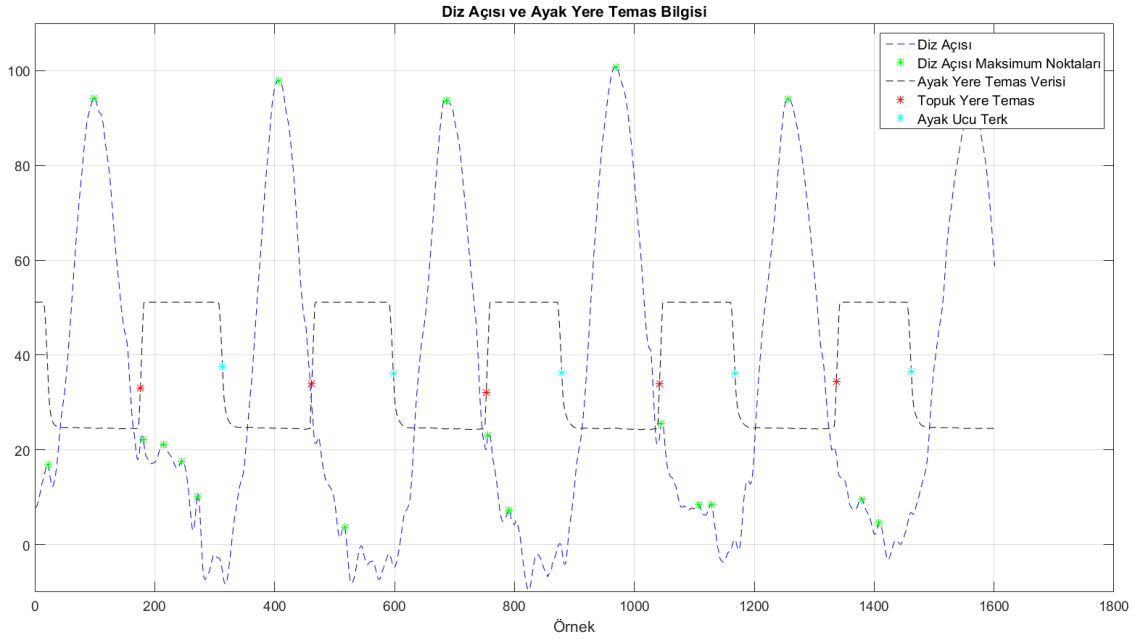
Filtreleme işleminin ne kadar yararlı olduğunu görmek için bir önceki bölümde ham diz açısı üzerinde bulunan maksimum noktaları ile filtrelenmiş diz açısı üzerinde bulunan maksimum noktaları birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.17'de gösterilmiştir. Elde edilen şekil analiz edildiğinde filtrelenmiş diz açısı üzerinde bulunan maksimum noktaların azaldığı ve yanlış noktalarda daha seyrek olduğu gözlemlenmiştir. Böylece filtreleme işleminin veri üzerinde istenilen etkiyi yaptığı görülmüş olmaktadır. Bunun yanında maksimum analiz kolaylığı için diz açısı üzerinde sadece maksimum noktaları gösterilmiştir ancak elde edilen sonuç minimum noktaları için de geçerlidir.



Şekil 6.17 Filtrenmiş ve filtrenmemiş diz açısı üzerinde maksimum nokta karşılaştırması

6.3.1. Filtrenmiş Veriler ile Evre Kestirimi

Daha önce yapıldığı gibi analiz sırasında kolaylık sağlaması amacıyla filtrenmiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.18'de gösterilmiştir. Ancak elde edilen şekil üzerinden evre kestirim algoritmalarında herhangi bir değişiklik yapılmamıştır.



Şekil 6.18 Filtrenmiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi

Bu adımdan sonra elde edilen veriler önceki bölümde kullanılan evre kestirim algoritmaları ile önceki bölümdeki koşullar değiştirilmeden çalıştırılmış ve elde edilen sonuçlar Çizelge 6.2’de gösterilmiştir.

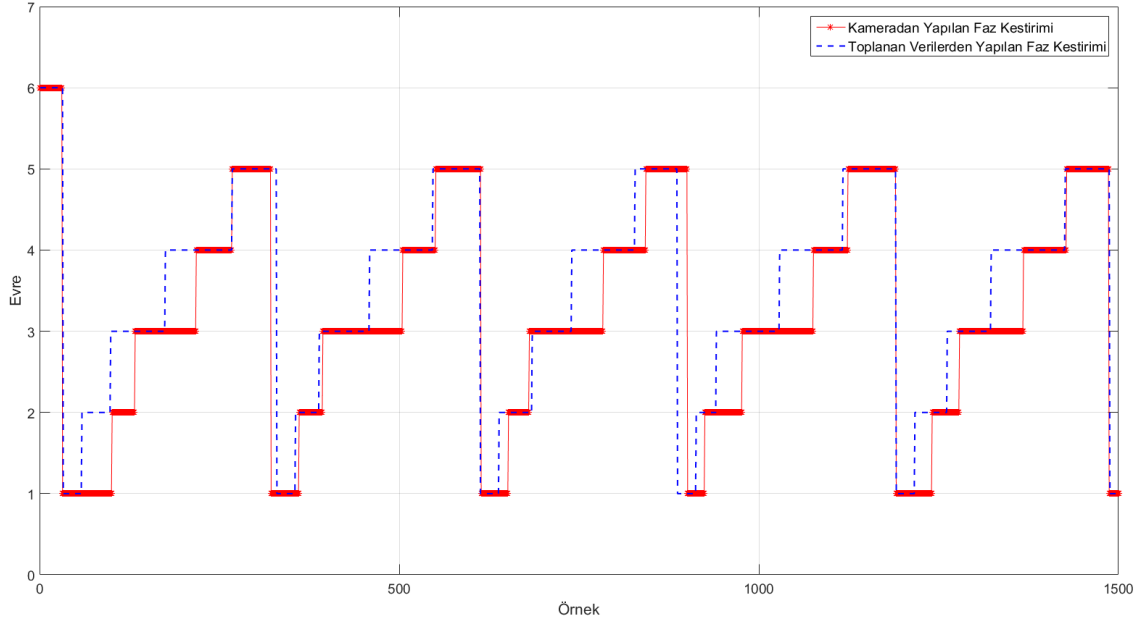
Çizelge 6.2 Filtrelenmiş diz açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	129	106	0,548936	0,476596	0,459574
Duruş Uzama Evresi	94	90	0,51087	0,48913	0,48913
Ön Salınım Evresi	258	229	0,529774	0,470226	0,470226
Salınım Esneme Evresi	235	28	0,893536	0,106464	0,106464
Salınım Uzama Evresi	286	15	0,950166	0,049834	0,049834
Toplam	1033	468	0,688208	-	-

Elde edilen sonuçlardan anlaşılacağı gibi toplanan verilerin filtrelenmesi işleminden sonra evre kestirim algoritmasının başarımında artış gözlemlenmiştir. Ancak elde edilen başarım değerleri bu durumda bile oldukça düşüktür. Salınım esneme ve salınım uzama evresinin başarım oranları yükselerek istenilen değerlere yaklaşmıştır ancak daha önce olduğu gibi duruş esneme, duruş uzama ve ön salınım evrelerinin başarım oranları kabul edilemeyecek kadar düşüktür. Daha detaylı analiz için evre kestirim algoritmalarından elde edilen evreler ile hareket ölçüm düzeneğinden elde edilen evreler birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.19’da gösterilmiştir. Elde edilen şekilden hareket edilerek geriye doğru evre kestirim algoritması incelenmiştir.

Yapılan incelemeler sırasında hesaplanan diz açısının sorunlu olduğu ve bu durumun evre kestirim algoritmalarının başarımını düşürdüğü gözlemlenmiştir. Duyargalardan toplanan veriler ile hareket ölçüm düzeneğinden alınan veriler ile detaylı olarak karşılaştırıldığı zaman pasif iskeletin üst bacak kısmının yürüyüş sırasında deneğin vücudu ile birlikte hareket etmediği gözlemlenmiştir. Bu durum üst bacak açısının düzgün toplanamamasına ve diz açısı hesaplarında hata oranının artmasına sebep olmaktadır. Mevcut problem ortez tasarımı sırasında daha büyük problemlere yol açacaktır çünkü diz ortezinin üst bacak bağlantısı vücudu belden saran pasif iskeletin bağlantısına göre daha zayıf olacaktır. Dolayısıyla evre kestirim algoritmalarının performansı kötü yönde etkileyen bu

durumdan kurtulmak amacıyla yapılan çalışmalarda diz açısı yerine alt bacak açısı verileri daha iyi sonuçlar verebilmektedir. Bu değişiklik ile diz ortez tasarımı daha basit bir hale gelmekte ve üst bacak bölümünde açı bilgisini toplayacak bir mekanizmaya gerek kalmamaktadır.



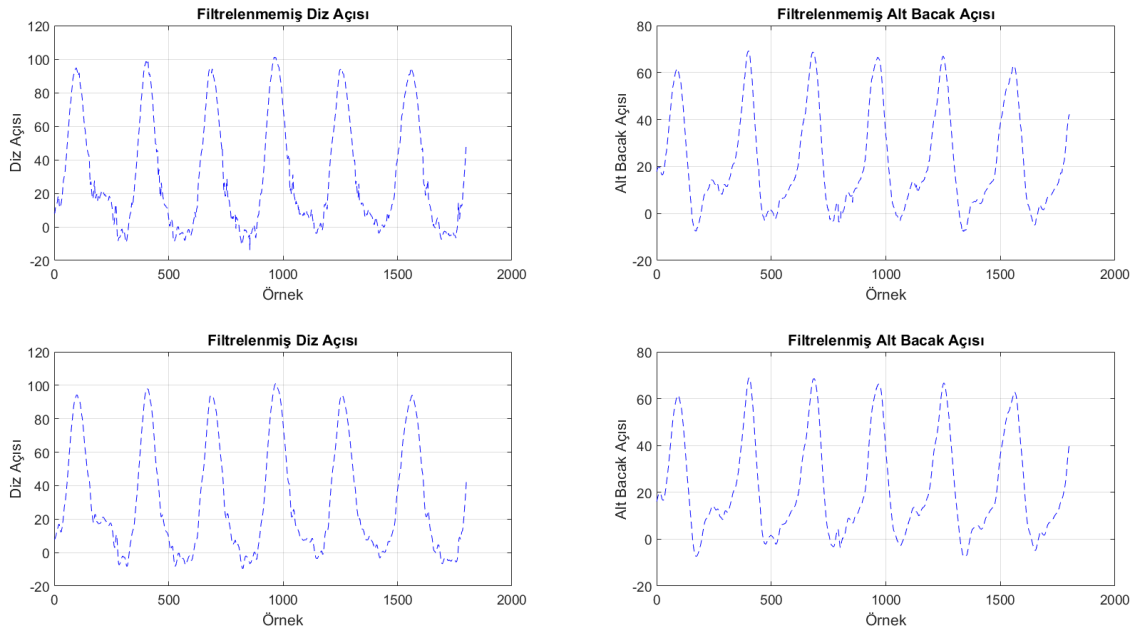
Şekil 6.19 Evre kestirim çalışmaları sonuç karşılaştırması

6.4. Filtrelenmemiş Alt Bacak Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları

Bu bölüm, diz açısı yerine alt bacak açısı ile yapılan evre kestirimi çalışmasının inceleme sonuçlarını içermektedir. Önceki bölümlerde yapılan çalışmalar sonucunda evre kestirim algoritmalarında diz açısı yerine alt bacak açısının kullanılmasına karar verilmiştir. Bu kararın doğruluğunu ve iki açı arasındaki farkları analiz edebilmek amacıyla diz açısı ve alt bacak açısı filtrelenmemiş, filtrelenmiş şekilde birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.20’de gösterilmiştir.

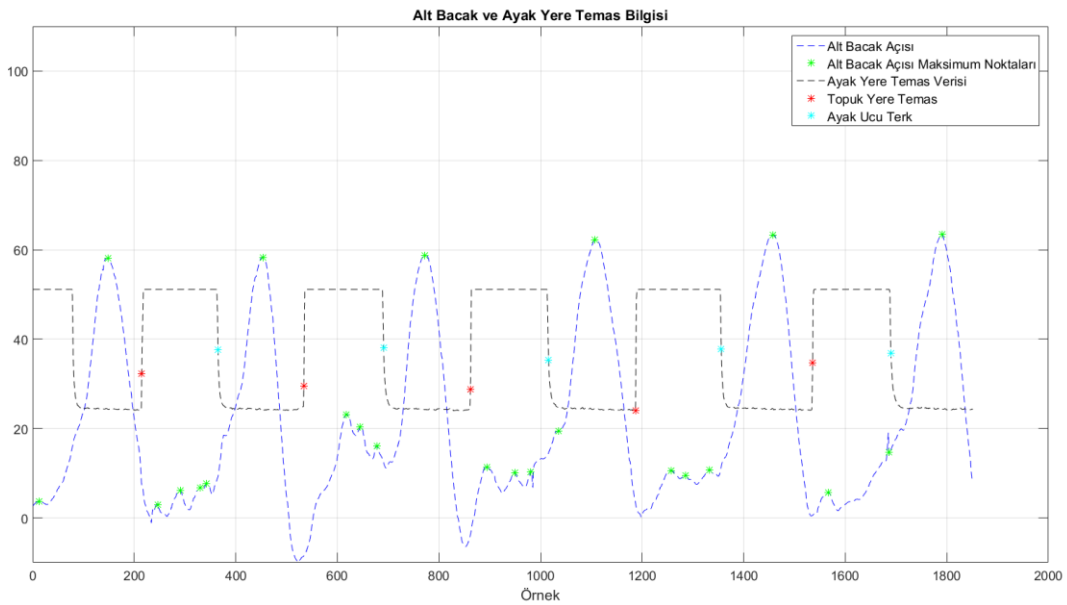
Elde edilen şekiller incelendiğinde, duruş esneme evresinden duruş uzama evresine geçişte kullanılan maksimum noktası alt bacak açısında daha belirgin hale gelmiştir. Bunun yanında duruş uzama ve ön salınım evrelerinin bulunduğu bölgelerde alt bacak açısındaki gürültü sayılabilecek değişimler diz açısına göre daha küçüktür. Alt bacak açısının diz açısı ile karşılaştırıldığında sahip olduğu bu olumlu özellikler evre kestirim algoritmalarının başarımını önemli ölçüde arttırabilecektir. Alt bacak

açısındaki farklılıkların tam olarak diz açısı kullanılarak yapılan evre kestirim işleminde başarımlar düşük olan evrelerde olması da bu beklentiyi desteklemektedir.



