

**MANYETOREOLOJİK (MR) SÖNÜMLENDİRİCİLİ DİZ
EKLEMİ TASARIMI VE ANALİZİ**

**DESIGN AND ANALYSIS OF A KNEE PROSTHESIS
WITH (MR) MAGNETORHEOLOGICAL DAMPER**

TUNA ORHANLI

PROF. DR. ATİLA YILMAZ

Tez Danışmanı

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı için Öngördüğü

DOKTORA TEZİ olarak hazırlanmıştır.

2020

*Pelinime ve
canım oğlum Aras Ege'ye...*

ÖZET

MANYETOREOLOJİK (MR) SÖNÜMLENDİRİCİLİ DİZ EKLEMİ TASARIMI VE ANALİZİ

Tuna ORHANLI

Doktora, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Atila YILMAZ

Ağustos 2020, 151 sayfa

Bu tez kapsamında, diz üstünden bacağına kaybetmiş kişilere doğal hareket kabiliyetlerini geri kazandırmak amacıyla çevresel koşullara ve kullanıcının isteklerine uyum gösterebilecek elektronik denetimli, yarı etkin, diz üstü protez tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarımı gerçekleştirilen protez, içerisinde eyleyici olarak manyetoreolojik sönmülendirici içermektedir. Akım ile denetlenebilen bu sönmülendirici, kısa tepki süresi sayesinde sürekli zamanlı denetime uygunluk sağlamaktadır. Kullanıcının kalçasından yürüyüş süresince üretilen torkun uygun değerlere sönmülendirilmesi doğal diz hareketine yakın bir hareketin elde edilmesine imkân vermektedir. Denetimin gerçekleştirilebilmesi için ilk şart yürüyüşün ve sönmülendiricinin davranışının kuramsal modelinin elde edilmesidir. Sonraki aşamada ise elde edilen modeller ve denetim bloğu benzetim ortamına taşınarak, başarımlar ölçüm çalışmaları yürütülmektedir.

Kuramsal model oluşturulurken kinematik davranış ve kinetik davranış ayrı ayrı incelenmektedir. Yürüyüşün tam kinematik analizi yapılırken bacak ve ayak, üç eklemli ve üç bağlantılı bir yapı olarak alınmış, ileri kinematik, ters kinematik, hız kinematiği ve yörünge üretimi konuları ele alınmıştır. Kinetik davranış ise yürüyüş süresince bacağın ve ayağın yer düzlemi ile olan ilişkisinden türetilen dinamik denklemlerin çözümlenmesi

ile belirlenmektedir. Elde edilen diferansiyel denklemler sayesinde hareketin kinematik değişkenleri (yer değiştirme, hız ve ivme) ile dinamik (kuvvetler ve torklar) değişkenleri arasında bağ kurulmaktadır. Hem kinetik hem kinematik davranışlar incelenirken elde edilen analitik modellerin başarımları benzetim ortamında gerçek yürüyüşten elde edilen kinetik ve kinematik ölçümler ile belirlenmiştir.

Sonraki aşamada ise elde edilen kuramsal model benzetim ortamına taşınmıştır ve girdi-çıkıtı ilişkileri kurularak istenilen hareket türlerinin denetimi model üzerinden gerçekleştirilmiştir. Gerçek yürüyüş verileri kullanılarak doğrulanmış kuramsal modeller, kapalı döngü denetleme yapısında ele alınmıştır ve sonuçları irdelenmiştir. Bulunan diferansiyel eşitliklerin protezli yürüyüşü ne ölçüde ifade edebileceği ve denetlenebilirliği bu bölümde yapılan çözümler sonucunda türetilmiştir. Bulunan sonuçlar özellikle sarkaç modeli ile ortaya çıkan duruş fazı hatalarının ters sarkaç modeli ile düzeltilebileceğini göstermektedir. Yürüyüşün salınım ve duruş evresinde ikili sarkaç modelinin ortak olarak kullanılmasıyla ortaya çıkan ve raporlanan denetim problemlerine duruş evresinde ters sarkaç yönteminin önerilmesi ile önemli bir iyileştirme gerçekleştirilmiştir.

Gömülü sistem üzerinde yapılan denetimde ise benzetim ortamından elde edilen denetim parametreleri ile mikrodenetleyici üzerinde koşulan bir sürekli zamanlı denetim algoritması, sönümlendiriciyi süren akım sürücü devreyi yönlendirmekte, ölçülen ve kestirilen hedef harekete göre eklemde değişken bir tork üretilmektedir. Ölçülen diz açısı ile referans diz açısı arasındaki farka göre denetleyici, sönümlendiricinin sertlik seviyesini gerçek zamanlı olarak ayarlamaktadır. Bu uygulamanın en önemli beklentilerinden biri referans diz açısının sisteme uygun bir biçimde verilebilmesidir. Bu amaçla protezde mevcut olan atalet sensörleri üzerinden diz açısı kestirimi yapılmıştır. Yapılan deneyler ve çözümler ışığında, manyetoreolojik sönümlendiricinin sürekli zamanlı denetime uygunluğu tespit edilmiş ve sonuçlar raporlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Manyetoreolojik sönümlendirici, yürüyüşün modellenmesi, sürekli zamanlı denetim, yarı etkin diz eklemi, dizüstü protez.

ABSTRACT

DESIGN AND ANALYSIS OF A KNEE PROSTHESIS WITH (MR) MAGNETORHEOLOGICAL DAMPER

Tuna ORHANLI

Doctor of Philosophy, Department of Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Atila YILMAZ

August 2020, 151 pages

In this thesis, an electronically controlled, semi-active, above-knee prosthesis, which can adapt to environmental conditions, has been designed to restore natural mobility to people who have lost their legs above the knee. The prosthesis designed in this study contains magnetorheological damper as an actuator. Due to its short response time, this damper, which can be controlled by a current, is found suitable for continuous time control. The damping control of the torque produced during the gait from the user's hip provides a movement close to the natural knee motion. The first condition for successful control is to obtain the theoretical models of the gait and damper dynamic behaviour. Then the performance analysis of measurement phase are carried out by utilizing the obtained models and control block into the simulation environment.

Kinematic and kinetic behavior were examined separately during the derivation of theoretical model. For the kinematic analysis of the gait, a leg and foot were regarded as a robot manipulator with three revolute joints and three prismatic joints. Forward and inverse kinematics, velocity kinematics and trajectory generation topics were discussed

on the manipulator frame. The kinetic behavior is determined by the analysis of dynamic equations derived from the relationship of the leg and foot with the ground plane during walking. Differential equations establish a link between the kinematic (displacement, velocity and acceleration) and dynamic (forces and torques) variables of gait. The performances of analytical models were examined in a simulation environment by using kinetic and kinematic measurements obtained from natural gait trials.

The theoretical model obtained from the priori stage was evaluated in the simulation environment considering the input-output relations and the control of desired gait scenarios. Theoretical models, validated using real gait measurements, are examined in the closed loop control structure and the results are observed. This part provides the analysis giving an idea about which extent the differential equations can express prosthetic gait and their controllability. Given results presented that stance phase errors introduced by the double pendulum can be corrected by the inverse double pendulum model. Therefore, an important improvement has been presented by proposing inverse pendulum model to the control problems when both swing and stance phases of the gait were used in the unified model.

In the control stage carried out on the embedded system, control parameters obtained from the simulation environment via the continuous-time control algorithm that adjusts the current driving the damper, and a variable torque are generated for the knee joint according to the measured and estimated kinematic variables. Based on the difference between the measured knee angle and the reference knee angle, the controller adjusts the stiffness level of the damper in real time. One of the most important expectations of the application is to give a proper reference knee angle according to the gait phases. Based on this purpose, knee angle was estimated by using inertial sensors attached onto the prosthesis. Under the light of the results of experiments and analyzes conducted, the suitability of the magnetorheological damper for continuous time control has been verified and the results are reported.

Keywords: Magnetorheological damper, modelling of the gait, continuous time control, semi-active knee joint, above-knee prosthesis.

TEŞEKKÜR

Akademik hayatım boyunca, tüm değerli bilgilerini benimle paylaşan, kullandığı her kelimenin hayatıma kattığı önemini asla unutmayacağım, birlikte çalışmaktan onur duyduğum, saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Atila YILMAZ'a, çalışmalarım boyunca benden bir an olsun desteğini esirgemeyen güzel kalpli, sevgili eşim Pelin ORHANLI'ya ve tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve hayatımın her evresinde bana destek olan ailelerimize sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmalarım süresince verdiği desteklerden dolayı Kaan YAVUZARSLAN, Eren GÜRTAŐ, Eren GEÇER, Göksel SÖZERİ ve Rıdvan CENNET'e ayrıca teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. MANYETOREOLOJİK (MR) ve PNÖMATİK SÖNÜMLENDİRİCİLİ DİZ EKLEMİ PROTOTİP TASARIMLARI	9
2.1. Yarı Etkin Elektronik Kontrollü Diz Eklemi	9
2.1.1. Mikroişlemci	11
2.1.2. Mikrodenetleyici	11
2.1.3. Ataletsel Duyarga Sistemi	12
2.1.4. Kablosuz İletişim Modülü	14
2.1.5. Şarj Ünitesi ve Pil	16
2.2. Yarı Etkin Pnömatik Silindirli Elektronik Kontrollü Diz Eklemi	16
2.2.1. Adım Motoru, Pnömatik Sönümlendirici	17
2.2.2. Pnömatik Sönümlendirici	17
2.2.3. Elektronik Denetleyici Kartı	18
2.2.4. Pnömatik Silindirli Diz Eklemi Yazılımı	20
2.3. Yarı Etkin Manyetoreolojik Silindirli Elektronik Kontrollü Diz Eklemi	21
2.3.1. MR Sönümlendirici ve Sabit Akım Kaynağı	22
2.4. Hareket Ölçüm Sistemi	23
3. İNSAN YÜRÜYÜŞÜNÜN TAM KİNEMATİK ANALİZİ VE BENZETİM ÇALIŞMALARI	26
3.1. İnsan Yürüyüşünün Tanımlanması ve Yürüyüşünün Biyomekanik Analizi	26
3.1.1. Anatomik Düzlemler	27

3.1.2. İki Ayaklı Yürüyüşün İncelenmesi.....	27
3.2. Üç Dönel Eklemlili İnsan Bacağı Modelinin Tam Kinematik Analizi.....	29
3.2.1. İleri Kinematik Kuramsal Analiz.....	30
3.2.2. İleri Kinematik Analiz Benzetimi	31
3.2.3. Ters Kinematik Kuramsal Analiz	32
3.2.4. Ters Kinematik Analiz Benzetimi.....	33
3.2.5. Nümerik Çözüm Benzetimi.....	34
3.2.6. Kapalı Çözüm Üzerinden Ters Kinematik Analiz.....	35
3.2.7. Kinematik Analiz - Hız Kinematiğı	36
3.2.8. Kinematik Yörünge Üretimi.....	38
3.2.9. Performans Çözümleme Çalışmaları	40
4. SARKAÇ VE TERS SARKAÇ MODELLERİNİ KULLANARAK YÜRÜYÜŞÜN DİNAMİK DENKLEMLERİNİN TÜRETİLMESİ.....	50
4.1. İkili Sarkaç ve İkili Ters Sarkaç	50
4.2. İnsan Yürüşü ve Evreleri.....	53
4.3. Sarkaç ve Ters Sarkaç Modellerinin Gerçek Yürüyüş Verileri ile İncelenmesi	55
4.3.1. İkili Ters Sarkaçın Gerçek Yürüyüş Verileri ile İncelenmesi	56
4.3.2. İkili Düz Sarkaçın Gerçek Yürüyüş Verileri ile İncelenmesi	57
4.4. Duruş Fazı Dinamiğı (İkili Ters Sarkaç Modeli).....	59
4.4.1. Euler – Lagrange Denklemleri ile Dinamik Denklemlerin Türetilmesi.....	59
4.4.2. Newton – Euler Denklemleri ile Dinamik Denklemlerin Türetilmesi	64
4.4.3. İleri Dinamik Benzetimi.....	68
4.4.4. Ters Dinamik Benzetimi	73
4.5. Salınım Fazı Dinamiğı (İkili Düz Sarkaç Modeli).....	78
4.5.1. Euler – Lagrange Denklemleri ile Dinamik Denklemlerin Türetilmesi.....	78
4.5.2. İleri Dinamik Benzetimi.....	81
4.5.3. Ters Dinamik Benzetimi	82
5. ÖNERİLEN YÜRÜYÜŞ MODELİNİN BENZETİM ORTAMINDA BAŞARIMININ İNCELENMESİ.....	87

5.1. Sürekli Zamanlı Denetim.....	88
5.1.1. PID Denetleyici	88
5.1.2. Yürüyüş Modeli.....	90
5.1.3. Eyleyici Modeli.....	94
5.2. Benzetim Sonuçları – Duruş Evresi.....	98
5.2.1. Duruş Evresi - PID Denetim – Eyleyici Yok	99
5.2.2. Duruş Evresi - PID Denetim – Eyleyici Var	103
5.3. Benzetim Sonuçları – Salınım Evresi	107
5.3.1. Salınım Evresi - PID Denetim – Eyleyici Yok.....	108
5.3.2. Salınım Evresi - PID Denetim – Eyleyici Var	111
5.4. Sonuçlar.....	115
6. SÜREKLİ ZAMANLI DENETİM VE GERÇEK ZAMANLI PERFORMANS ÇÖZÜMLEME ÇALIŞMALARI	117
6.1. Giriş 117	
6.2. Düşük Geçiren Sayısal Filtre Tasarımı	119
6.3. Çoklu Doğrusal Kestirim ile Diz açısı Kestirimi.....	121
6.3.1. Duruş ve Salınım Evrelerinde Çoklu Doğrusal Regresyon	122
6.3.2. Kestirimin Performansının Yürüyüş Deneyleri ile Ölçülmesi.....	128
6.4. Sürekli Zamanlı Oransal-Türev Alıcı-İntegral Alıcı Denetim	130
6.4.1. Manyetoreolojik (MR) Sönümlendirici (Eyleyici).....	131
6.4.2. Gömülü Sistem Üzerinde Sürekli Zamanlı Denetim.....	131
6.5. Sonuçlar.....	140
7. SONUÇLAR ve TARTIŞMA	142
8. KAYNAKLAR	144
EKLER.....	150
EK 1 - Tezden Türetilmiş Yayınlar	150
EK 2 - Tezden Türetilmiş Bildiriler.....	150
ÖZGEÇMİŞ	151

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Manyetoreolojik (MR) silindirli protez diz eklemine (a) karşıdan görünümü (b) elektronik denetim kartı (c) yandan görünümü (soket hariç).....	10
Şekil 2.2. MPU6050 duyarga grubunu barındıran devre modülü.....	13
Şekil 2.3. HC-05 Bluetooth devre modülü.....	15
Şekil 2.4. Pnömatik sönümlendiricinin iç yapısı [4].....	17
Şekil 2.5. Pnömatik silindirli yarı etkin diz eklemi devre bağlantı şeması.....	18
Şekil 2.6. (a) Baskı devre çizimi (b) devrenin basılmış hali (dizgisiz) (c) devrenin son hali.....	19
Şekil 2.7. Protez diz eklemi sonlu durum diyagramı [4].....	20
Şekil 2.8. Pnömatik sönümlendiricili diz eklemine katı model çizimlerinin çeşitli açılardan gösterimleri.....	21
Şekil 2.9. MR sönümlendirici, a) iç yapısı b) MR sıvının boşluklardan geçişi [62].....	22
Şekil 2.10. Manyetoreolojik sönümlendiricili diz eklemine katı model çizimlerinin çeşitli açılardan gösterimleri.....	23
Şekil 2.11. Filtreleme işlemleri ve işaretçilerin merkezlerinin bulunabilmesi için gereken morfolojik sinyal işleme teknikleri – (a) Orijinal (b) maskelenmiş (c) siyah-beyaz (d) işaretçilerin tespit edildiği, görüntü [4, 12, 28].....	25
Şekil 3.1. (a) Anatomik düzlemler (b) Düzlemlerin üç boyutlu izdüşüm gösterimi [29].....	27
Şekil 3.2. İki ayaklı yürüyüşün bir çevrimi [30].....	28
Şekil 3.3. (a) Normal yürüyüş çevrimi (b) Avasküler Nekroz Durumu (c) Osteoartrit durumu evre uzunlukları [30].....	29
Şekil 3.4. Temel alınan bacak modelinin üç farklı yürüyüş evresindeki durumu [31]....	30
Şekil 3.5. Üç farklı evre için ileri kinematik analiz sonuçları (eksenler cm cinsinden verilmiştir).....	32
Şekil 3.6. (a) Ters kinematik analizde kullanılan bacak modeli (b) kartezyen koordinat sistemine taşıma ve eksen yerleşimleri [34].....	33

Şekil 3.7. (a) İleri kinematik analiz çıktısı (b) ters kinematik çıktısı (eksenler cm cinsinden verilmiştir).....	36
Şekil 3.8. Üç farklı evre için ayakucunun x, y ve z eksen pozisyonu.....	39
Şekil 3.9. (a) Kalça eklemi açısı (b) diz eklemi açısı (c) ayak bileği açısı.....	40
Şekil 4.1. 1, 2 ve 3 numaralı evreler sırasıyla; topuk vuruş evresi, başparmak kalkış evresi ve topuk vuruş evresi [22].....	51
Şekil 4.2. Duruş fazında ters sarkaç, salınım fazında sarkaç modeli [24].....	52
Şekil 4.3. (a) Diz açısı ve diz torku (b) bacak açısı ve ayak bileği torku.....	55
Şekil 4.4. Topuk vuruş evresi (sol) ve baş parmak kalkış evresi (sağ).....	56
Şekil 4.5. Salınım esneme (sol) ve salınım uzama evresi (sağ).....	58
Şekil 4.6. Kullanılan bacak modeli ve ilgili değişkenler.....	60
Şekil 4.7. (a) İki bağlantılı ve iki eklemli bacak modeli ve ilgili değişkenler (b) bacağın yanal düzlemden görünüşü [5] (c) diz açısının gösterimi.....	68
Şekil 5.1. Diz üstü protezin sürekli zamanlı denetiminin blok diyagramı.....	87
Şekil 5.2. PID denetleyici blok diyagramı.....	89
Şekil 5.3. (a) Model parametreleri (b) parametrelerin gösterimi [58].....	96
Şekil 5.4. (a) Bingham modelin histeresiz başarımı (b) kuvvet modelleme başarımı.....	97
Şekil 5.5. Duruş evresi için oluşturulan benzetim modeli (eyleyici modeli yok).....	100
Şekil 5.6. Otomatik PID denetim (a) sistem başarımı (b) sistem başarımı (oturma zamanı) (c) hata (d) hata (oturma zamanı).....	101
Şekil 5.7. El ile ayar PID denetim (eyleyici yok) (a) sistem başarımı (b) hata.....	103
Şekil 5.8. Duruş evresi için oluşturulan benzetim modeli (Eyleyici Modeli Var).....	104
Şekil 6.1. Manyetoreolojik sönümlendiricili yarı etkin diz eklemının sürekli zamanlı denetim blok diyagramı.....	118
Şekil 6.2. Sonlu Dürtü Cevabına sahip Düşük Geçiren Sayısal Filtrenin Genlik ve Faz Cevabı (Mavi Sinyal : Genlik Cevabı, Kırmızı Sinyal : Faz Cevabı).....	120
Şekil 6.3. Ham Veri ve Düşük Geçiren Filtre Çıktısı.....	121
Şekil 6.4. 28 çevrim orijinal diz açısı ve kestirilen diz açısı verisi.....	123

Şekil 6.5. (a) 1-150 örneklem (b) 150-300 örneklem aralığında orijinal ve kestirilen diz açıları.....	124
Şekil 6.6. (a) Test Verisi 1 (b) Test Verisi 2 (c) Test Verisi 3 (d) Test Verisi 4 (e) Test Verisi 5 (f) Test Verisi 6.....	125
Şekil 6.7. (a) Test Verisi 1 (b) Test Verisi 2 (c) Test Verisi 3 (d) Test Verisi 4.....	127
Şekil 6.8. (a) Test Verisi 1 (b) Test Verisi 2 (c) Test Verisi 3 (d) Test Verisi 4.....	128
Şekil 6.9. 2.5 km/saat hızda ölçülen ve kestirilen diz açısı.....	129
Şekil 6.10. 1 – 300 arası veriler, kök ortalama kare hata = 9.1248.....	130
Şekil 6.11. 2 km/saat kestirilen ve ölçülen diz açısı.....	132

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Kullanılan işlemci ve işlemcinin bazı teknik özellikleri.....	11
Çizelge 2.2. Kullanılan mikrodenetleyici ve denetleyicinin bazı teknik özellikleri.....	12
Çizelge 2.3. MPU6050 duyargası teknik özellikleri.....	14
Çizelge 2.4. HC-05 Bluetooth modülü teknik özellikleri.....	16
Çizelge 3.1. Eklem açısı limitleri [35].....	41
Çizelge 3.2. Deneklerin özellikleri.....	45
Çizelge 3.3. On farklı denek için üç farklı yürüyüş zemininde kalça, diz ve ayak bileği.....	49
Çizelge 4.1. İkili ters sarkaç ilgili parametreler.....	75
Çizelge 4.2. İkili düz sarkaç ilgili parametreler.....	83
Çizelge 5.1. PID denetimde parametrelerin denetime olan etkisi.....	90
Çizelge 5.2. Bağlantıların duruş ve salınım evresindeki değişimi.....	91
Çizelge 5.3. Bağlantıların parametrelerinin duruş ve salınım evresindeki değişimi.....	91
Çizelge 5.4. Parametrelerin optimizasyon sonucu bulunan değerleri [57].....	95
Çizelge 5.5. Benzetim içerisine gömülen gerçek yürüyüş kinematik parametreleri.....	98
Çizelge 6.1. Duruş Evresi ve Salınım Evresi için bulunan katsayılar vektörü.....	126

1. GİRİŞ

Protezler eksik uzvun doğal işlevini mümkün olduğunca yerine getirmek ve estetiksel olarak eksik görünümü gidermek için tasarlanan yapılardır. Vasküler hastalıkların ve travmatik yaralanmaların artmasıyla beraber alt ekstremitte amputasyonlarının da sayısı gün geçtikçe artmaktadır. Ampütenin yürüyüş dinamikleri ile uyumlu, rehabilitasyon süreci tamamlanmış protezlerin kullanılmasıyla bu hastaların ailelerine, sosyal ve çalışma ortamlarına yeniden entegre edilmesi sağlanabilmektedir. Alt ekstremitte protezleri, amputasyonun olduğu bölümün vücut içerisindeki yüksekliğine bağlı olarak transtibial (Diz Altı) ve transfemoral (Diz Üstü) olarak ikiye ayrılmaktadır [1].

Çok sayıda üst ekstremitte kaybı yaşamış ampute protez kullanmamaktadır. Bu durumun altında ilk olarak rehabilitasyon sürecinin uzun ve zorlu olması, ikinci olarak ise protezlere ekonomik anlamda erişimin zorluğu vardır. Üst ekstremitte kaybı yaşayanların sadece % 27-56'sının alt ekstremitte kaybı yaşayan amputelerin yaklaşık % 49-95'inin protez kullandığı raporlanmıştır. (Referans verilen kaynak, aralık tanımlamak için çeşitli raporlardan maksimum ve minimum değerler kullanmaktadır) [2].

Diz altı protezler, protez ayak, tüp adaptörü ve diz altı soketten oluşur; diz üstü protez ise protez ayak, tüp adaptörü, diz üstü soket ve protez diz ekleminden oluşur. Geliştirilen protez yapılarının doğru tasarlanması kullanıcı açısından çok önemlidir. Ana amaç, duruş sırasında ve yürüyüş sırasında enerji maliyetini ve yürüyüş asimetrisini en aza indirmek için kullanıcıya yeterli kararlılık, denge ve konfor sağlamaktır [1]. Ayrıca bir diğer önemli tasarım kararı ise en yüksek seviyede güvenliğin kullanıcıya sağlanmasıdır. Protezin her bileşeni, bir araya gelerek doğal bir bacağın son derece karmaşık mekanizmasını taklit etmektedir. Günümüzde malzeme teknolojisindeki ve elektro-mekanik teknolojideki ilerlemelerle birlikte hafif ve son derece işlevsel protezlerin üretimi mümkün hale gelmiştir [1, 2].

Vücudun hareketi ve hareket süresince ortaya çıkan tüm durumlar eklemler, bağlantılar ve kaslar tarafından tanımlanır. Diz eklemi protezi tüm protezlerin içerisinde en karmaşık yapıya sahip olan protezdir. Diz üstü protezler içerisindeki dönel diz eklemi, bacak bağlantısı ve uyluk soketini birbirine bağlamakla görevlidir. Diz üstü protezler işleyişi için enerji kaynağına ihtiyaç duymasına göre etkin, yarı-etkin ve pasif olarak üçer ayrılır. Etkin bir diz eklemi içerisinde, çalışması için harici bir enerji kaynağı, eyleyici ve kontrol yöntemi kullanılırken pasif dizin çalışması tamamen kullanıcıya bağlıdır. Yarı-etkin diz

eklemleri ise etkin ve pasif diz eklemlerinin iyi özelliklerinin birlikte kullanılmasıyla ortaya çıkmıştır. Herhangi bir güç girdi gereksinimi bulunmamakla beraber içerdiği sönümlendirici yapısı sayesinde kullanıcının kalçasından ürettiği tork sönümlendirilmektedir.

Geliştirilen protezlerin duruş evresindeki görevleri ve salınım evresindeki görevleri çok farklıdır. Salınım evresinde kısalan bacak bağlantısı yer zemininden olan açıklığı sağlar. Bu açıklığın uygun ayarlanması, yürüyüş süresince tehlike arz eden tökezleme durumunu ortadan kaldırır. Duruş evresinde ise diz üstü protezden beklenen, mekanik veya elektro-mekanik olarak kilitlenmesi sayesinde hem güvenliğin sağlanması hem de vücudun ağırlığının taşınmasıdır. Bazı diz üstü protezlerde duruş fazındaki bu kilitlenme ağırlığa bağlı olarak otomatik gerçekleşmekte iken bazı pasif protezlerde ağırlığa bağlı kendinden kilitlenme mekanizması vardır. Diz eklemleri genelde akademik çalışmalarda ve ticari ürünlerde iki farklı eksenel mimari ile üretilirler. Bu mimariler monosentrik (tek eksenli) ve polisentrik (çok eksenli) olarak adlandırılmaktadır. Monosentrik dizler menteşe yapısına benzemektedir ve sadece tek ekseninde dönme hareketi gerçekleştirmektedir. En hafif, en az bakım gerektiren ve en uzun süre teknik sıkıntı vermeyen bu yapılar polisentrik mekanizmalara göre işlevsel olarak daha zayıftır. Çok eksenli dört barlı mekanizmalar tek eksenli mekanizmalara göre daha pahalıdır, daha sık bakım gerektirir ama doğal yürüyüşe daha yakın yürüyüşlerin üretilebilmesine imkan vermektedir. Bu dizlerin birden çok dönme eksenine sahiptir ve kendinden kilit mekanizması sayesinde duruş evresinde kilitlenme, salınım evresinde hemen serbest bırakabilme özelliğine sahiptir [2, 3].

Hızla doğru orantılı olarak dönme ekseninde sürtünme kuvveti artan akışkan sönümlendiricili diz eklemleri, hidrolik ve pnömatik olarak ikiye ayrılır. Pnömatik sönümlendiricili eklemler de sıkıştırılan hava hidrolik sistemlerdeki sıvılara (yağ) göre daha kolay sıkıştırılabildiği için daha kolay denetlenebilmektedir. Genelde bu sistemlerde sıkıştırma, vanalar veya valflerin denetlenmesi aracılığı ile gerçekleştirilir. Ayar somunları veya valfleri elektronik olarak denetlenerek kapalı döngü denetim yapıları oluşturulabilir. Pnömatik sistemlerde hidrolik sistemlere göre yastıklama etkisi avantajı bulunmaktadır. Dizin uzaması esnasında bu yastıklama etkisi önemli bir destek unsuru görevi yapar ve metabolik enerji harcama miktarını azaltır. Sıvı veya havanın sıkıştırılması prensibinden farklı olarak son dönemlerde manyetoreolojik sönümlendiricili diz eklemleri de akademik çalışmalarda yaygınlaşmaktadır. Bu

sönümlendiricilerin denetimi görece olarak diğerlerine göre daha kolaydır. Dönme ekseninde oluşturulmak istenen sertlik, sönümlendiriciye uygulanan akım ile sağlanır. Akım uygulandığında anında bir sertlik ortaya çıkar. Bu hızlı tepki süresi denetim uygulamalarında büyük fayda sağlamaktadır. Tam sertlik için çekilen akımın 1-2 Amper arasında olması ve denetiminin büyük bölümünün tam sertlikte olması bu tipte protezlerde güç tüketimini arttırmaktadır. Manyetoreolojik sistemlerin en büyük dezavantajı fazla güç tüketimidir. Yine manyetoreolojik sönümlendiricili diz eklemlerinde pnömomatik sistemlerde olduğu gibi yastıklama etkisi mevcuttur [4].

İnsan yürüyüşü periyodik bir yapıdadır ve bir yürüyüş çevrimi topuğun yere değmesi ile başlar aynı ayağın topuğunun ikinci kez yere değmesi ile son bulur. Bu çevrim kendi içerisinde alt evrelere bölünebilir. Doğal insan yürüyüşü birçok çalışma da en genel olarak iki alt evreye bölünmektedir. Bunlar duruş evresi ve salınım evresidir. Duruş evresinde (tek ayak veya iki ayak birden) ayak zemine değmektedir ve duruş evresi toplam yürüyüş çevriminin % 60'ını oluşturmaktadır. Salınım evresi ise duruş evresinin bitmesi ile başlar ve başlangıç noktası baş parmak kalkış evresidir. Salınım evresi de toplam yürüyüş çevriminin % 40'ını oluşturmaktadır.

Duruş evresi, kendi içerisinde beş evreye kadar, salınım evresi ise kendi içerisinde üç evreye kadar bölünebilmektedir. Duruş evresinde ayak yer ile temas halindeyken, salınım evresinde aynı ayağın yer ile teması hiç kalmamıştır. Sağ veya sol bacak arasında yürüyüş hareketinde yaklaşık yarım çevrimlik fark bulunmaktadır. Eğer yürüyüş içerisinde patolojik bir durum yok ise iki bacak arasında tam bir simetri olması beklenir [5, 6]. Yürüyüş evrelerinin doğru tanımlanması ve tespit edilen evrelere göre protezlerin kendilerini uyumlandırabilmesi tasarımlardan beklenen temel koşullardandır. Örneğin ticari bir ürün olan C-Leg® (OttoBock; Duderstadt, Germany), gerinimölçerler ve çeşitli duyargalar kullanarak yürüyüşten birtakım kinematik parametreler türetir [7]. Protez denetim yordamı ise bu kinematik parametreleri kullanarak ampüteye rahat ve konforlu bir yürüyüş imkanı sunmaktadır. Denetim yordamının temel girdi parametrelerinin başında kinematik ölçümler kullanılarak tespit edilmiş yürüyüş evreleri bulunmaktadır [8].

Yürüyüşün kinematik parametrelerinin elde edilmesinde ve bu parametrelerden çeşitli yürüyüş nitel değerlerinin tespit edilmesinde sıklıkla kullanılan duyargaların başında, gerinim ölçerler, ayak anahtarları (foot switches), kuvvete duyarlı dirençler,

gonyometreler, ivmeölçerler ve jiroskoplar gelmektedir [9, 10]. Ayrıca son yıllarda elektromiyografi verileri de kullanılarak yürüyüş evrelerinin başarı ile tespit edildiği çalışmalar da artmaktadır [11]. Bu duyarga kombinasyonları sadece duruş ve salınım evresinin ayırt edilmesinde de alt evrelerin tespit edilmesinde de kullanılabilir [12]. Örneğin Ng ve Chizeck kalça, diz eklemi ve ayak bileğine yerleştirdiği gonyometreler ile veriler toplamaktadır ve bu verileri bulanık model sınıflandırma algoritması ile işlemektedir. İşlem sonucunda bir yürüyüş çevrimi beş farklı evreye bölünebilmektedir [13].

Akademik kaynaklara yürüyüş evrelerinin tespiti konusunda öncülük eden çalışma, az sayıda duyarga ile yüksek doğruluğa sahip tespit yöntemi geliştiren Pappas tarafından 2001 yılında ortaya konmuştur. Ayak tabanına yerleştirilen üç adet kuvvete duyarlı direnç (FSR-Force Sensitive Resistor) ve bacağa yerleştirilen açısal hız ölçen bir adet jiroskop ile dört yürüyüş evresi % 99 üzeri doğrulukla tespit edilmiş ve sonuçlar farklı denekler için rapor edilmiştir. Ayrıca çalışma sadece sonuçlarını düz zemin yürüyüşü için değil farklı türde düzensiz zeminler için de vermektedir. Aynı başarımlar yüzdeleri hem düzensiz zeminler de hem de yokuş aşağı ve yukarı yürüyüşlerde de yakalanmıştır [9].

Bir diğer evre tespit çalışmasında ise evreler diz eklemi protezinin denetiminde kullanılmak üzere sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırma bacağa yerleştirilen bir jiroskoptan gelen verinin gerçek zamanlı olarak işlenmesi ile yapılmaktadır. Sonuçlar yine hem düz zemin için hem de rampa yürüyüşleri için verilmektedir. Ayrıca hem sağlıklı denekler ile hem de amputeler ile başarımlar testleri yürütülmüştür. Birçok aktivitede iki evrenin tespiti % 100 'e yakın başarımlar ve ± 50 milisaniye bir gecikme eşliğinde sağlanmıştır [8].

İki ayaklı yürüyüşün dinamik olarak modellenmesi sıklıkla üzerinde çalışılan bir konudur [14, 15, 16]. Yürüyüşün duruş fazının ters sarkaç modeli ile ifade edilerek dinamik denklemlerinin türetilmesi 1976 yılında Alexander tarafından ortaya konulmuştur ve bu çalışma pasif dinamik yürüyüş konusunun temelini oluşturmaktadır [17]. Daha sonra sarkaç modelleri geliştirilerek farklı serbestlik dereceleri modellere eklenerek başarımlar artırılmıştır [18]. Sarkaç modellerinin yürüyüş çalışmalarında kullanılmasının bir farklı yönü de iki ayaklı yürüyüş örüntülerinin üretilebilmesidir. Bu amaçla yapılan mevcut çalışmalar ile üretilen örüntülerin başarımları donanımlar üzerinde ortaya konmuştur [19, 20]. Bu tez kapsamında ise ilk olarak duruş evresinde bulunan iki serbestlik dereceli

bir bacak modelinin hareketi ters sarkaç modeli ile benzeştirilerek dinamik denklemler ortaya konulmuştur. Daha sonra ise yürüyüşün salınım evresinde alt ekstremitenin hareketi ikili düz sarkaç modeli ile incelenmiştir. Sistemin dinamik denklemlerin bulunması için Euler-Lagrange yöntemi kullanılmaktadır [21]. Sarkaç modeli ile yürüyüşün salınım evresinde bacağın hareketinin modellenmesi yine literatürde sıklıkla karşılaşılan yöntemlerden biridir [22]. Ancak bu yöntemin kendi içerisinde bazı kabulleri ve eksiklikleri bulunmaktadır. Örneğin, kaynaklarda kullanılan modellerin bir çoğu düzlemsel olarak oluşturulmaktadır ve dolayısıyla üçüncü boyutta ortaya çıkan sağa sola sallanma hareketini ihmal etmektedir [23]. Sıklıkla kullanılan bu ihmaller ve kabuller aşağıda listelenmiştir.

- Yürüyüş sadece düzlemsel (planar) olarak gerçekleşmektedir.
- Kalça eklemi civarında olan ağırlık merkezinin yer değiştirmesi her iki ekseninde de sıfır olarak alınmaktadır.
- Yürüyüşün % 11.4 'lük bir bölümünü simgeleyen iki ayak destek fazı bu model içerisinde bulunmamaktadır.
- Bağlantıların boylarının hareket boyunca değişmediği kabul edilmiştir [24].

Sarkaç ve ters sarkaç hareketinin birleşimi ile yürüyüşün modellenmesi fikri hareketin yapay olarak üretilmesi için yeterli olsa da gerçek yürüyüş ile ilgili bazı sorulara cevap verememektedir. Bu amaçla yapılan çalışmalar gerçek zamanlı yürüyüş hareketi üretilmesinden ziyade sentetik olarak yazılım ortamında hareketin üretilmesi içindir.