Şekil 6.20 Alt bacak ve diz açısı karşılaştırması

Evre kestiriminde alt bacak açısını kullanmanın yararları incelendikten sonra daha önceki çalışmalarda yapıldığı gibi alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.21’de gösterilmiştir.



Şekil 6.21 Filtrelenmemiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi

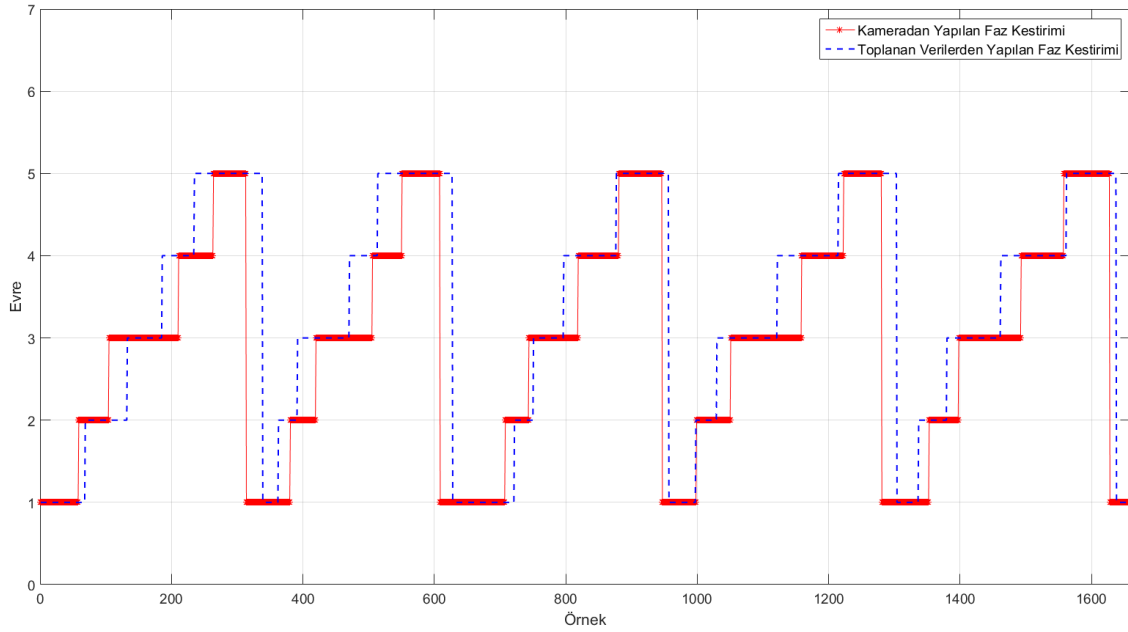
Şekil üzerinden yapılan analizler sonucunda mevcut evre kestirim algoritmalarında diz ve alt bacak açısı farklılığı yüzünden birtakım değişiklikler yapılmıştır. Yapılan değişikliklerden sonra alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi kullanılarak evre kestirim algoritması değiştirilmeden çalıştırılmış ve elde edilen sonuçlar Çizelge 6.3'te gösterilmiştir.

Elde edilen sonuçlardan görülebileceği gibi evre kestirimi için diz açısı yerine alt bacak açısını kullanmak evre kestirim algoritmalarının başarımının arttırmıştır. Filtrelenmemiş diz açısı ve filtrelenmemiş alt bacak açısı ile yapılan evre kestirim çalışmalarının sonuçlarını karşılaştıracak olursak başarımları kayda değer şekilde arttığı görülebilmektedir. Duruş esneme, duruş uzama, ön salınım ve salınım uzama evrelerinin başarımları önemli oranlarda artarken salınım esneme evresinin başarımlarında aynı durum gözlenmemektedir. Daha önce filtrelenmiş diz açısı ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonucunda salınım esneme evresinin başarımları %90 seviyelerinde gözlemlenmiştir. Filtrelenmiş diz açısı ile filtrelenmemiş alt bacak açısı ile yapılan evre kestirim sonuçları karşılaştırılacak olursa salınım esneme evresi için başarımlarında düşüş meydana gelmiştir. Bu büyüklükte düşüşün evre kestirim sırasında kullanılan verilerin filtrelemesinden daha çok evreler arasındaki kaymalar yüzünden oluştuğu anlaşılmaktadır. Bunun yanında duruş esneme, duruş uzama ve ön salınım evrelerinin başarımlarında artış olmasına rağmen düzgün çalışan bir ortezi için uygun görülmemektedir. Daha detaylı analiz yapabilmek amacıyla evre kestirim algoritmalarında elde edilen veriler ile hareket ölçüm sisteminden elde edilen veriler birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.22'de gösterilmiştir.

Çizelge 6.3 Filtrelenmemiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	260	122	0,680628	0,319372	0,319372
Duruş Uzama Evresi	127	91	0,582569	0,417431	0,417431
Ön Salınım Evresi	285	185	0,606383	0,393617	0,393617
Salınım Esneme Evresi	211	78	0,730104	0,269896	0,269896
Salınım Uzama Evresi	298	4	0,986755	0,013245	0,013245
Toplam	1181	480	0,711017	-	-

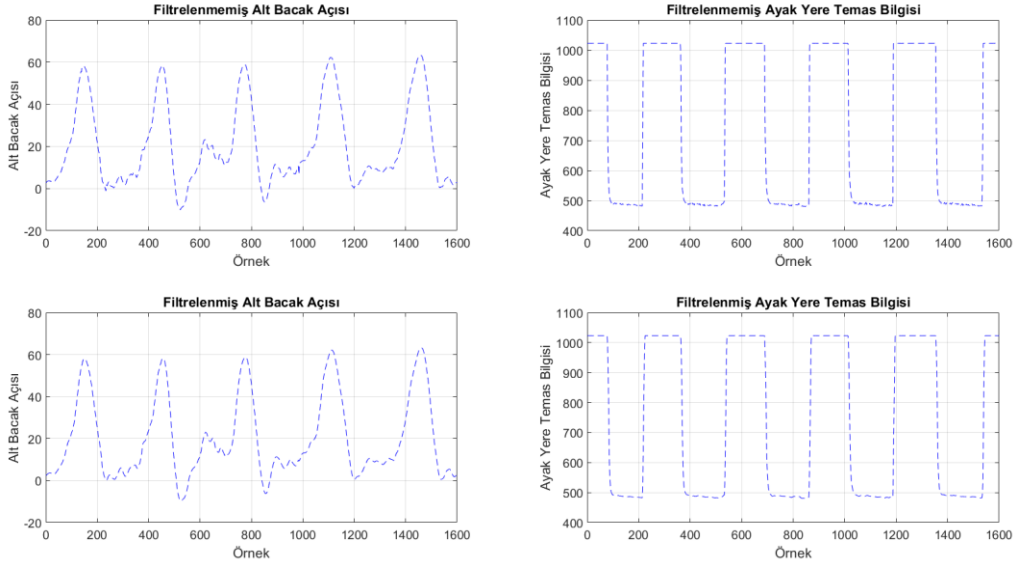
Elde edilen şekil üzerinden yapılan analizler sonucunda evre kestirim algoritmalarının her evreyi kestirdiği, bir adımı tamamen kaçırma gibi problemler yaşamadığı gözlemlenmiştir. Evre kestirim algoritmalarının başarımlarını biraz daha arttırabilmek için kullanılan alt bacak açısının ve ayak yere temas bilgisinin önceki bölümlerde yapıldığı gibi filtrelenmesi durumu ele alınmıştır. Filtrelenmiş veriler ile yapılan evre kestirimi sonucunda salınım uzama evresinin başarımlarındaki düşüşün sebebi de ortaya konmaktadır. Ayrıca filtreleme işlemi genel başarımlarını da arttıracağı açıktır.



Şekil 6.22 Evre kestirim çalışmaları sonuç karşılaştırması

6.5. Filtrelenmiş Alt Bacak Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları

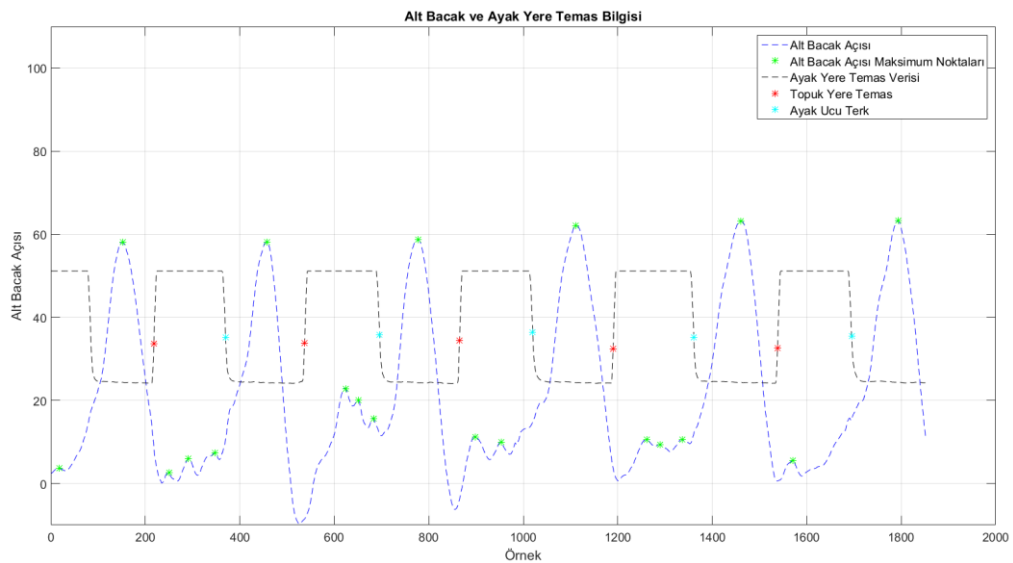
Bu bölümde, evre kestirim çalışmalarının başarımlarını arttırmak amacıyla daha önce toplanan duyarga verileri üzerinde iyileştirme yapılmıştır. Bu amaçla önceki bölümlerde anlatıldığı gibi alt bacak açısına ve ayak yere temas bilgisine hareketli ortalama filtresi uygulanmıştır. Filtrenin çerçeve genişliği olarak ise 16 değeri kullanılmıştır. Kullanılan filtrenin duyarga verileri üzerindeki etkilerini gözlemlemek amacıyla alt bacak açısının ve ayak yere temas bilgisinin ham ve filtrelenmiş hali Şekil 6.23'te gösterilmiştir.



Şekil 6.23 Filtrelenmiş ve filtrelenmemiş veri karşılaştırması

Elde edilen şekil incelendiğinde filtrelenmiş ve filtrelenmemiş alt bacak açısı arasında çok büyük farklar olmadığı, sadece ani değişimlerin kaybolduğu görülmektedir. Bunun yanında önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi ayak yere temas bilgisinde filtreleme işlemi sonucunda meydana gelen değişikliklerin evre kestirim çalışmalarının başarımına önemli etkileri olmayacaktır.

Filtreleme işleminin duyarga verilerine etkisi incelendikten sonra önceki çalışmalarda yapıldığı gibi alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.24'te gösterilmiştir.



Şekil 6.24 Filtrelenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi

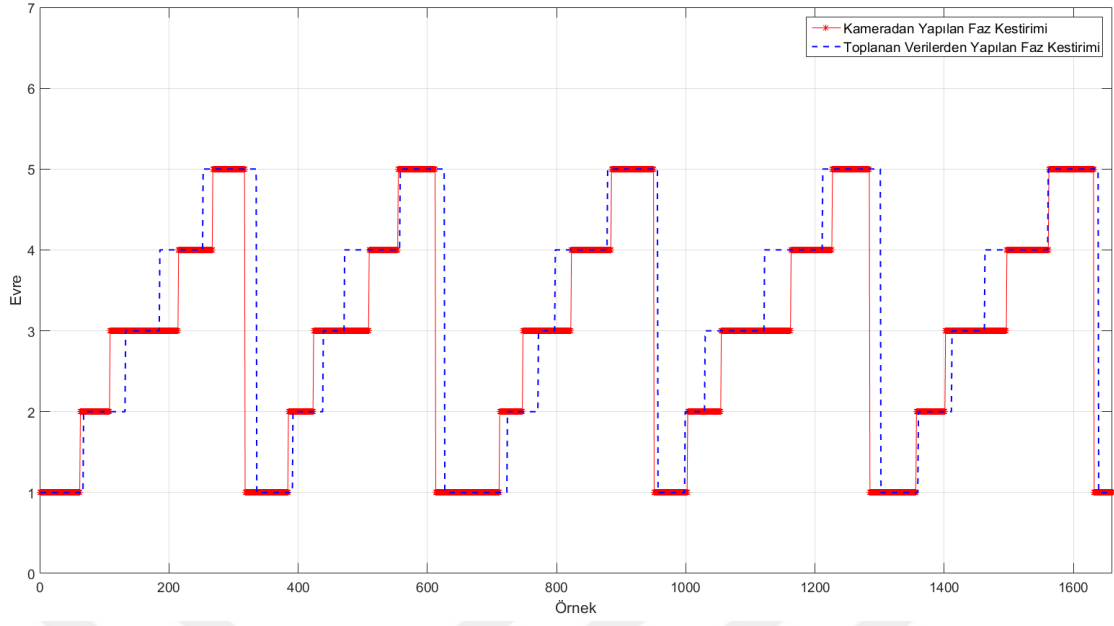
Elde edilen şekil analiz edildikten sonra filtrelenmiş duyurga verileri bir önceki bölümde kullanılan evre kestirim algoritmaları ile çalıştırılmış ve elde edilen sonuçlar Çizelge 6.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 6.4 Filtrelenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	316	66	0,827225	0,172775	0,172775
Duruş Uzama Evresi	166	52	0,761468	0,238532	0,238532
Ön Salınım Evresi	230	240	0,489362	0,510638	0,510638
Salınım Esneme Evresi	252	37	0,871972	0,128028	0,128028
Salınım Uzama Evresi	299	3	0,990066	0,009934	0,009934
Toplam	1263	398	0,760385	-	-

Elde edilen sonuçlardan anlaşılacağı gibi filtrelenmiş duyurga verileri kullanılarak yapılan evre kestirim çalışmalarının genel başarı oranı bir miktar artmıştır. Duruş esneme, duruş uzama ve salınım esneme evrelerinin başarı oranlarında önemli artışlar gözlemlenmiştir. Hatta elde edilen başarı oranları düzgün çalışan bir ortez için kabul edilebilir seviyelerdedir. Ancak ön salınım evresinin başarı oranında filtreleme işleminin ardında düşüş görülmektedir. Duyurga verilerinin filtrelenmesinden sonra başarı oranının artması beklenirken düşüş gözlemlenmesi yürüyüş evreleri arasında kaymalar olduğuna işaret etmektedir. Daha detaylı analiz için evre kestirim algoritmalarından elde edilen evreler ile hareket ölçüm düzeneğinden elde edilen evreler birlikte çizdirilmiş ve Şekil 6.25'te gösterilmiştir.

Yapılan analizler sonucunda evreler arasında oluşan kaymaların, evrelerin başarı oranlarındaki beklenmeyen değişikliklerin "Filtrelenmemiş Diz Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim Çalışmaları" bölümünde anlatılan duyurga kartındaki donanım sınırlarından kaynaklandığı tespit edilmiştir. Mevcut evre kestirim algoritmaları tasarlanacak ortez üzerinde yapılacak evre kestirim çalışmaları için önemli bir başlangıç noktası olacaktır.



Şekil 6.25 Evre kestirim sonuç karşılaştırması

7. ELEKTRONİK DİZ ORTEZİ İLE EVRE KESTİRİM VE DENETİM ÇALIŞMALARI

Çalışmanın bu bölümünde, pasif iskelet ile yapılan evre kestirim çalışmalarından elde edilen evre kestirim algoritmaları temel alınarak diz ortezi ile evre kestirim çalışmaları ve ortez denetimi yapılmıştır. İlk kısımda MR silindirin serbest şekilde hareket etmesine izin verilmiş ve ortezin doğal hareketine etkisi en aza indirilmiştir. Bu şekilde evre kestirim algoritmaları diz eklemi ortezi için en iyi hale getirilmiştir. Sonraki bölümde ise kestirilen yürüyüş evrelerine göre MR silindire uygulanması gereken akım değerleri belirlenmiş ve bu akım değerlerine göre diz eklemi ortezi gerçek zamanlı olarak denetlenmiştir.

7.1. Elektronik Diz Ortezi Evre Kestirim Çalışmaları

Çalışmanın bu bölümünde, sağlıklı bir denek tarafından kullanılan diz ortezi üzerinde bulunan duyargalardan veri toplanmış ve bu veriler üzerinden evre kestirim çalışmaları yapılmıştır. Ortezin alt bacak kısmına yerleştirilen elektronik kart üzerinde bulunan açıölçer duyargası ile alt bacağın açı bilgisi alınmıştır. Alınan açı bilgisi -90° ile $+90^{\circ}$ değerleri arasında olacak şekilde ayarlanmıştır. Daha önceki bölümlerde anlatıldığı gibi sistemden üst bacak ve diz açısı bilgileri toplanmamıştır.

Toplanan açı bilgisinin yanında, ayağın yer ile olan ilişkisini gözlemleyebilmek amacıyla iki adet kuvvete duyarlı direnç duyargası bulunmaktadır. Bu duyargalar pasif iskelet donanımında olduğu gibi ayakucuna ve topuk noktasına yerleştirilmiştir. Duyargalardan alınan değerler 0 ile 1023 arasında değişmektedir.

Diz ortezinden toplanan veriler kullanılarak "6 PASİF İSKELET İLE EVRE KESTİRİM ÇALIŞMALARI" bölümünde pasif iskelet üzerinde yapılan çalışmalar ile elde edilen evre kestirim algoritmaları diz ortezi üzerinde test edilmiş ve gerekli görülen düzenlemeler yapılmıştır. Evre kestirim çalışmalarının başarımını incelemek için daha önce olduğu gibi kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi kullanılmıştır. Karşılaştırma sırasında hareket ölçüm sistemi referans olarak alınmış ve evre kestirim algoritmalarının doğruluğu analiz edilmiştir.

Geliştirilen evre kestirim algoritmalarının diz ortezine uygun hale getirme çalışmaları üç adımda tamamlanmıştır. Bu adımlardan ilkinde ortez üzerinden toplanan veriler filtrelenmiş şekilde evre kestirim algoritmalarına girdi olarak verilmiş ve elde edilen

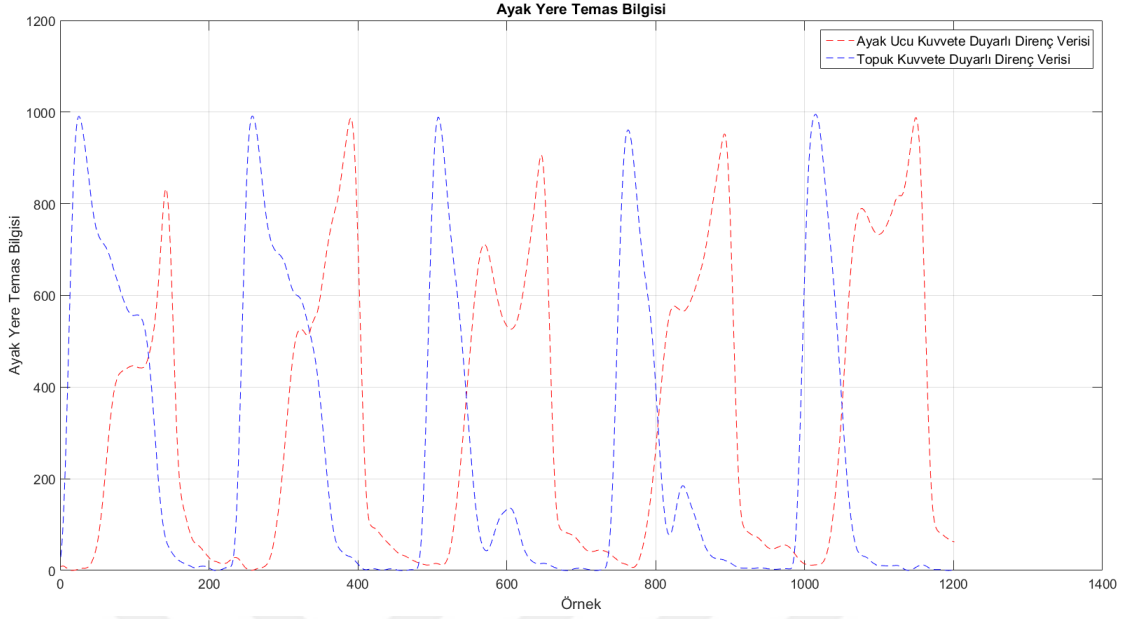
sonuçlar hareket ölüm düzeneğinin ıktıları ile karşılaştırılmıştır. Sonraki adımda ise, mevcut evre kestirim algoritmaları ortezi üzerinde bulunan mikrodenetleyici üzerinde çalışacak şekilde düzenlenmiştir. Bunun ardından mikrodenetleyicinin elde ettiği sonuçlar ile aynı verileri kullanan mevcut evre kestirim algoritmalarının ıktıları karşılaştırılmış ve mikrodenetleyici için gerçeklenen evre kestirim algoritmaların doğruluğu test edilmiştir. Son adımda ise, mikrodenetleyici üzerinde çalışan evre kestirim algoritmalarının sonuçları ile kamera tabanlı hareket ölüm düzeneğinin sonuçları karşılaştırılmıştır.

7.1.1. Filtrelenmiş Alt Bacak Açısı ve Ayak Yere Temas Bilgisi ile Evre Kestirim alışmaları

Bu bölüm, diz ortezi ile 1.5km/saat hızında yürüyen sağlıklı bir denekten toplanan filtrelenmiş alt bacak aı bilgisi ve kuvvete duyarlı direnç duyarga verileri ile yapılan evre kestirim çalışmasını içermektedir. Pasif iskelet ile yapılan çalışmalar sonucunda başarılı olarak kabul edilen evre kestirim algoritmaları diz eklemi ortezi üzerinde doğrudan kullanılacak olursa düzgün şekilde çalışmayacaktır. Bunun sebeplerinden biri pasif iskelet ile diz ortezi arasındaki mekanik farklılıklardır. Pasif iskelet üzerinde kullanıcının yürüyüşüne etki eden herhangi bir mekanik parça bulunmazken, diz ortezi üzerinde bulunan MR silindir veri toplanırken çalıştırılmamasına rağmen kullanıcının hareketini bir dereceye kadar sönümlenmektedir. Bundan dolayı pasif iskelet üzerinden alınan verilerde net bir şekilde tespit edilebilen maksimum, minimum noktaları ve hızlı değişimler diz ortezi üzerinden alınan verilerde küçülmekte ve daha zor tespit edilebilir hale gelmektedir.

Pasif iskelet ile diz ortezi arasındaki bir diğer farklılık ise, pasif iskelet üzerinde kullanılan kuvvete duyarlı direnç duyargalarından veri toplanırken duyarga kartındaki donanım hatası yüzünden meydana gelen evre kayma probleminin, diz orteziinde oluşmamasıdır. Bu problemin üzüldüğünü gözlemleyebilmek amacıyla diz orteziinde topuk ve ayakucu bölgelerinde bulunan kuvvete duyarlı direnç duyargalarından veri toplanmış ve birlikte şekil 7.1’de çizdirilmiştir.

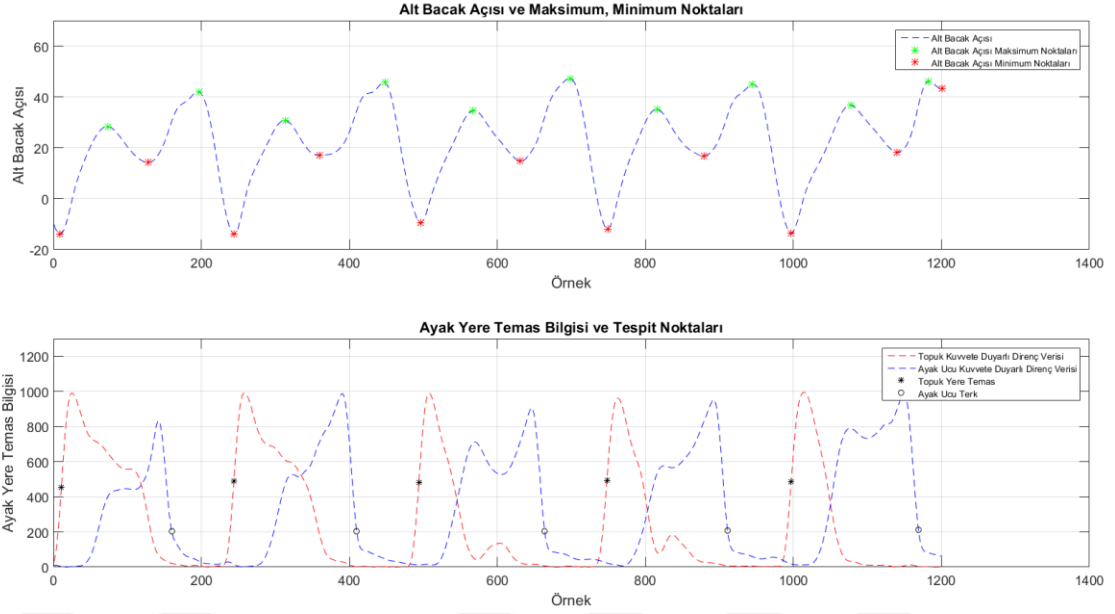
Elde edilen şekil detaylı olarak analiz edildiğinde topuk ve ayakucu yere temas anları arasında beklendiği gibi evre farklarının varlığı tespit edilmiştir. Ayrıca elde edilen şekil ile kamera tabanlı hareket ölüm sisteminden alınan görüntü karşılaştırılmış ve verilerin doğruluğu tespit edilmiştir.