Diz üstü protezlerin denetimi aktif olarak üzerinde çalışılan bir konudur ve gelişen mikrodenetleyici teknolojisiyle beraber çalışmalar hız kazanmaktadır. Genel çerçevede denetim problemi olay (state-based) tabanlı ve sürekli zamanlı olarak ikiye ayrılmaktadır. Olay tabanlı denetim, başarıyı yüksek sonuçlar verebilmesine karşın dizin doğal denetim mekanizmasını tam ifade edememektedir. Sürekli zamanlı denetim ise uygulanmasının zorluğuna karşın gerçek diz eklemının davranışını daha iyi betimlemektedir. Diz eklemının yürüyüş süresince gerçekleştirdiği hareket doğrusal olmayan yapıdadır ve elde edilen diferansiyel denklemler oldukça (tightly coupled) bağışımıdır. Bu nedenle denetlenecek modelin yapısının yüksek doğrulukla belirlenmesi gerekmektedir. Yarı etkin diz protezlerinde, diz eklemının görevi tork girdisini uygun diz açısına çevirmektir. Bu amaçla girdisi tork çıktısı diz açısı olan diferansiyel eşitlikler tez çalışmaları süresince

yürüyüşün hem salınım hem duruş evresi için elde edilmektedir. Elde edilen bu model referans diz açısını takip edecek şekilde önce benzetim ortamında sonra ise gerçek zamanlı olarak gömülü sistem üzerinde gerçekleştirilmektedir.

Elektronik diz eklemlerinde hem akademik çalışmalarda hem de ticari ürünlerde denetim yöntemi olarak sıklıkla “Sonlu Durum Denetim” tercih edilmektedir [25]. Tetikleyici olaylar ve bu tetikleyici olayların sonucunda geçilen olaylar kural tabanlı bir yapı içerisinde tanımlanmakta ve bu çerçevede algoritmalar geliştirilmektedir. Bir çok protez donanımında kullanılan olay tabanlı denetim yapısı esasında farklı evrelere sönümlendirici içerisinde farklı sertlik seviyelerinin atanmasıdır. Evre geçişlerinin tespit edilmesi ve bu tespitten sonra sertlik seviyelerinin ayarlanması yürüyüşün doğal yapısına uymamaktadır. Doğal insan yürüyüşü süresince gerçek diz eklemi sadece tanımlı evrelerin içinde değil yürüyüşün her anında aktif görev yapmaktadır. Her anda aktif görev yapma gereksinimi denetim yöntemini olay tabanlı metotlardan sürekli zamanlı metotlara kaydırmaktadır. Bu gereksinimler ışığında bazı sürekli zamanlı denetim yöntemleri protez, ortez alanında çalışılmış ve ilgili çalışmaların başarımları incelenmiştir. 2009 yılında Torke tarafından yapılan çalışma yüksek fiyatlı mikrodenetleyicili diz eklemlerine uygun fiyatlı bir alternatif oluşturmak niyetiyle yapılmıştır ve sürekli zamanlı denetimin önerildiği çalışmalardan biridir. Geliştirilen eklem yürüyüşün hızını ve maksimum kalça bükülme açısını referans alarak kapalı döngü bir denetim algoritması koşturur. İlgili çalışmada tasarlanan protez, duruş evresinde ağırlık tetiklemeli fren mekanizması ile kendiliğinden denetlenmektedir. Önerilen sürekli zamanlı denetim yapısı sadece salınım evresinin performansını artırmaya yöneliktir. Çalışmanın raporlanan zayıf tarafı ise tasarlanan sistemin yürüyüşün artan hızında performansının düşmesi hatta yürüyüşün limit en yüksek hızında sistemin doğru çalışmadığıdır [26].

2018 yılında Quintero ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada ise sürekli zamanlı denetim yapısı etkin bir diz ekleminde uygulanmıştır. İlgili çalışma içerisinde ilk olarak olay tabanlı denetimin zayıflıkları vurgulanmakta ardından önerilen sistemin başarımları incelenmektedir. Yapılan yürüyüş denemelerinde etkin protezli yürüyüşün hız aralığı 0.67 ve 1.21 m/s aralığında tutulmuşur ve düzlem eğimi olarak -2.5 ve +9.0 derece seçilmiştir. Çalışmada paylaşılan denetim yapısı incelendiğinde bu tez kapsamında önerilen yöntemler ile benzerlikler göze çarpmaktadır. Kapalı döngü denetim, referans verisi olarak uyluk açısından türetilen bir parametreyi almaktadır ve denetim parametresi olarak sürekli zamanlı yapı içerisinde diz torkunu ayarlamaktadır [27].

Bu tez kapsamında yapılan çalışmaları diğer çalışmalardan ayıran en önemli özellik, sürekli zamanlı denetimin manyetoreolojik sönümlendiricili yarı etkin bir diz protezinde uygulanmasıdır. Bu denetim yönteminin uygulanabilmesi için yürüyüşün çok kapsamlı bir şekilde ele alınıp hem kinematik hem dinamik olarak özümlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla tezin ikinci bölümünde geliştirilen protez (pnömatik ve manyetoreolojik sönümlendiricili) donanımları hakkında bilgi verilmekte üçüncü bölümde ise insan yürüyüşünün kinematik analizi yapılmaktadır. Kurulan kinematik modelin eşitliklerinin türetilmesi aşamasında robot manipülatörlerin kinematiğinde kullanılan yöntemlerden faydalanılmıştır. Ayak bileği eklemine de içeren üç bağlantılı ve üç dönel eklemli bacak modelinin İleri Kinematik, Ters Kinematik ve Hız Kinematiği matematiksel olarak ortaya konulmuş ve bulunan eşitlikler benzetimler ile sınanmıştır. Gerçek deneklerden toplanan veriler kinematik eşitliklere girdi olarak verilmiştir ve çıktılar gerçek yürüyüş kinematik ölçümleri ile kıyaslanmıştır. Düz zemin üzerinde, yokuş yukarı olarak ve yokuş aşağı olarak üç tip senaryo ile elde edilen kinematik modeller sınanmıştır. Bu başarım denemelerinde on farklı deneğin farklı hızlardaki yürüyüşlerinden elde edilen kinematik sonuçlar kullanılmaktadır ve tüm sonuçlar ilgili bölüm içerisinde raporlanmıştır.

Tezin dördüncü bölümünde ise uyluk, bacak ve ayağın yürüyüşün salınım evresinde gerçekleştirdiği hareketin iki bağlantılı bir düz sarkacın gerçekleştirdiği hareket ile benzeştirilmesi sonucu elde edilen modelin önce dinamik denklem takımları elde edilmiştir. Daha sonra bu denklem takımlarının ileri ve ters dinamik zmleri gerçek yürüyüş verileri ile analiz edilmiştir. İleri dinamik zm, modele gerçek yürüyüşten alınan kinematik değerlerin verilmesi ile torkların gözlemlenmesi sonucunda türetilmektedir. Ters dinamik zm ise ilk olarak hiç bir tork girişinin olmadığı yer çekimine karşı olan hareket olarak elde edilmiştir. Daha sonra gerçek yürüyüşten alınan tork verileri ile bu analiz yürütülmüştür. Uyluk, bacak ve ayağın yürüyüşün duruş evresinde gerçekleştirdiği hareket ise iki bağlantılı ters sarkacın gerçekleştirdiği hareket ile benzeştirilmiş ve denklemler elde edilmiştir. Salınım fazında yürütülen analizlerin aynıları, aynı sıra ile duruş fazı verileri ile bu modele uygulanmış ve ilgili sonuçlar verilmiştir. İkili sarkaç modeli salınım evresini başarıyla ifade edebilmekte iken duruş evresinde yerin tepki kuvvetinin etkisini ihmal ettiği için gerçek yürüyüş verisine yakın sonuçlar verememektedir. İkili ters sarkaç modelinde ise potansiyel enerji denklemleri türetilirken ayağın zeminde olduğu anda potansiyel enerjinin sıfıra düşmesi, yerin tepki kuvvetini iş yapmayan bir kısıt olarak tanımlama olanağı vermektedir. Bu sayede gerçek

diz torku verisine daha yüksek doğrulukla yaklaşma sağlanmıştır. Bu öneri ile kaynaklarda raporlanan duruş evresi denetimi problemine kısmi bir çözüm sunulmaktadır [28].

Tezin beşinci bölümünde dördüncü bölümde önerilen duruş evresi ve salınım evresi sarkaç modellerinin performansı yazılım ortamında benzetimler ile elde edilmiştir. Elde edilen duruş evresi ve salınım evresi modelleri kapalı döngü denetleme yapısında ele alınmıştır ve sonuçları irdelenmiştir. Çalışmanın ana odağını türetilen yürüyüş modellerinin performanslarının değerlendirilmesi oluşturduğu için farklı denetim yöntemleri bu tez kapsamında ele alınmamaktadır. Elde edilen yürüyüş modelinin performansını ve kullanılan manyetoreolojik (MR) sönümlendirici modelinin denetime uygunluğunu ve etkisini belirlemek ana amaçtır. Gerçek zamanlı sistemde kullanılacak eyleyicinin (manyetoreolojik sönümlendirici) akım-tork ilişkisini ifade eden diferansiyel denklem seti de eyleyici modeli olarak sisteme gömülmüştür. Son olarak elde edilen açısal ivme değerlerinin açısal hız ve açığa dönüştürüldüğü ileri dinamik çözücüsü ile sistem tamamlanmıştır ve uygun oransal-integral-türevsel denetleyici (PID – Proportional-Integral-Derivative) katsayılarını bulmak üzere benzetim çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

Son bölümde ise beşinci bölümde bulunan denetleyici katsayıları kullanılarak denetim gerçekleştirebilmek için geliştirilen denetim yordamı ve gerçek zamanlı test sonuçları verilmektedir. Sonuçlar olay tabanlı denetimin başarımı ile kıyaslanmaktadır. Bu amaçla manyetoreolojik sönümlendiricili yarı etkin diz protezi gömülü sistemine hem iki evreli olay tabanlı denetim yöntemi hem de sürekli zamanlı denetim yöntemi kurulmuştur ve sonuçlar aynı deneyin normal yürüyüş performansına göre kıyaslanmıştır. İlgili sonuçlar, nitel ve nicel değerlendirmeler bölüm sonunda beş denek için verilmektedir.

2. MANYETOREOLOJİK (MR) VE PNÖMATİK SÖNÜMLENDİRİCİLİ DİZ EKLEMİ PROTOTİP TASARIMLARI

Tezin bu bölümünde tasarımı yapılan elektronik kontrollü diz eklemleri ve performans testleri için kullanılan ölçüm sistemi tanıtılmaktadır. İlk olarak diz eklemine bileşenleri hem pnömatik sönümlendiricili protezde hem de manyetoreolojik sönümlendiricili protezde ortak olan donanım elemanları üzerinden anlatılmaktadır. Daha sonra ise iki farklı tipteki diz eklemine farklılaşmayı sağlayan sönümlendirici mekanizmaları üzerinde durulmaktadır. Sönümlendiricilerin çalışma prensipleri anlatıldıktan sonra bu sönümlendiricilerin sürülme yönteminden bahsedilmektedir. Son bölümde ise tez boyunca yapılacak performans çözümlene çalışmalarında kullanılan hareket inceleme sistemi ele alınmaktadır.

2.1. Yarı Etkin Elektronik Kontrollü Diz Eklemi

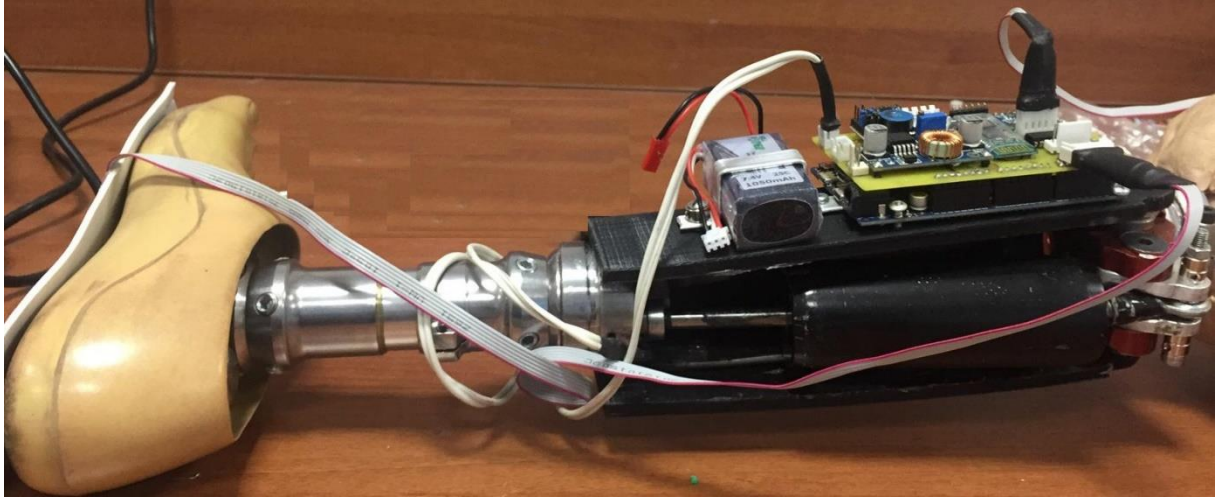
Bu tez kapsamında çalışmalar pnömatik ve manyetoreolojik sönümlendiricili, tek eksenli, frensiz, elektronik denetimli, protez diz eklemi üzerinden gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.1 'de tasarlanan protez yapısı görülmektedir. Şekil 2.1.a 'da soket bağlantısı, protez ayak ve elektronik denetim sistemi ile beraber sistemin tamamının görüntüsü verilmektedir. Şekil 2.1.b 'de elektronik denetleyici devrenin üstten görünümü, Şekil 2.1.c 'de ise tüm sistemin yandan görünümü verilmektedir.



a)



b)



Şekil 2.1. Manyetoreolojik (MR) silindirli protez diz ekleminin (a) karşıdan görünümü (b) elektronik denetim kartı (c) yandan görünümü (soket hariç)

İki protez türünde de ortak olarak bulunan elektronik donanım birimleri aşağıda listelenmektedir,

- Mikroişlemci
- Mikrodenetleyici
- Duyarga Takımı
- Kablosuz Haberleşme Ünitesi
- Şarj Ünitesi ve Pil

Bu parçaların ilgili teknik özellikleri ve çalışma prensipleri sırasıyla ana hatlarıyla sonraki alt başlıklarda verilmektedir.

2.1.1. Mikroişlemci

Mikroişlemci olarak ARM Cortex M3 işlemci mimarisine sahip ATMEL firmasının ürettiği ATSAM3X8E mikroşlemcisi kullanılmaktadır. Bu seçim yapılırken birkaç önemli durum göz önünde bulundurulmuştur. Boşta çekilen akım, evre kestirimi esnasında çekilen akım, düşük güç tüketim modlarının bulunması, yüksek işlem yapabilme gücü ve en önemlisi donanımsal kayan nokta ünitesinin bulunması farklı işlemci aileleri arasından ATSAM3X8E türünü öne çıkartmaktadır. Bu özellikler Microchip Firmasının ürettiği dspic33FJ128GP710 işlemcisi, Texas Instruments'in ürettiği TMS320F2802x Piccolo işlemcisi ve ATMEL in ürettiği ATSAM3X8E arasında değerlendirilmiştir ve fiyat-performans ekseninde karar alınmıştır. Seçilen mikroşlemcinin belirleyici temel önemli özellikleri Çizelge 2.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 2.1. Kullanılan işlemci ve işlemcinin bazı teknik özellikleri



İşlemci Ailesi	ATSAM3X8E
Mimari	Arm Cortex M3
Maksimum Hız (Mhz)	84
Programlama Hafızası (Kb)	512
RAM (Kb)	96
SPI / I ² C Sayısı	4 / 2
A/D Sayısı	16
İç Osilatörler	4,8,12Mhz,32Khz
Pin Sayısı / Giriş Çıkış Sayısı	144 / 103

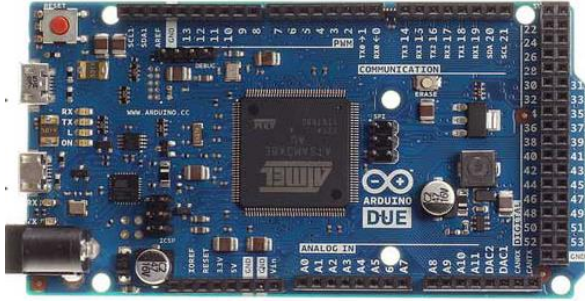
2.1.2. Mikrodenetleyici

Mikroşlemci seçimi tamamlandıktan sonra bir diğer önemli aşama bu mikroşlemciyi barındıran bir mikrodenetleyici seçmektir. Bir çok giriş çıkış ünitesinin eklendiği

mikrodenetleyici aileleri kullanıcıya büyük kolaylıklar sağlamaktadır. RAM, ROM, Program Belleği, Sayıcılar, İletişim Modülü (i2c, UART-USART / Ethernet) , PWM Sinyal Üretici, Programlanabilir I/O portları, Fazladan Salınım Üretici, gibi özellikler düşünüldüğünde ATMEL / Arduino Due mikrodenetleyicisi hem fiyatının uygunluğu hem uygulama kolaylığı hem de performans göz önünde bulundurularak uygun bulunmuştur.

Seçilen mikrodenetleyicinin bazı önemli özellikleri Çizelge 2.2 'de gösterilmektedir.

Çizelge 2.2. Kullanılan Mikrodenetleyici ve Denetleyicinin Bazı Teknik Özellikleri



Çalışma Voltajı	5 / 3.3
İşlemci	ATSAM3X8E
PWM Sayısı	12
Dijital Pin Sayısı	54
Analog Pin Sayısı	12
RAM (Kb)	96
Boyut	102 x 54 mm

2.1.3. Ataletsel Duyarga Sistemi

Protez-ortez cihazlarında elde edilmek istenen yürüyüş evre bilgisi, diz açısı bilgisi, yürüyüşün hızı bilgisi gibi birçok kinematik parametreler ve türetilen parametreler duyurgalar yardımı ile sağlanır. Önceden elektronik kontrollü protez çalışmalarında analog ivmeölçer, jiroskop duyurgalar kullanılmakta iken bu tez kapsamında ivmeölçer ve jiroskop ünitesini içerisinde bulunduran Inverse tarafından üretilen dijital bir ölçüm sistemi kullanılmaktadır. Bu ölçüm sistemi altı kanaldan sayısal veri iletebilmektedir. Üç kanal ivmeölçer (x,y,z eksenleri) ve üç kanal jiroskop verisi (x,y,z eksenleri) kullanılan mikrodenetleyiciye I2C hattı üzerinden gönderilebilmektedir. Şekil 2.2 'de bahsedilen MPU6050 duyarga grubunu barındıran GY-521 devre modülü gösterilmektedir.



Şekil 2.2. MPU6050 duyarga grubunu barındıran devre modülü

Bu modül içinde bir adet MPU-6050 bütünleşik devresi mevcuttur ve o bütünleşik devre içinde birer tane MEMS (Mikro elektronik mekanik sistem) ivme ölçer ve bir tane MEMS jiroskop bulundurmaktadır. Duyarga 6 eksen jiroskop ve ivmeölçer verisi alabildiği için 6 serbestlik dereceli (Degree of Freedom) olarak nitelendirilebilir. Bu modül kartı bir voltaj regülesi devresine sahiptir, bu nedenle 3.3 Volt yada ile 5 Volt birlikte kullanılabilir. Bu modül içerisinde kullanıcı çeşitli ölçüm aralıklarında veri toplayabilmektedir. Jiroskop için ölçüm aralığı ± 250 , ± 500 , ± 1000 , ve $\pm 2000^\circ/\text{sec}$ ivme ölçer için ölçüm aralığı $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, ve $\pm 16g$ 'dir. Bu konfigürasyonlar istenildiği gibi bütünleşik devre içerisindeki kaydedicileri programlayarak seçilebilir. İvmeölçer ve jiroskop için gerekli ham değerleri okumak için önce modül uyku modu devre dışı bırakılmalıdır ve daha sonra ivme ve açısal hız değerleri okunabilir hale getirilmelidir. Modül içerisinde, 1024 byte'lık FIFO (First In First Out) tampon bulunmaktadır ve bu tampon sayesinde kullanıcıya düşük güç tüketimi imkanı verilmektedir. Tampon bellek, mikrodenetleyici tarafından FIFO tampon kesme sinyaliyle beraber okunmaktadır. Tamponda veri olduğunda sensörün kesme pininden lojik 1 sinyali gönderilir, kullanılacak mikrodenetleyici okunacak bir veri olduğunu anlar ve I2C hattından veri okuma işlemleri yapılır. Çizelge 2.3'de MPU6050'nin bazı teknik özellikleri verilmektedir.

Çizelge 2.3. MPU6050 Duyargası Teknik Özellikleri

Jiroskop Tam Skala Ölçüm (°/sec)	±250	±500	±1000	±2000
Jiroskop Hassasiyet (LSB/°/sec)	131	65.5	32.8	16.4
İvmeölçer Tam Skala Ölçüm (g)	±2	±4	±8	±16
İvmeölçer Hassasiyet (LSB/g)	16384	8192	4096	2048
Çıkış Tipi	Sayısal			
Haberleşme Protokolü	I2C			
Çalışma Voltajı (V +/-5%)	2.375V–3.46V			
Paket Boyutu (mm)	4x4x0.9			

Duyarganın mikrodenetleyici ile haberleşmesi I2C protokolü üzerinden gerçekleştirilmektedir ve hem yazma işlemi için hem de okuma işlemi için kullanılan saat sinyali frekansı 100 khz'dir.

2.1.4. Kablosuz İletişim Modülü

Protez tasarım çalışmalarının başında haberleşme protokolü ve donanımı olarak seri haberleşme ve kablolu iletim kullanılmaktaydı. Bu süreç kablolu kullanımından dolayı meydana gelecek fazladan gürültülere karşı sistemi daha zayıf kılmaktadır. Çünkü analog veri kablolar üzerinden taşındığında uygun gürültü azaltma teknikleri kullanılmaz ise voltajda iletim esnasında istenmeyen kayıplar yaşanabilmektedir. Bu kayıplar ise fazladan filtreleme yapmayı gerektirmekte ve olumsuz sonuçlara sebep olmaktadır. Bu olumsuzluklardan ilki fazladan filtrelemenin getirdiği işlem yükü diğeri ise ölçümlerin hassasiyetinin ve doğruluğunun azalmasıdır. Bu açıdan bakıldığında ilk olarak sayısal çıktılar veren duyargalar tercih edilmiştir ve ikinci olarak bu sayısal verinin kablosuz olarak transfer edilmesi kararı alınmıştır. Bu işlemin gerçekleşmesi için ilk olarak hangi kablosuz iletişim protokolünün kullanılacağına karar verilmiştir. Kullanılan haberleşme protokollerinin başında Zigbee, Bluetooth, Wifi gelmektedir. Bunlarda her birinin kullanılan sisteme göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Wifi protokolü genelde bilgisayar-bilgisayar arası haberleşme ve IoT uygulamaları için tercih edilmektedir. Wifi modülleri 2.4 GHz veya 5 GHz frekans bandında veri iletişimi sağlar.

Genelde yüksek boyutta verinin hızlı taşınmasının istendiği durumlarda tercih edilir ve bir erişim noktasına ihtiyaç duymaktadır. Ayrıca diğer iki protokole göre maliyeti daha yüksektir.

Bluetooth ise bilgisayar ile bilgisayara bağlanabilen çevre birimlerin ve aygıtların kablosuz haberleşmesi için sıkça tercih edilir. Bluetooth modülü de yine 2.4 GHz frekans bandında haberleşme sağlar ve sadece belirli kısa alanlarda haberleşme gerçekleştirebilir. Maliyetleri kablosuz haberleşme protokolleri içerisinde en uygun olanıdır.

Zigbee protokolü ise biraz daha maliyetli olmasına karşın uzak mesafe veri haberleşmesinde sıklıkla tercih edilmektedir. 20-50 metre arasında iletişim gereken sistemlerde haberleşme protokolü olarak genellikle Zigbee protokolü kullanılmaktadır. Zigbee protokolünün uzak mesafe iletim yanında bir diğer önemli avantajı ise kablosuz duyarga şebekelerinde (Wireless Sensor Network) düşük güç tüketimi ile çalışabilmesidir.

Bu avantajlar ve dezavantajlar düşünüldüğünde en uygun protokolün Bluetooth Kablosuz Haberleşme Protokolü olduğu değerlendirilmiştir ve bu tez kapsamında Bluetooth modülü kullanılmasına karar verilmiştir.



Şekil 2.3. HC-05 Bluetooth devre modülü

Şekil 2.3 'de resmi verilen HC-05 kablosuz alıcı verici modülü, düşük maliyeti ve yüksek veri transferi hızı nedeni ile tercih edilmiştir. Çizelge 2.4'de HC-05 modülünün teknik özellikleri verilmektedir.

Çizelge 2.4. HC-05 Bluetooth Modülü Teknik Özellikleri

• Bluetooth Protokolü: Bluetooth 2.0+EDR(Gelişmiş Veri Hızı)
• 2.4GHz haberleşme frekansı
• Hassasiyet: ≤ -80 dBm
• Çıkış Gücü: $\leq +4$ dBm
• Asenkron Hız: 2.1 MBps/160 KBps
• Senkron Hız: 1 MBps/1 MBps
• Güvenlik: Kimlik Doğrulama ve Şifreleme
Çalışma Gerilimi: 1.8-3.6V(Önerilen 3.3V)
Akım: 50 mA
• Boyutları: 26.9x13x2.2mm

Bluetooth 2.0'ı destekleyen bu kart, 2.4GHz frekansında haberleşme yapılmasına imkan sağlayıp açık alanda yaklaşık 10 metrelik bir haberleşme mesafesine sahiptir.

2.1.5. Şarj Ünitesi ve Pil

Protez içerisinde kullanılan pilin performansının sistemin performansını doğrudan etkileyeceği açıktır. Protez çalışmalarında sıklıkla donanıma ve yazılıma lityum iyon polimer piller vasıtası ile güç sağlanmaktadır. Bu tez kapsamında geliştirilen protezde Li-Po (Lityum İyon Polimer) kimyasına sahip 7.4 Volt, 2 hücreli, 2200 mAh kapasiteye sahip bir pil ile sistemin gücü sağlanmaktadır. Pil paketi devreden sökülüp harici balanslı bir Li-Po şarj devresi ile istenen seviyeye kadar şarj edilebildiği gibi MikroUSB bağlantısı kullanılarak da pili devreden sökmeden şarj etmek mümkün olmaktadır. Bu işlemi yapmak için endüstriyel bir ürün olan TP4050 korumalı hazır şarj modülü alınarak sisteme entegre edilmiştir.

2.2. Yarı Etkin Pnömatik Silindirli Elektronik Kontrollü Diz Eklemi

Pnömatik silindirli diz eklemine denetiminin gerçek zamanlı olarak yapılabilmesi için, işlem gücü yüksek, düşük güç tüketimli bir mikrodenetleyiciye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu mikrodenetleyici ivmeölçer ve jiroskoplardan gelen veri üzerinde çeşitli sinyal işleme algoritmaları koşturarak denetim mekanizmasını gerçekleştirir. Denetim ise protez diz

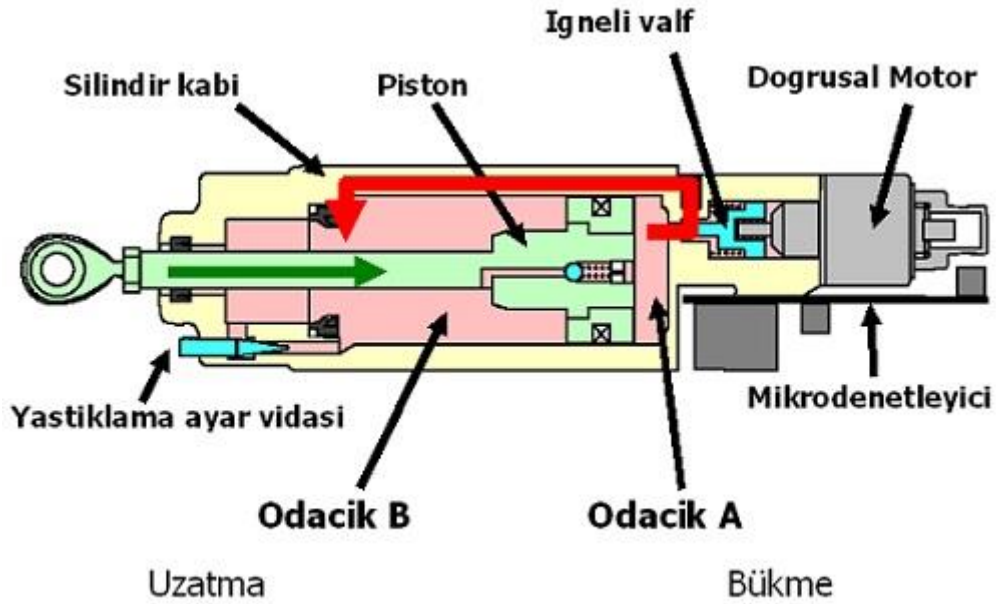
eklemi içerisinde bulunan pnömatik silindirin baş kısmındaki valfin konumunun değiştirilmesi suretiyle gerçekleştirilir. Burada ihtiyaç olan konum ayarlayıcı ise adım motorudur. Sistem bütün işlem çıktılarını kablosuz olarak kullanıcıya iletebilmektedir. Özellikle protezin başarımının değerlendirilmesinde kullanılmak üzere türetilen diz açısı, yürüyüş evre bilgisi ve yürüyüş hızı bilgileri seri haberleşme ile kablosuz olarak bilgisayarın terminal portuna gönderilmektedir.

2.2.1. Adım Motoru, Pnömatik Sönümlendirici

Pnömatik silindirli yarı etkin diz eklemlerinin çalışma prensibi, içerisindeki sönümlendiricinin sertliğinin istenilen anlarda istenilen seviyede ayarlanmasıdır. Bu sertlik ayarlama işlemi sönümlendiricinin üzerinde bulunan valfin iğne konumunun ayarlanması sayesinde gerçekleştirilir. Bu iğne konumunun değiştirilmesi ise kullanılan adım motorunun dönüş sayısının değiştirilmesine bağlıdır. Bu motor ve motor sürücü devrenin yapısı ve motor sürüş algoritması daha önce sunulduğu için detayları verilmemiştir [4].

2.2.2. Pnömatik Sönümlendirici

Sertliği dinamik olarak yürüyüş içerisinde sürekli ayarlanabilen sönümlendirici başka bir çalışmada tasarlanmıştır ve çalışma prensibini daha rahat anlayabilmek için Şekil 2.4 incelenmelidir [4].

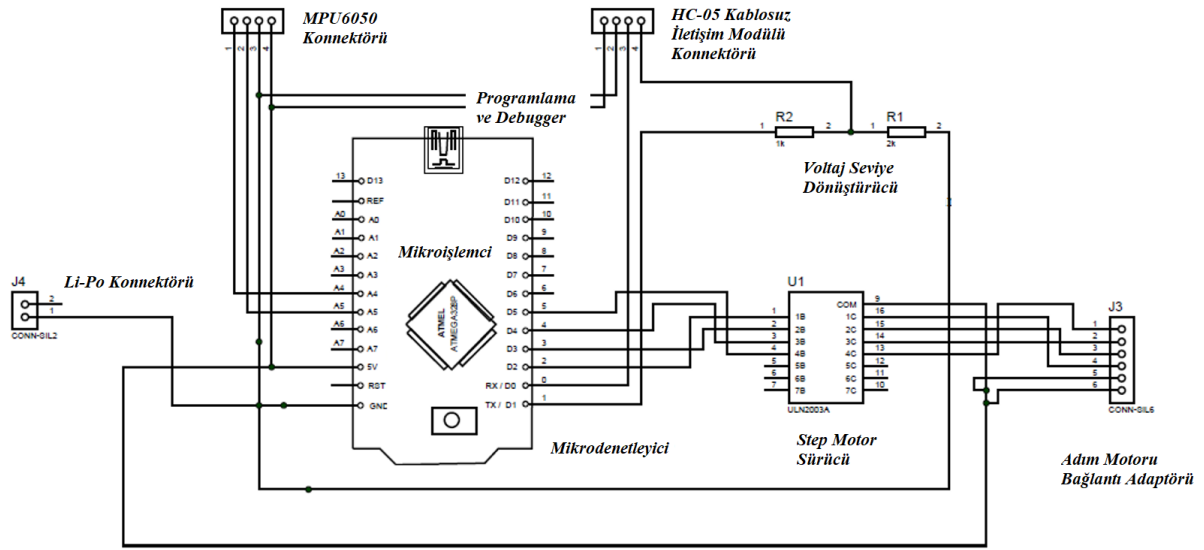


Şekil 2.4. Pnömatik sönümlendiricinin iç yapısı [4]

Bu sönümlendiricinin yapısı dneetimi daha önce sunulduğu için detayları verilmemiştir [4].

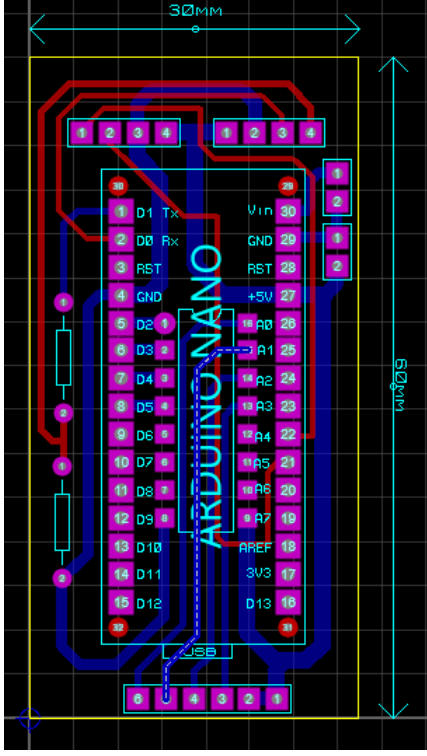
2.2.3. Elektronik Denetleyici Kartı

Elektronik denetleyici kartı ise yukarıda anlatılan elemanların uygun şekilde entegre edilmesi sonucu ortaya çıkmaktadır. Bu bağlamda bütün elemanların çalışması için yeterli voltaj seviyelerini sağlayabilecek ve bütün fonksiyonları yerine getirebilecek Şekil 2.5 'deki devre tasarlanmıştır.