Şekil 7.1 Ayak yere temas bilgisi

Sistemdeki bu farklılıklar göz önünde bulundurularak mevcut evre kestirim algoritmasında birtakım değişiklikler yapılmıştır. Ancak bunun öncesinde değişiklik için yapılacak analiz sırasında kolaylık sağlaması için daha önce yapılan çalışmalarda olduğu gibi alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi birlikte çizdirilmiş ve Şekil 7.2'de gösterilmiştir. Ayak yere temas bilgisi topuk ve ayakucunda bulunan kuvvete duyarlı direnç duyarga verileri birlikte kullanılarak gösterilmiştir.

Evre kestirim algoritmalarında yapılan en temel değişiklik ayak yere temas bilgisinin işlenmesinde olmuştur. Daha önce pasif iskelet ile yapılan çalışmalarda yaşanan problem yüzünden birleştirilen ayakucu ve topuk kuvvete duyarlı direnç duyarga verileri, diz ortezi donanımı tarafından sorunsuz olarak toplanabildiği için ayrı ayrı işlenmiştir. Toplanan verilerin işlenmesi sırasında kuvvete duyarlı direnç duyargalarının yer ile temasının başladığı ve yere ile temasının kesildiği anlar tespit edilmiştir. Elde edilen bu iki bilgi kullanılarak ayak yere temas ve ayakucu terk anları pasif iskelet ile yapılan çalışmalara göre daha hassas şekilde tespit edilmiştir.



Şekil 7.2 Filtrelenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi

Kuvvete duyarlı direnç duyarlarından doğru şekilde veri toplanmasının yanında, kullanılan donanımda yapılan değişiklik ile duyarların kuvvet ölçüm aralığı ve doyuma ulaşma süresi artmıştır. Böylece geliştirme çalışmaları sırasında yere temas ve yerden terk anlarını ayarlamak için geniş bir aralık yaratılmıştır. Bu özellikten yararlanarak, eşik değerlerinde oynamalar yapılmış ve en uygun noktalar seçilmiştir.

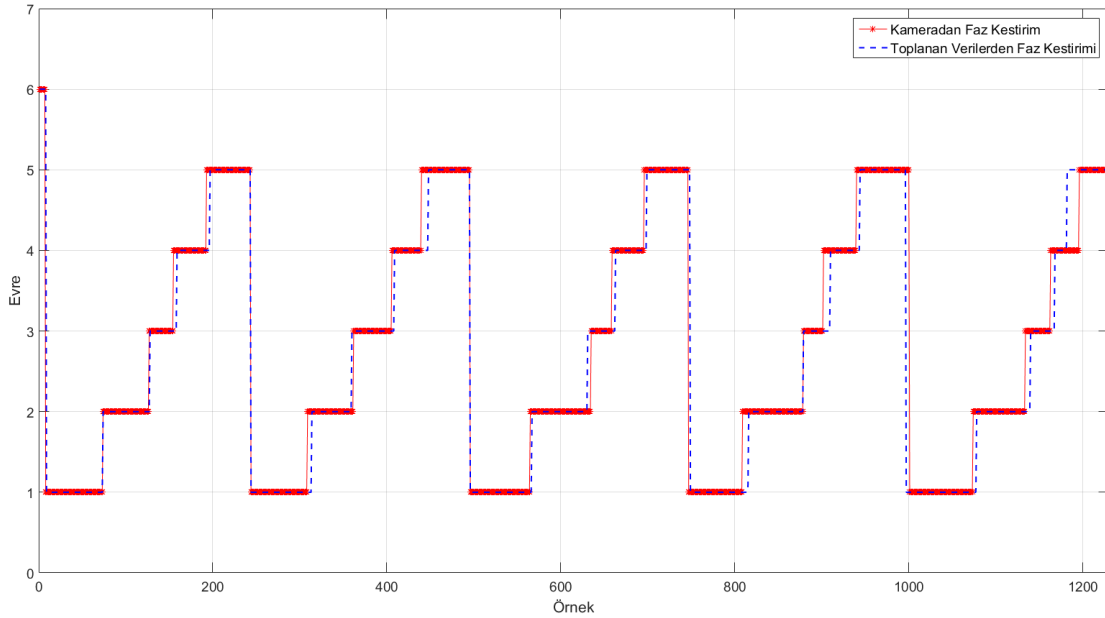
Yapılan bir diğer değişiklik ise, sistemde bulunan MR silindir yüzünden küçülen, sönmülenen alt bacak açısının maksimum ve minimum noktalarının tespit edilmesi için yapılmıştır. Maksimum ve minimum noktalarını bulmak için kullanılan eşik değerleri küçültülmüş ve diz ortezi için en uygun hale getirilmiştir.

Evre kestirim algoritmaları üzerinde yapılan değişikliklerden sonra, daha önce yapıldığı gibi başarımlarını incelemek amacıyla gerçek pozitif (GP), yanlış negatif (YN) değerleri ve duyarlılık (D) oranları hesaplanmıştır. Yine pasif iskelet ile evre kestirim çalışmalarında yapıldığı gibi ortalama hata kara (OHK) ve ortalama mutlak hata (OMH) değerleri de hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 7.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 7.1 Filtrelenmiş alt bacak açısı ve ayak yere temas bilgisi ile yapılan evre kestirim çalışmaları sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	332	3	0,991045	0,008955	0,008955
Duruş Uzama Evresi	282	24	0,921569	0,078431	0,078431
Ön Salınım Evresi	141	7	0,952703	0,047297	0,047297
Salınım Esneme Evresi	142	38	0,788889	0,211111	0,211111
Salınım Uzama Evresi	232	23	0,909804	0,090196	0,090196
Toplam	1136	95	0,922827	-	-

Elde edilen sonuçlardan da görülebileceği gibi diz ortezi ile kullanılan evre kestirim algoritmalarının başarımı oranı pasif iskelet ile kullanılan evre kestirim algoritmalarının başarım oranına göre daha yüksektir ve düzgün şekilde çalışan bir ortez için kabul edilebilir seviyededir. Özellikle pasif iskelet ile yapılan çalışmalarda çok düşük olan ön salınım evresinin başarım oranı ciddi anlamda artmıştır. Ancak salınım esneme evresinin başarımı oranı düşmüştür. Daha detaylı analiz için evre kestirim algoritmalarından elde edilen evreler ile hareket ölçüm düzeneğinden elde edilen evreler birlikte çizdirilmiş ve Şekil 7.3'te gösterilmiştir.



Şekil 7.3 Evre kestirim sonuç karşılaştırması

Yapılan incelemeler sonucunda, artan başarım oranının en önemli sebebi kuvvete duyarlı direnç duyargalarından düzgün şekilde veri toplanabilmesi olduğu

görülmüştür. Bu aşamadan sonra MATLAB üzerinde yapılan verilerin anlamlandırılması ve evre kestirim işlemi ortez üzerinde bulunan mikrodenetleyici üzerine taşınmıştır.

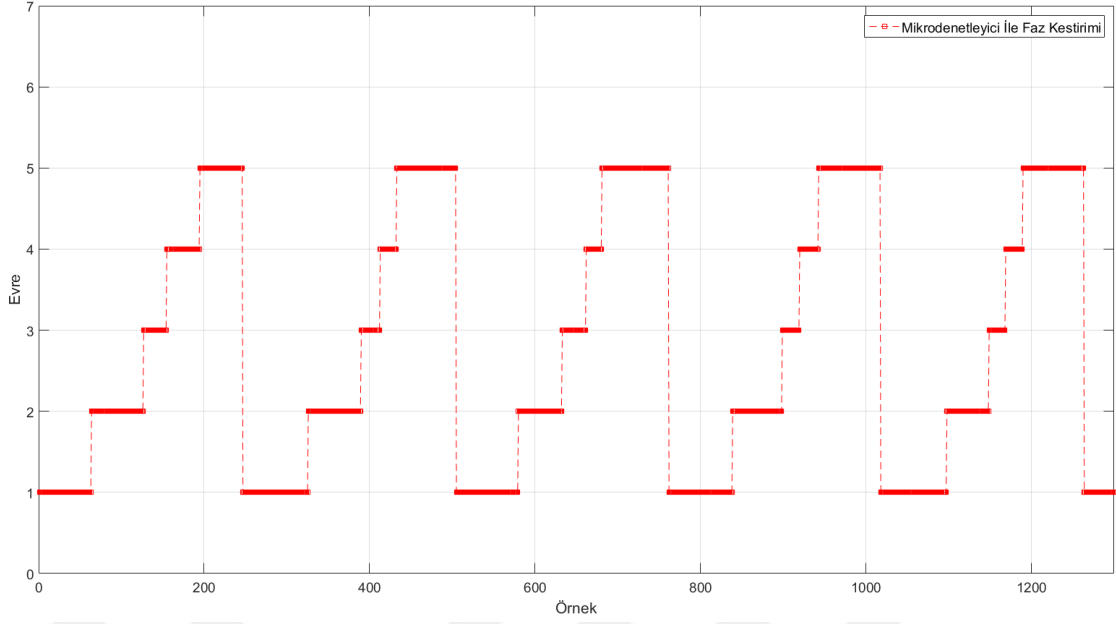
7.1.2. Ortez ve MATLAB Evre Kestirim Algoritmalarının Karşılaştırılması

Bu bölümde, MATLAB üzerinde çalışan evre kestirim algoritmaları ortez üzerinde bulunan mikrodenetleyici için gerçekleştirilmiştir. Bunun ardından sağlıklı denek üzerinden veri toplanırken ortez üzerinde gerçek zamanlı olarak evre kestirimi yapılmıştır. Aynı zamanda toplanan veriler MATLAB üzerindeki evre kestirim algoritmalarında kullanılmış evre yürüyüş evreleri elde edilmiştir. Böylece mikrodenetleyici üzerinde çalışan yazılım tarafından bulunan evreler ile MATLAB ortamı üzerinde çalışan evre kestirim algoritmalarında elde edilen evreler karşılaştırılmıştır.

Evre kestirim algoritmaları ortez üzerindeki mikrodenetleyiciye taşınırken maksimum ve minimum noktaları bulma, hareketli ortalama filtre gibi yardımcı fonksiyonların da taşınması gerekmiştir. Bu süreçte taşınan her özellik için mikrodenetleyici üzerinde koşan yazılım ile MATLAB yazılımının çıktıları karşılaştırılmış ve gerçekleştirilen yazılımın doğruluğu teyit edilmiştir. Yapılan karşılaştırmaların sonuçları sunum yükünü arttırmamak adına bu bölümde paylaşılmamıştır.

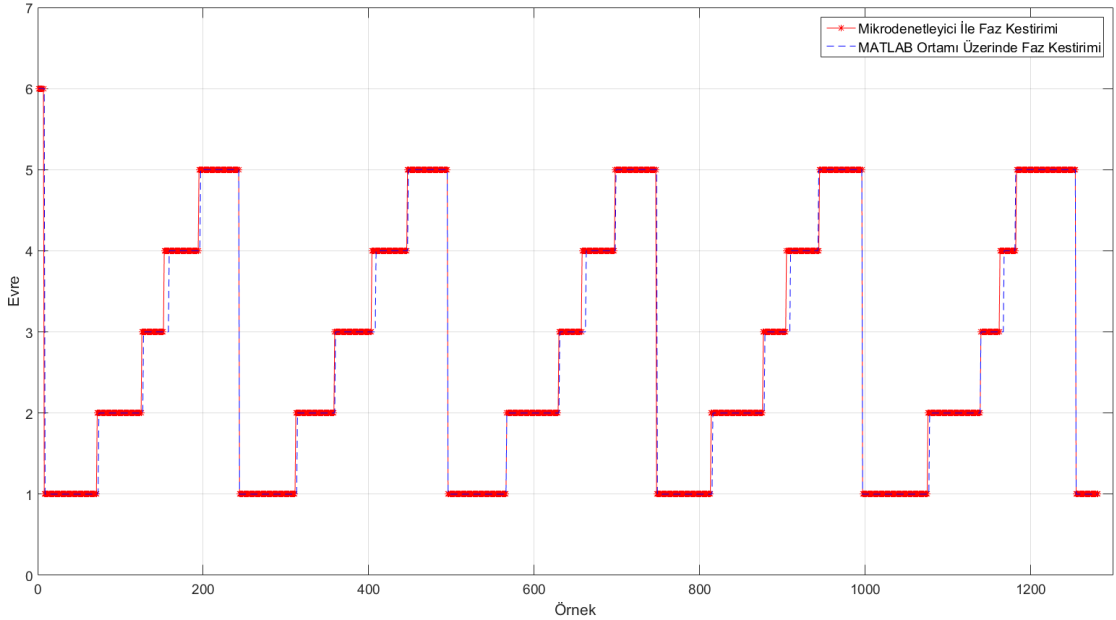
Yardımcı fonksiyonlar için yapılan doğrulamalardan sonra mikrodenetleyici üzerinde koşan gömülü yazılım tarafından gerçek zamanlı olarak kestirilen yürüyüş evreleri Şekil 7.4'te gösterilmektedir.

Elde edilen şekil incelendiğinde, evre kestirim algoritmalarının düzgün çalıştığı, evreleri sırasıyla kestirebildiği görülmektedir. Ancak algoritmaların doğruluğunu test edebilmek, MATLAB üzerindeki evre kestirim algoritmalarına ne derece yaklaştığını görebilmek için önceki bölümlerde kullanılan başarımlar ölçüm metodlarına başvurulmuştur. Daha önce referans olarak kabul edilen kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi yerine MATLAB üzerindeki evre kestirim algoritmalarının sonuçları konulmuş ve elde edilen sonuçlar Çizelge 7.2'de verilmiştir. Ayrıca hesaplanan evrelerin grafiksel olarak karşılaştırılması Şekil 7.5'te gösterilmektedir.