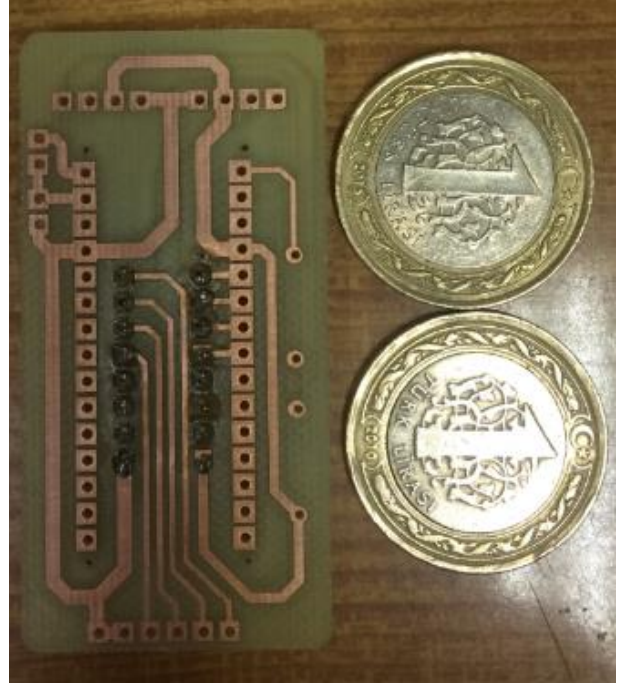


Şekil 2.5. Pnömatik silindirli yarı etkin diz eklemi devre bağlantı şeması

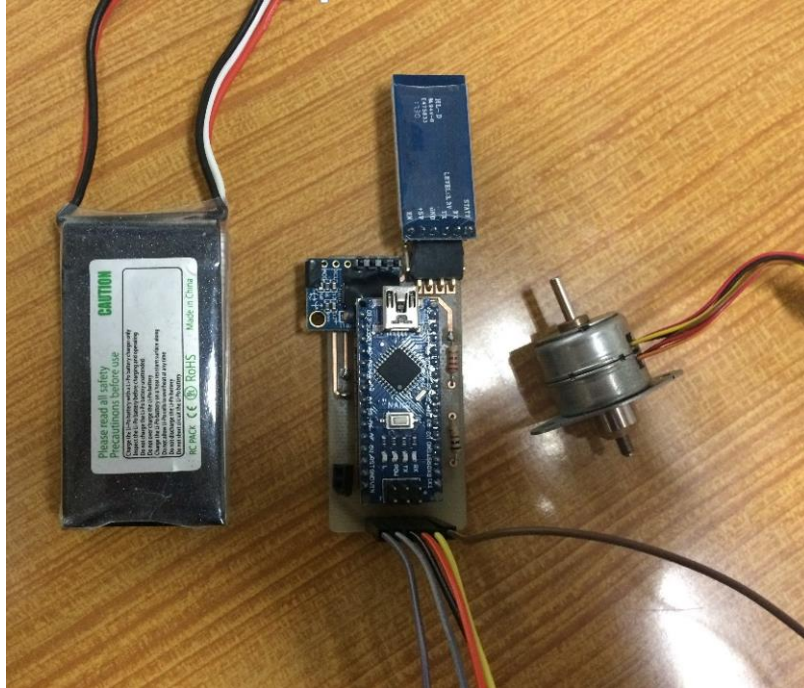
Burada dikkat çekici önemli nokta mikrodenetleyicidir. Aynı firmanın ürettiği Nano denetleyicisi boyut problemi nedeniyle Due denetleyicisi ile değiştirilmiştir. Nano denetleyicisi Due denetleyicisine göre bir nebze daha düşük performanslıdır fakat yapılan denetim sürekli zamanlı olmadığı için yetmektedir.



a)



b)



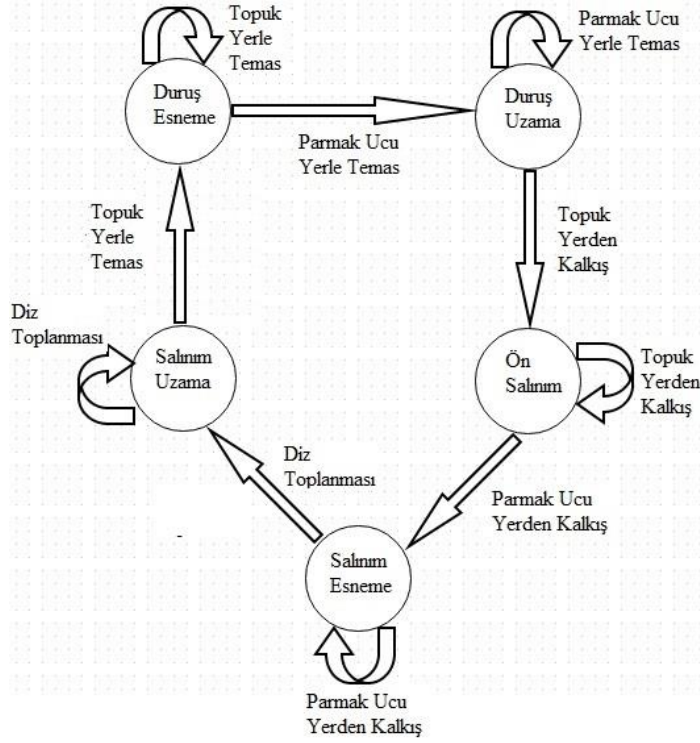
c)

Şekil 2.6. (a) Baskı devre çizimi (b) devrenin basılmış hali (dizgisiz) (c) devrenin son hali

Şekil 2.6.a 'da şematığı verilen devre için tasarlanan baskı devre gösterilmektedir. Şekil 2.6.b 'de devrenin üzerine elemanları lehimlenmeden önceki basılı hali Şekil 2.6.c 'de ise son hali gösterilmektedir.

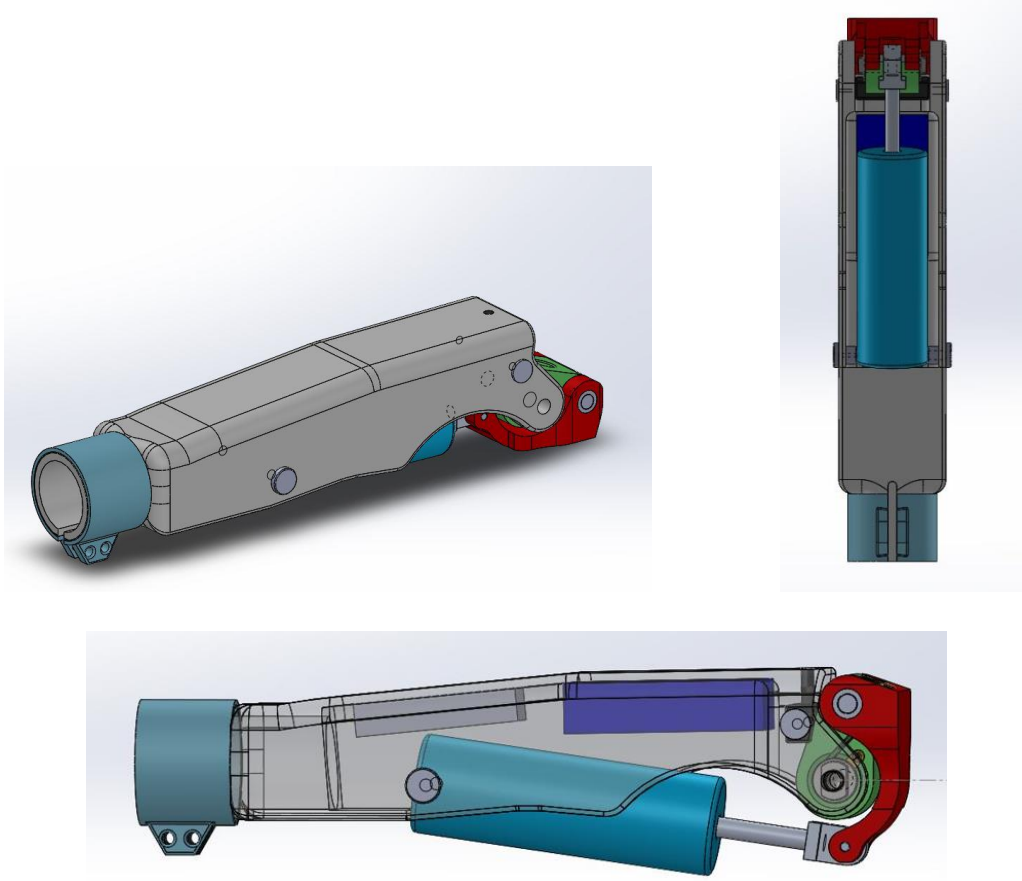
2.2.4. Pnömatik Silindirli Diz Eklemi Yazılımı

Sonlu Durum Denetim kapsamında yürüyüş beş evreye bölünmüştür. Şekil 2.7 'de sonlu durum diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 2.7. Protez diz eklemi sonlu durum diyagramı [4]

Duruş evresinde diz eklemi vücut ağırlığını desteklemek için bükülmeye karşı yüksek bir direnç göstermektedir. Bu sebeple silindirin sertlik seviyesinin en yüksek seviyede olması gerekmektedir. Salınım evresindeyse hızlı salınım ve darbe etkisine karşı, diz eklemi sönümleyici etkiye sahip olmalıdır [4].



Şekil 2.8. Pnömatik sönümlendiricili diz eklemine katı model çizimlerinin çeşitli açılardan gösterimleri

Pnömatik sönümlendiricili diz eklemine yazılım ve donanım tasarımları bitirildikten sonra geliştirilen prototip üzerinde endüstriyel tasarım faaliyetleri yürütülmüştür. Yapılan çalışmalar neticesinde Şekil 2.8 'deki gibi üç boyutlu gösterimler katı model çizim programlarında üretilmiştir.

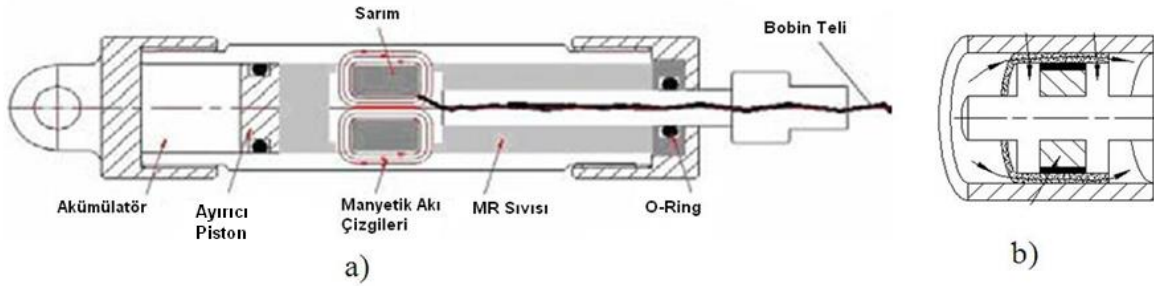
2.3. Yarı Etkin Manyetoreolojik Silindirik Elektronik Kontrollü Diz Eklemi

Manyetoreolojik sönümlendiricili diz eklemine denetiminin pnömatik sönümlendiricili diz eklemine göre birtakım üstünlükleri bulunmaktadır. Özellikle manyetoreolojik sönümlendiricinin hızlı tepki süresi denetimde önemli bir üstünlük sağlamaktadır. Normal şartlar altında pnömatik sönümlendiricili diz protezlerinde bulunan adım motoru sürücü entegresi ve adım motoru bu devre bağlantısında bulunmamaktadır. Ancak sürekli zamanlı denetimli protez (manyetoreolojik sönümlendiricili) ve olay tabanlı denetimli protez (pnömatik sönümlendiricili) performanslarının karşılaştırmalı incelenebilmesi için iki sistemin tüm elemanlarını da üzerinde bulunduran bir prototip kart geliştirilmiştir. Bu devrede pnömatik

sönümlendiricili protezin devresine ilave olarak üç adet kuvvete duyarlı direnç duyargası, bir adet daha ekstra ataletsel ölçüm sistemi ve sabit akım sürücü devresi kullanılmaktadır. Diz açısının denetime referans olarak girdi olarak verildiği sürekli zamanlı denetimde, referans veri olan diz açısı uyluk ve bacadan alınan ölçümlerden türetilmektedir.

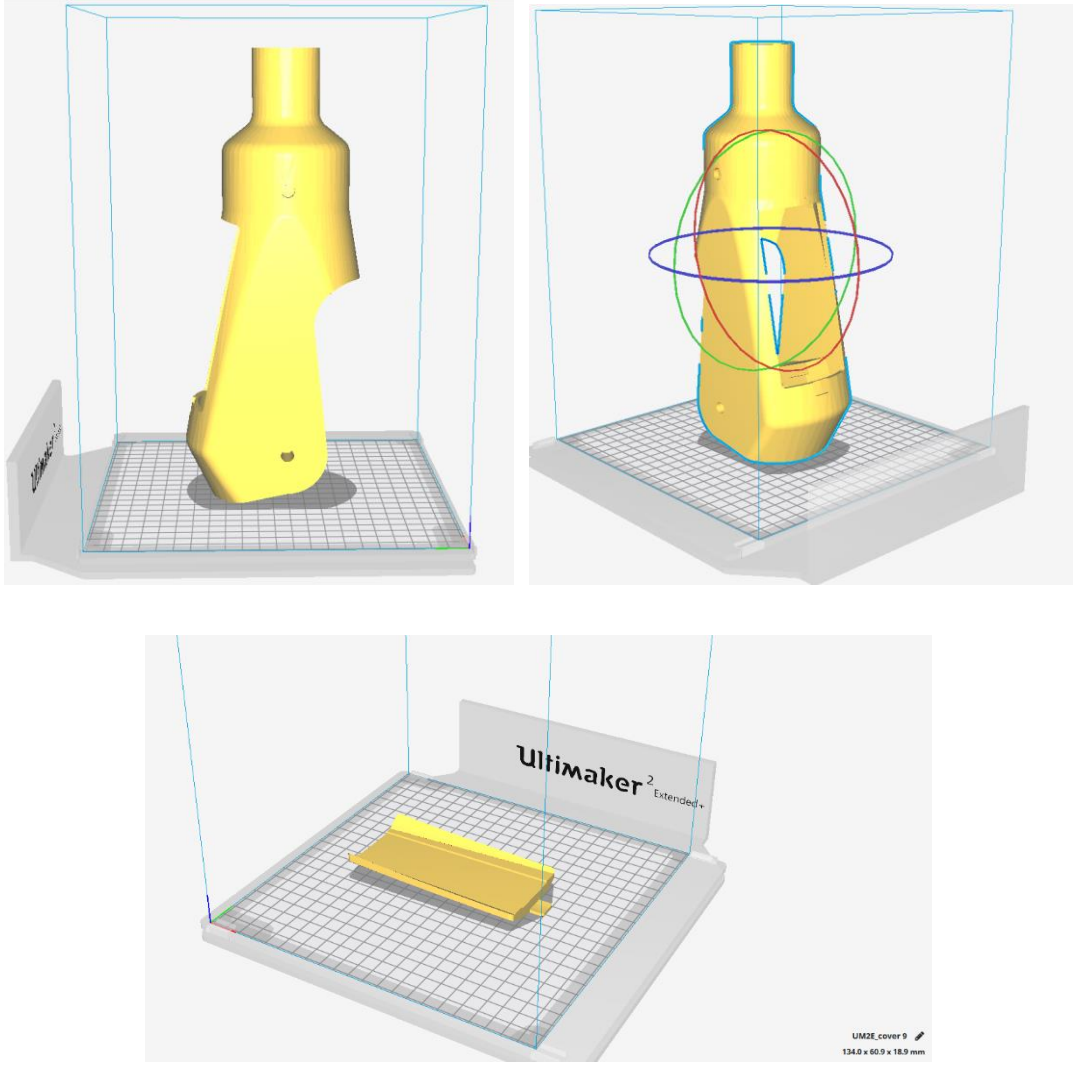
2.3.1. MR Sönümlendirici ve Sabit Akım Kaynağı

MR (Manyetoreolojik) sönümlendirici; akümülatör, ayırıcı piston, manyetik kutupların oluşturduğu piston başı ve MR sıvısının dolduracağı odacıklardan oluşmaktadır. MR sıvısı manyetik alana maruz kaldığında doğrusal sıvı viskozitesinden yarı katı viskoziteye dönüşen bir malzemedir [61]. Bu mantık çerçevesinde Şekil 2.9 'da görülen valf tipi de denilen manyetoreolojik sönümlendirici üretilmiştir.



Şekil 2.9. MR sönümlendirici, a) iç yapısı b) MR sıvısının boşluklardan geçişi [62]

Piston hareket ettiğinde, MR sıvısı Şekil 2.9 'da gösterilen silindir iç çeperi ve kutup başı arasında bulunan boşluklardan bir odacıktan diğer odacığa geçmektedir. Akım sonucu oluşan manyetik alan ile, ilgili boşluklarda MR sıvısı sertleşir ve sıvının geçişi denetlenir. MR silindirin göstereceği tepki kuvveti verilen akım şiddeti ile belirlenir. Bu sebeple MR silindirin tepki kuvveti denetimi, pnömatik silindirde yapılan tepki kuvveti denetimine göre daha yüksektir. MR sönümlendiriciler protez-ortez uygulamalarında yüksek hızda cevap süresi nedeni ile sıklıkla tercih edilmektedir. Akım tatbik edildiğinde çok hızlı bir şekilde sertleşerek istenilen denetime imkan verirler.



Şekil 2.10. Manyetoreolojik sönümlendiricili diz ekleminin katı model çizimlerinin çeşitli açılardan gösterimleri

Manyetoreolojik sönümlendiricili diz ekleminin de donanım geliştirme faaliyetleri tamamlandıktan sonra endüstriyel tasarım faaliyetlerine geçilmiştir. Bu amaçla katı model çizim programlarında sönümlendiricinin, sensörlerin ve elektronik denetim ünitesinin sığacağı Şekil 2.10 'daki tasarım yapılmıştır.

2.4. Hareket Ölçüm Sistemi

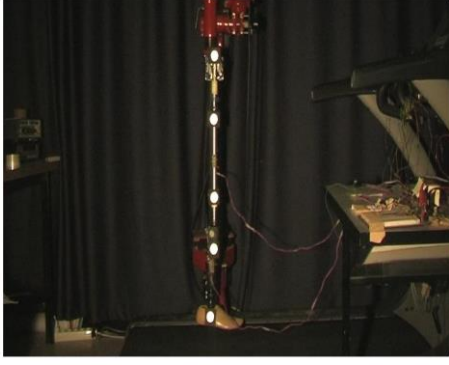
Tasarlanan protezlerin performansını ölçmek için protezli yürüyüşlerden kinetik ve kinematik parametreler ölçülür ve normal yürüyüş ile kıyaslanır. Testler görüntü tabanlı ölçüm sistemi kullanılarak yapılmaktadır. Sistemin detayları Akdoğan tarafından yapılan çalışmada görülebilir [60].

Endüstriyel görüntüleme uygulamalarında sık kullanılan Pointgrey Firmasının ürettiği Flea3 tipi kamera görüntü tabanlı ölçüm sisteminde kullanılmaktadır. USB 3.0 veri transferi protokolünde bilgisayara görüntü kazandırabilen kamera ayarlanabilir iç parametreleri ile 120 çerçeve/saniye hızına kadar veri alabilmektedir. Ayrıca saniyedeki çerçeve sayısı düşürüldüğünde Yüksek Çözünürlük'te (High Definition) görüntüler alınabilmektedir.

Proje kapsamında gerçekleştirilen görüntü tabanlı yürüme analizi sisteminin iyileştirilmesine yönelik olarak, 2 adet Point Grey Flea3 model kamera temin edilmiş ve sisteme entegrasyonları sağlanmıştır. Söz konusu kameraların belli başlı özellikleri aşağıda listelenmiştir:

- e2v EV76C560 1/1.8" Global Shutter CMOS sensör,
- 1280 x 1024 piksel çerçeve büyüklüğüne sahip videolarda 60 FPS'ye kadar çerçeve yenileme sıklığı,
- Renkli görüntüleme,
- USB3.0 bağlantı arayüzü ile hızlı görüntü aktarımı,
- Birden fazla kameranın birbiriyle eş zamanlı görüntüleme yapabilmesini sağlayan yazılımsal ve donanımsal tetikleme özellikleri bulunmaktadır.

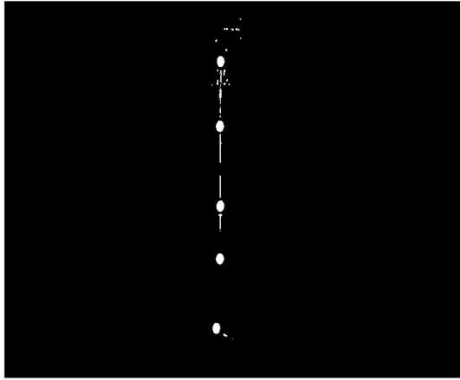
Sistemin detaylı çalışma yöntemleri ve kinematik parametrelerin türetilmesi aşamasında kullanılan her türlü alt işlemin kapsamlı olarak incelenmesi Orhanlı tarafından verilmiştir [4].



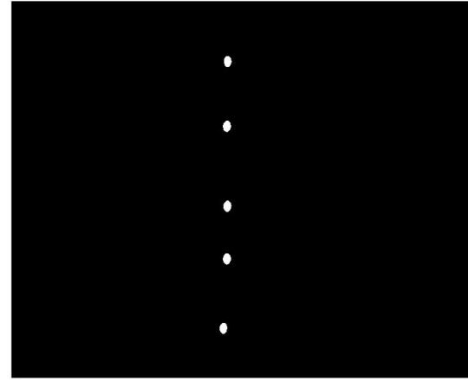
a)



b)



c)



d)

Şekil 2.11. Filtreleme işlemleri ve işaretçilerin merkezlerinin bulunabilmesi için gereken morfolojik sinyal işleme teknikleri – (a) Orijinal (b) maskelenmiş (c) siyah-beyaz (d) işaretçilerin tespit edildiği, görüntü [4, 12, 28]

Görüntü inceleme sisteminin çalışma prensibi yansıtıcı yüzeyli etiketlerin iki boyutta koordinatlarının bulunmasına ve çeşitli trigonometrik eşitlikler yardımıyla bu koordinatlardan açı bilgisinin elde edilmesine dayanır. Koordinatların bulunabilmesi için birtakım filtreleme ve morfolojik sinyal işleme tekniklerinin uygulanması gerekmektedir.

3. İNSAN YÜRÜYÜŞÜNÜN TAM KİNEMATİK ANALİZİ VE BENZETİM ÇALIŞMALARI

Bu bölüm kapsamında iki ayaklı yürüyüşün çeşitlerinden birisi olan doğal insan yürüyüşü kapsamlı olarak ele alınmaktadır. İnsan yürüyüşü, eklemlerin ve bağlantıların doğrusal olmayan bir yapı içerisinde hareket etmesi ile ortaya çıkar. Kinematik analizde önemli olan bu eklemlerin ve bağlantıların yer değiştirme, hız ve ivme gibi bileşenlerinin nitel olarak irdelenmesi dinamik analizde ise bu hareketleri ortaya çıkaran nedenlerin irdelenmesidir.

Yürüyüşün kinematik olarak incelenmesi, çeşitli vücut parçalarının doğrusal ve açısal olarak yaptığı hareketlerin incelenmesi olarak düşünülebilir. Bu doğrusal ve açısal hareketin kinematik nitel parametreleri ise yer değiştirme, hız ve ivmedir. İlgili vücut parçasının yaptığı hareket doğrusal veya açısal olabileceği için bu parametrelerin her birisi de doğrusal ve açısal hareket için farklıdır. Bu bilgiler ışığında ilk olarak yürüyüşün kinematik analizi yanal düzlemde yapılmıştır. İleri Kinematik, Ters Kinematik ve Hız Kinematiği matematiksel olarak ortaya konulmuş ve bulunan eşitlikler benzetimler ile sınanmıştır. İzlenen yöntem eklemler manipülatörlerin kinematik analizlerinde kaynaklarda takip edilen yöntemlerle birebir örtüşmektedir.

Yürüyüşün farklı zemin durumlarında da detaylı kinematik analizi gerekebilmektedir. Örneğin, transfemoral amputasyona uğramış bir kişi için tasarlanan protezin yokuş aşağı veya yukarı yürüyüş esnasındaki performansının ölçülebilmesi için yine kinematik analizler kullanılır. Protezli yürüyüşün bu senaryo altında analiz edilebilmesi için çeşitli yörüngeler üretilir ve simülasyonlar yürütülür. Protezli yürüyüş esnasında eklemler istenen yörüngeleri başarıyla takip edebiliyorsa yürüyüş başarılı olarak nitelendirilebilir. Bu amaçla birtakım yürüyüş benzetimleri yürütülmüş ve sonuçları verilmiştir. Düz zemin üzerinde, yokuş yukarı olarak ve yokuş aşağı olarak üç tip senaryo yazılım ortamında ve gerçek zamanlı düzenek olarak oluşturulmuştur ve ilgili bölümde sonuçları gösterilmektedir.

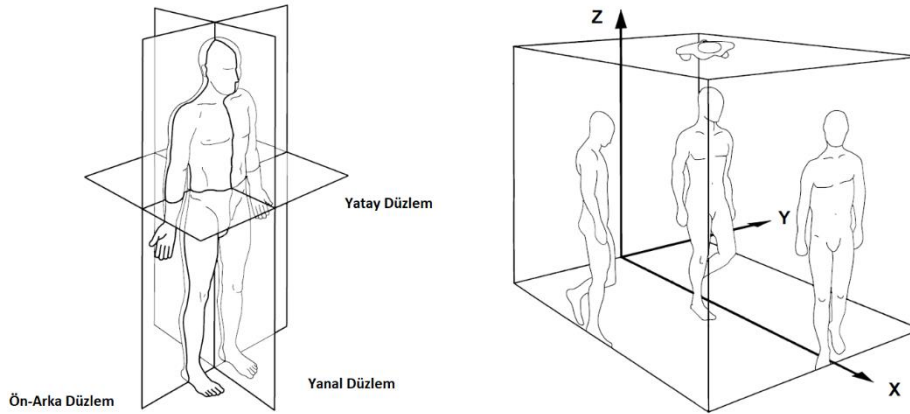
3.1. İnsan Yürüyüşünün Tanımlanması ve Yürüyüşünün Biyomekanik Analizi

İnsan yürüyüşünün incelenmesi kinematik ve dinamik olarak iki ana başlıkta incelenmektedir. Kinematik ve dinamik analiz ile yürüyüşü analiz düşüncesi robot

manipulatörler konusunun temelini oluşturan “Robot Kinematiği” ve “Robot Dinamiği” çalışmalarından temel almıştır.

3.1.1. Anatomik Düzlemler

Yürüyüşün kinematik olarak incelenmesi, çeşitli vücut parçalarının doğrusal ve açısal olarak yaptığı hareketlerin incelenmesi olarak düşünülebilir. Doğru bir analiz yapabilmek için gereken koşullardan birisi, yürüyüşün gerçekleştiği düzlemleri anatomik olarak tanımlayabilmektir. Şekil 3.1’de bahsedilen bu anatomik düzlem gösterilmektedir.

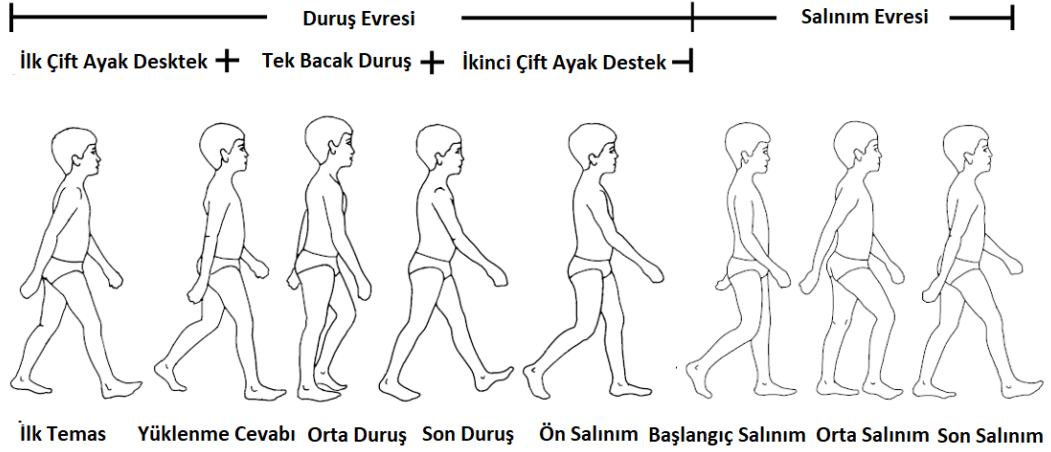


Şekil 3.1. (a) Anatomik düzlemler (b) Düzlemlerin üç boyutlu izdüşüm gösterimi [29]

Birçok kaynakta ve çalışmada yürüyüş hareketinin yanal (sagittal) düzlemdeki doğrusal ve açısal hareketi üzerinde durulsa da diğer iki düzlem de yürüyüş hareketi üzerinde belirleyici olmaktadır. Şekil 3.1.a ve Şekil 3.1.b’de bu düzlemler gösterilmektedir. Üç düzlemin doğru tanımlanması her türlü analizi yaparken Şekil 3.1.b’deki gibi doğru üç boyutlu hareketi oluşturmayı sağlar.

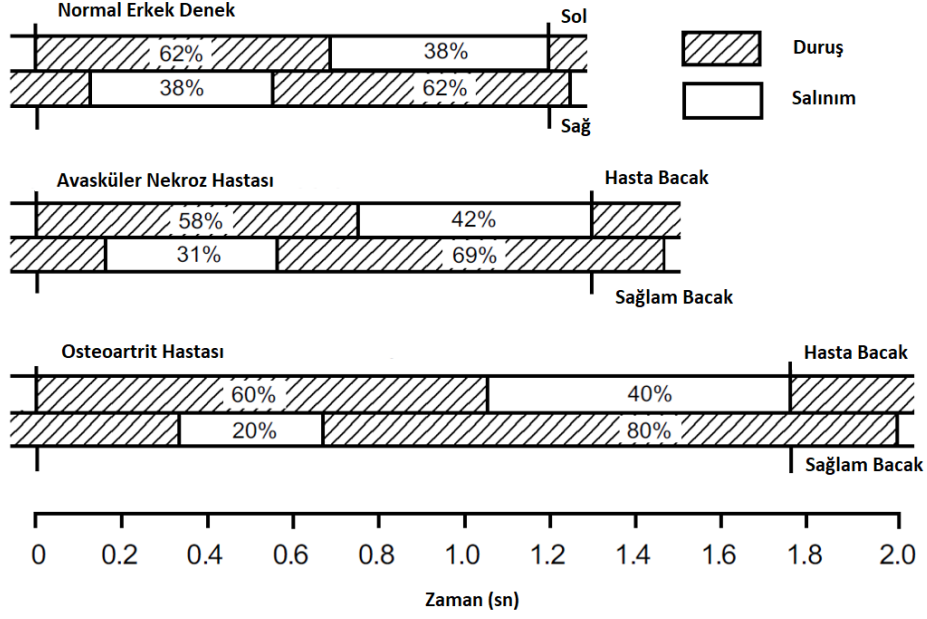
3.1.2. İki Ayaklı Yürüyüşün İncelenmesi

İnsan yürüyüşünün gerçekleşebilmesi için iki temel şart vardır. İlk olarak, her bir ayağın periyodik olarak belirli bir yörüngeyi takip etmesi ve ikinci olarak da yeterli yer tepki kuvvetlerinin, vücudu desteklemesi için ayak tabanında oluşmasıdır. Bu periyodik bacak hareketi iki ayaklı yürüyüşün temelini teşkil etmektedir.



Şekil 3.2. İki ayaklı yürüyüşün bir çevrimi [30]

Şekil 3.2 'de insan yürüyüşünün bir çevrimi gösterilmektedir. Bu şekilde birbirinin ardına gelen genel olarak birbirinin aynısı çevrimler yürüyüşü ortaya çıkarır. Şekilde, yürüyüş çevriminin sağ ayak topuğunun yer zeminine teması ile başladığı görülmektedir. Ana olarak yürüyüş salınım ve duruş evresi olarak iki alt evreye bölünebilmektedir. Bu iki evre de kendi içerisinde çeşitlendirilmektedir. Duruş evresi, kendi içerisinde beş evreye kadar, salınım evresi ise kendi içerisinde üç evreye kadar bölünebilmektedir. Duruş evresinde ayak yer ile temas halindeyken, salınım evresinde aynı ayağın yer ile teması hiç kalmamıştır. Sağ veya sol bacak arasında yürüyüş hareketinde yaklaşık yarım çevrimlik fark bulunmaktadır. Eğer yürüyüş içerisinde patolojik bir durum yok ise iki bacak arasında tam bir simetri olması beklenir [5, 6]. Bu simetrik yapı sağlıklı birey için, sağ kalçasında avasküler nekroz bulunan ve osteoartrit bulunan bireyler için Şekil 3.3 'de gösterilmektedir. Bu şekle göre normal insan da simetrik yürüyüşün, duruş evresi % 62, salınım evresi ise % 38'ini teşkil etmektedir. Bu evrelerin uzunlukları çeşitli hastalıkların tanılanmasında önemli rol oynamaktadır.



Şekil 3.3. (a) Normal yürüyüş çevrimi (b) Avasküler Nekroz Durumu (c) Osteoartrit durumu evre uzunlukları [30]

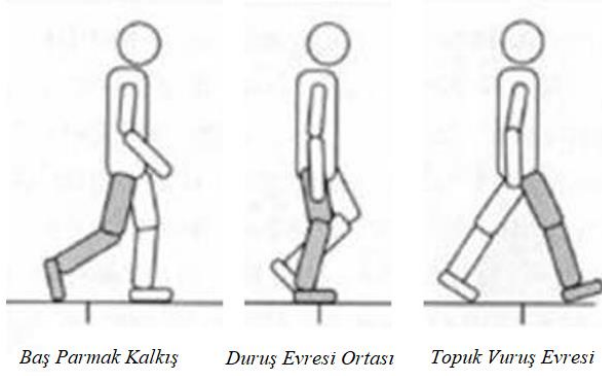
Bir diğer belirleyici yürüyüş parametresi ise adım uzunluğudur ve yürüyüşün kalitesini ortaya koyan önemli bir faktördür. Adım uzunluğu kişi tarafından bir yürüyüş çevriminde alınan yol olarak tanımlanmaktadır. Bu alınan yol art arda gelen aynı ayağın iki topuk vuruşu evresinin başlangıcı arasından ölçülebilmektedir.

Yürüyüşün tam kinematik analizi yapılırken İleri Kinematik, Ters Kinematik, Hız Kinematiği ve Yörünge Üretimi matematiksel olarak ortaya konulmuş ve bulunan eşitlikler benzetimler ile sınanmış ve doğrulanmıştır. Kinematik analizin matematiksel eşitliklerinin bulunması detaylı bir şekilde Ek-A'da verilmektedir. Bölüm içerisinde ise konunun daha rahat anlaşılabilmesi için sadece model ortaya konulmuş ve eşitlik çıktıları paylaşılmıştır.

3.2. Üç Dönel Eklemlili İnsan Bacacağı Modelinin Tam Kinematik Analizi

Tez kapsamında yapılan kinematik çalışmalar da insan vücudu üç ayrı bağlantı (link) ve üç ayrı eklem (joint) ile modellenmiştir. Bu modelleme ile sadece bir bacak üzerinden yürüyüş çözümlenmeleri yapılmıştır. Çalışma ilk olarak bu üç serbestlik derecesindeki insan bacağı modelinin teorik olarak ileri kinematik analizinin ve ilgili denklemlerin türetilmesini içermektedir. Daha sonra türetilen eşitliklerin doğruluğunu sınamak için benzetim çalışması yürütülmüştür. Bu aşamadan sonra yine teorik olarak

aynı bacağın ters kinematik denklemleri türetilmiştir. İki çözümlemenin de yapıldığı modelin, yürüyüşün üç farklı evresindeki durumu Şekil 3.4 'de gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Temel alınan bacak modelinin üç farklı yürüyüş evresindeki durumu [31]

Bu model üzerinde bağlantılar olarak uyluk, bacak ve ayak düşünülmüştür, eklemler olarak ise üstten aşağıya doğru kalça eklemi, diz eklemi ve ayak bileği eklemi modellenmiştir.

3.2.1. İleri Kinematik Kuramsal Analiz

Bu bölümde yapılan çalışmalarda insan vücudu üç ayrı bağlantı (link) ve üç ayrı eklem (joint) ile modellenmiştir. Bu modelleme ile sadece bir bacak üzerinden yürüyüş çözümlenmesi yapılmıştır. Çalışma ilk olarak bu üç serbestlik derecesindeki insan bacağı modelinin kuramsal olarak ileri kinematik analizinin ve ilgili denklemlerin türetilmesini içermektedir. İleri kinematik analiz sayesinde anlık olarak verilen q_1 , q_2 ve q_3 eklem açısı değişkenleri için, ayak parmak ucu (end-effector) x , y ve z kartezyen koordinat üzerindeki pozisyon bilgileri elde edilmiştir. Bahsedilen model üzerinde bağlantılar olarak uyluk, bacak ve ayak düşünülmüştür, eklemler olarak ise üstten aşağıya doğru kalça eklemi, diz eklemi ve ayak bileği eklemi modellenmiştir. Bu bölümde yapılan kapsamlı ileri kinematik denklemlerin türetilmesi aşamaları EK-A'da verilmektedir. Bu bölüm içerisinde sadece ileri kinematik denklemlerin sonuçları verilmektedir. Yapılan matematiksel hesaplamalar ve trigonometrik eşitlikler sonucu Eş. 1'deki ileri kinematik denklemler elde edilmiştir [32].

$$T_3^0 = A_1 A_2 A_3 = \begin{bmatrix} c_{123} & -s_{123} & 0 & a_1 c_1 + a_2 c_{12} + a_3 c_{123} \\ s_{123} & c_{123} & 0 & a_1 s_1 + a_2 s_{12} + a_3 s_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_3^0 = \begin{bmatrix} c_{123} & -s_{123} & 0 \\ s_{123} & c_{123} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{ve} \quad o_3^0 = \begin{bmatrix} a_1 c_1 + a_2 c_{12} + a_3 c_{123} \\ a_1 s_1 + a_2 s_{12} + a_3 s_{123} \\ 0 \end{bmatrix}$$

(1)

$$x = a_1 c_1 + a_2 c_{12} + a_3 c_{123}$$

$$y = a_1 s_1 + a_2 s_{12} + a_3 s_{123}$$

$$z = 0$$

Bu dönüşüm matrisleri elde edilirken ve metin boyunca bütün hesaplamalar yapılırken Eş. 2'deki trigonometrik özdeşlikler ve kısaltmalar kullanılmıştır,

$$\begin{aligned} c_1 &= \cos \theta_1 & s_1 &= \sin \theta_1 \\ c_{12} &= \cos(\theta_1 + \theta_2) & s_{12} &= \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{aligned} \quad (2)$$

$$c_{123} = c_{12} c_3 - s_{12} s_3$$

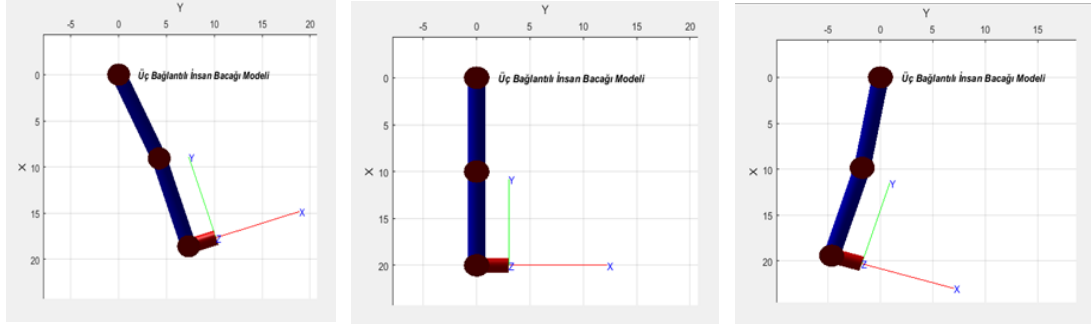
$$s_{123} = s_{12} c_3 + c_{12} s_3$$

Elde edilen bu eşitlikler ile ayak ucunun konumunun eklem açıları cinsinden ifadesi tamamlanmıştır. Bu işlem ileri kinematik olarak adlandırılır. Anlık verilen bir eklem açısı vektörü için ayak ucunun konum vektörü kartezyen koordinat sisteminde rahatlıkla bulunabilir. Bulunan eşitliklerin doğruluğunu sınamak üzere bir sonraki alt başlıkta verilen benzetim çalışması gerçekleştirilmiştir.

3.2.2. İleri Kinematik Analiz Benzetimi

Bu bölümde, kuram ışığında bulunan ileri kinematik denklemler yazılım ortamında ifade edilecek ve çeşitli diz eklemi açıları sisteme girdi olarak verilecektir. Bu girdilerin çıktısı olarak çeşitli üç serbestlik dereceli diz eklemi duruşları elde edilecektir.

Şekil 3.5 'de insan bacağı için üç farklı evresi için kurulan modelin çıktıları görülmektedir. Bu duruşların elde edilebilmesi için kinematik denklemlere girdi olarak diz eklemi açıları verilmiştir ve ortaya çıkan ayak pozisyonu değerlendirilmiştir. Bu benzetim sadece görsel olarak ortaya çıkan hareketin doğruluğu konusunda fikir vermektedir [33].



Şekil 3.5. Üç farklı evre için ileri kinematik analiz sonuçları (eksenler cm cinsinden verilmiştir)

Eş. 3 'de ise girdi olarak verilen dönel eklem açıları ve çıktı olarak bulunan dönüşüm matrisleri verilmektedir. Her bir evre için kuram ışığında bulunan ileri kinematik denklemlerin çıktıları dönüşüm matrisi olarak görülebilmektedir. Bu matrislerin birinci satırına ait birinci, ikinci ve üçüncü sütun verileri x, y ve z koordinat merkezlerini vermektedir. Bu sonuçlar ayakucunun duruşu ile karşılaştırıldığında bulunan ileri kinematik analiz denklemlerinin doğruluğu ispatlanmış olur. Üç bağlantının boyutları tutarlılık açısından 10, 10 ve 3 cm olarak alınmıştır

$$\begin{aligned}
 q_{TopukVuruş} &= [25 \quad -7 \quad 90]^T & T &= \begin{bmatrix} -0.30 & -0.95 & 0 & 17.65 \\ 0.95 & -0.30 & 0 & 10.17 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 q_{DuruşOrta} &= [0 \quad 0 \quad 90]^T & T &= \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 20 \\ 1 & 0 & 0 & 3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 q_{BaşparmakKalkış} &= [-10 \quad -7 \quad 90]^T & T &= \begin{bmatrix} 0.29 & -0.95 & 0 & 20.29 \\ 0.95 & 0.29 & 0 & -1.79 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{3}$$

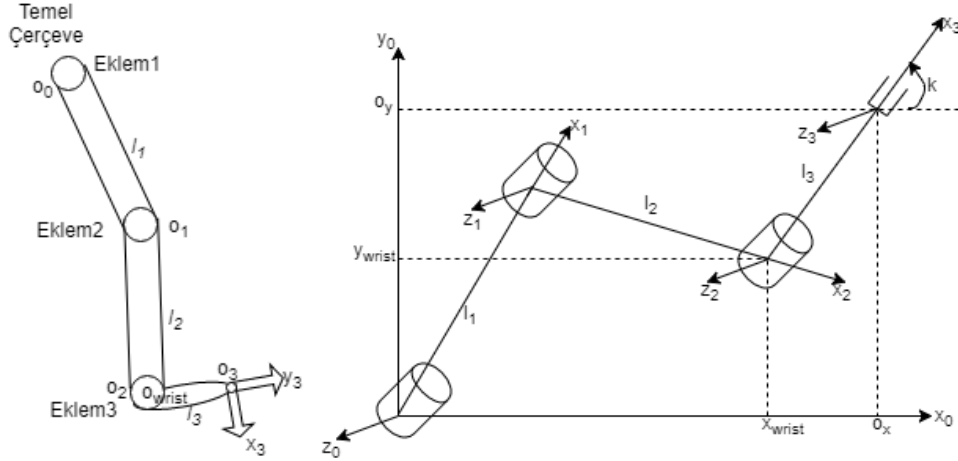
Bir sonraki bölümde önce ters kinematik analizin eşitlikleri elde edilecek ve ardından elde edilen eşitliklerin doğruluğu benzetim ortamında gösterilecektir.

3.2.3. Ters Kinematik Kuramsal Analiz

Üç dönel eklemlili ve üç bağlantılı bacak modelinin ileri kinematik analizi tamamlandıktan sonra bu bölümde benzer analizler ters kinematik çalışmaları için yapılmaktadır. Yine ilk kuramsal olarak ters kinematik eşitlikler elde edilecektir. Şekil 3.6.a 'da ters kinematik

analizin yapıldığı bacak modeli görülebilmektedir. Şekil 3.6.b 'de ise kolaylık olması açısından bacağında duruşu yan çevrilmiş ve analiz kolaylaştırılmıştır. En son da bu çevrim ilk değer yardımıyla tekrar ilk konumuna alınmaktadır.

Eş. 4'de yapılan kapsamlı matematiksel işlemler sonucu elde edilen çıktılar verilmiştir. Aşağıda geometrik özdeşlikler ve eşitlikler yardımı ile eklem açılarının verilen bir son konum için bulunmasının sadece sonuç denklemleri paylaşılmıştır [34].



Şekil 3.6. (a) Ters kinematik analizde kullanılan bacak modeli (b) kartezyen koordinat sistemine taşıma ve eksen yerleşimleri [34]

$$\cos \theta_2 = \frac{x_{Bilek}^2 + y_{Bilek}^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1a_2} \quad \text{ve} \quad \sin \theta_2 = \pm \sqrt{1 - \cos^2 \theta_2}$$

$$\beta + \theta_1 = a \tan 2(y_{Bilek}, x_{Bilek})$$

$$\beta = a \tan 2(K_2, K_1) \tag{4}$$

$$\theta_1 = a \tan 2(y_{Bilek}, x_{Bilek}) - a \tan 2(K_2, K_1)$$

$$\theta_3 = k - (\theta_1 + \theta_2)$$

Üç eklem değerinin bulunması için gereken formüller bulunmuştur [34] ve kapalı geometrik çözüm elde edilmiştir. Açıkça görülmektedir ki, θ_2 'nin “dirsek aşağı” veya “dirsek yukarı” seçilmesi ile θ_1 ve θ_3 değişecektir ve iki farklı eklem değişkeni çözüm kümesi elde edilecektir.

3.2.4. Ters Kinematik Analiz Benzetimi

Ters kinematik analizin benzetimi yapılırken iki farklı durum incelenmiştir. İlk durumda ters kinematik analiz bir maliyet fonksiyonu en küçükleme (cost function minimization) problemi olarak ele alınmıştır ve çözüme nümerik olarak ve iteratif olarak yaklaşmıştır. İkinci durumda ise bulunan eklem açı formülasyonlarına göre ters

kinematik analiz tamamlanmıştır. Her iki durumda da eklemlere bazı gerekli kısıtlar koyulmuştur. Bu kısıtlar koyulurken literatürde listelenen bazı çalışmalar temel alınmıştır. Kalça eklemi açısı, diz eklemi açısı ve ayak bileği eklemi açılarının alacağı maksimum ve minimum değerler bellidir. Örnek bir çalışma referans alınarak bu bilgiler elde edilmiştir ve bu bilgiler ters kinematik analizin çözümünde kullanılmıştır. Kullanılan bu limitler kalça eklemi açısı için -20^0 ve $+30^0$ arası, diz eklemi için 0^0 ve $+70^0$ arası, ayak bileği eklemi için -10^0 ve $+20^0$ arasındır [35].

3.2.5. Nümerik Çözüm Benzetimi

Bu benzetim türünde, problem ileri kinematik analiz sonucu çıkan koordinatlar ile istenen koordinatlar arası farkı en küçük değere çekebilme esastır. Bu eniyileme problemi eklem değişkenlerinin bir ilk değer etrafında değiştirilmesi ile çözülür. Problemin matematiksel olarak ifadesi Eş. 5 'de verilmektedir.

ζ^* = İstenen Konum Koordinatları

$$q = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$K(q)$ = İleri Kinematik Pozisyon Koordinatları

Hata fonksiyonu üretilirken dönüş matrisi hesaba katılmamıştır sadece pozisyon vektörü üzerinden işlem gerçekleştirilmiştir (Eş. 6).

$$q^* = \arg \min_q \|K(q) - \zeta^*\|$$

$$E(q) = \left\| K(q) - \begin{bmatrix} x^* \\ y^* \end{bmatrix} \right\| \quad (6)$$

Bu fonksiyonun en küçük değerinin bulunması için çok sayıda en iyileme algoritması kullanılabilir. Bu çalışmada Matlab yazılımı içerisinde dahili olarak bulunan “fminsearch” algoritması kullanılmıştır. Bu yöntemin denenmesi ilk olarak belirli bir eklem açı değerleri için ayak ucu pozisyonun bulunması ile başlamıştır (ileri kinematik). Daha sonra bulunan bu son konumlar eniyileme safhasında istenen konum koordinatları olarak girdi alınmıştır. Çıktı olarak ise belirli iterasyon sonucu eklem açılarının değerleri bulunmaktadır (ters kinematik). Bu benzetim yönteminde açılar

$$q = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \text{ alındığında bulunan } pos = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \text{ verileri sisteme girdi olarak}$$

verildiğinde doğru çalışmaktadır. Bu veri seti genişletildiğinde bazı istenen pozisyonlarda eklem açıları doğruya yakın bulunurken bazı durumlarda yanlış eklem açıları bulunmaktadır. Dolayısı ile bu yöntem tercih edilmemiştir ve geometrik çözüm üzerinden yapılan kapalı çözüm ile ters kinematik benzetimi yapılmıştır.

3.2.6. Kapalı Çözüm Üzerinden Ters Kinematik Analiz

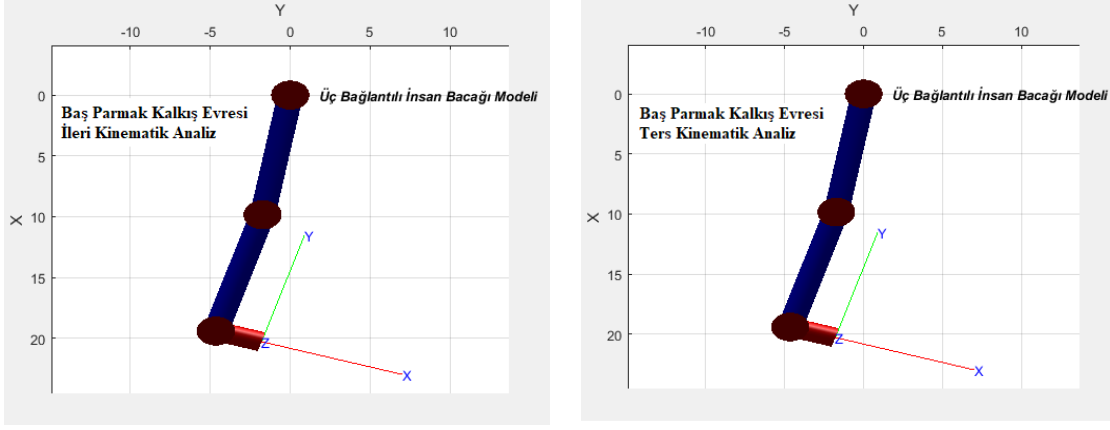
Bu yöntemde ise daha önceden bulunan açı değerlerinin formülleri sisteme verilmiştir (Eş. 4). Sistem her seferinde istenen pozisyon bilgisi için uygun şartlar altında ve limitler altında eklem açı değerlerini hesaplamaktadır. Bütün ayak ucu konumları için diz eklemi aşağı ve diz eklemi yukarı şeklinde iki farklı eklem değişkeni seti elde edilmiş ve bunlardan uygun olan seçilmiştir. Temel parametrelerden birisi doğal yürüyüş süresince diz eklemi açısının hiç negatif değer alamayacağıdır.

Burada dikkat edilmesi gereken nokta, eklem açı değerlerinin birbirine bağımlılığıdır. Bu bilgiler ışığında insan yürüyüşü birçok evre üzerinden modellenmiş ve bu eşitlikler sınanmıştır. Şekil 3.7.a 'da örnek olarak başparmak kalkış evresinin ileri kinematik analizi yapılmıştır ve çıkış duruş pozisyonu paylaşılmıştır. Çıkan pozisyon sonuçları daha sonra ters kinematik analize girdi olarak verilmiştir ve ilk durumdaki eklem açıları bulunmak istenmiştir. Bulunan eklem açılarına göre oluşan duruş pozisyonu Şekil 3.7.b 'de gösterilmektedir. Eş. 7 'de bu durum topuk vuruş evresi için özetlenmektedir.

$$q_{BaşParmakKalkış} = \begin{bmatrix} -10^0 \\ -7^0 \\ 90^0 \end{bmatrix} \xrightarrow{\text{İleri Kinematik Analiz}} \rightarrow \text{pozisyon}_{BaşParmakKalkış} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 20.2882 \\ -1.7913 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$\text{pozisyon}_{BaşParmakKalkış} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 20.2882 \\ -1.7913 \\ 0 \end{bmatrix} \xrightarrow{\text{Ters Kinematik Analiz}} \rightarrow q_{BaşParmakKalkış} = \begin{bmatrix} -10.0000^0 \\ -6.9826^0 \\ 89.9826^0 \end{bmatrix}$$

(7)



Şekil 3.7. (a) İleri kinematik analiz çıktısı (b) ters kinematik çıktısı (eksenler cm cinsinden verilmiştir)

Sonuçlar incelendiğinde iki grafikte de yapılan harekette belirgin bir fark görülmemektedir ve bu sonuç ile beraber ileri ve ters kinematik analizler tamamlanmıştır.

3.2.7. Kinematik Analiz - Hız Kinematığı

Bu bölümde robotun son etkicisinin (end-effector) yani ayak ucunun hızı ile eklemlerin açılarının değişim hızı arasındaki ilişki incelenmektedir. Aradaki ilişkiyi ortaya Jakobyen Matrisi koyar. Bu matrisin tekil olması durumu, rankı, determinantı gibi bilgiler sistemin hangi eksenlerde nasıl kontrol edilebildiğini ortaya koymaktadır.

Son etkicinin hızı da iki bileşenden oluşmaktadır. Bunlardan ilki doğrusal hız bileşeni, ikincisi ise açısal hız bileşenidir. Dolayısıyla Jakobyen matrisi eklemlerin hızı ile son etkicinin uzamsal hızı arasındaki ilişkiyi verir. Eş. 8 'de bu ilişkinin elde edilen sonuç eşitlikleri gösterilmektedir,

$$J = \begin{bmatrix} J_v(q) \\ J_w(q) \end{bmatrix} \quad v = J(q) \dot{q}$$

$$J_v(q) = \begin{bmatrix} -a_1s_1 - a_2s_{12} - a_3s_{123} & -a_2s_{12} - a_3s_{123} & -a_3s_{123} \\ a_1c_1 + a_2c_{12} + a_3c_{123} & a_2c_{12} + a_3c_{123} & a_3c_{123} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$${}^0w_3 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} = J_w(q) \cdot \dot{q} \quad (8)$$

$$J(q) = \begin{bmatrix} J_v(q) \\ J_w(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -a_1s_1 - a_2s_{12} - a_3s_{123} & -a_2s_{12} - a_3s_{123} & -a_3s_{123} \\ a_1c_1 + a_2c_{12} + a_3c_{123} & a_2c_{12} + a_3c_{123} & a_3c_{123} \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Bu sonuçlar elde edilirken yapılan tüm detaylı işlemlere ve gösterimlere Ek-A'dan erişilebilmektedir. Burada J Jakobyen dönüşüm matrisini ifade etmektedir. Eklemlerin her biri x, y ve z eksenlerinde doğrusal ve açısal olmak üzere iki çeşit hareket yapabilmektedir. Matristeki her bir satır bu hareket çeşitlerini ifade etmektedir. Matristeki her bir sütun ise sırasıyla eklemleri ifade etmektedir. Örneğin matrisin birinci sütunu; birinci dönel eklem son etkici üzerinde x ve y eksenlerinde doğrusal harekete yol açtığı, z ekseninde ise dönme hareketine yol açtığını bildirmektedir. Bu hesaplamalar ile hız kinematiği hesaplamaları tamamlanmıştır. Bu işlemlerin doğruluğunu sınamak üzere Matlab arayüzü ile önce Jakobyen matrisi oluşturulmuştur. Daha sonra eklem pozisyonları baş parmak kalkış evresi için sisteme verilmiştir. Bu eklem pozisyonlarında ayak ucunun x yönünde 0.1 m/sn (oldukça yavaş) hızla doğrusal hareket yapması için eklem hızlarının ne olması gerektiği anlatılan yöntem ile Eş. 9 'da verildiği gibi bulunmuştur.

$$q = \begin{bmatrix} -0.0785 \\ 0.1593 \\ -0.0808 \end{bmatrix} \text{ rad / sn} = \begin{bmatrix} -4.4977186918 \\ 9.1272176764 \\ -4.6294989847 \end{bmatrix} \text{ derece / sn} \quad (9)$$

Sonuç yorumlandığında, ayak ucunun 0.1 m/sn gibi yavaş bir hızda hareket edebilmesi için baş parmak kalkış pozisyonundaki eklemlerin sn'de yaklaşık 4 (ters yönde) ve 9 derece değişmesi beklenmektedir. Bulunan bu eklem açı değişim hızlarının sisteme tekrardan girdi olarak verilmesiyle ters hız kinematiğinin sağlanması yapılabilmektedir. Bu işlemin sonucunda son etkicinin açısal ve çizgisel hız bileşenleri Eş. 10 'da gösterildiği gibi bulunmaktadır.

$$q = \begin{bmatrix} -4.4977186918 \\ 9.1272176764 \\ -4.6294989847 \end{bmatrix} \text{ derece / sn} \rightarrow \text{Hız}_{x,y,z} = \begin{bmatrix} 0.1000 \\ 0.0000 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0.0000 \end{bmatrix} \text{ metre / sn} \quad (10)$$

Bu hesaplamalar ile hız kinematiği ve ters hız kinematiği hesaplamaları tamamlanmıştır. Bir sonraki bölümde kinematik yörünge üretimi konusunda yapılan çalışmalar verilmektedir.

3.2.8. Kinematik Yörünge Üretimi

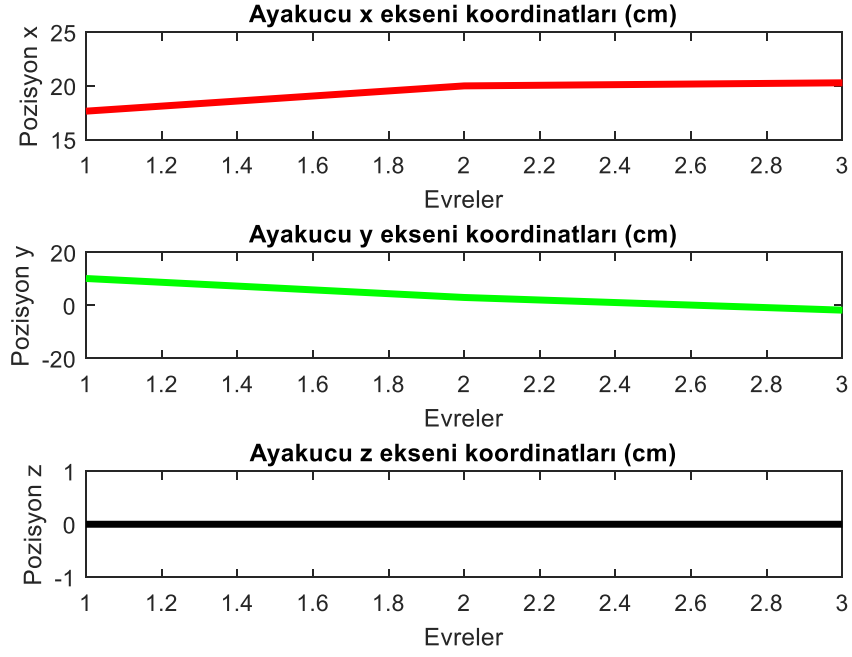
İleri kinematik analiz ve ters kinematik analiz tamamlandıktan sonra bir diğer önemli konu başlığı yörünge üretimidir. Manipülatorlerin kontrolünde en önemli noktalardan birisi dinamik kontrolde rol oynayan ters kinematik ve yörünge üretimidir. Diz eklemi açısı, kalça eklemi açısı ve ayak bileği açısı örüntülerinin oluşturulması için bu aşama gereklidir. Bu bölüm kapsamında yörünge üretimi için kullanılan algoritma aşağıda özetlenmiştir:

For i=1:n

- Zaman dilimi ve zaman aralığı seçilir
- İki art arda gelen evre için ters kinematik analiz uygulanır ve bu evreler için uygun eklem açı vektörleri elde edilir.
- Bu iki art arda gelen vektörlerin arası seçilen zaman dilimine ve aralığına göre ara değerler (interpolasyon).
- Her bir eklem açısı için istenilen süre zarfında bir örüntü üretilmiş olur.

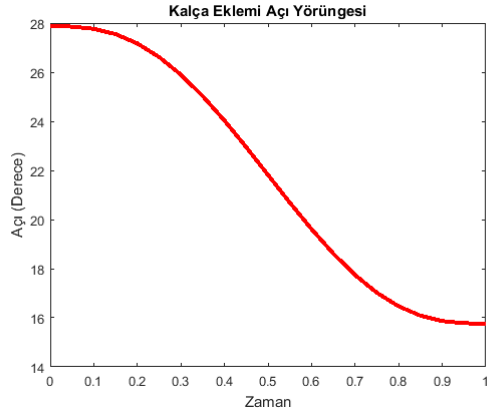
End

Şekil 3.8 'de verilen bu grafikte topuk vuruş evresi, ayak tabanının yere tam bastığı evre ve başparmak kalkış evresi için ayakucunun x, y ve z pozisyonları verilmiştir. Bu teknik ile istenilen hareket istenilen bir robot manipülatöre yaptırılabilir. Bir diğer çözümleme çıktısında ise ayakucunun x, y ve z pozisyonlarının üç farklı evre için izlediği yollar Şekil 3.8 'de gösterilmiştir.

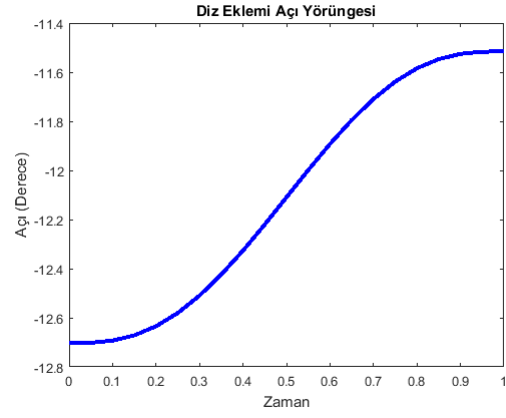


Şekil 3.8. Üç farklı evre için ayakcunun x, y ve z eksen pozisyonu

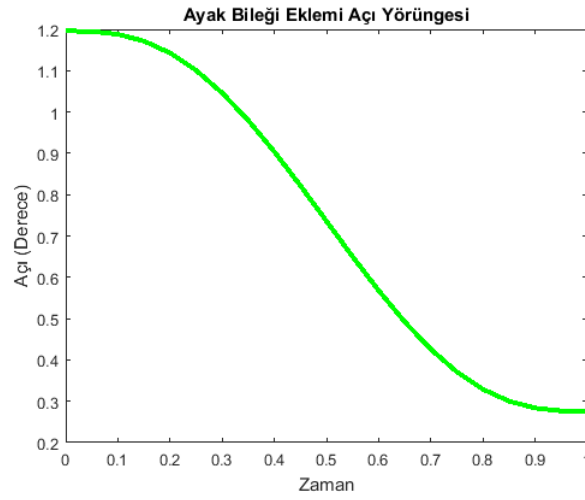
Burada önemli olan bir diğer nokta ise kullanılan ara değerlendirme yöntemidir. Bu çalışma kapsamında polinom aradeğerleme yöntemi tercih edilmiştir. Polinom aradeğerleme de elde bulunan verilere uyacak en küçük dereceli polinom katsayıları bulunur ve aradeğerleme tamamlanmış olur. Şekil 3.9 a,b,c 'de art arda gelen iki evre için sırasıyla kalça eklemi, diz eklemi ve ayak bileği eklemi için açı değerleri ara değerlendirilmiştir ve gösterilmiştir.



a)



b)



c)

Şekil 3.9. (a) Kalça eklemi açısı (b) diz eklemi açısı (c) ayak bileği açısı

Tez içerisinde gösterilmesi mümkün olmamakla beraber, yörünge üretimi çalışmaları sayesinde bacak modeline yürüyüş hareketi ürettirilmektedir. Bu yürüyüş hareketinin animasyonu kayıt edilmiştir ve tez ile beraber verilecek ilave kaynaklar arasında teslim edilmektedir.

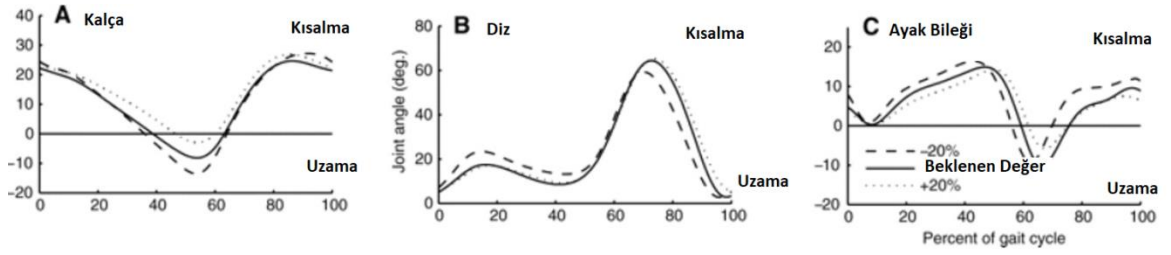
3.2.9. Performans Çözümleme Çalışmaları

İnsan yürüyüşü her zaman düz bir zemin üzerinde sabit hızda gerçekleşmemektedir. Yürüyüş bazen eğimli düzlemler üzerinde yokuş aşağı veya yokuş yukarı olarak da gerçekleşebilmektedir. Yürüyüş esnasında eklem açılarının alabileceği alt ve üst limitler bulunmaktadır. Bu limitler her türlü benzetim ve gerçek zamanlı çalışma içerisine yerleştirilerek yürüyüşün kısıtları oluşturulur. Literatürde sıklıkla kullanılan bu

kısıtlar limitler şeklinde Çizelge 3.1 'de ve grafiksel olarak Şekil 3.10 'da görülebilmektedir.

Çizelge 3.1. Eklem açısı limitleri [35]

	Kalça Eklemi	Diz Eklemi	Ayak Bileği Eklemi
Limitler	$[-20^0$ ve $+30^0]$	$[0^0$ ve $70^0]$	$[-10^0$ ve $20^0] + 90^0$

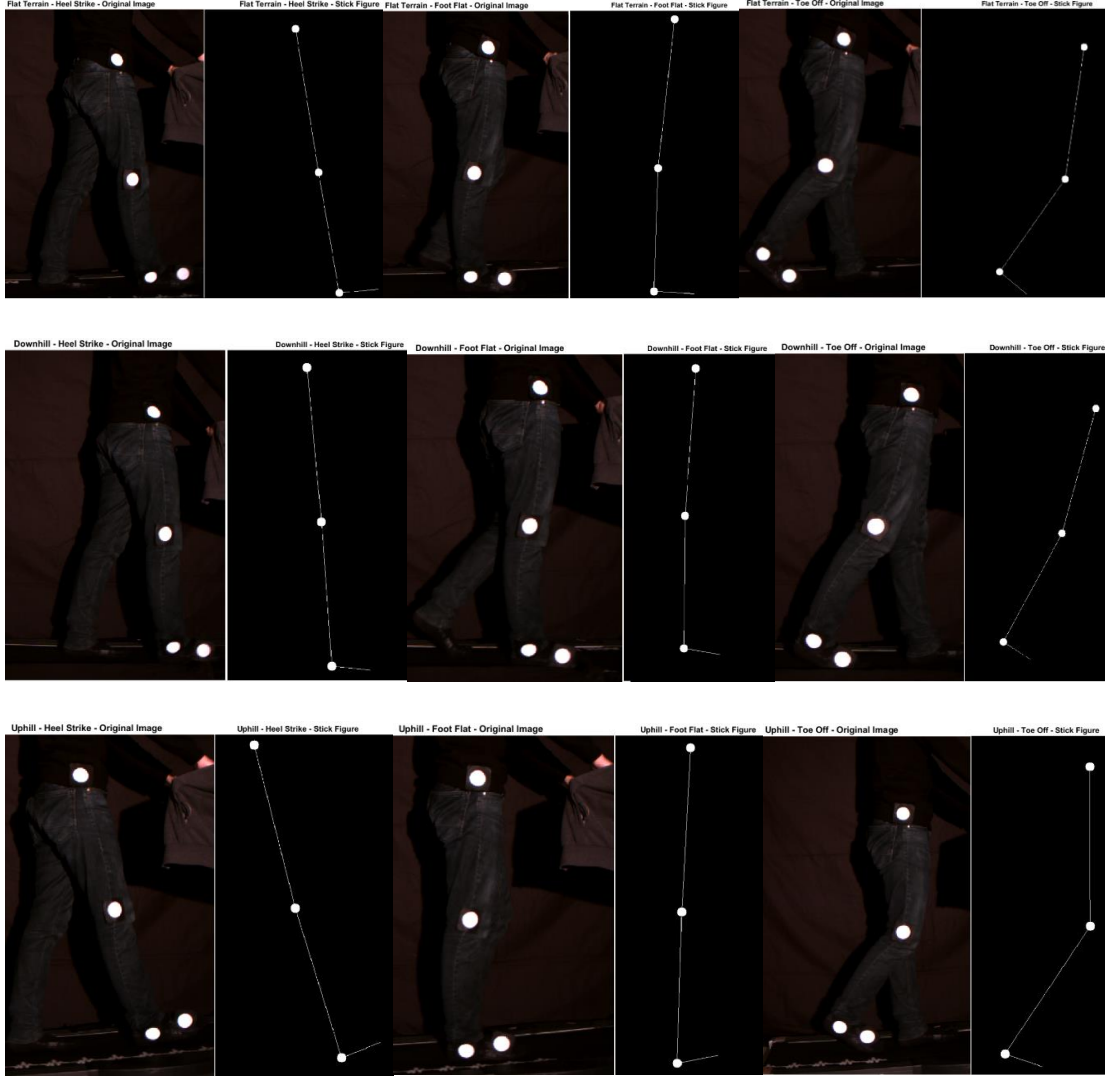


Şekil 3.10. Eklem açısı limitleri [35]

Burada ayak bileğinde gözükten $+90$ derecelik ekleme, son bağlantının dikey konumdan yatay konuma alınmasından kaynaklanmaktadır. Yürüyüşün farklı zemin durumlarında da detaylı kinematik analizi gerekebilmektedir. Örneğin transfemoral ampütasyona uğramış bir kişi için tasarlanan protezin yokuş aşağı veya yukarı yürüyüş esnasındaki performansının ölçülebilmesi için yine kinematik analizler kullanılır. Protezli yürüyüşün bu senaryo altında analiz edilebilmesi için çeşitli yörüngeler üretilir ve benzetimler yürütülür. Protezli yürüyüş esnasında eklemler istenen yörüngeleri başarıyla takip edebiliyorsa yürüyüş başarılı olarak nitelendirilebilir.

Bu bölümde, bu amaçla birtakım yürüyüş benzetimleri yapılmıştır. Düz zemin üzerinde, yokuş yukarı olarak ve yokuş aşağı olarak üç tip senaryo yazılım ortamında ve gerçek zamanlı düzenek olarak oluşturulmuştur. Açılı olarak kesilen ve koşu bandının altına yerleştirilen takozlar yardımıyla 10 derecelik eğime sahip yokuş aşağı ve yokuş yukarı yürüyüş düzeneği oluşturulmuştur. Gerçekleştirilen bu yürüyüşler, daha önceden laboratuvarımızda bulunan “Görüntü Tabanlı Hareket Ölçüm Düzeneği” yardımıyla kayıt altına alınmış ve analiz edilmiştir. Bu sistem sayesinde eklemlerde ve bağlantılarda hareket esnasında ortaya çıkan her tür kinematik değişken belirlenebilmektedir. Bu kinematik değişkenler sırasıyla ilgili bağlantı ve eklemlerin açısı, açısal hızı ve açısal ivmesidir. Bu deneyler sayesinde üç farklı yürüyüş senaryosu için, olması gereken eklem ve bağlantı pozisyonları türetilmiştir. Şekil 3.11 'de gerçekleştirilen senaryolar üç farklı

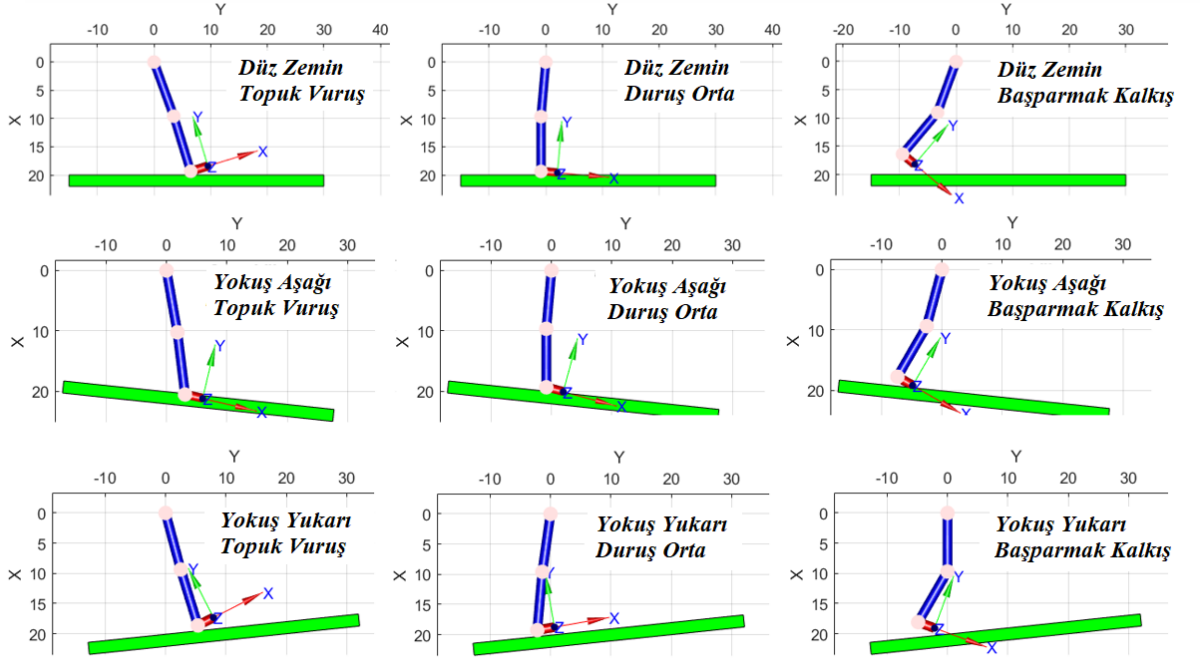
zemin koşulunda üç farklı evre için gösterilmektedir. Toplamda dokuz adet şekilden ilk üç tanesi düz zeminden, sonraki üç tanesi yokuş aşağı zeminden, son üç tanesi ise yokuş yukarı zeminden türetilmiştir. Her bir zemin koşulunda orijinal resim ile beraber çubuk diyagram da üç farklı evre için gösterilmiştir.