Şekil 7.4 Mikrodenetleyici evre kestirim sonucu

Elde edilen sonuçlardan anlaşılacağı gibi mikrodenetleyici üzerinde gerçekleştirilen evre kestirim algoritmaları ve MATLAB ortamı üzerinde gerçekleştirilen evre kestirim algoritmaları birbirine benzer sonuçlar üretmektedir. Dolayısıyla mevcut evre kestirim algoritmalarıyla son aşamaya geçilebilir olduğuna karar verilmiştir.



Şekil 7.5 Evre kestirim sonuç karşılaştırması

Çizelge 7.2 Ortez ve MATLAB evre kestirim algoritmaları karşılaştırma sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	373	8	0,979003	0,020997	0,020997
Duruş Uzama Evresi	283	6	0,979239	0,020761	0,020761
Ön Salınım Evresi	145	26	0,847953	0,152047	0,152047
Salınım Esneme Evresi	157	4	0,975155	0,024845	0,024845
Salınım Uzama Evresi	268	3	0,98893	0,01107	0,01107
Toplam	1233	48	0,962529	-	-

7.1.3. Ortez Evre Kestirim Algoritmalarının Doğrulaması

Bu bölümde mikrodenetleyici üzerinde çalışan evre kestirim algoritmalarının ürettiği sonuçlar, kamera tabanlı hareket ölçüm sisteminden alınan sonuçlar ile karşılaştırılmış ve algoritmaların gerçek başarımı incelenmiştir. Mikrodenetleyici üzerinde çalışan yazılımdan elde edilen sonuçlar, MATLAB ortamı üzerinde çalışan evre kestirim algoritmalarının sonuçları ile karşılaştırılıp, benzerlik açısından olumlu sonuçlar gözlemlendiği için algoritmaların üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmamıştır.

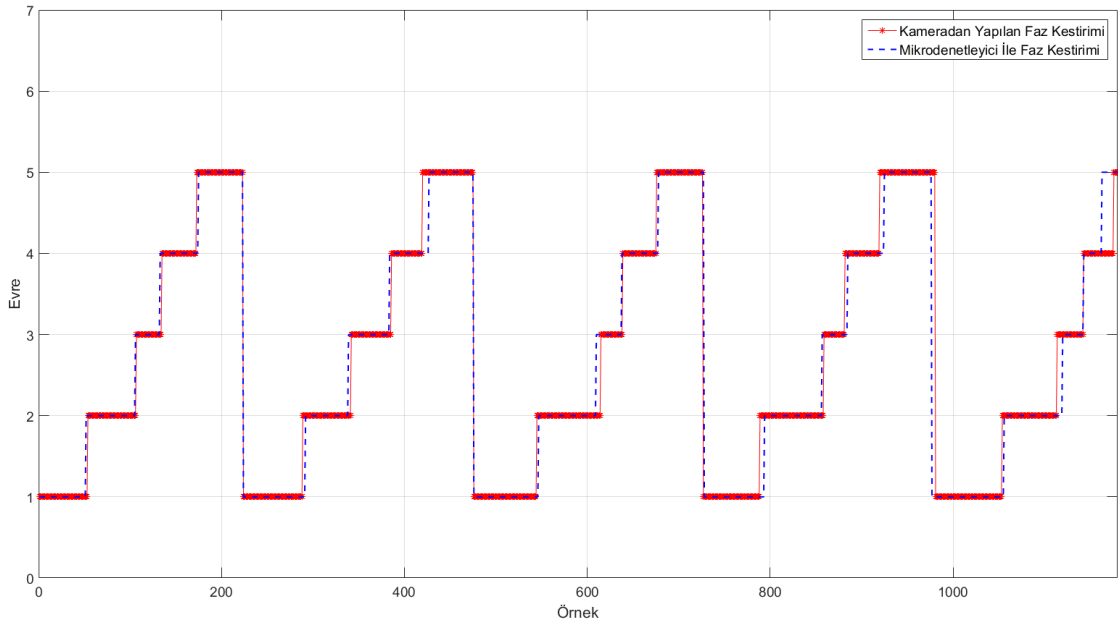
Kamera tabanlı hareket ölçüm sisteminin referans olarak kabul edildiği karşılaştırmanın sonuçları Çizelge 7.3'te verilmiştir.

Çizelge 7.3 Ortez evre kestirim algoritması doğrulama sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	319	3	0,990683	0,009317	0,009317
Duruş Uzama Evresi	283	23	0,924837	0,075163	0,075163
Ön Salınım Evresi	137	11	0,925676	0,074324	0,074324
Salınım Esneme Evresi	164	16	0,911111	0,088889	0,088889
Salınım Uzama Evresi	205	20	0,911111	0,088889	0,088889
Toplam	1108	73	0,938188	0	0

Elde edilen sonuçlardan görülebileceği gibi mikrodenetleyici üzerinde gerçekleştirilen evre kestirim algoritmaları yüksek doğruluk oranı ile çalışmaktadır ve bu oran her yürüyüş evresi için geçerlidir. Daha detaylı analiz yapabilmek için mikrodenetleyici üzerinde çalışan yazılımın ürettiği yürüyüş evreleri ile hareket ölçüm sisteminden elde edilen yürüyüş evreleri birlikte çizdirilmiş ve Şekil 7.6'de gösterilmiştir.

Evre kestirim sonuçlarının karşılaştırıldığı şekil detaylı olarak incelendiğinde hataların yürüyüş evrelerine düzgün şekilde dağıldığı, birkaç evre üzerinde yoğunlaşmadığı görülmektedir. Bunun yanında sistemin salınım uzama evresinden duruş esneme evresine çok küçük gecikmeler ile geçebilmesi ortez güvenliği açısından çok önemli başarı olarak görülmektedir. Ayrıca diğer evre geçişlerinde meydana gelen gecikmelerin ortez denetimi sırasında büyük problemler yol açmayacağı düşünülmektedir. Bu gözlemlerden sonra evre kestirim algoritmalarının doğru çalıştığı ve bu şekli ile bir sonraki aşamaya geçilebilir olduğuna karar verilmiştir.



Şekil 7.6 Evre kestirim sonuç karşılaştırması

7.2. Elektronik Diz Ortezi Denetim Çalışmaları

Önceki bölümde diz eklemi ortezi üzerine yapılan çalışmalar sırasında, diz ortezi üzerinde bulunan MR silindire akım kaynağı tarafında akım uygulanmamış ve sertlik seviyesi en düşük seviyede tutulmuştur. Böylece MR silindirin evre kestirim algoritmalarına etkisi mümkün olduğunca azaltılmış ve algoritmaların en iyi hale getirilmesi için çalışılmıştır. Algoritmalar üzerinde çalışmalar bitirildikten ve başarılı olarak kabul edildikten sonra ortez üzerinde gerçek zamanlı olarak evre kestirimi yapılırken, elde edilen evrelere göre MR silindirin denetlenmesi için çalışmalar

yapılmıştır. Çalışmalar sırasında ortezin kullanıcıya güven verecek kadar etkin denetlenmesinin yanında evre kestirim sürecinin de mümkün olduğu kadar az etkilenmesi hedeflenmiştir.

Tasarlanan diz ortezin en sert durumda 50 kg'lık yükü tutabilmesi istenmektedir. Başka bir deyişle sistemde bulunan MR silindirin 50 kgF kuvvete karşı koyabilmesi gerekmektedir. Önceki bölümde kuvvetölçer ile yapılan testlerde MR silindire 1A akım uygulandığında yaklaşık 42kgF büyüklüğünde kuvvete karşı koyabildiği görülmüştür. Bundan dolayı MR silindire uygulanacak en yüksek akım değeri 1.2A olarak seçilmiştir. Uygulanacak maksimum akım daha büyük bir değer seçilebilirdi ancak tasarlanan akım kaynağını geliştirme sürecinde zorlayarak zarar verme riskinden dolayı bu değer nispeten düşük tutulmuştur. MR silindire uygulanacak en düşük akım değerinin de 0A olacağı düşünülürse sistem 0 - 1.2A aralığında akım değerleri kullanılarak denetlenecektir. Maksimum ve minimum akım değerleri bulunduktan sonra MR silindirin yürüyüş evrelerinde ne şekilde denetleneceğini belirlemek adına her yürüyüş evresi detaylı olarak incelenmiştir.

Duruş esneme evresinde, topuğun yerle temas ettiği anda oluşan darbenin etkisini azaltmak için MR silindirin sönümlenme etkisi kullanılmalıdır. Topuk darbenin etkisi giderildikten sonra ise diz eklemin kullanıcının ağırlığı ile bükülmesini engellemek amacıyla MR silindirin sertlik seviyesi arttırılmalıdır. Bu durumda duruş esneme evresine geçildikten bir süre sonra MR silindirin sertlik seviyesi arttırılması gerekmektedir ancak sistemde filtreleme ve maksimum/minimum noktası bulma gibi işlemlerden dolayı meydana gelen gecikme göz önünde bulundurularak duruş esneme evresine geçilir geçilmez MR silindirin sertlik seviyesinin arttırılmasına karar verilmiştir.

Duruş uzama evresi boyunca diz eklemi vücut ağırlığını desteklemektedir. Ancak duruş uzama evresinin başında ihtiyaç duyulan destek kuvveti ile sonlarına doğru ihtiyaç duyulan destek kuvveti aynı değildir. Duruş uzama evresinin başlarında ortezin bulunduğu bacak vücut ağırlığını taşıırken diğer bacağın yere temas etmeye hazırlanırken vücudun ağırlık merkezi ortezin bulunduğu bacadan diğer tarafa doğru kaymakta ve ortez olan bacağın taşımak zorunda olduğu ağırlık azalmaktadır. Bundan dolayı evre başlangıcında MR silindirin en yüksek sertlik seviyesinde olması gerekirken evre sonlarına doğru sertlik seviyesinin azalmasında sakınca yoktur.

Ancak yine sistemdeki gecikmeler düşünülerek duruş uzama evresi başladığında duruş esneme evresinden dolayı maksimum sertlik seviyesinde olan MR silindire uygulanan akım değerinin yavaşça azaltılmasına karar verilmiştir. Böylece MR silindire uygulanan akım miktarı ve buna bağlı olarak toplam güç tüketimi azalacaktır.

Ön salınım evresinde ise diz eklemının rahatça hareket etmesini sağlamak amacıyla MR silindirinin sertliği en düşük seviyeye ayarlanmalıdır. Böylece kullanıcı ön salınım evresi sırasında olduğunca düşük bir karşı kuvvetle karşılaşacak ve dizini nizami bir şekilde bükebilecektir.

Salınım esneme evresine geçildiğinde ise kullanıcının kalça hareketinden dolayı oluşan kuvvet söndürülmelidir. Bu yüzden ön salınım evresi yüzünden en düşük sertlik seviyesinde olan MR silindire uygulanan akım değerinin artırılması gerekmektedir. Ancak bu evre sırasında dizin bükülmesinin devam edeceği göz önünde bulundurularak kullanıcıyı zorlamamak için uygulanacak akım değerine limit koymak gerekmektedir.

Salınım uzama evresinde kullanıcının hızlı ve nizami bir şekilde dizini açması ve salınım evresini tamamlayabilmesi için MR silindirinin sertlik seviyesinin en düşük seviyede olması gerekmektedir. Bu şekilde ön salınım ve salınım esneme evresinde bükülen diz eklemi sorunsuzca açılacak ve kullanıcı duruş esneme evresine geçerken topuk yere temas edebilecektir.

Yürüyüş evrelerinde MR silindirinin nasıl denetlenmesi gerektiği belirlendikten sonra her yürüyüş evresinde MR silindire uygulanan akım değerleri için kurallar, limitler belirlenmiş ve Çizelge 7.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 7.4 Evre geçiş kural ve limitleri