Şekil 3.11. (a) Düz zemin (b) yokuş aşağı zemin (c) yokuş yukarı zemin üzerinde topuk vuruş, taban basma ve başparmak kalkış evresi

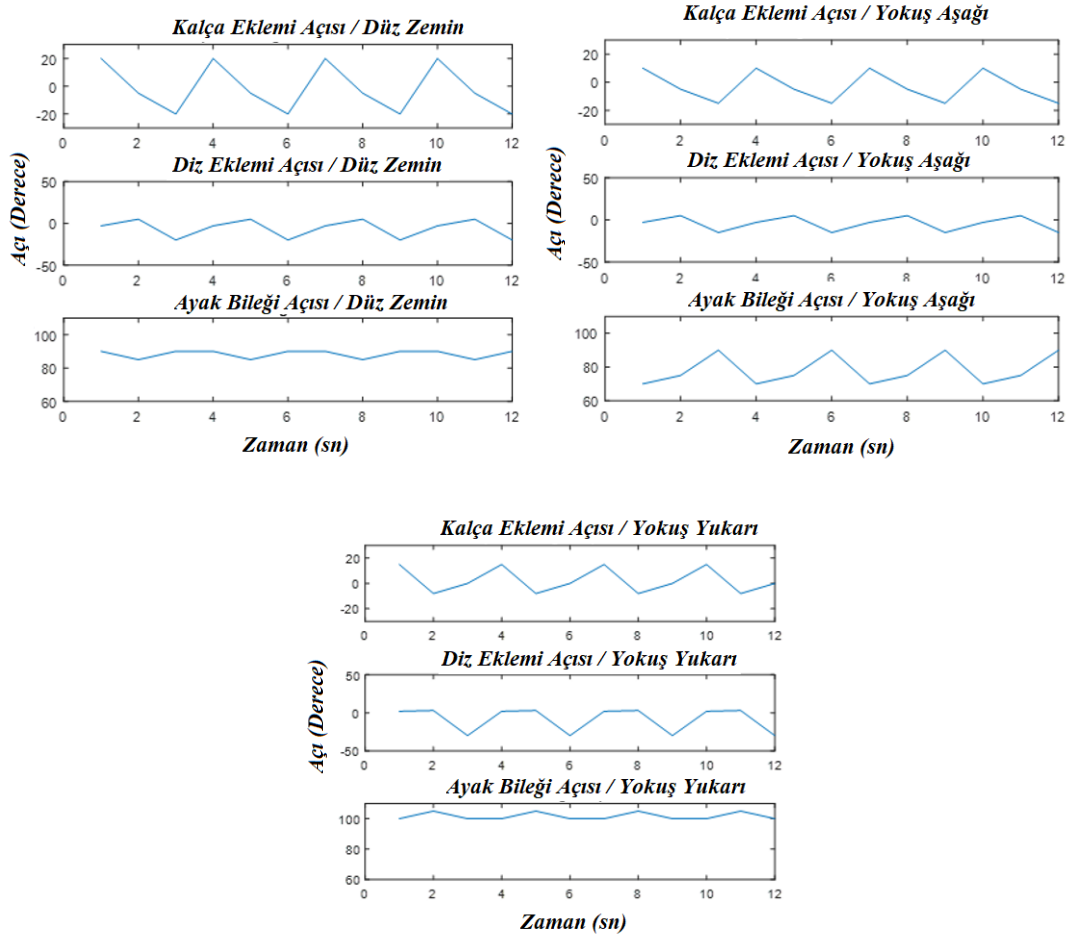
Elde edilen bu yürüyüşlerden Görüntü Tabanlı Hareket İnceleme Sistemi vasıtasıyla pozisyon, hız ve ivme kinematik değişkenleri türetilmiştir. Elde edilen pozisyon değişkeni ters kinematik eşitliklere girdi olarak verilmiş ve eklem açı değişkenleri türetilmiştir. Bu analiz yardımıyla gerçek zamanlı yürüyüşlerin benzetimi başarıyla gerçekleştirilmiştir. Üç farklı zemin üzerinde üç farklı evre için elde edilen sonuçlar sadece örnek teşkil etmesi açısından verilmektedir. Herhangi farklı zemin koşulları veya yürüyüş tipleri için de elde edilen matematiksel model

kullanılabilmektedir. Örneğin bir ortez cihazı tasarlanacağı zaman sistemin takip etmesi gereken eklem açıları değişkenleri bu model sayesinde türetilir ve sistemin dinamik performansı takip edilir. Bu model sayesinde yürüyüş ile alakalı her türlü dinamik gerçek zamanlı sisteme doğruluğu yüksek giriş sinyalleri üretilebilir. Şekil 3.12 'de, Şekil 3.11 'de elde edilen pozisyonlar için türetilen eklem açıları sayesinde oluşan evre durumları gözlemlenmektedir. Yazılım ortamında yokuş yukarı ve yokuş aşağı zemini simgelemesi açısından bir çubuk çalışma zeminine 10 derecelik açılarla yerleştirilmiştir.



Şekil 3.12. Gerçek zamanlı deneyden elde edilen sonuçların benzetim ortamında denenmesi

Şekil 3.13 'de ise üç farklı zemin üzerinde kalça eklemi açısının, diz eklemi açısının ve ayak bileği açısının izlediği yörüngenin benzetim sonuçları görülmektedir. Şeklin daha ayrıık bir görünüme sahip olmasının nedeni sadece bir çevrim üzerinden çok az örnek sayısının kullanılmasıdır.



Şekil 3.13. Üç farklı yürüyüş zemini için eklem açısı çıktıları

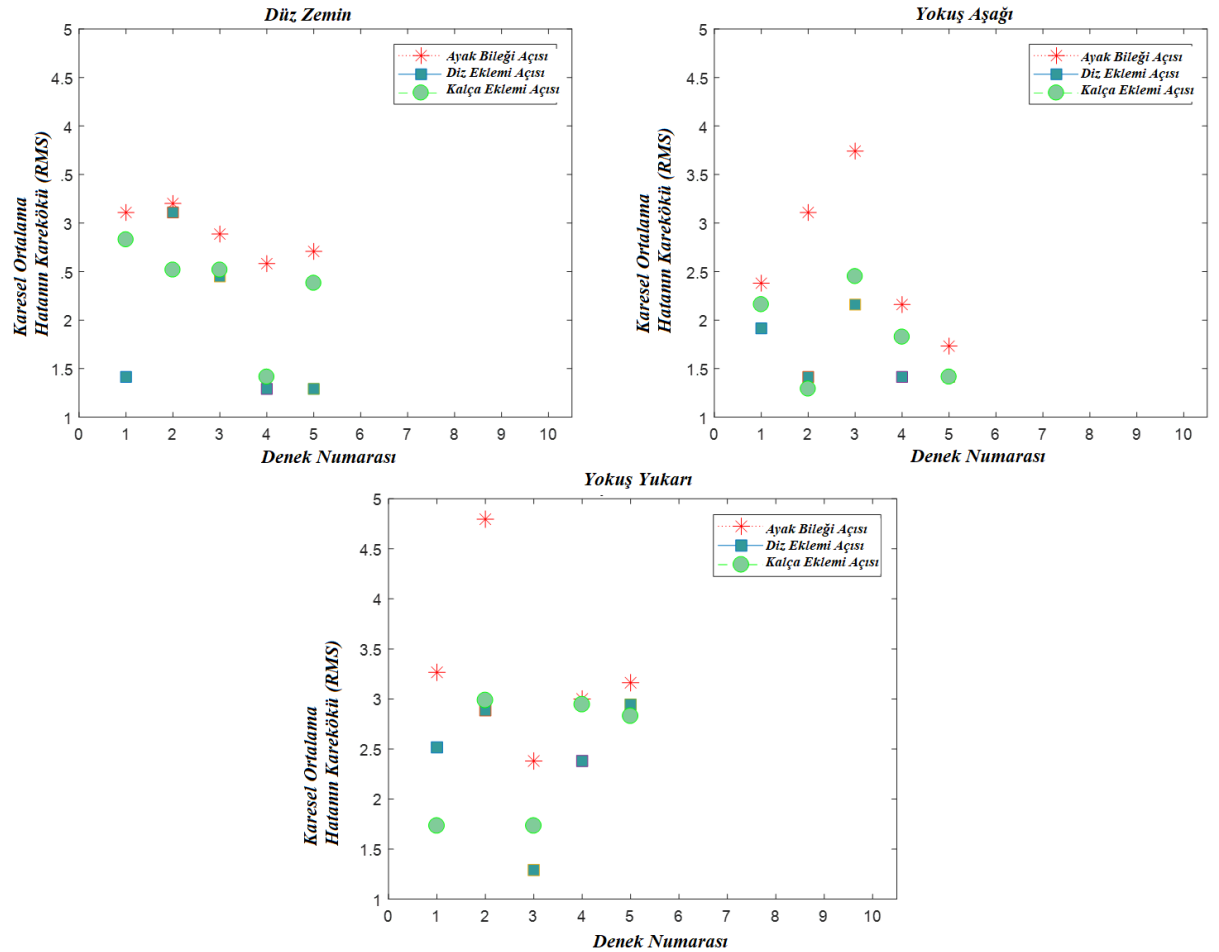
Bu benzetim çalışmalarından sonra bir sonraki aşamada oluşturulan modelin doğruluğunu belirleyebilmek için çalışmalar 10 farklı denek üzerinden yürütülmüştür. Her bir denek ile 3 km/saat hızda koşu bandı üzerinde 1 dk'lık yürüyüş verileri "Görüntü Tabanlı Hareket Ölçüm Düzeneği" ile kayıt altına alınmıştır ve ilgili beden parçalarının kinematik çıktıları elde edilmiştir. Çizelge 3.2 'de deneklerin özellikleri verilmiştir. Sütunlarda bulunan D1 den D10'a kadar olan terimler denekleri göstermektedir. Tüm deneklerin yazılı izinleri alınmıştır ve bu izin kağıtları arşivlenmiştir. Çizelgede işaretlenen "K" ve "E" harfleri sırasıyla "Kadın" ve "Erkek" kelimeleri yerine kısaltma olarak kullanılmaktadır.

Görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği ile elde edilen sonuçlar ve benzetim ile elde edilen sonuçların ortak zeminde incelenebilmesi için sinyallerin tepe noktaları belirlenmiş ve ardından karşılaştırma yapılmıştır. Tepe noktaları karşılaştırılan sinyallerin aynı örnek sayısında incelenebilmesi için ise aradeğerleme yapılmıştır. Ayrıca deneysel çıktılar her bir denek için her bir farklı yürüyüş zemininde Karesel Ortalama Hatanın

Karekökü - RMS (root-mean-square) hata olarak verilmiştir. Şekil 3.14 'de sırasıyla önce düz zemin üzerinde, yokuş aşağı zeminde ve yokuş yukarı zeminde bu çıktılar verilmiştir.

Çizelge 3.2. Deneklerin özellikleri

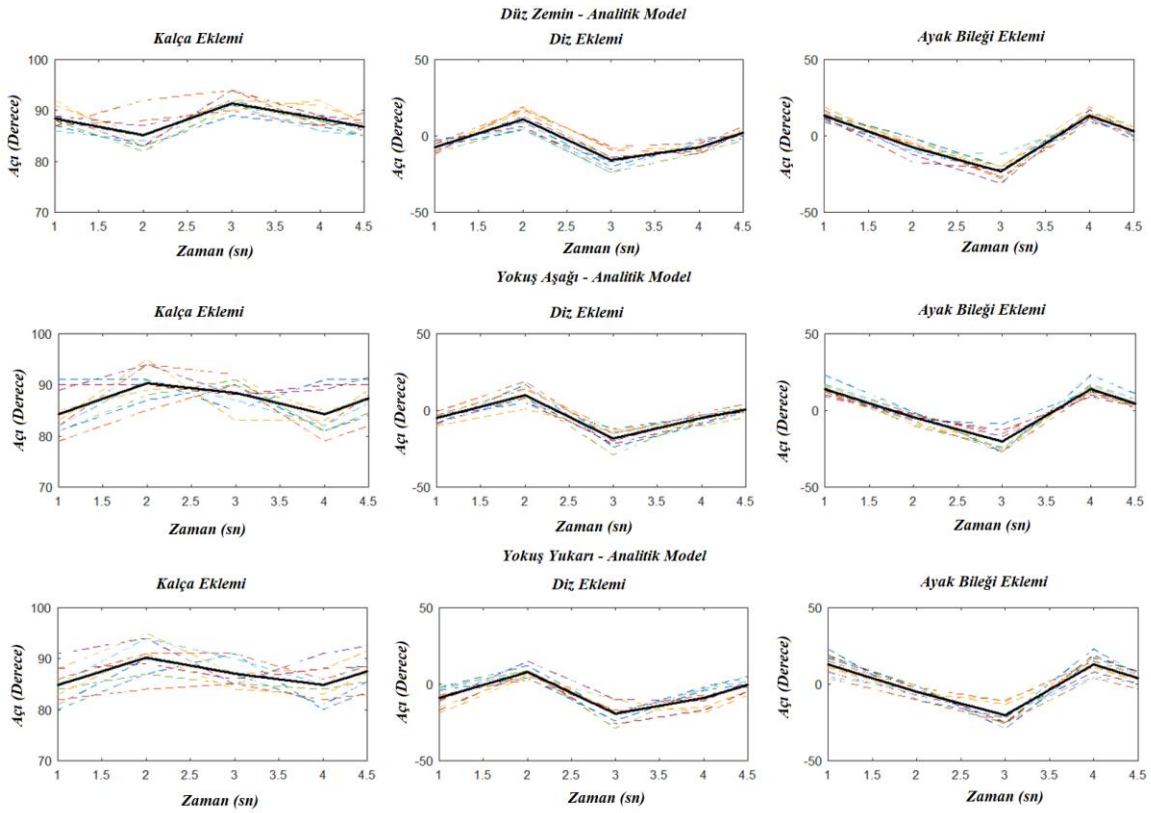
	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10
Cinsiyet	E	E	E	E	E	K	K	K	K	K
Yaş	22	21	23	22	22	23	22	22	22	21
Boy	171	180	175	177	168	164	166	170	168	165
Kilo	80	75	77	72	70	55	58	60	53	50



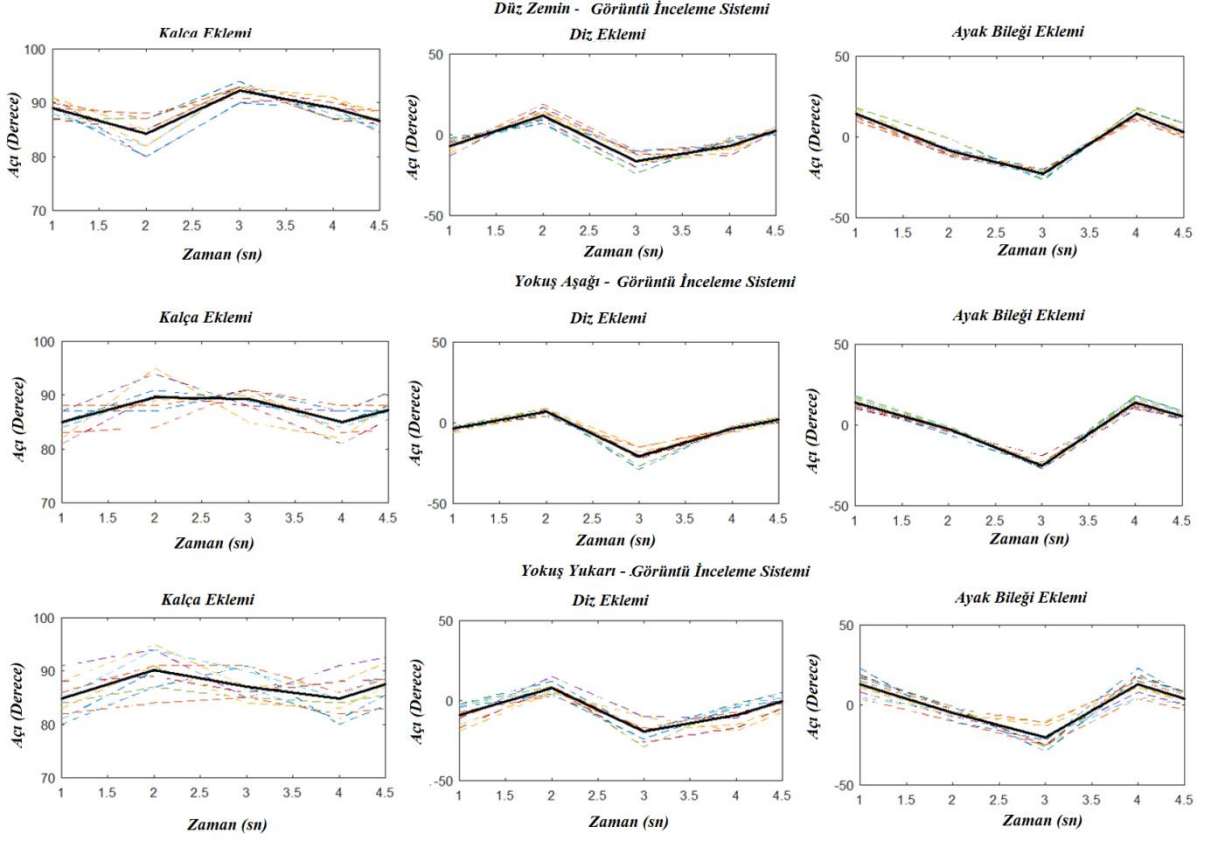
Şekil 3.14. On denek için üç farklı zemin üzerinde RMS hata (Derece)

Şekil 3.14 dikkatlice incelendiğinde iki farklı önemli bilgi elde edilmektedir. İlk olarak yürüyüş koşulu ne olursa olsun en fazla RMS hata her zaman ayak bileği eklemleri

açısında ortaya çıkmaktadır. Bu beklenen sonucun nedeni model içerisinde ayak bileği açısının değerinin her zaman göreceli olarak diz eklemi ve kalça eklemi açısına göre değişmesidir. Ancak gerçek hayatta anatomik olarak ayak bileği açısında yürüyüş esnasında fazla değişiklik olmamaktadır. Bu farklılık ayağın anatomik yapısının fazla bükülmelere karşı olan mukavemeti olarak açıklanabilmektedir. Diğer bir önemli nokta ise model bütün denekler için düz zeminde daha az hata ile sonuçlar üretebilmektedir. Örneğin yokuş aşağı ve yokuş yukarı yürüyüşte denek 2 ve 3'te yüksek hata dereceleri ortaya çıkmıştır. Farklı bir bakış açısı olarak bu on farklı denek ile yapılan çalışmalardan elde edilen eklem değişkenlerinin izlediği yörüngelerin verdiği bilgiler analiz edilmelidir. Bu bağlamda her bir denek için kalça eklemine, diz eklemine ve ayak bileğinin açı değerleri Şekil 3.15 'deki gibi çizdirilmiştir. Bu şekillerden üstteki grup düz zemin üzerindeki sonuçları, ortadaki grup yokuş aşağı zemin üzerindeki sonuçları, alttaki grup ise yokuş yukarı zemin üzerindeki sonuçları göstermektedir. Bulunan analitik model ile kinematik eşitlikler ışığında yapılan yürüyüş benzetimlerinden bir çevrim için elde edilen on farklı sonuç grafiklerde kesikli çizgiler ile gösterilmektedir. Bu on sinyalin ortalaması ise bir çevrim içerisinde yine aynı grafik üzerinde kalın çizgi ile çizilerek gösterilmiştir.

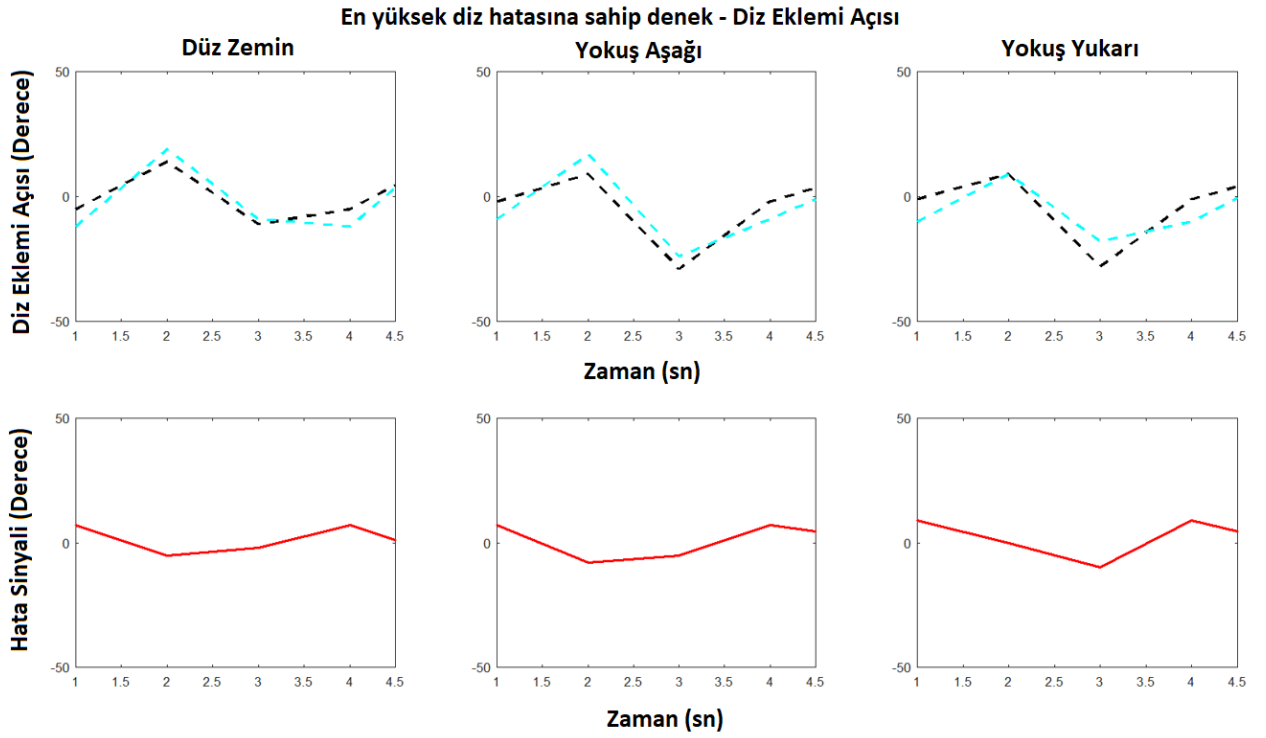


Şekil 3.15. Üç farklı zeminde on farklı denek üzerinden elde edilen eklem değişkenleri ve ortalamaları (Analitik Model)

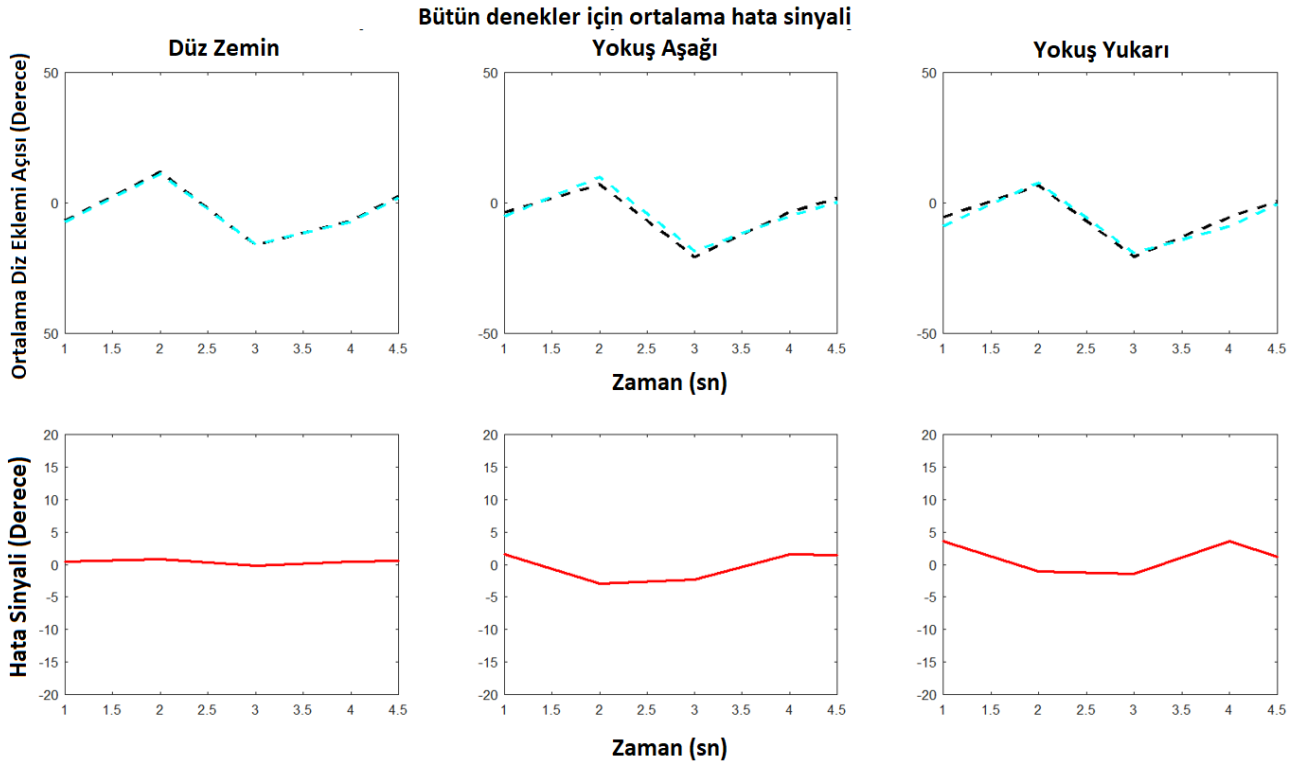


Şekil 3.16. Üç farklı zeminde on farklı denek üzerinden elden edilen eklem değişkenleri ve ortalamaları (görüntü tabanlı hareket inceleme sistemi)

Şekil 3.15 ve 3.16 'da görülmektedir ki oluşturulan matematiksel model sonucu çıkan eklem değişkenleri başarıyla gerçek yürüyüşü takip edebilmektedir. Şekil 3.16 'dan önemli bir sonuç çıkarılmaktadır. Hareketin başlangıç noktası olan kalça eklemi hareketi açısal olarak her bir denekte fazla miktarda farklılık göstermektedir. Ayrıca açı değerlerinin ortalamaları hem oluşturduğumuz sistemde hem de görüntü tabanlı hareket ölçüm sisteminde şekilsel olarak paralel gitmektedir. Oluşturulan farklı zeminler (düz zemin, yokuş aşağı ve yokuş yukarı) üzerinde yürüyüş hareketinin kinematik benzetimleri modellenmiştir. Bu sonuçların hepsi ters kinematik analizler sonucu türetilen eklem değişkenleri temel alınarak elde edilmiştir. Bu analizlerin yanında çeşitli sayısal sinyal işleme teknikleri de kullanılmıştır. Şekil 3.17 ve 3.18 'de ise eklem değişkenlerinden sadece diz eklemi açısının sonuçları üç farklı zemin için verilmektedir.



Şekil 3.17. En yüksek hataya sahip denegin diz ekleme açısı (mavi: görüntü tabanlı ölçüm düzeneği, siyah: analitik model sonucu) ve hata



Şekil 3.18. Tüm deneklere ait ortalama diz ekleme açısı (mavi: görüntü tabanlı ölçüm düzeneği, siyah: analitik model sonucu) ve hata

Analitik çözümdeki hatanın ortaya çıkmasının nedeni okuyucuya şaşırtıcı gelebilecektir. Bunun sebebi kısıtlarımızın gerçek bağlantı-eklem (link-joint) kısıtlarına bağlı olarak seçilmiş olmasıdır. Koyulan kısıtların limitleri daha katı bir duruma getirildiğinde hata da orantılı olarak azalacaktır. Şekillerin çizelge gösterimi ve çeşitli hata değerleri ise on denek için üç farklı yürüyüş zemininde Çizelge 3.3 'de verilmektedir.

Çizelge 3.3. On farklı denek için üç farklı yürüyüş zemininde kalça, diz ve ayak bileği eklemi sonuçları (Derece)

Düz Yürüyüş	Bilek	Diz	Kalça
En Büyük Hata (Gerçek Verilerde)	4,2426	5,0990	6,9761
Mutlak En Küçük Hata (Ortalama Üzerinde)	0,6000	0,2000	0,5000
Toplam Hata (Gerçek Verilerde) (Min)	5,0000	6,0000	4,0000
Toplam Hata (Gerçek Verilerde) (Max)	10,0000	14,0000	20,0000
Toplam Hata (Ortalama Üzerinde)	2,4000	1,4000	2,7000
Yokuş Aşağı Yürüyüş	Bilek	Diz	Kalça
En Büyük Hata (Gerçek Verilerde)	5,8310	5,5678	4,9075
Mutlak En Küçük Hata (Ortalama Üzerinde)	0,7000	1,6000	0,0000
Toplam Hata (Gerçek Verilerde) (Min)	3,0000	5,0000	5,0000
Toplam Hata (Gerçek Verilerde) (Max)	12,0000	20,0000	17,0000
Toplam Hata (Ortalama Üzerinde)	2,4000	6,8000	6,9000
Yokuş Yukarı Yürüyüş	Bilek	Diz	Kalça
En Büyük Hata (Gerçek Verilerde)	4,6188	6,0277	7,7675
Mutlak En Küçük Hata (Ortalama Üzerinde)	0,0000	1,1000	0,3000
Toplam Hata (Gerçek Verilerde) (Min)	7,0000	4,0000	4,0000
Toplam Hata (Gerçek Verilerde) (Max)	8,0000	13,0000	19,0000
Toplam Hata (Ortalama Üzerinde)	1,6000	6,1000	2,7000

Açıkça görülmektedir ki, oluşturulan model ile her türlü iki ayaklı yürüyüş senaryosu belirli kısıtlar altında gerçekleştirilebilmektedir. Bu sayede her türlü akademik çalışma için kullanılan veritabanlarına bağımlılık da bir nebze azaltılabilmektedir. Örneğin belirli yürüyüş hızında, belirli bir yürüyüş senaryosundan elde edilebilecek bir diz açısı yörüngesi, her hangi bir gerçek zamanlı sisteme giriş olarak verilebilecektir. Ayrıca çalışma Denavit-Hartenberg çizelgesi genişletilerek farklı bağlantı-eklem modellerine de genişletilebilmektedir.

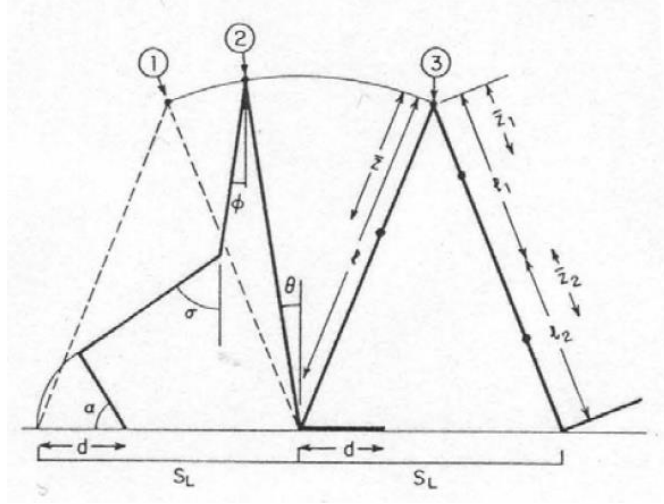
4. SARKAÇ VE TERS SARKAÇ MODELLERİNİ KULLANARAK YÜRÜYÜŞÜN DİNAMİK DENKLEMLERİNİN TÜRETİLMESİ

Diz üstü protezlerin denetimi aktif olarak üzerinde çalışılan bir konudur ve gelişen mikrodenetleyici teknolojiyle beraber çalışmalar hız kazanmaktadır. Genel çerçevede denetim problemi olay (state-based) tabanlı ve sürekli zamanlı denetim olarak ikiye ayrılmaktadır. Olay tabanlı denetim, başarıyı yüksek sonuçlar verebilmesine karşın dizin doğal denetim mekanizmasını tam ifade edememektedir. Sürekli zamanlı denetim ise uygulanmasının zorluğuna karşın gerçek diz ekleminin davranışını daha iyi betimlemektedir. Diz ekleminin yürüyüş süresince gerçekleştirdiği hareket doğrusal olmayan yapıdadır ve elde edilen diferansiyel denklemler oldukça (tightly coupled) bağımlıdır. Bu nedenle denetlenecek modelin yapısının yüksek doğrulukla belirlenmesi gerekmektedir. Yarı etkin diz protezlerinde, diz ekleminin görevi tork girdisini uygun diz açısına çevirmektir. Bu bağlamda girdisi tork çıktısı diz açısı olan diferansiyel eşitlikler çalışma süresince yürüyüşün hem salınım hem duruş evresi için elde edilmektedir. Elde edilen bu model referans diz açısını takip edecek şekilde önce benzetim ortamında sonra ise gerçek zamanlı olarak gömülü sistem üzerinde gerçekleştirilmektedir.

4.1. İkili Sarkaç ve İkili Ters Sarkaç

Uyluk, bacak ve ayağın yürüyüşün salınım evresinde gerçekleştirdiği hareketin iki bağlantılı bir düz sarkacın gerçekleştirdiği hareket ile benzeştirilmesi sonucu elde edilen modelin önce dinamik denklem takımları elde edilmiştir. Daha sonra bu denklem takımlarının ileri ve ters dinamik çözümleri gerçek yürüyüş verileri ile analiz edilmiştir. İleri dinamik çözüm, modele gerçek yürüyüşten alınan kinematik değerlerin verilmesi ile torkların gözlemlenmesi sonucunda türetilmektedir. Ters dinamik çözüm ise ilk olarak hiç bir tork girişinin olmadığı yer çekimine karşı olan hareket olarak elde edilmiştir. Daha sonra gerçek yürüyüşten alınan tork verileri ile bu analiz yürütülmüştür. Uyluk, bacak ve ayağın yürüyüşün duruş evresinde gerçekleştirdiği hareket ise iki bağlantılı ters sarkacın gerçekleştirdiği hareket ile benzeştirilmiş ve denklemler elde edilmiştir. Salınım fazında yürütülen analizlerin aynıları, aynı sıra ile duruş fazı verileri ile bu modele uygulanmış ve ilgili sonuçlar verilmiştir.

İki ayaklı yürüyüşün dinamik olarak modellenmesi sıklıkla üzerinde çalışılan bir konudur [14, 15, 16]. Yürüyüşün duruş fazının ters sarkaç modeli ile ifade edilerek dinamik denklemlerinin türetilmesi 1976 yılında Alexander tarafından ortaya konulmuştur ve bu çalışma pasif dinamik yürüyüş konusunun temelini oluşturmaktadır [17]. Daha sonra sarkaç modelleri geliştirilerek farklı serbestlik dereceleri modellere eklenerek başarımlar artırılmıştır [18]. Şekil 4.1 'de Mochon ve Machon tarafından 1980 yılında geliştirilmiş pasif yürüyüş modeli üretebilen mekanizma gösterilmektedir.



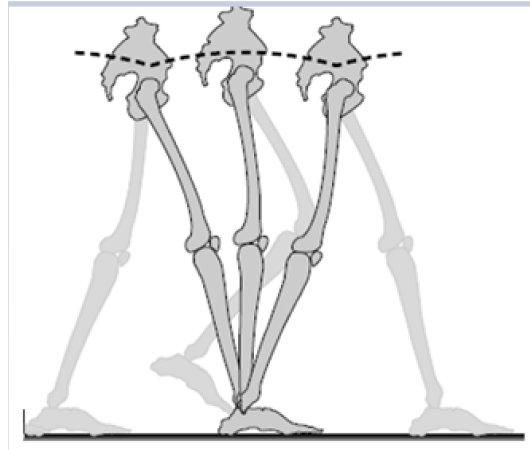
Şekil 4.1. 1, 2 ve 3 numaralı evreler sırasıyla; topuk vuruş evresi, başparmak kalkış evresi ve topuk vuruş evresi [22]

Sarkaç modellerinin yürüyüş çalışmalarında kullanılmasının bir yönü de iki ayaklı yürüyüş örüntülerinin üretilebilmesidir. Bu amaçla yapılan mevcut çalışmalar ile üretilen örüntülerin başarımları donanımlar üzerinde ortaya konmuştur [19, 20]. Bu tez kapsamında ise ilk olarak duruş evresinde bulunan iki serbestlik dereceli bir bacak modelinin hareketi ters sarkaç modeli ile benzeştirilerek dinamik denklemler ortaya konulmuştur daha sonra ise yürüyüşün salınım evresinde alt ekstremitenin hareketi ikili düz sarkaç modeli ile incelenmiştir. Sistemin dinamik denklemlerinin bulunması için literatürde iki farklı yöntem önerilmektedir. Bunlardan ilki Euler – Lagrange denklemleridir, diğeri ise Newton – Euler denklemleridir. Bu iki farklı yöntemden ilki ortaya çıkan hareketin kinetik ve potansiyel enerjilerinin değişimlerini analiz eder ve hareketin diferansiyel denklemlerini ortaya koyar. İkinci yöntemde ise hareketin doğrusal ve açısal bileşenleri için ayrı ayrı klasik fizik kuralları uygulanır ve ilgili diferansiyel denklemler üretilir. Doğru yapılan analizler ışığında aynı model ve aynı hareket için her iki yöntem de aynı diferansiyel denklemleri vermektedir [36].

Sarkaç modeli ile yürüyüşün salınım evresinde bacağın hareketinin modellenmesi yine literatürde sıklıkla karşılaşılan yöntemlerden biridir [22]. Ancak bu yöntemin kendi içerisinde bazı kabulleri ve eksiklikleri bulunmaktadır. Örneğin literatürde modellerin bir çoğu düzlemsel olarak oluşturulmaktadır ve dolayısıyla üçüncü boyutta ortaya çıkan sağa sola sallanma hareketini ihmal etmektedir [23]. Sıklıkla kullanılan bu ihmaller ve kabuller aşağıda listelenmiştir.

- Yürüyüş sadece düzlemsel (planar) olarak gerçekleşmektedir.
- Kalça eklemi civarında olan ağırlık merkezinin yer değiştirmesi her iki ekseninde de sıfır olarak alınmaktadır.
- Yürüyüşün % 11.4 'lük bir bölümünü simgeleyen iki ayak destek fazı bu model içerisinde bulunmamaktadır.
- Bağlantıların boylarının hareket boyunca değişmediği kabul edilmiştir [24]

Sarkaç ve ters sarkaç hareketinin birleşimi ile yürüyüşün modellenmesi fikri hareketin yapay olarak üretilmesi için yeterli olsa da gerçek yürüyüş ile ilgili bazı sorulara cevap verememektedir. Bu amaçla yapılan çalışmalar gerçek zamanlı yürüyüş hareketi üretilmesinden ziyade sentetik olarak yazılım ortamında hareketin üretilmesi içindir. Şekil 4.2 'de bu modelin kaynaklardaki kullanım şekli gösterilmektedir.



Şekil 4.2. Duruş fazında ters sarkaç, salınım fazında sarkaç modeli [24]

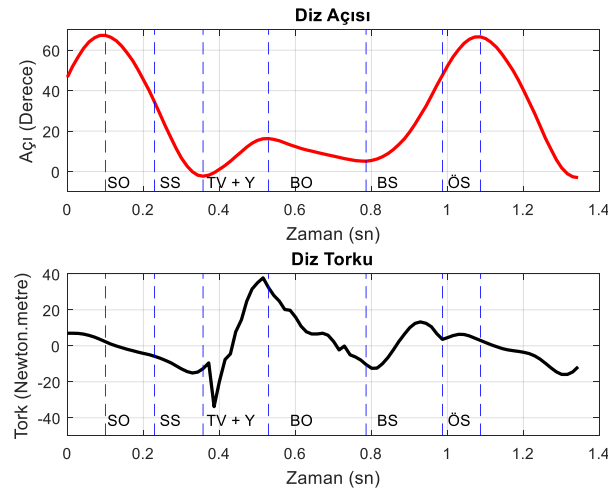
İzlenen yöntem eklemlili manipülatörlerin kinematik ve dinamik analizlerinde kaynaklarda takip edilen yöntemlerle birebir örtüşmektedir. İnsan yürüyüşü, eklemlerin ve bağlantıların doğrusal olmayan bir yapı içerisinde hareket etmesi ile ortaya çıkar. Kinematik analizde önemli olan bu eklemlerin ve bağlantıların yer değiştirme, hız ve ivme gibi bileşenlerinin nitel olarak irdelenmesi dinamik analizde ise bu hareketleri ortaya çıkaran nedenlerin irdelenmesidir. Bu çerçevede doğru ve tam bir dinamik analiz,

ortaya çıkan harekete neden olan doğrusal kuvvet veya torkun analitik denklemlerini ortaya koyar.

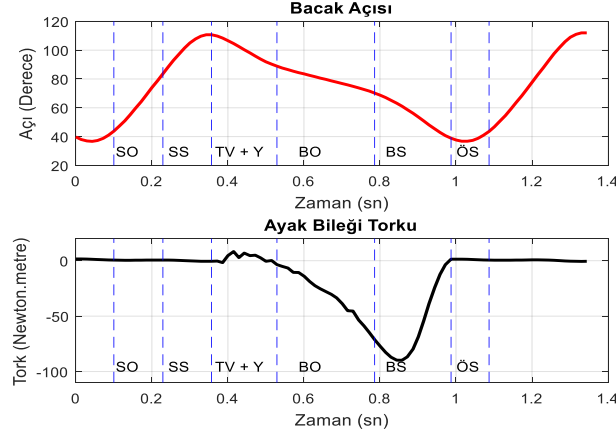
4.2. İnsan Yürüşü ve Evreleri

İnsan yürüşü, kas iskelet sisteminin ve sinir sisteminin organize çalışması sonucu ortaya çıkmaktadır. Bir yerden bir yere hareket etmek amacıyla iki bacağın ortak ve uyumlu hareketi yürüme olarak adlandırılmaktadır. Bu hareket esnasında bacağın birisinin sürekli yer ile temas halinde kalması yürüyüşün temel şartlarından [37]. Yürüyüş hareketi çevrimsel bir yapıda ele alındığında belirli yürüyüş safhalarının sürekli tekrar ettiği gözlemlenmektedir. Yürüyüşün bir çevrimi aynı bacağın topuğunun yere temas etmesi ile başlar ve aynı ayağın topuğu tekrar yere geldiğinde son bulur. Yürüyüşün bu kendini tekrar eden yapısı bir yürüyüş döngüsü (gait cycle) içerisinde incelenmektedir [38]. Yürüyüşün çevrimsel yapısı kaynaklarda genel olarak iki ana evreye bölünmektedir. Bu evrelerden “Duruş Evresi” yürüyüş hareketinin yaklaşık %60’ını oluşturmaktadır ve gerektiği takdirde kendi içerisinde alt evrelere ayrılabilir. Duruş evresi, sağ/sol ayağın topuğunun yere teması olan “Topuk Vuruş” alt evresi ile başlar ve aynı ayağın parmak ucunun yerden kalkışı, “Baş Parmak Kalkış” evresi ile son bulur. Kaynaklarda duruş evresini “Topuk Vuruş”, “İlk Yüklenme”, “Basma Ortası”, ve “Basma Sonu” olarak alt evrelere bölen çalışmalar bulunmaktadır. “Salınım Evresi” ise yürüyüşün ilerleme safhasında aktif rol oynamaktadır ve yürüyüş hareketinin yaklaşık %40 ’lık bölümünü oluşturmaktadır. Salınım evresi genel olarak üç alt evreye bölünebilir. Bunlar kaynaklarda “Ön Salınım”, “Salınım Ortası” ve “Salınım Sonu” olarak isimlendirilmektedir [39]. Yürüyüşü alt evrelere ayırmak için bir çok yöntem mevcuttur. Bu yöntemlerden duyarga tabanlı olanlar yüksek doğruluklar ile yürüyüşü alt evrelere bölebilmektedir. Özellikle diz açısı verisi ile diz açısız hızı verisinin topuk vuruş duyargaları ile birlikte kullanıldığı Pappas tarafından yapılan çalışma yürüyüşün ana ve bazı alt evrelerini belirli durumlarda %96 üzeri doğrulukta kestirebilmektedir [9]. Yürüyüşün evrelerinin detaylarının iyi anlaşılabilmesi için hassas ve yüksek doğruluklu ölçüm sistemleri vasıtasıyla yürüyüşün kinematik ve kinetik parametreleri kayıt altına alınmalıdır. Winter tarafından oluşturulan açık paylaşım veritabanı, bir deneğin koşu bandı üzerinde sabit hızda yürüyüşüne ait kinematik ve kinetik verileri barındırmaktadır [5]. Bu veriler sağlıklı bir deneğin aynı anda hem kinetik, hem kinematik parametrelerinin ölçümünün eş zamanlı olarak alınmasıyla oluşturulmuştur. Bu nedenle yürüyüşün biyomekaniği ile ilgilenen çok çeşitli

araştırmalarda bu ölçümler tercih edilmektedir. Veritabanı, koşu bandı üzerinde bir deneğin 6.2 km/saat hızla yürümesi sonucu ortaya çıkan doğrusal ve açısal kinematik bileşenler ile kuvvet, tork ve yer tepki kuvveti verilerini içermektedir. Kullanılan kamera sistemi saniyede 69.9 çerçeve alabilmektedir ve toplam 1.501sn'lik bir yürüyüş çevrimi incelenmiştir. Bu tez kapsamında bu veritabanında paylaşılan kinematik veriler ve kinetik veriler önerilen modelin başarımını sınamak üzere kullanılmıştır. Tork bileşeni eklemlerde olduğu için doğrudan ölçmek mümkün değildir. Bu amaçla çeşitli kestirim yöntemleri geliştirilmiştir. Veritabanındaki bütün tork kestirimleri Bresler tarafından önerilen yöntem ile gerçekleştirilmiştir. Yöntem antropometrik veriler ve yer tepki kuvveti bileşenlerini girdi olarak kullanarak, eklemdaki torkları parametrik olarak tahmin etmektedir [40]. Diz ve bacak açısı verileri ile bu verilerin oluşumuna neden olan diz torku ve ayak bileği torku verileri yürüyüşün evreleri ile ilintilidir. Bu veriler her türlü kinematik ve kinetik ileri çözümlene çalışmasında sisteme girdi olarak verilebileceği gibi ters çözümlene çalışmalarında sistem çıktısı ile karşılaştırma verisi olarak kullanılabilir. Bu nedenle, Şekil 4.3.a 'da protez ortez çalışmasında denetim parametresi ve referans veri olarak kullanılabilen diz açısı ve diz torku verisi, Şekil 4.3.b 'de bacak açısı ve ayak bileği torku verisi ve bu verilerin yürüyüşün evreleri ile olan ilişkisi gösterilmektedir [5].



a)



b)

Şekil 4.3. (a) Diz açısı ve diz torku (b) bacak açısı ve ayak bileği torku

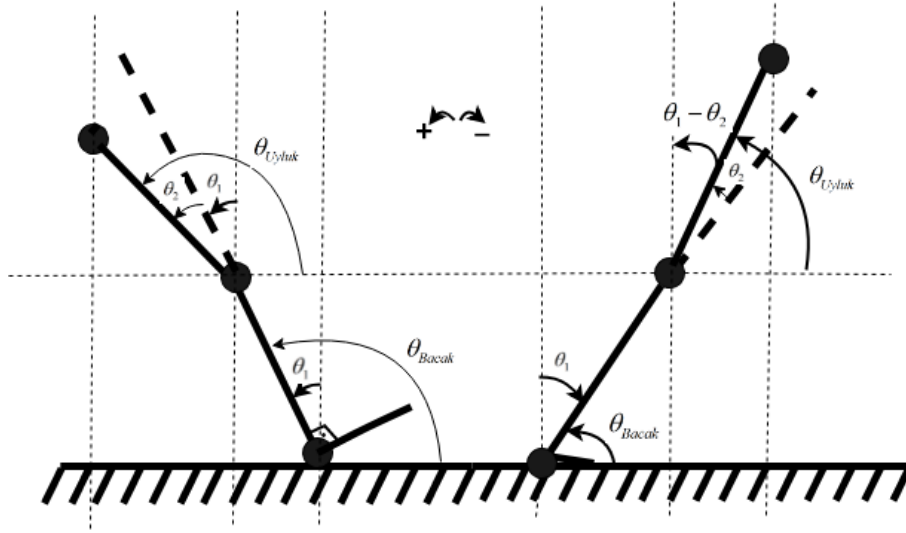
Şekil 4.3 'deki her bir sinyal tasarlanacak yürüyüş benzeri hareket üretmeyi amaçlayan sistemlere ya hedef veri ya da denetim verisi olabilecektir. Örneğin tasarlanacak sistemlerin salınım evresinde en yüksek diz açısına ulaşım gerekliliği Şekil 4.3.a 'da açı verisinden çıkarılabilmektedir. Şekil 4.3.b 'de ise duruş evresinde ayak bileğine uygulanması gereken tersine yüksek torkun en yüksek değeri elde edilebilmektedir. Bu iki örnek gibi çok sayıda önemli kriterler bu verilerden türetilmektedir. Şekiller dikkatle incelendiğinde evre geçiş noktalarında sinyallerin tepe noktalarında kaymalar gözlemlenmektedir. Örneğin diz torku verisinde, topuk vuruş evresinden basma ortasına geçiş noktasının daha erken olması beklenmektedir. Diz açısı ile olan bu uyumun bozulması ve bu kaymalar, veritabanındaki tork değerlerinin gerçek değer değil, kestirilen değer olmasından kaynaklanmaktadır. Bir sonraki bölümde yürüyüşün duruş evresi ikili tersine sarkaç yöntemi ile ele alınacak ve sistemin kapalı, doğrusal olmayan, bağlılımlı (coupled) diferansiyel eşitlikleri türetilecektir. Bir sonraki bölümde iki eklemlili ve iki bağlantılı tek bacak modelinin duruş fazındaki dinamiği incelenmiştir.

4.3. Sarkaç ve Ters Sarkaç Modellerinin Gerçek Yürüyüş Verileri ile İncelenmesi

Salınım evresinin ve duruş evresinin gerçek yürüyüş verileri ile incelenebilmesi için ikili düz sarkaç modeli ile salınım evresi arasında, ikili ters sarkaç modeli ile duruş evresi arasında bağıntılar bulunmalıdır. Tezin bu bölümünde karmaşıklığı gidermek için ikili ters sarkaç modeli Model 1, ikili düz sarkaç modeli Model 2 olarak anılacaktır.

4.3.1. İkili Ters Sarkaçın Gerçek Yürüyüş Verileri ile İncelenmesi

Model 1'in gerçek yürüyüş verileri ile sınıanabilmesi için çeşitli trigonometrik dönüşümler gerekmektedir. Winter'ın açık erişimli olarak paylaştığı veritabanında hem bağıl açılar hem mutlak açılar hem de bu açılardan elde edilen açısal hızlar ve açısal ivmeler bulunmaktadır [5]. Veritabanından alınan açı verileri θ_{Bacak} ve θ_{Uyluk} olmak üzere Şekil 4.4 'te gösterilmektedir. Bu iki açının model içerisinde karşılıklarının bulunması için yine Şekil 4.4 'te gösterilen θ_1 ve θ_2 kullanılmaktadır. Duruş evresinde eşitlikler türetilirken saat yönü dönüş negatif açıları göstermekte iken saat yönü tersi dönüş pozitif açıları göstermektedir.



Şekil 4.4. Topuk vuruş evresi (sol) ve baş parmak kalkış evresi (sağ)

Solda gösterilen topuk vuruş evresinde Model 1 açıları ve Winter'ın açıları arasında Eş. 1, 2 ve 3 ile verilen bağıntılar kurulmaktadır [5].

$$\theta_{Bacak} = 90^0 + \theta_1 \rightarrow \theta_1 = \theta_{Bacak} - 90^0 \quad (1)$$

$$\theta_{Uyluk} = 90^0 + \theta_1 + \theta_2 \rightarrow \theta_{Uyluk} = \theta_{Bacak} + \theta_2 \rightarrow \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (2)$$

$$\theta_1 = \theta_{Bacak} - 90^0 \quad \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (3)$$

Sağda gösterilen baş parmak kalkış evresinde ise Model 1 açıları ve Winter'ın açıları arasında Eş. 4, 5 ve 6 ile verilen bağıntılar kurulmaktadır [5].

$$\theta_1 + \theta_{Bacak} = 90^0 \rightarrow \theta_1 = 90^0 - \theta_{Bacak} \quad (4)$$

$$\theta_{Uyluk} = 90^0 - (\theta_1 - \theta_2) \rightarrow \theta_{Uyluk} = 90^0 - (90^0 - \theta_{Bacak} - \theta_2) \rightarrow \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (5)$$

$$\theta_1 = 90^0 - \theta_{Bacak} \quad \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (6)$$

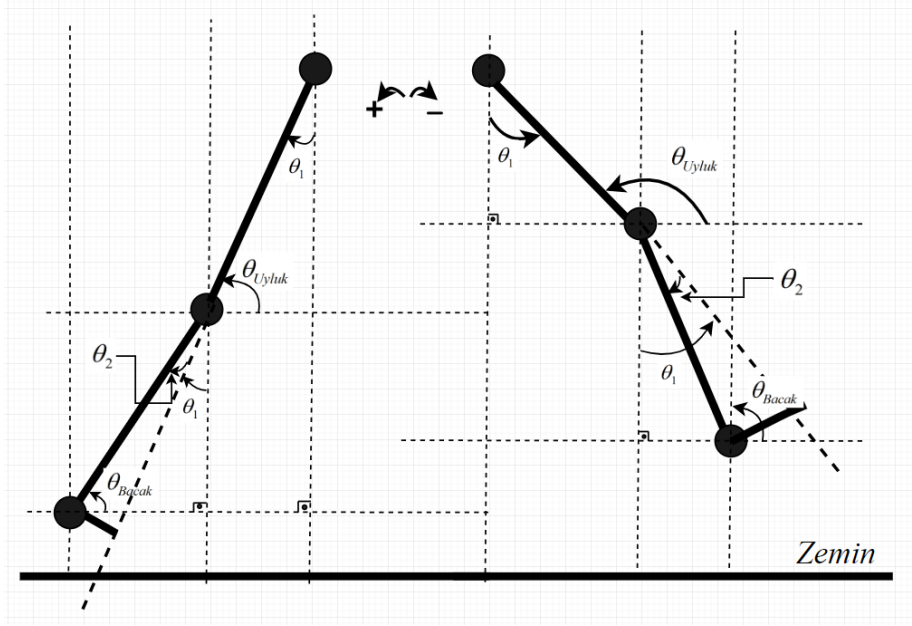
Bu durumda açıların saat yönüne göre veya tersine göre seçilmesi ile θ_1 hem pozitif hem negatif olabilmektedir ancak dizin doğal yapısı gereği θ_2 her zaman pozitif olacaktır (saat yönünün tersi). Bu iki durum için θ_1 ve θ_2 nin işaretleri göz önünde bulundurulursa son bağıntılar duruş evresinde Eş. 7 'deki gibi elde edilmektedir.

$$\theta_1 = \theta_{Bacak} - 90^0 \quad \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (7)$$

Bir sonraki bölümde Model 2 ve gerçek yürüyüş arasındaki ilişkinin kurulabilmesi için salınım evresinde alt ekstremitenin trigonometrik eşitlikleri bulunmuştur.

4.3.2. İkili Düz Sarkaçın Gerçek Yürüyüş Verileri ile İncelenmesi

Model 2'nin gerçek yürüyüş verileri ile sınanabilmesi için çeşitli trigonometrik dönüşümler gerekmektedir. Winter'ın açık erişimli olarak paylaştığı veritabanında hem bağıl açılar hem mutlak açılar hem de bu açılardan elde edilen açısal hızlar ve açısal ivmeler bulunmaktadır [5]. Veritabanından alınan açı verileri θ_{Bacak} ve θ_{Uyluk} olmak üzere Şekil 4.5 'te gösterilmektedir. Bu iki açının model içerisinde karşılıklarının bulunması için yine Şekil 4.5 'te gösterilen θ_1 ve θ_2 kullanılmaktadır. Salınım evresinde eşitlikler türetilirken saat yönü dönüş negatif açıları saat yönü tersi dönüş pozitif açıları göstermektedir.



Şekil 4.5. Salınım esneme (sol) ve salınım uzama evresi (sağ)

Solda gösterilen salınım başlangıç evresinde Model 2 açıları ve Winter'ın açıları arasında Eş. 8, 9 ve 10 ile verilen bağıntılar kurulmaktadır [5].

$$90^0 = \theta_1 + \theta_{Uyluk} \rightarrow \theta_1 = 90^0 - \theta_{Uyluk} \quad (8)$$

$$90^0 = \theta_1 + \theta_2 + \theta_{Bacak} \rightarrow 90^0 - \theta_{Uyluk} + \theta_2 + \theta_{Bacak} = 90^0 \rightarrow \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (9)$$

$$\theta_1 = 90^0 - \theta_{Uyluk} \quad \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (10)$$

Sağda gösterilen salınım sonu evresinde ise Model 2 açıları ve Winter'ın açıları arasında Eş. 11, 12 ve 13 ile verilen bağıntılar kurulmaktadır [5].

$$\theta_{Uyluk} = 90^0 + \theta_1 \rightarrow \theta_1 = \theta_{Uyluk} - 90^0 \quad (11)$$

$$\theta_{Bacak} + \alpha + \theta_2 = 180^0 \rightarrow \alpha + \theta_1 = 90^0 \rightarrow \theta_{Bacak} + 90^0 - \theta_1 + \theta_2 = 180^0 \rightarrow \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (12)$$

$$\theta_1 = 90^0 - \theta_{Bacak} \quad \theta_2 = \theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak} \quad (13)$$

Bu durumda açıların saat yönüne göre veya tersine göre seçilmesi ile θ_1 hem pozitif hem negatif olabilmektedir ancak dizin doğal yapısı gereği θ_2 her zaman negatif olacaktır (saat yönünün tersi). Bu iki durum için θ_1 ve θ_2 nin işaretleri göz önünde bulundurulursa son bağıntılar duruş evresinde Eş. 14 'deki gibi elde edilmektedir.

$$\theta_1 = \theta_{Uyluk} - 90^0 \quad \theta_2 = -1 * (\theta_{Uyluk} - \theta_{Bacak}) \quad (14)$$

Bu bağıntıların bulunmasıyla önerilen modellerin denetim performansı gerçek yürüyüş verileri ile sınanacaktır. İlgili bağlantıların mutlak ve bağıl açıları Eş. 7 ve 14 'de yerlerine konularak sonuçlar değerlendirilecektir.

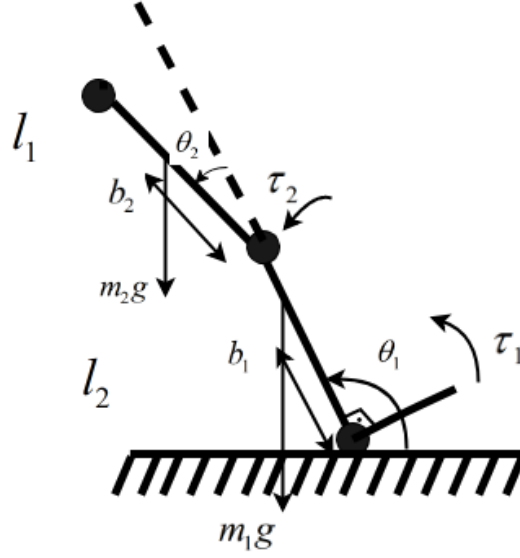
4.4. Duruş Fazı Dinamiği (İkili Ters Sarkaç Modeli)

İnsan yürüyüşünün incelenmesi kinematik ve dinamik olarak iki ana başlıkta incelenmektedir. Kinematik ve dinamik analiz ile yürüyüşü analiz etme düşüncesi robot manipülatörler konusunun temelini oluşturan “Robot Kinematığı” ve “Robot Dinamiği” çalışmalarından temel almıştır. Yürüyüşün dinamik olarak incelenmesi hareketi ortaya çıkaran nedenlerin doğru analiz edilebilmesine imkan vermektedir.

İnsan yürüyüşünün duruş fazında alt ekstremitenin hareketi ters sarkaç dinamik modeli ile ifade edilebilmektedir. Kalça civarında oluşan ağırlık merkezinin izlediği yörünge ters sarkaç modeli ile başarıyla oluşturulabilmektedir. Ayağın duruş evresinde x, y ve z eksenlerinde bir yer değiştirme veya yönelime sahip olmaması ters sarkaç modelinin uygunluğuna işaret etmektedir. Çünkü model hareketi esnasında sarkaçın temeli hareketsizdir. Bu fikir ışığında yürüyüşün duruş fazında alt ekstremitenin hareketi ikili ters sarkaç modeli (Double Inverted Pendulum) ile incelenmiştir. Bu modelin ilk olarak dinamik diferansiyel denklemleri Euler-Lagrange Denklemleri ile bulunmuştur ve daha sonra aynı denklemlere Newton-Euler denklemleri ile ulaşılmıştır. İncelemeler süresince ayağın noktasal olarak topuktan yere temas ettiği varsayımı yapılmıştır. Dolayısıyla ayağın tabanının yürüyüşün dinamiğine olan etkisi ihmal edilmiştir ve topuktan noktasal etki olarak alınmıştır.

4.4.1. Euler – Lagrange Denklemleri ile Dinamik Denklemlerin Türetilmesi

Hareketin dinamik denklemlerini türetebilmek için aynı sonuca ulaşan iki farklı yöntem kullanılmaktadır. Duruş evresindeki iki bağlantılı ayağın görünümü Şekil 4.6 'da gösterilmektedir.



Şekil 4.6. Kullanılan bacak modeli ve ilgili değişkenler

Model üzerindeki parametrelerden l_1 ve l_2 bağlantıların boylarını, θ_1 ve θ_2 bağlantıların açılarını, m_1g ve m_2g yerçekiminden dolayı oluşan ağırlık vektörlerini b_1 ve b_2 ağırlık merkezlerinin bağlantı alt ucuna olan uzaklıklarını ve son olarak da τ_1 ile τ_2 eklemlerinin etrafında ortaya çıkan z eksenli dönme kuvvetini yani torkları göstermektedir. İlk olarak modelin kullanılacak kinematik bileşenleri Eş. 15, 16, 17 ve 18 'de verilmektedir.

$$T_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & l_1 c_1 \\ s_1 & c_1 & 0 & l_1 s_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad T_2^0 = \begin{bmatrix} c_{12} & -s_{12} & 0 & l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ s_{12} & c_{12} & 0 & l_1 s_1 + l_2 s_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$R_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 \\ s_1 & c_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R_2^0 = \begin{bmatrix} c_{12} & -s_{12} & 0 \\ s_{12} & c_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$P_1^0 = \begin{bmatrix} l_1 c_1 \\ l_1 s_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad P_2^0 = \begin{bmatrix} l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ l_1 s_1 + l_2 s_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$J(q) = \begin{bmatrix} J_v(q) \\ J_w(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_1 s_1 - l_2 s_{12} & -l_2 s_{12} \\ l_1 c_1 + l_2 c_{12} & l_2 c_{12} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (18)$$

T matrisi transformasyon matrisini, R matrisi rotasyon matrisini, p vektörü pozisyon vektörünü ve $J(q)$ matrisi manipülatör Jakobyeni'ni vermektedir. Jakobyenin içerisinde hem doğrusal bileşen hem de açısal bileşen bulunmaktadır. Verilen konfigürasyon için genel denklemler Eş. 19 'da verilmektedir.

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau$$

$$D(q) = \left[\sum_{i=1}^n \left\{ m_i J_{v_i}(q)^T J_{v_i}(q) + J_{w_i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{w_i}(q) \right\} \right]$$

$$K = \text{Kinetic Energy} = \frac{1}{2} \dot{q}^T D(q) \dot{q} \quad (19)$$

$$P = \text{Potential Energy} = \sum_{i=1}^n m_i g^T b_i$$

$L = K - P = \text{Lagrangian of Manipulator}$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} - \frac{\partial L}{\partial q_j} = \tau_j = \text{Euler - Lagrange Equations of Motion}$$

Hareketi tanımlayan dinamik denklemlerin genel formu verildikten sonra iki bağlantılı ve iki eklemlili düzlemsel bacağın dinamik denklemleri bulunmaktadır. Önceden bulunan Jakobyenler ağırlık merkezleri için aşağıdaki şekilde güncellenmektedir. Kinetik enerjinin doğrusal ve açısal bileşenleri bağlantı 1 ve bağlantı 2 için bu Jakobyenler ile Eş. 20 ve 21 'deki gibi bulunmaktadır.

$$J_{v_{c1}} = \begin{bmatrix} -b_1 s_1 & 0 \\ b_1 c_1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad J_{v_{c2}} = \begin{bmatrix} -l_1 s_1 - b_2 s_{12} & -b_2 s_{12} \\ l_1 c_1 + b_2 c_{12} & b_2 c_{12} \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (20)$$

$$J_{w_{c1}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \quad J_{w_{c2}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (21)$$

Sadece iki bağlantı için atalet matrisinin genel formu Eş 22 ve 23 'de gösterilmektedir.

$$D(q) = \left[\sum_{i=1}^n \left\{ m_i J_{v_i}(q)^T J_{v_i}(q) + J_{w_i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{w_i}(q) \right\} \right] \quad (22)$$

$$D(q) = m_1 J_{v_{c1}}(q)^T J_{v_{c1}}(q) + m_2 J_{v_{c2}}(q)^T J_{v_{c2}}(q) \\ + J_{w_{c1}}(q)^T R_1(q) I_1 R_1(q)^T J_{w_{c1}}(q) + J_{w_{c2}}(q)^T R_2(q) I_2 R_2(q)^T J_{w_{c2}}(q) \quad (23)$$

I_1 ve I_2 atalet tensörü olarak alınmaktadır ve ilgili bağlantının geometrik şekline bağlıdır. Matris çarpma bölme işlemleri gerçekleştirildiğinde $D(q)$ matrisinin boyutu 2x2 olarak bulunmaktadır. Atalet matrisi olan $D(q)$ beklendiği gibi simetrik bulunmuştur. Sırasıyla $D(q)$ matrisinin elemanları Eş. 24, 25, 26 ve 27 'de verilmektedir.

$$d_{11}(q) = m_1 b_1^2 + m_2 (l_1^2 + b_2^2 + 2l_1 b_2 c_2) + I_1 + I_2 \quad (24)$$

$$d_{12}(q) = m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 c_2) + I_2 \quad (25)$$

$$d_{21}(q) = m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 c_2) + I_2 \quad (26)$$

$$d_{22}(q) = m_2 b_2^2 + I_2 \quad (27)$$

Atalet matrisinin genelleştirilmiş koordinatlar olan θ_1 ve θ_2 'ye göre olan değişimleri ile ifade edilen Christoffel Sembollerinin (Eş. 28, 29, 30, 31, 32, 33) bulunması için aşağıdaki eşitlikler kullanılmaktadır. Christoffel Sembolleri açısal hareket sonucu ortaya çıkan merkezci (centrifugal) kuvveti ve Coriolis kuvvetini barındırmaktadır.

$$c_{ijk} = \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} - \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\} \quad (28)$$

$$c_{111} = 0 \quad ve \quad c_{222} = 0 \quad (29)$$

$$c_{121} = c_{211} = -l_1 b_2 m_2 s_2 \quad (30)$$

$$c_{122} = 0 \quad ve \quad c_{212} = 0 \quad (31)$$

$$c_{221} = -l_1 b_2 m_2 s_2 \quad (32)$$

$$c_{112} = l_1 b_2 m_2 s_2 \quad (33)$$

Sekiz adet Christoffel Sembolleri bulunduktan sonra bir sonraki aşamada yer çekimi terimlerinin bulunması gelmektedir. Bu yer çekimi terimleri (Eş. 34, 35, 36) potansiyel enerji değişiminden dolayı ortaya çıkmaktadır.

$$P_1 = m_1 g b_1 s_1 \quad (34)$$

$$P_2 = m_2 g (l_1 s_1 + b_2 s_{12}) \quad (35)$$

$$P = P_1 + P_2 = (m_1 b_1 + m_2 l_1) g s_1 + m_2 b_2 g s_{12} \quad (36)$$

Burada P_1 ve P_2 ilgili bağlantıların potansiyel enerjilerini P ise toplam potansiyeli vermektedir. Bu potansiyel terimlerinin yapılan harekete göre zamanla değişimi yerçekimi terimlerini ortaya çıkarmaktadır. Bu terimler Eş. 37, 38, 39 'da bulunmaktadır.

$$g_1 = \frac{\partial P}{\partial q_1} \quad ve \quad g_2 = \frac{\partial P}{\partial q_2} \quad (37)$$

$$g_1 = (m_1 b_1 + m_2 l_1) g c_1 + m_2 b_2 g c_{12} \quad (38)$$

$$g_2 = m_2 b_2 g c_{12} \quad (39)$$

Bütün Lagrangian terimleri bulunduktan sonra genel formül içerisinde bu terimler yerleştirilir ve diz eklemi ile topuğun yere değdiği noktadaki torklarının denklemleri elde edilebilmektedir. Formül içerisindeki (Eş. 40, 41, 42 ve 43) atalet matrisinin bütün elemanları, Christoffel sembolleri ve yer çekimi terimleri daha önceden bulunmuştur.

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (40)$$

$$\sum_{j=1}^n d_{kj}(q)\ddot{q}_j + \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n c_{ijk}(q)\dot{q}_i\dot{q}_j + g_k(q) = \tau_k \quad ve \quad k=1,2 \quad (41)$$

$$\begin{aligned} d_{11}(q)\ddot{q}_1 + d_{12}(q)\ddot{q}_2 + c_{111}(q)\dot{q}_1\dot{q}_1 + c_{121}(q)\dot{q}_1\dot{q}_2 + c_{211}(q)\dot{q}_2\dot{q}_1 + c_{221}(q)\dot{q}_2\dot{q}_2 + g_1(q) &= \tau_1 \\ d_{21}(q)\ddot{q}_1 + d_{22}(q)\ddot{q}_2 + c_{112}(q)\dot{q}_1\dot{q}_1 + c_{122}(q)\dot{q}_1\dot{q}_2 + c_{212}(q)\dot{q}_2\dot{q}_1 + c_{222}(q)\dot{q}_2\dot{q}_2 + g_2(q) &= \tau_2 \end{aligned} \quad (42)$$

$$\begin{aligned}
d_{11}(q)\ddot{q}_1 + d_{12}(q)\ddot{q}_2 + c_{121}(q)\dot{q}_1\dot{q}_2 + c_{211}(q)\dot{q}_2\dot{q}_1 + c_{221}(q)\dot{q}_2\dot{q}_2 + g_1(q) &= \tau_1 \\
d_{21}(q)\ddot{q}_1 + d_{22}(q)\ddot{q}_2 + c_{112}(q)\dot{q}_1\dot{q}_1 + g_2(q) &= \tau_2
\end{aligned} \tag{43}$$

Eşitlikler içerisinde gözüken $\dot{q}_1\dot{q}_1$ ve $\dot{q}_2\dot{q}_2$ içeren terimler merkezci kuvvet terimleri (Centrifugal Force Terms) olarak geçmektedir. Bir diğer kuvvet tipi olan Coriolis terimleri (Coriolis Force Terms) ise $\dot{q}_1\dot{q}_2$ ve $\dot{q}_2\dot{q}_1$ katsayılı terimlerdir.