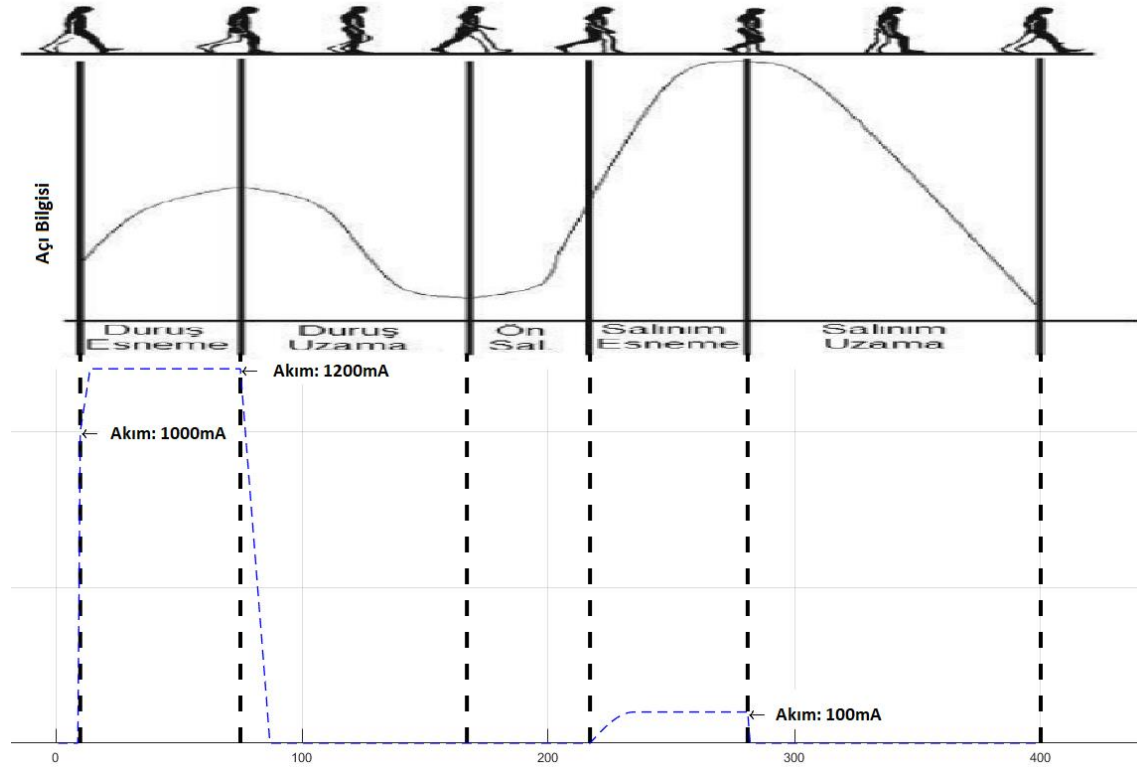
Geçerli Evre	Belirlenen Kural ve Limit
Duruş Esneme Evresi	Duruş esneme evresi başladığı anda MR silindire akım kaynağı tarafından 1A büyüklüğünde akım uygulanacak ve uygulanan akım değeri her 20ms sonunda 50mA kadar arttırılacaktır. Hesaplanan

	değer sisteme uygulanabilecek en yüksek akım değeri olan 1.2A'den büyük olamayacaktır.
Duruş Uzama Evresi	Duruş uzama evresi başladığında MR silindire uygulanan akım her 20ms sonunda 100mA kadar azaltılacaktır. Hesaplanan değer 500mA'den küçük olamayacaktır.
Ön Salınım Evresi	Ön salınım evresine geçildiğinde MR silindire uygulanan akım değeri 0A olacaktır.
Salınım Esneme Evresi	Salınım esneme evresinde sistemde kullanılan açu bilgisinin türevi alınacak ve elde edilen değer belli bir katsayı ile çarpılarak sisteme mevcut durumda uygulanan akım değerine eklenecektir. Böylece bacağın hız değişimine göre sisteme uygulanan akım değeri arttırılacak veya azaltılacaktır. Bu evre sırasında MR silindire uygulanacak akım değeri 100mA'den büyük olamayacaktır. Alt limit ise 0A olarak belirlenmiştir.
Salınım Uzama Evresi	Salınım uzama evresinde MR silindire uygulanan akım değeri 0A olacaktır.

Mikrodenetleyici üzerinde belirlenen bu kural ve limitleri kullanan kod parçacığı geliştirilmiş ve akım denetleyicisi olarak isimlendirilmiştir. Akım denetleyicisi evre kestirim algoritmalarının çıktılarını, belirlenen kural ve limitleri kullanarak MR silindire uygulanması gereken akım değerini hesaplamaktadır. Ardından hesaplanan değer elektronik kart üzerinde bulunan akım kaynağı donanımını tarafından MR silindire uygulanmasını sağlamaktadır. Gerçeklenen kod parçacığının yaptığı işlemleri daha iyi görebilmek ve analiz yapabilmek için hesaplanan akım değerleri ve temsili bir açu bilgisi birlikte çizdirilmiş ve Şekil 7.7'de gösterilmiştir.

Elde edilen akım, açu ve yürüyüş evre grafiği incelendiğinde mikrodenetleyici üzerinde gerçekleştirilen akım denetleyicisinin belirlenen kurallara ve limitlere uygun şekilde çalıştığı görülmüştür. Akım denetleyicisinin belirlediği akım değerinin MR

silindire gerçekten uygulanıp uygulanmadığı üzerine ayrıca bir çalışma yapılmamıştır çünkü önceki bölümlerde akım kaynağı donanımının performansı detaylı bir şekilde incelenmiş ve yeterli bulunmuştur.



Şekil 7.7 Temsili diz açısı ve akım değerleri eşleştirmesi

Akım denetleyicisinin düzgün olarak çalıştığına karar verildikten sonra, diz ortezi sağlıklı bir denek tarafından kullanılırken mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı olarak evre kestirimi yapılmış ve elde edilen evre bilgisi kullanılarak MR silindir denetlenmiştir. Yürüyüş sırasında karşılaştırma amaçlı olarak kamera tabanlı hareket ölçüm sistemi ile de veri toplanmıştır.

Sistemin genel başarımını ölçmek amacıyla daha önce yapıldığı gibi mikrodenetleyici üzerinde kestirilen evrelerin referans alınan sisteme göre doğruluğu hesaplanmıştır. Sistem daha önce yapılan çalışmalardan farklı olarak MR silindiri denetlerken yürüyüş evrelerini doğru şekilde gerçek zamanlı olarak kestirebiliyorsa başarılı kabul edilecektir. Bu karardan hareket edilerek kamera tabanlı hareket ölçüm sisteminden alınan evre bilgileri referans olarak alınmış ve

mikrodenetleyici üzerinde kestirilen evre bilgileri ile karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırmanın sonuçları Çizelge 7.5'te gösterilmektedir.

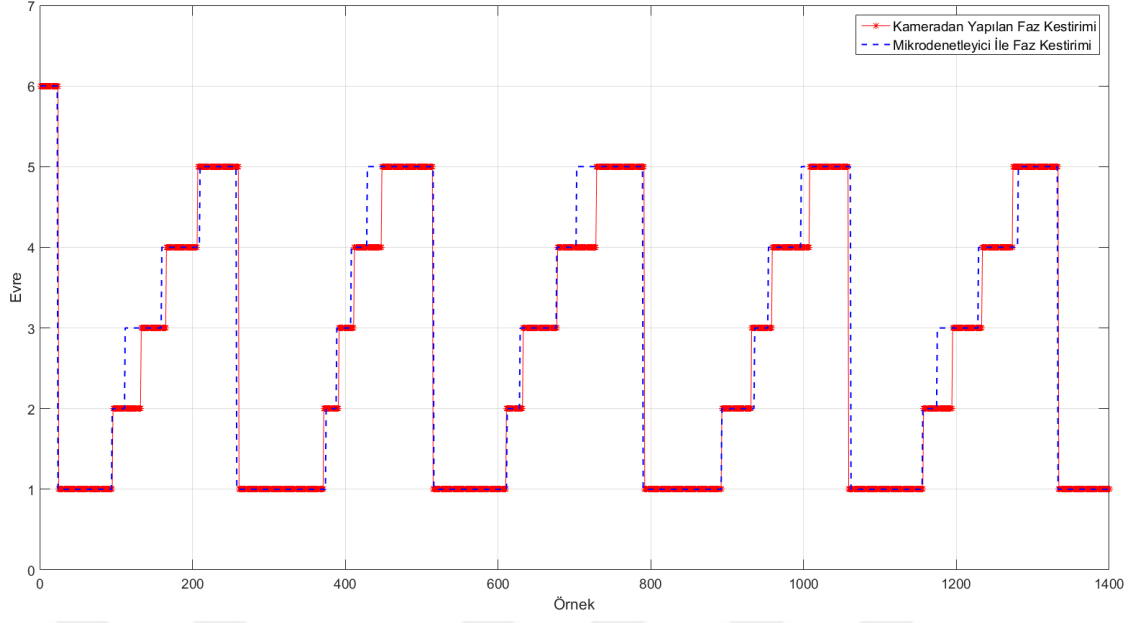
Çizelge 7.5 Ortez evre kestirim algoritması doğrulama sonuçları

YÜRÜYÜŞ EVRELERİ	GP	YN	D	OHK	OMH
Duruş Esneme Evresi	539	6	0,988991	0,011009	0,011009
Duruş Uzama Evresi	104	52	0,666667	0,333333	0,333333
Ön Salınım Evresi	139	25	0,847561	0,152439	0,152439
Salınım Esneme Evresi	161	56	0,741935	0,258065	0,258065
Salınım Uzama Evresi	279	16	0,945763	0,054237	0,054237
Toplam	1245	156	0,888651	-	-

Elde edilen sonuçlardan görülebileceği gibi mikrodenetleyici üzerinde gerçekleştirilen evre kestirim algoritmaları yüksek doğruluk oranı ile çalışmaktadır. Özellikle duruş esneme, duruş uzama ve salınım uzama evrelerinin başarımları oldukça yüksektir. Salınım esneme evresinin başarımları da kabul edilebilir seviyelerdedir ancak duruş uzama evresinin başarımları diğer evrelere göre düşük kalmaktadır. Bu evre ile ilgili daha detaylı analiz yapabilmek için mikrodenetleyici üzerinde çalışan yazılımın ürettiği yürüyüş evreleri ile hareket ölçüm sisteminden elde edilen yürüyüş evreleri birlikte çizdirilmiş ve Şekil 7.8'de gösterilmiştir.

Evre kestirim sonuçlarının karşılaştırıldığı şekil incelendiğinde bazı adımlarda duruş uzama evresinin kestiriminde problem olduğu, ön salınım evresine olması gerekenden erken geçildiği görülmektedir. Dolayısıyla duruş uzama evresinin başarımları diğer evrelere göre düşük gözükmektedir. Ancak duruş uzama evresinin ortalarında MR silindire uygulanan akımın azalmaya başlayıp sonlara doğru en düşük seviye geçtiği ve ön salınım evresinde MR silindire uygulanan akımın en düşük seviyede tutulduğu göz önünde bulundurulduğunda bu problemin ortez kullanımında önemli bir sorun yaratmayacağı görülmüştür.

Evre kestirim algoritma sonuç karşılaştırmasında gözlemlenen bir diğer problem ise salınım esneme evresinden salınım uzama evresine olması gerekenden daha erken geçildiğidir. Ancak salınım esneme ve salınım uzama evresinde MR silindire uygulanan akım değerleri arasında büyük farklar olmadığı için bu durum da göz ardı edilmiştir.



Şekil 7.8 Evre kestirim sonuç karşılaştırması

8. SONUÇ

Bu tez kapsamında, mikrodenetleyici ile denetlenen diz eklemi ortezi tasarımının önemli bir parçası olan yürüyüş evrelerinin kestirilmesi üzerine çalışmalar yapılmıştır. Pasif bir iskelet giyen sağlıklı denek üzerinden alınan doğal yürüyüş verileri kullanılarak yürüyüş evrelerinin yüksek doğrulukla hesaplanabilmesi için analizler yapılmış ve yöntemler geliştirilmiştir. Pasif iskelet ile doğal yürüyüş için geliştirilen yürüyüş evresi kestirim yöntemleri, tasarlanan diz eklemi ortezi bulunduran mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı olarak çalışması için düzenlenmiştir.

Diz eklemi ortezi ile sağlıklı insan yürüyüşüne yaklaşabilmek için yürüyüş hareketinin detaylı olarak incelenmesi ve anlaşılması gerekmektedir. Bunun için ise insan yürüyüşünün iki topuk vuruşu arasında kalan ve bir yürüyüş çevrimi olarak tanımlanan kısmın incelenmesi gerekmektedir. Kaynak araştırması kapsamında bulunan kaynaklarda bir yürüyüş çevrimin iki, beş, altı veya yedi evreye bölünerek incelendiği görülmektedir. Bu tez çalışmasında ise bir yürüyüş çevrimi beş evreye bölünmüş, pasif iskelet ve diz eklemi ortezi kullanılarak evre kestirim algoritmaları bu beş evreye göre geliştirilmiştir.

Yapılan çalışmalar sırasında toplanan verilerin, kestirilen yürüyüş evrelerinin doğruluğunu, başarı oranını hesaplayabilmek için güvenilir bir hareket ölçüm sistemine ihtiyaç duyulmuştur. Bundan dolayı piyasada ürün olarak bulunabilen hareket ölçüm sistemleri araştırılmış ve Optitrack firmasının Flex 13 model kameralarının bulunduğu hareket ölçüm sisteminin kullanılmasına karar verilmiştir. Hareket ölçüm sistemi içinde bulunan kameralar koşu bandı üzerinde yürüyen denek üzerinden veri alacak şekilde konumlandırılmış ve kalibrasyonu yapılmıştır. Bundan dolayı pasif iskelet ve diz eklemi ortezi ile yapılan bütün yürüyüş çalışmaları koşu bandı üzerinde olmuştur.

Sağlıklı insan üzerinden doğal yürüyüş verisi toplayabilmek amacıyla tasarlanan pasif iskelet düzeneği vücudun alt bölümüne bağlanmaktadır. Diz ve kalça eklemlerinde pasif döner mekanizma bulunan pasif iskeletin ayak bileği ekleminde ise klenzak bulunmaktadır. İskelet üzerinde bulunan elektronik duyargalar sayesinde kalça ve diz eklemlerinin açı bilgisi ve ayak yere temas bilgisi

toplanabilmektedir. İskelet üzerinden toplanan veriler MATLAB ortamında mevcut algoritmalar kullanılarak analiz edilmekte ve yürüyüş evreleri kestirilmektedir. Pasif iskelet üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda hem diz eklemi ortezi üzerinde gerçekleştirilen evre kestirim algoritmalarının temelini oluşturan yöntemler bulunmuş hem de diz eklemi ortezi için hangi duyargaların gerekli olduğu ortaya çıkmıştır.