4.4.2. Newton – Euler Denklemleri ile Dinamik Denklemlerin Türetilmesi

Bu bölümde ise iki bağlantılı ve iki eklemlilik bacak modelinin duruş fazındaki dinamik denklemleri Newton – Euler formülasyonu ile türetilmektedir. Bir önceki bölümde alınan kabuller yine geçerlidir. Aynı tork denklemlerinin bulunması hedeflenmektedir. Burada enerji hesapları yapılmayacak olup her bir eklem üzerinde bağlantıların birbiri üzerinde oluşturduğu etki tepki kuvvetleri analiz edilecektir. İzlenen yöntem literatürde bulunan örnekler ile örtüşmektedir. Bu yöntemde sistemin diferansiyel denklemleri yinelemeli (recursive) bir yapı içerisinde bulunduğu için gerçek zamanlı çalışmaya daha uygundur. Bu uygunluğa karşın karmaşık matematiksel ifadeler belirli bir serbestlik derecesinden sonra sistemin eşitliklerini elde etmeyi mümkün kılmamaktadır. Formülasyon iki ana aşamadan oluşmaktadır. “İleri Yineleme” (Forward Recursion) ilk bağlantıdan son bağlantıya doğru doğrusal ve açısal olarak hızlar ve ivmeler yayılır. Son bağlantıya ulaşıldığında ise elde bulunan ivme ve hızlar kullanılarak ilk bağlantıya doğru kuvvetler ve torklar hesaplanır. İkinci aşama ise “Ters Yineleme” (Backward Recursion) olarak adlandırılır. Bu şekilde yapılan işlemler sonucu kuvvetler ve torklar Euler – Lagrange formülasyonu ile aynı çıkmaktadır. İteratif algoritma ilk olarak başlangıç koşullarının belirlenmesiyle Eşitlik 44 ‘deki gibi başlamaktadır,

$$\begin{aligned}
\ddot{p}_0^0 - g_0^0 &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 \\ -g \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ g \\ 0 \end{bmatrix} \\
w_0^0 &= \dot{w}_0^0 = 0 \\
f_3^3 &= \mu_3^3 = 0 \\
r_{1,c1}^1 &= \begin{bmatrix} lc1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad r_{2,c2}^2 = \begin{bmatrix} lc2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad r_{0,1}^1 = \begin{bmatrix} a1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad r_{1,2}^2 = \begin{bmatrix} a2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \\
R_i^{i-1} &= \begin{bmatrix} c_i & -s_i & 0 \\ s_i & c_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R_3^2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad z_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad z_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{44}$$

Bu başlangıç koşulları kullanılarak ileri iteratif işlemlere başlanır ve sırasıyla önce birinci ileri iteratif sonuçlar elde edilir (Eş. 45). Detaylı formülasyonlar için Bruno'nun çalışması referans alınabilir [37].

$$\begin{aligned}
w_1^1 &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \quad \dot{w}_1^1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} \\
\ddot{p}_1^1 &= \begin{bmatrix} -a_1 \dot{\theta}_1^2 + g s \theta_1 \\ -a_1 \ddot{\theta}_1 + g c \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \ddot{p}_{c1}^1 = \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_1^2 (a_1 + l_{c1}) + g s \theta_1 \\ \ddot{\theta}_1 (a_1 + l_{c1}) + g c \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{45}$$

Ardından ikinci ileri iteratif sonuçlar aşağıdaki gibi elde edilebilir,

$$\begin{aligned}
w_2^2 &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad \dot{w}_2^2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \\
\ddot{p}_2^2 &= \begin{bmatrix} a_1 s \theta_2 \ddot{\theta}_1 - a_1 c \theta_2 \dot{\theta}_1^2 - a_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + g s (\theta_1 + \theta_2) \\ a_1 c \theta_2 \ddot{\theta}_1 + a_1 s \theta_2 \dot{\theta}_1^2 + a_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)^2 + g c (\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \\
\ddot{p}_{c2}^2 &= \begin{bmatrix} a_1 s \theta_2 \ddot{\theta}_1 - a_1 c \theta_2 \dot{\theta}_1^2 - (a_2 + l_{c2}) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + g s (\theta_1 + \theta_2) \\ a_1 c \theta_2 \ddot{\theta}_1 + a_1 s \theta_2 \dot{\theta}_1^2 + (a_2 + l_{c2}) (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)^2 + g c (\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{46}$$

Bulunan bu sonuçlar ile ileri iteratif sonuçların hepsi elde edilmiştir. Bir sonraki aşamada bu bilgiler kullanılarak geriye doğru yani temel çerçeveye doğru ilerlenecek ve her aşamada tork ve doğrusal kuvvet bilgileri elde edilecektir. İlk olarak geri iteratif sonuçları ikinci çerçeveden birinci çerçeveye doğru türetilmektedir.

$$f_2^2 = \begin{bmatrix} m_2 \left(a_1 s \theta_2 \ddot{\theta}_1 - a_1 c \theta_2 \dot{\theta}_1^2 - (a_2 + lc2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + gs(\theta_1 + \theta_2) \right) \\ m_2 \left(a_1 c \theta_2 \ddot{\theta}_1 + a_1 s \theta_2 \dot{\theta}_1^2 + (a_2 + lc2) (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)^2 + gc(\theta_1 + \theta_2) \right) \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$\mu_2^2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ m_2 (a_2 + lc2) a_1 c \theta_2 \ddot{\theta}_1 + m_2 (a_2 + lc2)^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 (a_2 + lc2) [a_1 s \theta_2 \dot{\theta}_1^2 + gc(\theta_1 + \theta_2)] + I_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)^2 \end{bmatrix}$$

$$\tau_2 = \left(I_2 + m_2 [(a_2 + lc2)^2 + (a_1 + lc2) a_1 c \theta_2] \right) \ddot{\theta}_1 + \left(I_2 + m_2 (a_2 + lc2)^2 \right) \ddot{\theta}_2 + m_2 a_1 (a_2 + lc2) s \theta_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_1 + m_2 (a_2 + lc2) gc(\theta_1 + \theta_2)$$

İkinci çerçeve için geri iterasyon işlemi sonucu ikinci eklemden oluşan z ekseni dönme merkezli torkun formülasyonu elde edilmiştir. Şimdi aynı işlemler birinci çerçeve için yapılacak ve birinci eklemin z dönme ekseni merkezli tork denklemi elde edilecektir.

$$f_1^1 = \begin{bmatrix} -m_2 s \theta_2 (a_2 + lc2) (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - m_1 (a_1 + lc1) \dot{\theta}_1^2 - m_2 a_1 \dot{\theta}_1^2 \dots \\ \dots - m_2 c \theta_2 (a_2 + lc2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + (m_1 + m_2) g s \theta_1 \\ m_1 (a_1 + lc1) \ddot{\theta}_1 + m_2 a_1 \ddot{\theta}_1 + m_2 c \theta_2 (a_2 + lc2) (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \dots \\ \dots - m_2 s \theta_2 (a_2 + lc2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + (m_1 + m_2) g c \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$\mu_1^1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ I_1 \ddot{\theta}_1 + m_2 a_1^2 \ddot{\theta}_1 + m_1 (a_1 + lc1)^2 \ddot{\theta}_1 + m_2 c \theta_2 a_1 (a_2 + lc2) \ddot{\theta}_1 + I_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 c \theta_2 a_1 (a_2 + lc2) (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 s \theta_2 a_1 (a_2 + lc2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_1 - \dots \\ \dots - m_2 s \theta_2 a_1 (a_2 + lc2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_2 (a_2 + lc2)^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_1 (a_1 + lc1) g c \theta_1 + m_2 a_1 g c \theta_1 + m_2 (a_2 + lc2) g c (\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

$$\tau_1 = \left[I_1 + I_2 + m_1 (a_1 + lc1)^2 + m_2 (a_1^2 + (a_2 + lc2)^2) + 2m_2 a_1 c \theta_2 (a_2 + lc2)^2 \right] \ddot{\theta}_1 \\ + \left[I_2 + m_1 (a_2 + lc2)^2 + a_1 c \theta_2 (a_2 + lc2) \right] \ddot{\theta}_2 \\ - 2m_2 a_1 s \theta_2 (a_2 + lc2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ - m_2 a_1 s \theta_2 (a_2 + lc2) \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_2 \\ + \left[m_1 (a_1 + lc1) + m_2 a_1 \right] g c \theta_1 + m_2 (a_2 + lc2) g c (\theta_1 + \theta_2)$$

Bu denklemler sonucu aşağıdaki şekilde z dönme eksenini merkezli tork denklemleri bulunmuştur. Uygulanması gereken tork miktarı sadece z eksenini dönme merkezli olmalıdır.

$$\tau_1 = \left[I_1 + I_2 + m_1 (a_1 + lc1)^2 + m_2 (a_1^2 + (a_2 + lc2)^2) + 2m_2 a_1 c \theta_2 (a_2 + lc2)^2 \right] \ddot{\theta}_1 \\ + \left[I_2 + m_1 (a_2 + lc2)^2 + a_1 c \theta_2 (a_2 + lc2) \right] \ddot{\theta}_2 \\ - 2m_2 a_1 s \theta_2 (a_2 + lc2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ - m_2 a_1 s \theta_2 (a_2 + lc2) \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_2 \\ + \left[m_1 (a_1 + lc1) + m_2 a_1 \right] g c \theta_1 + m_2 (a_2 + lc2) g c (\theta_1 + \theta_2) \\ \tau_2 = \left(I_2 + m_2 \left[(a_2 + lc2)^2 + (a_1 + lc2) a_1 c \theta_2 \right] \right) \ddot{\theta}_1 + \left(I_2 + m_2 (a_2 + lc2)^2 \right) \ddot{\theta}_2 \\ + m_2 a_1 (a_2 + lc2) s \theta_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_1 + m_2 (a_2 + lc2) g c (\theta_1 + \theta_2) \quad (47)$$

Bir sonraki aşamada duruş fazındaki bacak modeli iki bağlantılı bir ters sarkaç modeli ile benzetilmiştir ve gerçek yürüyüş verileri üzerinden çözümleme çalışmaları yürütülmüştür.

4.4.3. İleri Dinamik Benzetimi

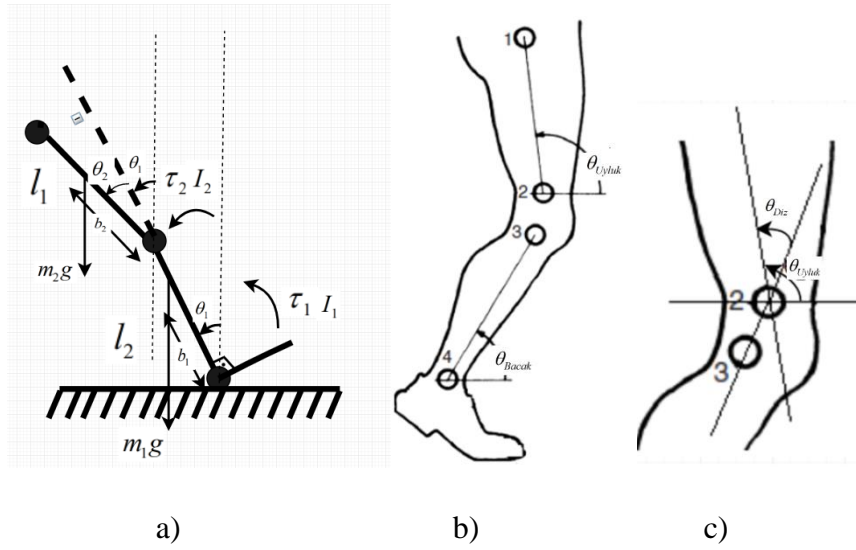
Yürüyüşün salınım evresinin analitik olarak modellenmesi görece olarak daha kolay bir problem iken duruş evresinde yerden ayağa uygulanan karşı tepki kuvveti duruş evresinin modellenmesini karmaşıklaştırmaktadır. Yürüyüşü en basit halde modelleyen ters sarkaç modelinin belirli kabuller altındaki başarımı ve zayıflıkları McGrath tarafından araştırılmıştır. İlgili çalışmada yürüyüşü betimlerken kalçadan ayağa kadar olan uzuv tek bir bağlantı, kalça üzerinin tamamı da tek bir bağlantı olarak alınmış ve sistemin davranışı “Lagrangian Dinamiği” kullanılarak incelenmiştir. Çalışma sonucuna göre belden yukarıyı ifade eden ikinci bir bağlantının vücudu dengeleme sürecinde avantaj sağladığı deneysel sonuçlar ile gösterilmektedir [41]. Bir diğer önemli çalışmada ise Buczek ve arkadaşları ters sarkaç modelini gerçek insan yürüyüşü verileri ile sınımlar ve başarımını araştırmışlardır. Çalışmada ileri ve ters dinamik kullanılarak sarkaç hızı ve yer tepki kuvvetleri yürüyüş süresince kestirilmiş ve bu sonuçlar gerçek yürüyüş verisi ile kıyaslanmıştır. Burada en önemli kısıt, hareketi gerçekleştiren modelin sadece tek bağlantıdan ve tek eklemde oluşmasıdır. Aşağı pivot noktası topuğu simgelemekte iken üst hareketli nokta vücudun ağırlık merkezini göstermektedir [42].

Diz üstü protezlerin sürekli zaman denetimi için, diz eklemine dinamik davranışını barındıran analitik modeller ile yürüyüşü ifade etmenin gerekliliği açıktır. Bu makalede alt ekstremite kendi içerisinde uyluk ve bacak olarak iki bağlantı ve iki eklem (diz ve ayak bileği) ile modellenmiştir. Bu nedenle yürüyüşün duruş evresi iki bağlantılı bir ters sarkaç hareketi ile benzetilmektedir. Duruş evresi diz eklemi ve diz torku sinyalleri, ileri ve ters çözüm içerisinde kullanılarak çözümlenmektedir.

4.4.3.1. Denklemlerin Uyumlandırılması

Tezde, açık erişimli bir veritabanında bulunan kinetik ve kinematik yürüyüş değişkenleri kullanılarak önerilen modelin başarımını ve denetime uygunluğunu belirleme çalışmaları yürütülmüştür [43]. İkili ters sarkaç hareketinin yanal düzlemde yürüyüşün duruş evresini doğruluğu yüksek bir şekilde ifade edebileceği öngörülmektedir. Duruş evresi süresince yere temas eden ayağın sabit olduğu düşünülürse ters sarkaç temel (base) bölgesi ayak topuğunu simgelemektedir. Sarkaçın üst ucu ise kalça ağırlık merkezini göstermektedir. Bu betimlemenin en önemli avantajı, kalçanın ağırlık merkezinin yer değiştirmesinin başarıyla gerçekleştirilebilmesidir. Kaynaklarda yürüyüş modellerinin performansları değerlendirilirken başarımların kriteri

olarak bu yer değiştirme de kullanılmaktadır [44]. Bu bilgiler ışığında duruş evresinde bacak modeli iki eklemli ve iki bağlantılı olarak Şekil 4.7.a. 'da gsterilmektedir.



Şekil 4.7. (a) İki bağlantılı ve iki eklemli bacak modeli ve ilgili değişkenler (b) bacağın yanal düzlemde görünüşü [5] (c) diz açısının gösterimi

Veritabanında bulunan kinematik değişkenlerden uyluk açısı ve bacak açısı Şekil 4.7.b'de gösterilirken, uyluk açısı ve bacak açısının farkından elde edilen ve makale kapsamında sıklıkla kullanılacak olan diz açısı Şekil 4.7.c'de gösterilmektedir. Diz açısının sıfırdan büyük olması dizin bükülme sürecinde olduğunu, sıfırdan küçük olması ise dizin uzama sürecinde olduğunu göstermektedir. Şekil 4.7.a. 'da bacak modeli üzerindeki parametrelerden l_1 ve l_2 bağlantıların boylarını, θ_1 ve θ_2 bağlantıların açılarını, m_1g ve m_2g yerçekiminden dolayı oluşan ağırlık vektörlerini b_1 ve b_2 ağırlık merkezlerinin bağlantı alt ucuna olan uzaklıklarını, I_1 ve I_2 bağlantıların dönme hareketine karşı ataletlerini ve son olarak da τ_1 ile τ_2 eklem merkezleri etrafında ortaya çıkan x eksenine merkezli dönme kuvvetini yani torkları göstermektedir. Bölüm boyunca $i = 1, 2$ için $c_i = \cos \theta_i$, $s_i = \sin \theta_i$, $c_1 + c_2 = \cos(\theta_1 + \theta_2)$ ve $s_1 + s_2 = \sin(\theta_1 + \theta_2)$ olarak alınmaktadır. Geliştirilen eşitlikler, y-z düzlemine yerleştirilmiş bir bacağın x eksenine merkezli olarak eklemlerinden döndürülebildiği durum için verilmiştir.

Verilen manipülatör dizilimi için genel denklemler kapalı çözüm olarak Eş. 48'de, matris formunda ise Eş. 49'da verilmiştir.

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (48)$$

$$\begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} \quad (49)$$

$D(q)$ matrisi sistemin atalet matrisidir, simetrik ve pozitif tanımlı özellik göstermektedir. Bu matrisin elemanları, sistemin açısız ve doğrusal kinetik enerji bileşenlerinin Lagrangian Dinamiği çerçevesinde incelenmesi ile Eş. 50, 51 ve 52 'deki gibi bulunur.

$$d_{11}(q) = -m_1 b_1^2 - m_2 (l_1^2 + b_2^2 + 2l_1 b_2 s_2) - I_1 - I_2 \quad (50)$$

$$d_{12}(q) = d_{21}(q) = -m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 s_2) - I_2 \quad (51)$$

$$d_{22}(q) = -m_2 b_2^2 - I_2 \quad (52)$$

$C(q, \dot{q})$, "Christoffel Sembolleri" vektörü sistemin "Coriolis Kuvvetlerini" ve "Merkezcil (Centripetal) Kuvvetlerini" içermektedir ve yine sistemin doğrusal ve açısız kinetik enerji bileşenlerinin kullanılması ile elde edilmektedir. Eş. 53, 54 ve 55'de bu vektörün elemanları verilmiştir.

$$c_{111} = c_{122} = c_{212} = c_{222} = 0 \quad (53)$$

$$c_{121} = c_{211} = c_{221} = m_2 l_1 b_2 c_2 \quad (54)$$

$$c_{112} = -m_2 l_1 b_2 c_2 \quad (55)$$

Doğrusal ve açısız kinetik enerjiye bağlı parametreler bulunduktan sonra son olarak yerçekimi terimleri, potansiyel enerji teriminin kısmi türevlenmesi ile Eş. 56 ve 57 'de bulunmuştur.

$$g_1 = (-m_1 b_1 - m_2 l_1) g c_1 - m_2 b_2 g c_{12} \quad (56)$$

$$g_2 = -m_2 b_2 g c_{12} \quad (57)$$

Bulunan bu enerjiye ve manipülatörün dizilimine bağlı terimler genel eşitlikte yerine koyulduğunda eklemlerdeki torklar ile oluşan hareketin kinematik değişkenleri arasındaki bağıntılar bulunmaktadır. Eş. 58 ve 59'da torklar ve kinematik bileşenler arasındaki doğrusal olmayan ve bağımlı eşitlikler verilmiştir.

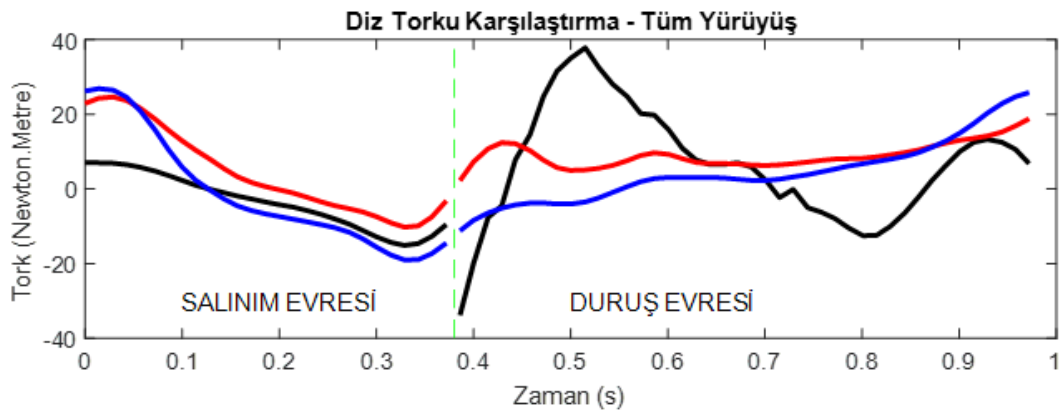
$$d_{11}(q)\ddot{q}_1 + d_{12}(q)\ddot{q}_2 + c_{111}(q)\dot{q}_1\dot{q}_1 + c_{121}(q)\dot{q}_1\dot{q}_2 + c_{211}(q)\dot{q}_2\dot{q}_1 + c_{221}(q)\dot{q}_2\dot{q}_2 + g_1(q) = \tau_1 \quad (58)$$

$$d_{21}(q)\ddot{q}_1 + d_{22}(q)\ddot{q}_2 + c_{112}(q)\dot{q}_1\dot{q}_1 + c_{122}(q)\dot{q}_1\dot{q}_2 + c_{212}(q)\dot{q}_2\dot{q}_1 + c_{222}(q)\dot{q}_2\dot{q}_2 + g_2(q) = \tau_2 \quad (59)$$

Eşitlikler içerisinde gözüken $\dot{q}_1\dot{q}_1$ ve $\dot{q}_2\dot{q}_2$ içeren terimler merkezci kuvvet terimlerini, $\dot{q}_1\dot{q}_2$ ve $\dot{q}_2\dot{q}_1$ katsayılı terimler ise Coriolis terimlerini belirtmektedir. Bu eşitliklere uygun girdiler verilerek çıktılarının gözlendiği ileri ve ters çözüm çalışmaları sonraki bölümlerde verilmektedir.

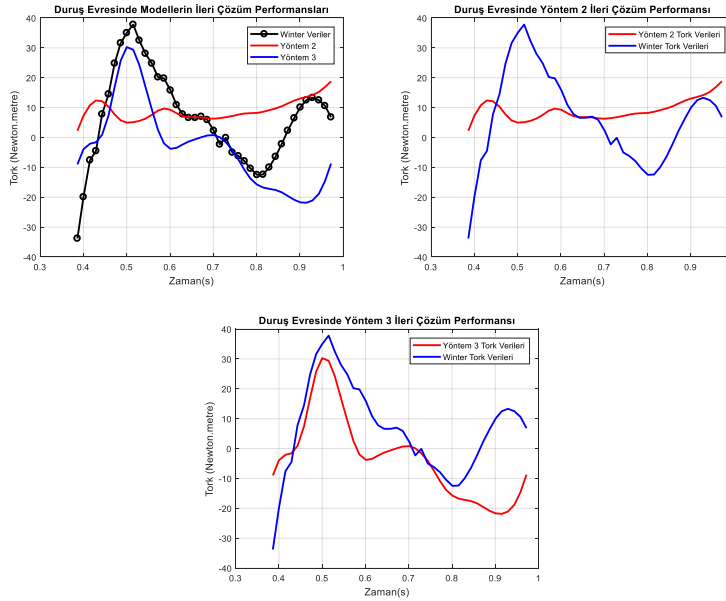
4.4.3.2. İleri Çözüm Benzetim Çıktıları

Duruş evresinde iki bağlantılı bacağın kapalı analitik çözümleri Eş. 58 ve Eş. 59 'daki gibi elde edildikten sonra bu denklemlerin başarımı gerçek yürüyüş verileri ile test edilmektedir. Bu sürecin ilk aşamasını "İleri Çözüm (Forward Solution)" oluşturmaktadır. Modele girdi olarak verilen açı, açısal hız ve açısal ivme bileşenlerine karşın model çıkışından eklem torkunun elde edilmesi ileri çözümü tanımlamaktadır. İlgili çalışmalarda raporlandığı üzere ikili düz sarkaç yapısı yürüyüşün salınım evresini modelleyebilmektedir [23, 28]. Bu modelin ilgili diferansiyel denklemleri de yine robot kol dinamiğinin amacına uygun değiştirilmesiyle elde edilebilmektedir. Basitleştirme ve doğrusallaştırma işlemlerine maruz kalmayan modellerin yürüyüşü daha yüksek doğrulukla modelleyebileceği açıktır ancak bu yapıların kullanılan mikrodenetleyicilere getireceği işlem yükü ve denetlenebilme zorluğu bulunmaktadır. Protezlerin sürekli zaman denetimi için gerçek yürüyüş dinamiğine daha yakın bağıntıların türetilmesi denetlenecek modeli daha yüksek doğrulukla ifade etmeyi sağlar. Bu amaçla basitleştirilmiş ikili düz sarkaç modeli (Yöntem 1) ile basitleştirme içermeyen ikili düz sarkaç modelinin (Yöntem 2) diz torku çıktıları ileri çözüm çerçevesinde karşılaştırılmaktadır. İlgili bağıntıların detayları kaynaklarda belirtilmiştir [23, 28]. Şekil 4.8 'de verilen üst grafikte tüm yürüyüş için Yöntem 1 ve Yöntem 2 'nin ileri çözüm çıktıları verilmiştir.



Şekil 4.8. Tüm yürüyüş için için iki farklı yöntemin ileri çözüm sonuçları [45]

Akdoğan ve Yılmaz tarafından raporlanan ve bu çalışmada tekrar gözden geçirilen sonuçlarda, yürüyüş verilerinin salınım evresi için modelin uygun olduğu ancak duruş evresi için uygun olmadığı belirlenmiştir. Şekil 4.3.a 'da sadece tek ayağın yerde olduğu duruş evresinde ($0.3720 < t_{\text{Tek Ayak Basma}} < 0.8010$) bahsedilen bu istenmeyen durum görülmektedir. Duruş evresindeki bu problemin çözümünü araştırmak için duruş evresi verilerine hem Yöntem 2 uygulanmış hem de bu makale kapsamında önerilen ikili ters sarkaç modeli (Yöntem 3) uygulanmıştır. İleri çözüm benzetimleri yine gerçek yürüyüş verileri ile yapılmıştır ve diz torqu verileri elde edilmiştir. Şekil 4.9.a 'da Yöntem 2 ve 3 'ün ileri çözüm diz torqu çıktıları gerçek diz torqu verileri ile karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Şekil 4.9.b ve 4.9.c 'de ise her bir yöntemin sonucunun orijinal veriye olan yakınlığı ayrı ayrı gösterilmektedir. Duruş evresi içerisinde hedeflenen diz torqu tepe noktasına olan yakınlık Yöntem 3 için göze çarpmaktadır. Çalışma boyunca veritabanındaki deneğin antropometrik özellikleri ve benzetim koşulları sabit tutulmuştur ve Akdoğan ile Yılmaz'ın raporladığı değerlerin aynısını kullanılmıştır [28].



Şekil 4.9. İleri çözüm diz torqu karşılaştırma (a) gerçek veri ve yöntem 2 ile yöntem 3 (b) gerçek veri ve yöntem 2 (c) gerçek veri ve yöntem 3

İki modelin ürettiği diz torqu verileri karşılaştırıldığında gerçek diz torqu verisinin en yüksek değerine ulaşma başarımında önerilen yöntemin yüksek doğruluğu gözlemlenmektedir. İkili sarkaç modeli salınım evresini başarıyla ifade edebilmekte iken duruş evresinde yerin tepki kuvvetinin etkisini ihmal ettiği için gerçek yürüyüş verisine yakın sonuçlar verememektedir. İkili ters sarkaç modelinde ise potansiyel enerji

denklemleri türetilirken ayağın zeminde olduğu anda potansiyel enerjinin sıfıra düşmesi, yerin tepki kuvvetini iş yapmayan bir kısıt olarak tanımlama olanağı vermektedir. Bu sayede gerçek diz torku verisine daha yüksek doğrulukla yaklaşma sağlanmıştır. Bu öneri ile kaynaklarda raporlanan duruş evresi denetimi probleminde kısmi bir çözüm sunulmaktadır [23, 28, 45]. Bir sonraki bölümde aynı dinamik eşitliklerin ters çözüm başarımları yine gerçek yürüyüş verileri üzerinden incelenecektir.

4.4.4. Ters Dinamik Benzetimi

Bu bölümde Euler – Lagrange formülasyonu ile elde edilen ikili dinamik denklem seti başlangıç açısı ve açısal hız girdileri ile çözdürülmüştür. Art arda açısal ivmenin ikili integrasyonu önce açısal hızı sonra açığı vermektedir.

4.4.4.1. Ters Dinamik (Yer Çekimine Karşı)

Bu işlemlerin ilk aşamasını 2.1. de elde edilen ikili diferansiyel denklemlerin nümerik olarak çözdürülmesi prensibi oluşturur. Denklemler önce sadeleştirilmiştir ve sonra da diferansiyel denklemlerde derece indirgeme yöntemi uygulanmıştır. Denklemlerde yerine koyma ve sadeleştirme yapıldığında ilk olarak Eş. 60 ‘daki denklem takımı elde edilmektedir.

$$\begin{aligned}
\ddot{\theta}_1 + \frac{d_{12}}{d_{11}} \ddot{\theta}_2 + \frac{c_{121} + c_{211}}{d_{11}} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \frac{c_{221}}{d_{11}} \dot{\theta}_2^2 + \frac{g_1(\theta_1, \theta_2)}{d_{11}} &= \frac{\tau_1}{d_{11}} \\
\ddot{\theta}_1 = \frac{\tau_1}{d_{11}} - \frac{d_{12}}{d_{11}} \ddot{\theta}_2 - \frac{(c_{121} + c_{211})}{d_{11}} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \frac{c_{221}}{d_{11}} \dot{\theta}_2^2 - \frac{g_1(\theta_1, \theta_2)}{d_{11}} & \\
\ddot{\theta}_1 + \frac{d_{22}}{d_{21}} \ddot{\theta}_2 + \frac{c_{112}}{d_{21}} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \frac{g_2(\theta_1, \theta_2)}{d_{21}} &= \frac{\tau_2}{d_{21}} \\
\ddot{\theta}_1 = \frac{\tau_2}{d_{21}} - \frac{d_{22}}{d_{21}} \ddot{\theta}_2 - \frac{c_{112}}{d_{21}} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \frac{g_2(\theta_1, \theta_2)}{d_{21}} &
\end{aligned} \tag{60}$$

İkinci ve dördüncü denklemler birbirlerine eşitlendiğinde Eş. 61 ‘deki sonuçlar elde edilmektedir.

$$\begin{aligned}
\ddot{\theta}_1 &= \frac{d_{12}d_{22}}{d_{12}d_{21} - d_{11}d_{22}} \left[\frac{\tau_2}{d_{22}} - \frac{\tau_1}{d_{12}} - \frac{c_{112}}{d_{22}} \dot{\theta}_1^2 - \frac{g_2(\theta_1, \theta_2)}{d_{22}} + \frac{g_1(\theta_1, \theta_2)}{d_{12}} + \frac{(c_{121} + c_{211})}{d_{12}} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \frac{c_{221}}{d_{12}} \dot{\theta}_2^2 \right] \\
\ddot{\theta}_2 &= \frac{d_{11}d_{21}}{d_{11}d_{22} - d_{12}d_{21}} \left[\frac{\tau_2}{d_{21}} - \frac{\tau_1}{d_{11}} + \frac{(c_{121} + c_{211})}{d_{11}} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \frac{c_{221}}{d_{11}} \dot{\theta}_2^2 + \frac{g_1(\theta_1, \theta_2)}{d_{11}} - \frac{c_{112}}{d_{21}} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \frac{g_2(\theta_1, \theta_2)}{d_{21}} \right]^2
\end{aligned} \tag{61}$$

Elde edilen bu birbirine bağılı denklemler nümerik olarak başlangıç koşullarıyla beraber çözdürülebilmektedir. Matlab yazılımının içerisinde bulunan “ode45” fonksiyonu “Dördüncü Dereceden Runge Kutta Yöntemi” ile bu diferansiyel denklemi çözebilmektedir. Bu fonksiyonun çalışabilmesi için diferansiyel denklemin birinci dereceden olması gerekmektedir. Bu şartı sağlamak için diferansiyel denklemlerde derece azaltma tekniği kullanılmıştır. Eş. 62 ‘de bu işlemin özeti ve sonucu verilmektedir.

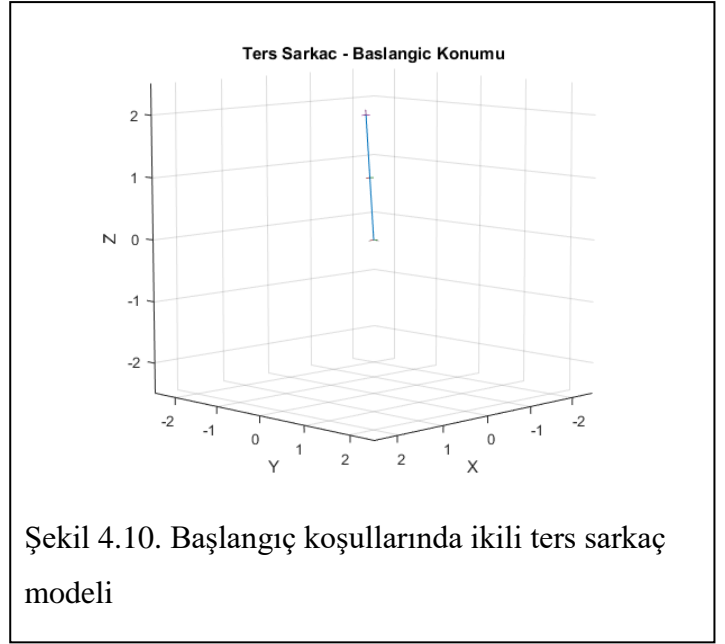
$$\begin{aligned}
 [S] &= \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \dot{\theta}_1 \\ \theta_2 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} & [S] &= \begin{bmatrix} \dot{S}_1 \\ \dot{S}_2 \\ \dot{S}_3 \\ \dot{S}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_2 \\ \dot{S}_2 \\ S_4 \\ \dot{S}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \\
 \dot{S}_1 &= S_2 \\
 \dot{S}_2 &= \ddot{\theta}_1 = \frac{d_{12}(S)d_{22}(S)}{d_{12}(S)d_{21}(S) - d_{11}(S)d_{22}(S)} \dots\dots \\
 \dots\dots & \left[\frac{\tau_2(t)}{d_{22}(S)} - \frac{\tau_1(t)}{d_{12}(S)} - \frac{c_{112}(S)}{d_{22}(S)} S_2^2 - \frac{g_2(S)}{d_{22}(S)} + \frac{g_1(S)}{d_{12}(S)} + \frac{(c_{121}(S) + c_{211}(S))}{d_{12}(S)} S_2 S_4 + \frac{c_{221}(S)}{d_{12}(S)} S_4^2 \right] \\
 \dot{S}_3 &= S_4 \\
 \dot{S}_4 &= \ddot{\theta}_2 = \frac{d_{11}(S)d_{21}(S)}{d_{11}(S)d_{22}(S) - d_{12}(S)d_{21}(S)} \dots\dots \\
 \dots\dots & \left[\frac{\tau_2(t)}{d_{21}(S)} - \frac{\tau_1(t)}{d_{11}(S)} - \frac{c_{112}(S)}{d_{21}(S)} S_2^2 - \frac{g_2(S)}{d_{21}(S)} + \frac{g_1(S)}{d_{11}(S)} + \frac{(c_{121}(S) + c_{211}(S))}{d_{11}(S)} S_2 S_4 + \frac{c_{221}(S)}{d_{11}(S)} S_4^2 \right]
 \end{aligned}$$

(62)

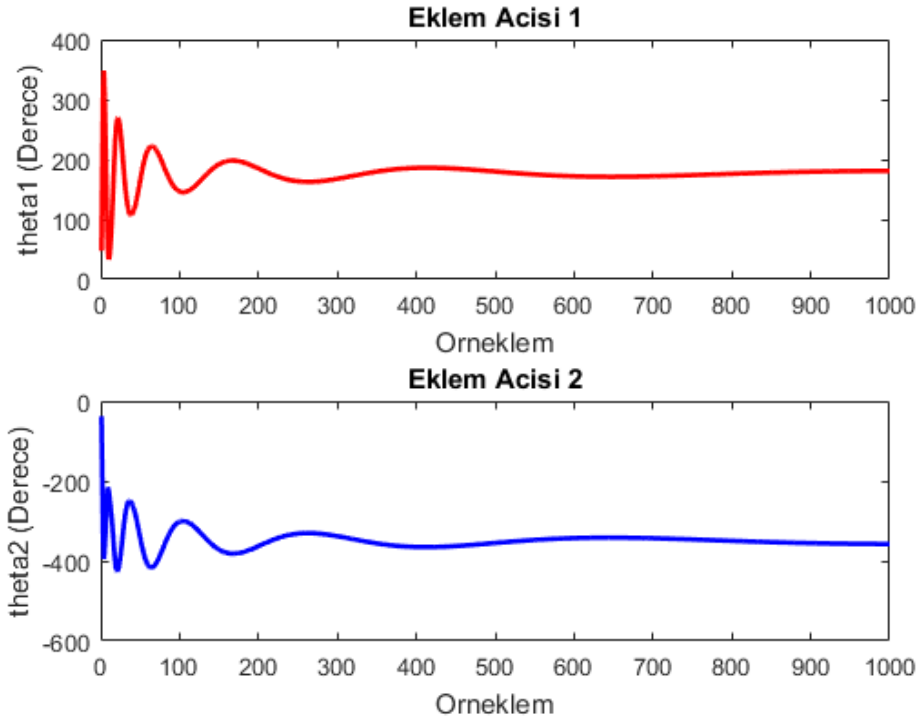
Bu aşamadan sonra formülasyon birinci dereceden birbiri ile bağımlı dört diferansiyel denklem setine dönüşmüştür. Bu set sembolik matematik kulanılarak Runge Kutta Yöntemine girdi olarak verilmiştir ve nümerik olarak eşitlikler çözdürülmüştür. Bu işlemler sonucu belirli başlangıç değerleri için $\theta_1(t)$ ve $\theta_2(t)$ değerleri zamansal olarak elde edilmiştir. Nümerik analiz $\tau_1(t)=0$ ve $\tau_2(t)=0$ için gerçekleştirilmiştir. Bu sayede ters sarkaçın yerçekimi altındaki davranışı belirli başlangıç koşulları için izlenebilmektedir. Başlangıç koşulları ve sistemin ilgili ataletsel ve teknik parametreleri Çizelge 4.1 ‘de verilmiştir.