Tez çalışması kapsamında tasarlanan diz eklemi ortezi, mekanik aksam olarak klenzaklardan oluşan diz eklemine, ortez gövdesini ve MR silindiri barındırmaktadır. Diz eklemi ortezinin elektronik aksamı ise mikrodenetleyici, duyargalar ve akım kaynağından oluşmaktadır. Pasif iskelet ile yapılan çalışmalar sonucunda öğrenilen bilgilerden yola çıkılarak ortez üzerinde hangi duyargalara ihtiyaç duyulacağı bulunmuş ve buna göre gerekli duyargalar sisteme eklenmiş, gereksizleri çıkartılmıştır. Evre kestirimi sırasında diz eklemi açısı yerine alt bacak açısının kullanılması sonucunda üst bacağa takılması planlanan duyarga kartı gereksiz hale getirmiştir. İptal olan duyarga kartı sayesinde ortez tasarımı hem donanımsal hem de yazılımsal olarak basitleşmiştir. Sistemde bulunan duyargalardan veri toplama işlemi sadece bir mikrodenetleyici tarafından gerçekleştiği için mikrodenetleyiciler arasında protokol tanımlama, veri transferi ve duyargalar arasındaki faz kaymasının düzeltilmesi gibi problemler yaşanmamıştır. Böylece geliştirme sırasında evre kestirimine ve MR silindir denetimine daha fazla yoğunlaşmış ve daha kolay hata ayıklaması yapılabilmektedir. Duyarga kartlarında hatalı veri toplanmasına sebep olan donanımsal problemin diz eklemi ortezinin elektronik kartında da yaşanmaması için elektronik kartın veri toplama donanımı gözden geçirilmiş ve tasarım buna göre şekillenmiştir.

Diz eklemi ortezinde endüstriyel ürün olarak satılan MR silindirler yerine Şahin ve arkadaşları [42] tarafından geliştirilen MR silindir kullanılmıştır. Piyasada satılan MR silindirlerin ağırlık, boyut ve karşı koyma kuvveti gibi özellikleri tasarlanan diz eklemi ortezinin ihtiyaçlarını tam anlamıyla karşılamadığı için böyle bir karar verilmiştir. Başka bir neden ise daha önce Sadeghimorad [40] tarafından yapılan çalışmalarda da bu MR silindir kullanılmış olmasıdır. MR silindir karşı koyacağı kuvvet değeri silindire uygulanan akım miktarına göre belirlenmektedir. Bu yüzden diz eklemi ortezinde kullanılan MR silindiri denetleyebilmek için ayarlanabilir bir akım kaynağına ihtiyaç duyulmuştur. Bu amaçla diz eklemi ortezinin elektronik kartı

üzerinde yer alacak, küçük, yüksek akım verebilen ve kolay ayarlanabilen bir akım kaynağı tasarlanmıştır. Bu çalışma kapsamında çok önem arz etmese de akım kaynağı üzerinde kullanılan tümleşik devrelerin yüksek verimli olmasına dikkat edilmiştir. Böylece ileride diz eklemi ortezi laboratuvar ortamından çıkıp harici bir batarya ile çalışmaya başladığında düşük güç tüketimi ile uzun çalışma zamanı hedeflenmiştir. Tasarlanan akım kaynağı devresini test etmek için diz eklemi ortezi denetimi sırasında ortaya çıkabilecek senaryolar düşünülmüş ve buna göre akım değer tabloları oluşturulmuştur. Bu tablolar kullanılarak akım kaynağının istenilen akım değerlerini MR silindire ne doğrulukla uygulayabildiği gözlemlenmiştir. Bu testlerin yanında tasarlanan akım kaynağının endüstriyel bir akım kaynağı olan LORD Wonder Box cihazı ile arasındaki farkları görebilmek, performanslarını karşılaştırabilmek için ROEHRIG firması tarafından üretilen kuvvetölçer kullanılmış ve hız-kuvvet testleri yapılmıştır. Yapılan testler sonucunda tasarlanan akım kaynağının endüstriyel bir ürün olan Wonder Box ile benzer sonuçlar ürettiği, diz eklemi ortezi üzerinde kullanılabilir olduğu ortaya çıkmıştır.

Evre kestirim çalışmaları ilk olarak pasif iskelet üzerinde çalışılmıştır. Pasif iskeleti giyen ve 1.5km/saat hız ile koşu bandı üzerinde yürüyen sağlıklı bir denek üzerinden yürüyüş verisi toplanmıştır. İlk etapta hangi verilerin evre kestirimi için gerekli olduğu bilinmediğinden dolayı veri kapsamı geniş tutulmuş ve pasif iskelet üzerinde bulunan bütün duyargalardan veri toplanmıştır. Toplanan veriler MATLAB ortamı üzerinde ara değerlendirme, kayıp verilerin tekrar üretilmesi ve filtreleme gibi birtakım işlemlerden geçirilmiştir. Bu işlemler sonucunda elde edilen veriler ile evre kestirim çalışmaları yapılmış ve bu çalışmaların performansı, başarımı analiz edilmiştir. Analiz aşamasında Orhanlı'nın çalışmasında [49] olduğu gibi gerçek pozitif (GP), yanlış negatif (YN), duyarlılık (D), ortalama hata kare (OHK) ve ortalama mutlak hata (OMH) değerleri kullanılmıştır. Analizler sonucunda elde edilen başarımların sadece bir durum için geçerli olmadığını, geliştirilen algoritmanın tutarlı olduğunu gözlemleyebilmek için üç farklı yürüyüş verisi kullanılmıştır.

Diz eklemi ortezi üzerinde yapılan evre kestirim çalışmaları ise pasif iskelet ile yapılan çalışmalar sonucu elde edilen evre kestirim algoritmalarını temel alarak yapılmıştır. İlk olarak mevcut evre kestirim algoritmaları diz ortezi üzerinden alınan yürüyüş verilerini kullanacak şekilde düzenlenmiştir. Güncellenen algoritmaların

sonuçları hareket ölçüm sisteminden alınan veriler ile karşılaştırılmış ve yapılan değişikliklerin geçerliliği doğrulanmıştır. Bu adımdan sonra MATLAB ortamı üzerinde sorunsuz ancak gerçek zamanlı olmayan şekilde çalışan evre kestirim algoritmalarının diz eklemi ortezi üzerinde bulunan mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı çalışacak şekilde yeniden gerçekleştirilmesi gerekmiştir. Gerçekleme sonucunda elde edilen evre kestirim algoritmalarının sonuçları ile MATLAB ortamı üzerinde çalışan algoritmaların sonuçları karşılaştırılmış ve mikrodenetleyici üzerinde çalışan yazılımın yürüyüş evre kestirim performansı analiz edilmiştir. Son olarak mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı olarak çalışan evre kestirim algoritmalarından elde edilen yürüyüş evreleri direkt olarak hareket ölçüm sisteminden alınan veriler ile karşılaştırılmıştır. Diz eklemi ortezi ile yapılan evre kestirim çalışmalarında iki sağlıklı denek kullanılmıştır. Deneklerden pasif iskelet ile yapılan çalışmalarda olduğu gibi üç farklı yürüyüş verisi alınmış ve algoritmaların tutarlılığı da test edilmiştir. Bunun yanında yapılan testler sırasında MR silindirin serbest şekilde hareket etmesine izin verilmiş, herhangi bir şekilde akım uygulanmamıştır.

MR silindire akım uygulanmadığı, serbest hareket etmesine izin verildiği evre kestirim çalışmalarından sonra mikrodenetleyici üzerinde gerçek zamanlı olarak evre kestirimi yapılırken aynı zamanda MR silindirin de kestirilen yürüyüş evrelerine göre denetlenmesi için çalışmalar yapılmıştır. Bu kapsamda ilk olarak MR silindire hangi yürüyüş evresinde ne kadar akım uygulanması gerektiğine karar verilmiştir. Buna göre her yürüyüş evresi için bir kural ve limit değeri belirlenmiştir. Duruş esneme (DE) evresi sırasında diz eklemi kullanıcının ağırlığının etkisi ile bükülmesini engellemek için MR silindire yüksek değerlerde akım uygulanmıştır. Duruş uzama (DU) evresinin başlarında diz eklemi kullanıcının vücut ağırlığını desteklemektedir. Ancak bu evrenin sonlarına doğru diz eklemi tarafında verilmesi gereken destek ihtiyacı azalmaktadır. Bu yüzden başlangıçta MR silindire yüksek değerlerde akım uygulanmış ancak zaman geçtikçe uygulanan akım değeri azaltılmıştır. Ön salınım evresinde diz eklemi serbest şekilde hareket etmesine izin verilmesi gerekmektedir. Bundan dolayı ön salınım evresi süresince MR silindire akım uygulanmamıştır. Salınım esneme evresinde ise kullanıcı adım atarken yaptığı kalça hareketinden ortaya çıkan kuvvetin sönmülmesi gerekmektedir. Bunun için yürüyüş evresi boyunca MR silindire en düşük akım değerinden başlayarak sürekli

artan bir şekilde akım uygulanmıştır. Ancak MR silindire fazla akım uygulayıp dizin hareketini engellememesi için duruş esneme ve uzama evrelerine göre düşük bir akım değeri üst limit olarak belirlenmiştir. Yürüyüş çevriminin son evresi olan salınım uzama evresinde diz eklemının hızlıca açılması gerekmektedir. Bu yüzden salınım uzama evresi süresince MR silindire akım uygulanmamıştır. Bu kurallar ve limitler çerçevesinde iki sağlıklı denek üzerinde yürüyüş testleri yapılmış ve elde edilen sonuçların başarı oranı hareket ölçüm sistemi kullanılarak analiz edilmiştir.

Tasarlanan diz eklemi ortezinin ağırlığı yaklaşık 4kg olarak ölçülmüştür. Standart yarı etkin diz eklemi ortezi için bu değer oldukça fazladır. Ancak tasarım aşamasında üretim kolaylığından dolayı çelik kullanılmıştır. Çelikten üretilen parçaların alüminyum ve dayanıklı plastik ile değiştirilmesiyle birlikte diz eklemi ortezinin ağırlığı kabul edilebilir seviyelere inecektir. Bunun yanında ortez mobil hale getirildiğinde 7.4V voltaj değerine ve 3000mAh akım kapasitesine sahip bir batarya kullanılması planlanmaktadır. Diz eklemi ortezinin denetimi sırasında yapılan gözlemler sonucunda bir adım sırasında yaklaşık olarak 750mA akım harcadığı ve bir adımın ortalama 1.5 saniye sürdüğü görülmüştür. Dolayısıyla diz eklemi ortezi saniyede 500mA akım harcamaktadır ve 3000mAh akım kapasitesine sahip bir batarya ile 6 saat boyunca çalışabilecektir.

Yapılan çalışmalar sonucunda MR silindirli diz eklemi ortezinin tasarlanan akım kaynağı devresi ile etkin bir şekilde denetlenebileceği görülmüştür. Ayrıca kullanılan MR silindirli diz eklemi ortezinde ihtiyaç duyulan sönümlendirme kuvvetini sağlayabildiği doğrulanmıştır. Bunun yanında diz ortezi üzerinde kullanılan açölçer ve kuvvete duyarlı direnç duyargalarının yürüyüş evrelerinin doğru şekilde kestirilebilmesi için yeterli olduğu anlaşılmıştır. Bundan sonraki çalışmalarda evre kestirim sırasında tespit edilen yanlış maksimum ve minimum noktalarının gerçek zamanlı olarak yok sayılması üzerine metotlar geliştirilecektir. Ayrıca periyodik yürüme hareketinden farklı olarak oturma, ayakta durma gibi durumların tespiti ve bu durumlarda yapılması gereken işler üzerine çalışılacaktır. Son olarak MR silindirli yanına motor eklenerek yürüyüşün salınım evreleri sırasında kullanıcıya destek olacak yeni bir diz ortezi tasarlanacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] P. Adams and M. Marano, "Current Estimates from the National Health Interview Survey, 1994," *Cent. Dis. Control Natl. Cent. Heal. Stat. - Vital Heal. Stat.*, vol. 10, no. 193, p. 95, 1995.
- [2] S. Alsancak, "Ortez ve Protez Tarihesi," *Ankara Univ. Dikimevi Saglik Hizmetleri Mesl. Yuksek. Yilligi*, vol. 1, no. 1, pp. 27–33, 2000.
- [3] T. Yakimovich, J. Kofman, and E. D. Lemaire, "Design and evaluation of a stance-control knee-ankle-foot orthosis knee joint," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 3, pp. 361–369, 2006.
- [4] R. L. Waters, J. Campbell, L. Thomas, L. Hugos, and P. Davis, "Energy costs of walking in lower-extremity plaster casts.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 64, no. 6, pp. 896–899, 1982.
- [5] "Ottobock World Web Sitesi." [Online]. Available: <https://www.ottobockus.com/orthotics/solution-overview/stance-control-knee-brace-freewalk/>. [Accessed: 10-Nov-2017].
- [6] K. E. Akdoğan, "Pnömatik ve Manyetoreolojik Silindirli Elektronik Diz Üstü Protezlerin Tasarımı ve Geliştirilen Hareket Ölçüm Düzenekleri ile Başarımlarının Karşılaştırılması," Hacettepe Üniversitesi, 2010.
- [7] A. S. L. Hung, H. Guo, W.-H. Liao, D. T. P. Fong, and K.-M. Chan, "Experimental studies on kinematics and kinetics of walking with an assistive knee brace," in *2011 IEEE International Conference on Information and Automation*, 2011, pp. 45–50.
- [8] J. C. J. Chen and W.-H. L. W.-H. Liao, "Design and testing of assistive knee brace with magnetorheological actuator," *2008 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics*, pp. 512–517, 2009.
- [9] E. Brac, A. I. Harris, N. Arden, and B. Hills, "Automatically Releasing Knee Brace," US4632096, 1986.
- [10] D. D. Raftopoulos, C. W. Armstrong, L. Poulos, and T. Spyropoulos, "A novel

- design of a knee-ankle-foot orthosis and its evaluation,” in *ASME 1986 Advances in Bioengineering Conference*, 1986, pp. 128–129.
- [11] Y. Tokuhara, O. Kameyama, T. Kubota, M. Matsuura, and R. Ogawa, “Biomechanical study of gait using an intelligent brace,” *J. Orthop. Sci.*, vol. 5, no. 0949–2658, pp. 342–348, 2000.
- [12] R. Harrison, E. Lemaire, Y. Jeffreys, and L. Goudreau, *Design and Pilot Testing of an Orthotic Stance-Phase Control Knee Joint*, English. III: Orthopadie-Technik Quarterly, 2001.
- [13] N. G. A. van Leerdam, “The swinging UTX orthosis. Biomechanical fundamentals and conceptual design.” Universiteit Twente, 1993.
- [14] “Fillauer World Web Sitesi.” [Online]. Available: <http://fillauer.com/Orthotics/SPL2.html>. [Accessed: 10-Nov-2017].
- [15] “BECKER World Web Sitesi.” [Online]. Available: <http://www.beckerorthopedic.com/>. [Accessed: 10-Nov-2017].
- [16] H. Kazerooni, R. Steger, and L. Huang, “Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX),” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 25, no. 5–6, pp. 561–573, 2006.
- [17] S. E. Irby, K. R. Kaufman, R. W. Wirta, and D. H. Sutherland, “Optimization and application of a wrap-spring clutch to a dynamic knee- ankle-foot orthosis,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 7, no. 2, pp. 130–134, 1999.
- [18] A. Cullell, J. C. Moreno, E. Rocon, A. Forner-Cordero, and J. L. Pons, “Biologically based design of an actuator system for a knee-ankle-foot orthosis,” *Mech. Mach. Theory*, vol. 44, no. 4, pp. 860–872, 2009.
- [19] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, and S. H. Collins, “The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking,” *IEEE Int. Conf. Robot. Autom. 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004*, vol. 3, no. April, pp. 2430–2435, 2004.
- [20] J. Nikitczuk, B. Weinberg, and C. Mavroidis, “Control of electro-rheological fluid based resistive torque elements for use in active rehabilitation devices,” *Smart*

- Mater. Struct.*, vol. 16, pp. 418–428, 2007.
- [21] N. Costa, M. Bezdicek, M. Brown, J. Gray, D. Caldwell, and S. Hutchins, “Joint motion control of a powered lower limb orthosis for rehabilitation,” *IEEE Int. J. Autom. Comput.*, vol. 3, pp. 271–281, 2006.
- [22] J. F. Zhang, C. J. Yang, Y. Chen, Y. Zhang, and Y. M. Dong, “Modeling and control of a curved pneumatic muscle actuator for wearable elbow exoskeleton,” *Mechatronics*, vol. 18, no. 8, pp. 448–457, 2008.
- [23] L. I. Lugo-Villeda *et al.*, “Haptic guidance of Light-Exoskeleton for arm-rehabilitation tasks,” in *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, 2009, pp. 903–908.
- [24] M. J. Khan, M. R. Afzal, N. Naseer, and Z. U. Koreshi, “Control system design for a prosthetic leg using series damping actuator,” in *2012 International Conference on Robotics and Artificial Intelligence, ICRAI 2012*, 2012, pp. 1–6.
- [25] D. Zlatnik, B. Steiner, and G. Schweitzer, “Finite-state control of a trans-femoral (TF) prosthesis,” *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 10, no. 3, pp. 408–420, 2002.
- [26] H. Herr and A. Wilkenfeld, “User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee,” *Ind. Robot An Int. J.*, vol. 30, no. 1, pp. 42–55, 2003.
- [27] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 3rd ed. Hoboken ; [Chichester] : Wiley, 2005.
- [28] “XSENS World Wide Web Sitesi.” [Online]. Available: <https://www.xsens.com/>. [Accessed: 02-Dec-2017].
- [29] “Synertial World Wide Web Sitesi.” [Online]. Available: <https://www.synertial.com/>. [Accessed: 02-Dec-2017].
- [30] “InertialLabs World Wide Web Sitesi.” [Online]. Available: <https://inertiallabs.com/>. [Accessed: 02-Dec-2017].
- [31] “PERCEPTION NEURON World Wide Web Sitesi.” [Online]. Available: <https://neuronmocap.com/>. [Accessed: 03-Dec-2017].

- [32] "TRACKLAB World Wide Web Sitesi." [Online]. Available: <https://tracklab.com.au/>. [Accessed: 02-Dec-2017].
- [33] "Vicon World Wide Web Sitesi." [Online]. Available: <https://www.vicon.com/>. [Accessed: 02-Dec-2017].
- [34] "QUALISYS World Wide Web Sitesi." [Online]. Available: <http://www.qualisys.com/>. [Accessed: 02-Dec-2017].
- [35] J. G. Richards, "The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 18, no. 5, pp. 589–602, 1999.
- [36] D. Thewlis, C. Bishop, N. Daniel, and G. Paul, "A Comparison of Two Commercially Available Motion Capture Systems for Gait Analysis: High-End vs Low-Cost," *Isb2011*, pp. 3–4, 2011.
- [37] "NERTUS World Web Sitesi." [Online]. Available: <http://nertus.od.ua/en/>. [Accessed: 11-Feb-2017].
- [38] U. Saranlı, A. Avci, and M. C. Öztürk, "A modular real-time fieldbus architecture for mobile robotic platforms," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, no. 3, pp. 916–927, 2011.
- [39] C. Seylan, "Estimation of Ground Reaction Forces Using Forearm Crutches Instrumented with Pressure Sensors and Accelerometers," Middle East Technical University, 2016.
- [40] A. Sadeghimorad, "Manyetoreolojik (MR) Silindirli Yarı Etkin Diz Ekleminin Sonlu Durum Denetimi," Hacettepe Üniversitesi, 2013.
- [41] "Lord Corporation World Wide Web Sitesi," 2017. [Online]. Available: <https://www.lord.com/>.
- [42] İ. Şahin, T. Engin, and Ö. K. Morgül, "Manyeto-Reolojik Damper Davranışına Kutup Başı Geometrisi Etkisinin Deneysel İncelemesi," Konya, 2005.
- [43] K. Wada, "Current Sources," 2015. [Online]. Available: <https://www.embedded.com/electronics-blogs/the-bit-banger/4439166/1/Current-sources>.

- [44] Texas Instruments, "AN-1515 A Comprehensive Study of the Howland Current Pump," Application Report, 2008.
- [45] Linear Technology, "LT3080 Adjustable 1.1A Single Resistor Low Dropout Regulator," Datasheet, 2011.
- [46] Texas Instruments, "INA219 Zero-Drift, Bidirectional Current/Power Monitor With I²C Interface," Datasheet, 2015.
- [47] E. Tileylioğlu, "Yarı Etkin Diz Eklemlerinde Yürüyüş Evreleri Kestirimi ve Uygulanması," Hacettepe Üniversitesi, 2012.
- [48] T. C. O'Haver, "Peak Finding and Measurement," 2014. [Online]. Available: <https://terpconnect.umd.edu/~toh/spectrum/PeakFindingandMeasurement.htm>.
- [49] T. Orhanlı, "Pnömatik Silindirli Yarı Etkin Diz Ekleminin Sonlu Durum Denetimi ve Diz Eklemi Protezi Test Platformu," Hacettepe Üniversitesi, 2014.

EKLER

EK 1: KAMERA TABANLI HAREKET ÖLÇÜM SİSTEMLERİNİN DETAYLI TEKNİK KARŞILAŞTIRMASI

Firma	OPTITRACK						
Model	PRIME 41	PRIME 17W	Prime 13	Prime 13W	Slim 13E	Flex 13	Flex 3
Çözünürlük (MP)	4	1.8 (1664 * 1088)	1.3 (1280 x 1024)	1.3 (1280 x 1024)	1.3 (1280 x 1024)	1.3 (1280 x 1024)	0.3 (640 x 480)
Kare Hızı (Normal Hız)	180 FPS	360 FPS	240 FPS	240 FPS	240 FPS	120 FPS	100 FPS
Kare Hızı (Yüksek Hız)	-	-	-	-	-	-	-
Standart Lens Görüş Alanı (Y x D)°	51 x 51	70 x 49	56 x 46	82 x 70	56 x 46	56 x 46	56 x 46
Opsiyonel Lens Görüş Alanı (Y x D)°	-	-	42 x 34	-	42 x 34	42 x 34	42 x 34
Kamera Gecikmesi	5.5 ms	2.8 ms	4.2 ms	4.2 ms	4.2 ms	8.3 ms	10 ms
Maksimum Menzil	30.5 m	15.2 m	12.2 m	6.1 m	12.2 m	12.2 m	11 m

Firma	VICON					
Model	Vantage V16	Vantage V8	Vantage V5	Vero V2.2	Vero V1.3	Vero V1.3X
Çözünürlük (MP)	16	8	5	2.2 (2048 x 1088)	1.3 (1280 x 1024)	1.3 (1280 x 1024)
Kare Hızı (Normal Hız)	120 FPS	260 FPS	420 FPS	330 FPS	250 FPS	250 FPS
Kare Hızı (Yüksek Hız)	2000 FPS	2000 FPS	2000 FPS	330 FPS	250 FPS	250 FPS
Standart Lens Görüş Alanı (Y x D)°	54 x 54	62 x 47	47 x 41	50.3 x 28	32.7 x 26.4	-
Opsiyonel Lens Görüş Alanı (Y x D)°	73 x 73	-	66 x 57	86.4 x 53	60.8 x 50.3	82.7 x 70.3
Kamera Gecikmesi	8.3 ms	5.5 ms	4.7 ms	3.6 ms	3.4 ms	3.4 ms
Maksimum Menzil	-	-	-	-	-	-

Firma	QUALISYS				
Model	Oqus 7+	Oqus 5+	Oqus 3+	Miqus M3	Miqus M1
Çözünürlük (MP)	12	4	1.3 (1280 x 1024)	2 (1824 x 1088)	1 (1216 x 800)
Frame Rate (Normal)	300 FPS	180 FPS	500 FPS	340 FPS	250 FPS
Kare Hızı (Normal Hız)	1100 FPS	360 FPS	1750 FPS	650 FPS	-
Standart Lens Görüş Alanı (Y x D)°	54 x 42	49 x 49	41 x 33	61 x 39	58 x 40
Opsiyonel Lens Görüş Alanı (Y x D)°	70 x 56	70 x 70	58 x 48	44 x 27	43 x 29
Kamera Gecikmesi	-	-	-	-	-
Maksimum Menzil	35 m	25 m	22 m	15 m	10 m

ÖZGEÇMİŞ

Kimlik Bilgileri

Adı Soyadı : Çağrı AKALIN

Doğum Yeri : Ankara

Medeni Hali : Bekar

E-posta : cagri.akalin@hacettepe.edu.tr

Adresi : Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

Eğitim

Lise : Nermin Mehmet Çekiç Anadolu Lisesi, Ankara (2003-2007)

Lisans : Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Eskişehir (2007-2012)

Yüksek Lisans : ---

Doktora : ---

Yabancı Dil ve Düzeyi

İngilizce : İleri

İş Deneyimi

2013 – 2016 Gds Mühendislik

2016 – ... Meteksan Savunma

Deneyim Alanları

Sinyal işleme, robotik, gömülü sistemler

Tezden Üretilmiş Projeler ve Bütçesi

Tezden Üretilmiş Yayınlar

“MR (Manyetoreolojik) Sönümlendiricinin Dinamik Testleri ve Yarı Etkin Diz Protezlerinde Tepki Karakteristiğinin İncelenmesi” IEEE 25. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, (IEEE SIU), 2017

“VELOCITY-FORCE TESTS for MR (MAGNETORHEOLOGICAL) DAMPER and CURRENT DRIVER of MR BASED KNEE PROSTHESIS” International Society for Prosthetics and Orthotics, (ISPO), 2017

Tezden Üretilmiş Teblig ve/veya Poster Sunumu ile Katıldığı Toplantılar



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK VE ELEKTRONİK ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI'NA

Tarih: 29/01/2018

Tez Başlığı / Konusu: MANYETOREOLOJİK (MR) SİLİNDİRLİ YARI ETKİN DİZ EKLEMİ ORTEZİ TASARIMI

Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın a) Kapak sayfası, b) Giriş, c) Ana bölümler d) Sonuç kısımlarından oluşan toplam 120 sayfalık kısmına ilişkin, 29/01/2018 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından *Turnitin* adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 5 'dir.

Uygulanan filtrelemeler:

- 1- Kaynakça hariç
- 2- Alıntılar hariç/dâhil
- 3- 5 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Çalışması Orjinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Uygulama Esasları'nı inceledim ve bu Uygulama Esasları'nda belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Gereğini saygılarımla arz ederim.

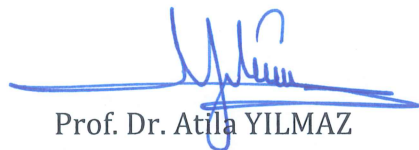
Tarih ve İmza

Adı Soyadı: Çağrı AKALIN
Öğrenci No: N12224789
Anabilim Dalı: Elektrik ve Elektronik Mühendisliği
Programı: Elektrik ve Elektronik Mühendisliği – Yüksek Lisans
Statüsü: Y.Lisans Doktora Bütünleşik Dr.

29.01.2018
CA

DANIŞMAN ONAYI

UYGUNDUR.



Prof. Dr. Atilla YILMAZ

(Unvan, Ad Soyad, İmza)