Çizelge 4.1. İkili ters sarkaç ilgili parametreler

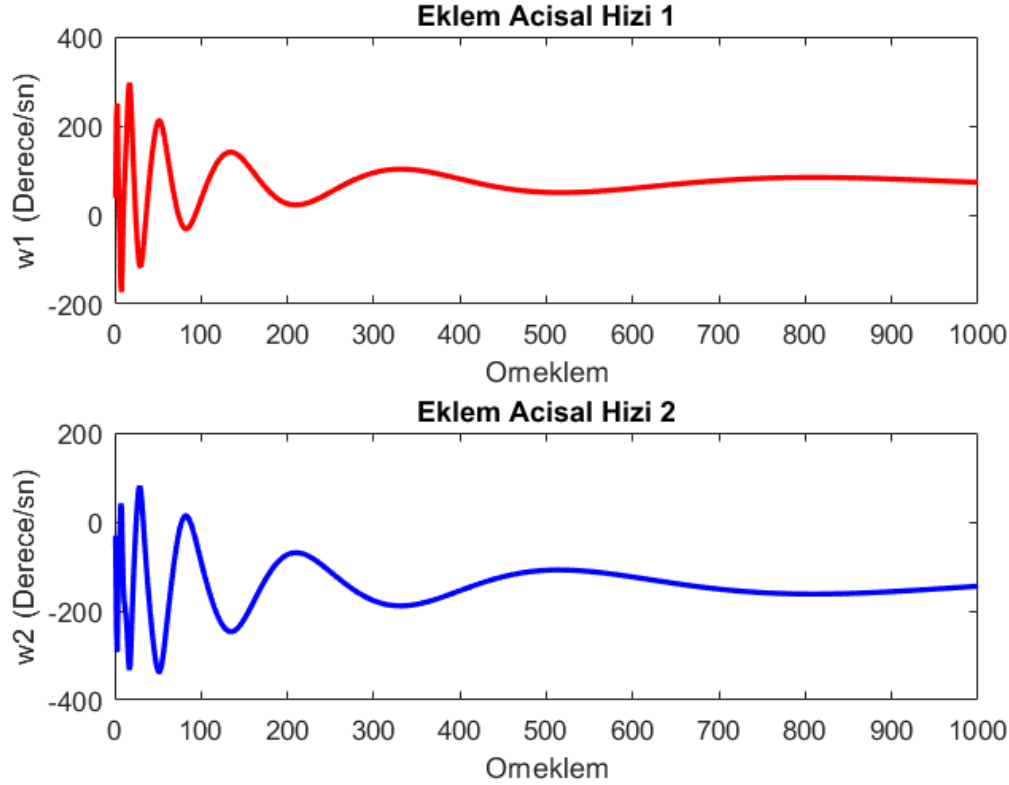
$\theta_1(0)$	$+5^\circ$
$\theta_2(0)$	0°
$\dot{\theta}_1(0)$	$0 \text{ rad} / \text{s}$
$\dot{\theta}_2(0)$	$0 \text{ rad} / \text{s}$
g	$9.81 \text{ m} / \text{sn}^2$
$l_1 = l_2$	0.5 m
I_i	$\frac{1}{12} m l_i^2$



Bu teknik özellikler ve başlangıç koşulları için aşağıdaki benzetim sonuçları elde edilmiştir. Girişten iki ekleme de hiç bir tork uygulanmadığı için dönmeye karşı olan atalet zamanla hareketi denge noktasına götürmelidir. Şekil 4.11 'de ve Şekil 4.12 'de bu sönümlenme hem açı verisi için hem de açısal hızı verisi için görülebilmektedir.



Şekil 4.11. Eklem açısı 1 ve 2 nin değişimi

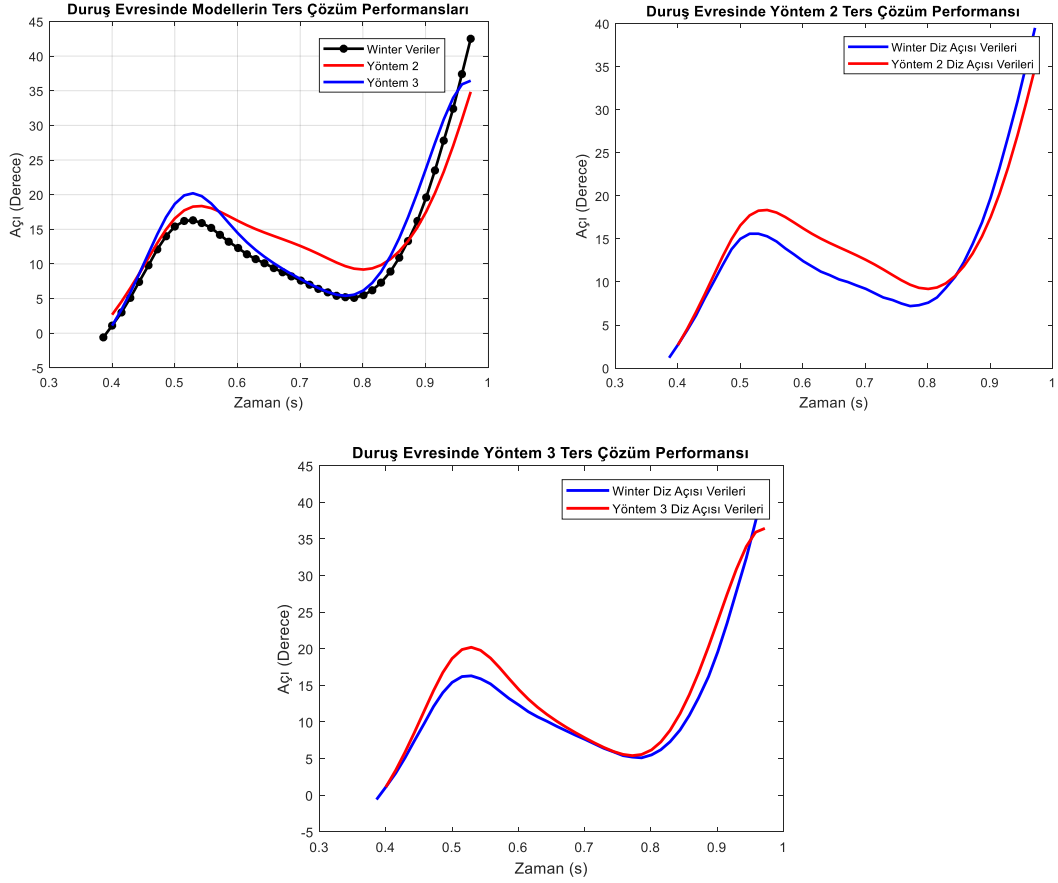


Şekil 4.12. Eklem açısal hızı 1 ve 2 nin değişimi

Çalışma sonucu modelin çıktısı zamansal çerçevelere atanmıştır ve ilgili dinamik denklemlerin zamansal animasyonu oluşturulmuştur. Animasyon çıktısı da beklenildiği üzere ters sarkaçın denge noktasına zamanla ulaştığını göstermektedir. İlgili animasyon tezin video ek kaynaklarında verilmektedir.

4.4.4.2. Ters Dinamik (Duruş Evresi)

Dinamik denklemlerin ters çözümü ile yine tork-kuvvet verileri ile kinematik veriler arasında bağıntılar kurulmaktadır. Ters çözümde sisteme girdi olarak ileri çözümde elde edilen tork verileri ve başlangıç açısı, açısal hız bilgileri girdi olarak verilmektedir ve çıkışta diz açısı verisi gözlemlenmektedir. Yine burada sonuçlar karşılaştırmalı bir yapı içerisinde verilmektedir. Şekil 4.13.a. 'da Yöntem 2 ve Yöntem 3 ün ters çözüm çıktıları karşılaştırmalı olarak verilmektedir. İleri çözüm ve ters çözüm süresince bağlantıların ve eklemlerin antropometrik özellikleri sabit tutulmuştur. Şekil 4.13.b. 'de Yöntem 2 'nin ters çözüm çıktısı olan diz açısı verisi ile gerçek yürüyüş diz açısı verisi, Şekil 4.13.c. 'de ise Yöntem 3 'ün diz açısı verisi ile gerçek yürüyüş diz açısı verisi karşılaştırılmaktadır.



Şekil 4.13. Ters çözüm diz açısı karşılaştırma (a) gerçek veri ve yöntem 2 ile yöntem 3 (b) gerçek veri ve yöntem 2 (c) gerçek veri ve yöntem 3

Ters çözüm eşitliklerine zaten aynı modeller tarafından üretilen çıktılar (diz torku) girdi olarak verildiği için, beklendiği gibi başarıyla her iki model de referans diz açısı verisini takip edebilmektedir. Winter'in verilerinde açı, açısal hız ve açısal ivme verileri bacak uzvu üzerinden görüntüleme sistemleri ile elde edilmekte iken önerdiğimiz modelin ters çözüm çıktıları katı cisim (rigid body) modeli üzerinden alınmaktadır [5]. Sinyallerdeki farklılığın temel nedenlerinden birinin bu olduğu düşünülmektedir. Burada bu çözümlemenin yapılmasıyla sistemin denetime olan uygunluğu araştırılmaktadır. Örneğin bir diz üstü protezin sürekli zamanlı denetiminde, kapalı döngü bir denetim yapısında bu modellerin her bir yinelemede (iterasyon) ters dinamiğinin alınması gerekecektir. Nümerik integrasyon süresince olası ıraksama problemleri ile karşılaşılacaktır. Ve yinelemeli yapı içerisinde en ufak ıraksama (divergence) toplamsal olarak (cumulative) hatanın büyümesine yol açacaktır. Bu ters çözümleme çalışması sürecince ıraksama vb. problemler ile karşılaşılmamıştır. Bu sayede gerçek zamanlı olmasa da sistemin denetim performansı hakkında fikir edinilmiştir. Analitik modellerin sürekli zamanlı denetim içerisinde kullanılması sürecinde referans açılara

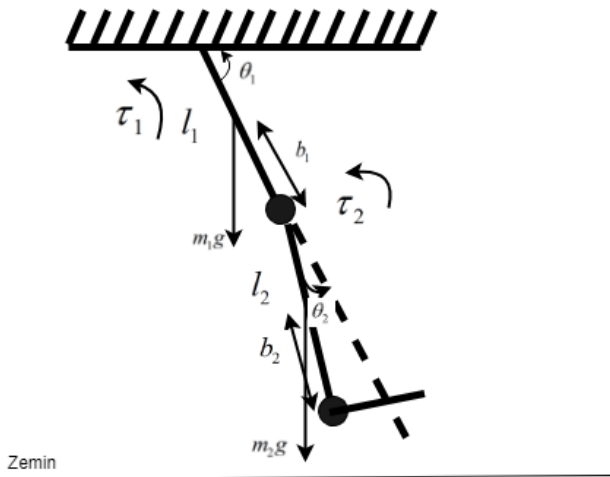
ihtiyaç duyulmaktadır. Ters çözüm sayesinde elde edilen kinematik veriler denetim yordamlarına referans veri olarak kullanılabilir.

4.5. Salınım Fazı Dinamiği (İkili Düz Sarkaç Modeli)

İnsan yürüyüşünün duruş fazı ters sarkaç dinamik modeli ile ifade edilebilmektedir. Aynı zamanda yürüyüşün salınım fazı da ikili düz sarkaç hareketi ile modellenilebilmektedir. Kalça civarında oluşan ağırlık merkezinin izlediği yörünge duruş fazında ters sarkaç modeli ile salınım fazında ise ikili düz sarkaç modeliyle başarıyla oluşturulabilmektedir. Kalçanın bu süre zarfında x, y ve z eksenlerinde bir yer değiştirme veya yönelime sahip olmaması ikili düz sarkaç modelinin uygunluğuna işaret etmektedir. Çünkü model hareketi esnasında sarkaçın baş kısmı hareketsizdir ve hareket eden kısım ayak ucudur. Bu fikir ışığında yürüyüşün duruş fazı ikili düz sarkaç modeli (Double Link Pendulum) ile incelenmiştir. Bu modelin ilk olarak dinamik diferansiyel denklemleri Euler-Lagrange Denklemleri ile bulunmuştur. İncelemeler süresince belden bacağın askıda olduğu varsayımı yapılmıştır ve bel noktasının yer değiştirmedeği kabul edilmiştir.

4.5.1. Euler – Lagrange Denklemleri ile Dinamik Denklemlerin Türetilmesi

Yine bu bölümde Euler – Lagrange eşitlikleri kullanılarak dinamik denklemler türetilmektedir. Duruş fazındaki iki bağlantılı tek ayağın görünümü Şekil 4.14 'de gösterilmektedir.



Şekil 4.14. Kullanılan bacak modeli ve ilgili değişkenler

Model üzerindeki parametrelerden l_1 ve l_2 bağlantıların boylarını, θ_1 ve θ_2 bağlantıların açılarını, m_1g ve m_2g yerçekiminden dolayı oluşan ağırlık vektörlerini b_1

ve b_2 ağırlık merkezlerinin bağlantı alt ucuna olan uzaklıklarını ve son olarak da τ_1 ile τ_2 eklem merkezleri etrafında ortaya çıkan z ekseni merkezli dönme kuvvetini yani torkları göstermektedir. İlk olarak modelin kullanılacak kinematik bileşenleri Eş. 63, 64, 65 ve 66 'da verilmektedir.

$$T_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & s_1 & 0 & l_1 c_1 \\ -s_1 & c_1 & 0 & -l_1 s_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{ve} \quad T_2^0 = \begin{bmatrix} c_{12} & s_{12} & 0 & l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ -s_{12} & c_{12} & 0 & -l_1 s_1 - l_2 s_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (63)$$

$$R_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & s_1 & 0 \\ -s_1 & c_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{ve} \quad R_2^0 = \begin{bmatrix} c_{12} & s_{12} & 0 \\ -s_{12} & c_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (64)$$

$$p_1^0 = \begin{bmatrix} l_1 c_1 \\ -l_1 s_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{ve} \quad p_2^0 = \begin{bmatrix} l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ -l_1 s_1 - l_2 s_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (65)$$

$$J(q) = \begin{bmatrix} J_v(q) \\ J_w(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_1 s_1 - l_2 s_{12} & -l_2 s_{12} \\ -l_1 c_1 - l_2 c_{12} & -l_2 c_{12} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (66)$$

T matrisi transformasyon matrisini, R matrisi rotasyon matrisini, p vektörü pozisyon vektörünü ve $J(q)$ matrisi manipülatör Jakobyeni'ni vermektedir. Jakobyenin içerisinde hem doğrusal bileşen hem de açısal bileşen bulunmaktadır.

Hareketi tanımlayan dinamik denklemlerin genel formu verildikten sonra iki bağlantılı ve iki eklemlili düzlemsel bacağın dinamik denklemleri bulunmaktadır. Önceden bulunan Jakobyenler ağırlık merkezleri için aşağıdaki şekilde güncellenmektedir. Kinetik enerjinin doğrusal ve açısal bileşenleri bağlantı 1 ve bağlantı 2 için bu Jakobyenler ile Eş. 67 ve 68 'de bulunmaktadır.

$$J_{v_{c1}} = \begin{bmatrix} -b_1 s_1 & 0 \\ -b_1 c_1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{ve} \quad J_{v_{c2}} = \begin{bmatrix} -l_1 s_1 - b_2 s_{12} & -b_2 s_{12} \\ -l_1 c_1 - b_2 c_{12} & -b_2 c_{12} \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (67)$$

$$J_{w_{c1}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{ve} \quad J_{w_{c2}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (68)$$

Sadece iki bağlantı için atalet matrisinin genel formu Eş. 69 'da verilmektedir.

$$D(q) = \left[\sum_{i=1}^n \left\{ m_i J_{v_i}(q)^T J_{v_i}(q) + J_{w_i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{w_i}(q) \right\} \right]$$

$$D(q) = m_1 J_{v_{c1}}(q)^T J_{v_{c1}}(q) + m_2 J_{v_{c2}}(q)^T J_{v_{c2}}(q) \quad (69)$$

$$J_{w_{c1}}(q)^T R_1(q) I_1 R_1(q)^T J_{w_{c1}}(q) + J_{w_{c2}}(q)^T R_2(q) I_2 R_2(q)^T J_{w_{c2}}(q)$$

şeklinde. I_1 ve I_2 atalet tensörü olarak alınmaktadır ve ilgili bağlantının geometrik şekline bağlıdır. Matris çarpma bölme işlemleri gerçekleştirildiğinde $D(q)$ matrisinin boyutu 2x2 olarak bulunmaktadır. Atalet matrisi olan $D(q)$ beklendiği gibi simetrik bulunmuştur. Sırasıyla $D(q)$ matrisinin elemanları Eş. 70 'de verilmektedir.

$$d_{11}(q) = m_1 b_1^2 + m_2 (l_1^2 + b_2^2 + 2l_1 b_2 c_2) + I_1 + I_2$$

$$d_{12}(q) = m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 c_2) + I_2 \quad (70)$$

$$d_{21}(q) = m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 c_2) + I_2$$

$$d_{22}(q) = m_2 b_2^2 + I_2$$

Atalet matrisinin genelleştirilmiş koordinatlar olan θ_1 ve θ_2 'ye göre olan değişimleri ile ifade edilen Christoffel Sembollerinin bulunması için Eş. 71 'deki bağıntılar kullanılmaktadır. Christoffel Sembolleri açısız hareket sonucu ortaya çıkan merkezci (centrifugal) kuvveti ve Coriolis kuvvetini barındırmaktadır.

$$c_{ijk} = \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_i} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} - \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\}$$

$$c_{111} = 0 \quad \text{ve} \quad c_{222} = 0$$

$$c_{121} = c_{211} = -l_1 b_2 m_2 s_2 \quad (71)$$

$$c_{122} = 0 \quad \text{ve} \quad c_{212} = 0$$

$$c_{221} = -l_1 b_2 m_2 s_2$$

$$c_{112} = l_1 b_2 m_2 s_2$$

Burada önemli bir nokta dikkat çekmektedir. Sistemin Lagrangian'ını oluşturan terimlerden kinetik enerji terimleri hem sarkaç modelinde hem de ters sarkaç modelinde aynı çıkmıştır. Beklenildiği üzere sarkaç ve ters sarkaç sisteminde tek farklılık

konumlamadan dolayı potansiyel enerji değişiminde olmalıdır. Yer çekimi terimlerinde konumlanmadan dolayı iki durum arasında değişiklik beklenmektedir. Sekiz adet Christoffel Sembolleri bulduktan sonra bir sonraki aşamada yer çekimi terimlerinin bulunması gelmektedir. Bu yer çekimi terimleri (Eş. 72) potansiyel enerji değişiminden dolayı ortaya çıkmaktadır.

$$\begin{aligned}
 P_1 &= m_1 g (l_1 + l_2 - b_1 s \theta_1) \\
 P_2 &= m_2 g (l_1 + l_2 - l_1 s \theta_1 - b_2 s \theta_{12}) \\
 P &= P_1 + P_2 = m_1 g (l_1 + l_2 - b_1 s \theta_1) + m_2 g (l_1 + l_2 - l_1 s \theta_1 - b_2 s \theta_{12})
 \end{aligned} \tag{72}$$

Burada P_1 ve P_2 ilgili bağlantıların potansiyel enerjilerini P ise toplam potansiyeli vermektedir. Bu potansiyel terimlerinin yapılan harekete göre zamanla değişimi yerçekimi terimlerini ortaya çıkarmaktadır. Bu terimler Eş. 73 'de bulunmaktadır,

$$\begin{aligned}
 g_1 &= \frac{\partial P}{\partial q_1} \quad ve \quad g_2 = \frac{\partial P}{\partial q_2} \\
 g_1 &= -m_1 g b_1 c \theta_1 - m_2 g l_1 c \theta_1 - m_2 g b_2 c \theta_{12} \\
 g_2 &= -m_2 g b_2 c \theta_{12}
 \end{aligned} \tag{73}$$

Bütün Lagrangian terimleri bulduktan sonra genel formül içerisine bu terimler yerleştirilir ve diz eklemi ile topuğun yere değdiği noktadaki torklarının denklemleri elde edilebilmektedir. Formül içerisindeki atalet matrisinin bütün elemanları, Christoffel sembolleri ve yer çekimi terimleri daha önceden bulunmuştur. Yine eşitlikler içerisinde gözükken $\dot{q}_1 \dot{q}_1$ ve $\dot{q}_2 \dot{q}_2$ içeren terimler merkezci kuvvet terimleri (Centrifugal Force Terms) olarak geçmektedir. Bir diğer kuvvet tipi olan Coriolis terimleri (Coriolis Force Terms) ise $\dot{q}_1 \dot{q}_2$ ve $\dot{q}_2 \dot{q}_1$ katsayılı terimlerdir

4.5.2. İleri Dinamik Benzetimi

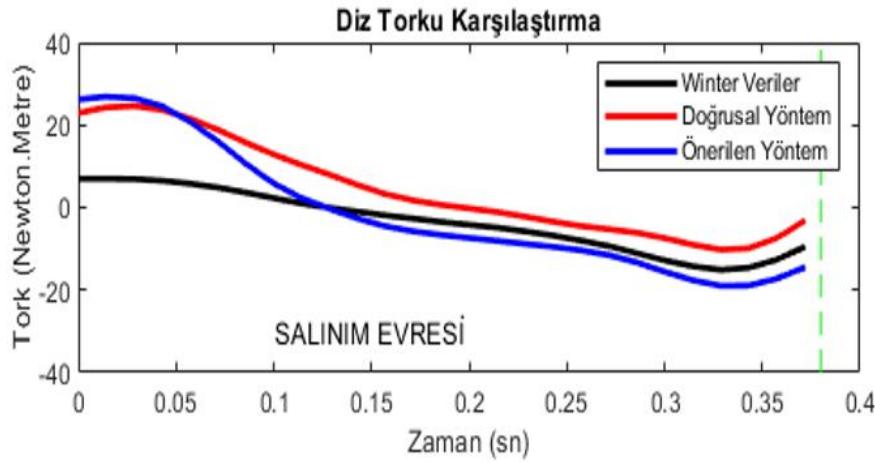
İkili sarkaç modelinde, hareket esnasında sarkacın baş kısmı kalça hareketine işaret etmektedir ve kalçanın hareket etmediği yani sarkacın baş kısmının sabitlendiği kabulü ile denklemler türetilmiştir.

4.5.2.1. Denklemlerin Uyumlandırılması

Salınım fazındaki iki bağlantılı tek sarkaç modeli ile ifade edilen bacağın görünümü Şekil 4.14 'de gösterilmektedir. Bu bölümde herhangi bir uyumlandırma gerekmediği için sonuç olarak Eş. 70, 71 ve 73 'deki terimler kullanılacaktır.

4.5.2.2.İleri Çözüm Benzetim Çıktıları

İleri sürülen önermenin önermenin doğruluğunun sınanması için iki modele de kaynaklarda öngörülen yürüyüş verileri girdi olarak verilmiş ve sonuçlar yine gerçek yürüyüş verileri ile değerlendirilmiştir. Kullanılan yürüyüşe ait tüm parametrelerin detaylarına ve çalışmanın derinlemesine analizine Orhanlı tarafından yayınlanan bildiriden erişilebilmektedir. Şekil 4.15 'de verilen grafikte sadece salınım fazı için diz torqu verisi verilmiştir. Grafik dikkatle incelendiğinde tüm yürüyüş çevrimi içerisinde salınım fazında her iki model de yürüyüş hareketinin özelliklerini yansıtabildiği görülmektedir.



Şekil 4.15. Salınım evresinde diz torqu verilerinin karşılaştırılması

4.5.3. Ters Dinamik Benzetimi

Bu bölümde Euler – Lagrange formülasyonu ile elde edilen ikili dinamik denklem seti başlangıç açısı ve açısal hız girdileri ile çözdürülmüştür.

4.5.3.1.Ters Dinamik (Yer Çekimine Karşı)

Art arda açısal ivmenin ikili integrasyonu önce açısal hızı sonra açığı vermektedir. Bu işlemlerin ilk aşamasını elde edilen ikili diferansiyel denklemlerin nümerik olarak çözdürülmesi prensibi oluşturur. Denklemler önce sadeleştirilmiştir ve sonra da diferansiyel denklemlerde derece indirgeme yöntemi uygulanmıştır. Denklemlerde yerine koyma ve sadeleştirme işlemi önceki bölümdeki gibi yapılmıştır ve birinci dereceden dördüncü adi diferansiyel denklem seti elde edilmiştir.

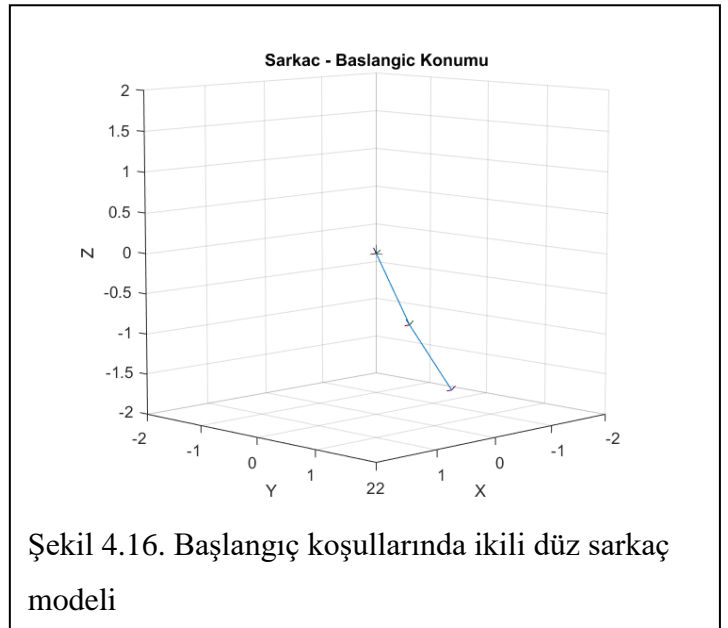
$$\begin{aligned}
\dot{S}_1 &= S_2 \\
\dot{S}_2 &= \ddot{\theta}_1 = \frac{d_{12}(S)d_{22}(S)}{d_{12}(S)d_{21}(S) - d_{11}(S)d_{22}(S)} \dots\dots \\
&\dots \left[\frac{\tau_2(t)}{d_{22}(S)} - \frac{\tau_1(t)}{d_{12}(S)} - \frac{c_{112}(S)}{d_{22}(S)} S_2^2 - \frac{g_2(S)}{d_{22}(S)} + \frac{g_1(S)}{d_{12}(S)} + \frac{(c_{121}(S) + c_{211}(S))}{d_{12}(S)} S_2 S_4 + \frac{c_{221}(S)}{d_{12}(S)} S_4^2 \right] \\
\dot{S}_3 &= S_4 \\
\dot{S}_4 &= \ddot{\theta}_2 = \frac{d_{11}(S)d_{21}(S)}{d_{11}(S)d_{22}(S) - d_{12}(S)d_{21}(S)} \dots\dots \\
&\dots \left[\frac{\tau_2(t)}{d_{21}(S)} - \frac{\tau_1(t)}{d_{11}(S)} - \frac{c_{112}(S)}{d_{21}(S)} S_2^2 - \frac{g_2(S)}{d_{21}(S)} + \frac{g_1(S)}{d_{11}(S)} + \frac{(c_{121}(S) + c_{211}(S))}{d_{11}(S)} S_2 S_4 + \frac{c_{221}(S)}{d_{11}(S)} S_4^2 \right]
\end{aligned}$$

(74)

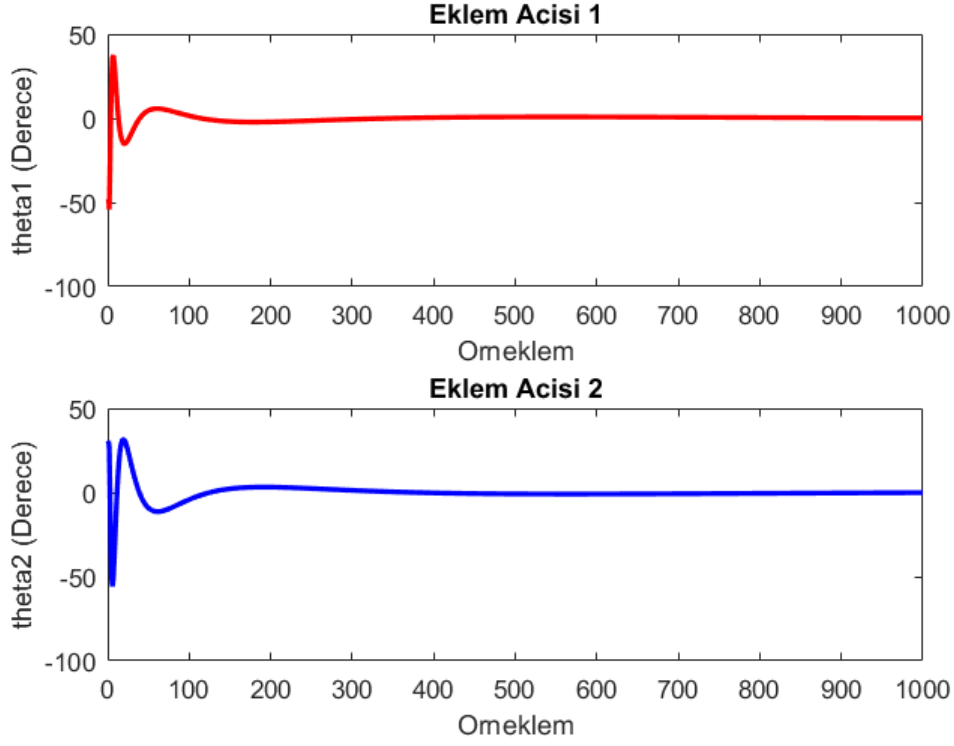
Bu aşamadan sonra formülasyon birinci dereceden birbiri ile bağımlı dört diferansiyel denklem setine dönüşmüştür. Bu set sembolik matematik kullanılarak Runge Kutta Yöntemine girdi olarak verilmiştir ve nümerik olarak eşitlikler çözdürülmüştür. Bu işlemler sonucu belirli başlangıç değerleri için $\theta_1(t)$ ve $\theta_2(t)$ değerleri zamansal olarak elde edilmiştir. Nümerik analiz $\tau_1(t)=0$ ve $\tau_2(t)=0$ için gerçekleştirilmiştir. Bu sayede ters sarkaçın yerçekimi altındaki davranışı belirli başlangıç koşulları için izlenebilmektedir. Başlangıç koşulları ve sistemin ilgili ataletsel ve teknik parametreleri Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2. İkili düz sarkaç ilgili parametreler

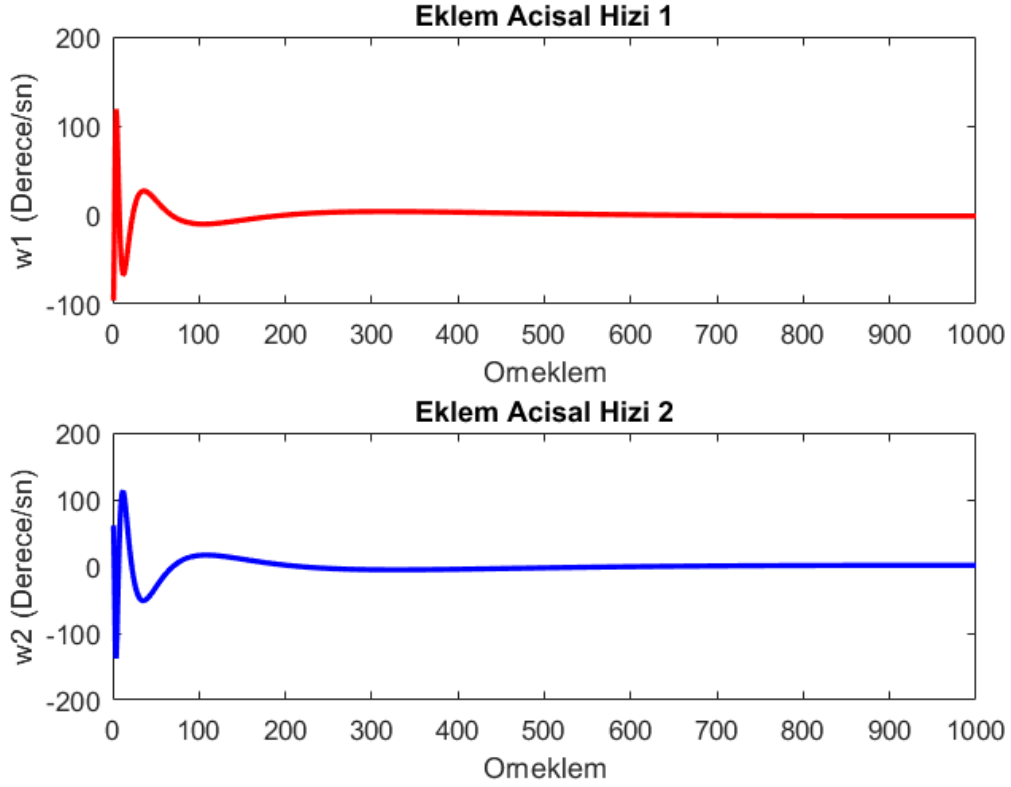
$\theta_1(0)$	$+35^0$
$\theta_2(0)$	0^0
$\dot{\theta}_1(0)$	$0 \text{ rad} / s$
$\dot{\theta}_2(0)$	$0 \text{ rad} / s$
g	$9.81 \text{ m} / \text{sn}^2$
$l_1 = l_2$	0.5 m
I_i	$\frac{1}{12} ml_i^2$



Bu teknik özellikler ve başlangıç koşulları için aşağıdaki benzetim sonuçları elde edilmiştir. Girişten iki ekleme de hiç bir tork uygulanmadığı için dönmeye karşı olan atalet zamanla hareketi denge noktasına götürmelidir. Şekil 4.17 'de ve Şekil 4.18 'de bu sönümlenme hem açı verisi için hem de açısal hızı verisi için görülebilmektedir.



Şekil 4.17. Eklem açısı 1 ve 2 nin değişimi

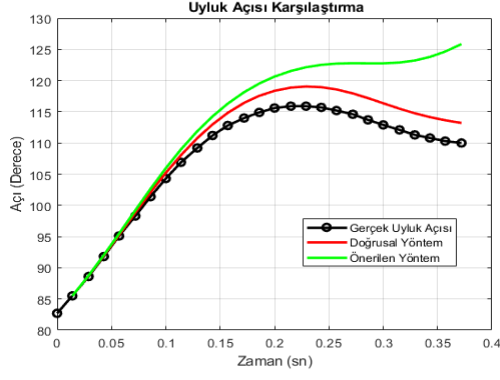


Şekil 4.18. Eklem açısai hızı 1 ve 2 nin değışimi

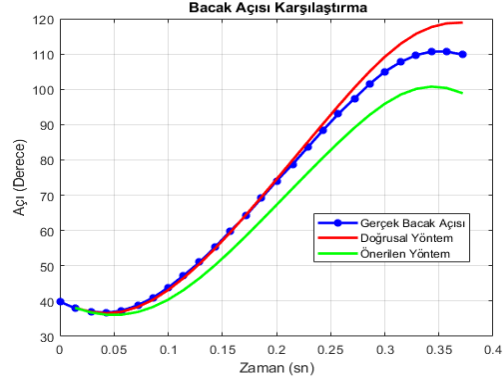
Çalışma sonucu modelin çıktısı zamansal çerçevelere atanmıştır ve ilgili dinamik denklemlerin zamansal animasyonu oluşturulmuştur. Animasyon ıktısı da beklenildiği üzere ikili düz sarkaçın denge noktasına zamanla ulaştığını göstermektedir. Düz sarkaçın ters sarkaa göre kararlı bir sistem olduğu dinamik denklemler ve benzetimler sonucunda gözlemlenmiştir.

4.5.3.2. Ters Dinamik (Salınım Evresi)

ileri çözüm sonucu üretilen torqların sisteme verilmesiyle tekrardan kinematik veriler elde edilmektedir. Çıkan sonuçlar gerçek uyluk ve bacak açısı verileri ile karşılaştırıldığında sadece salınım fazı için Şekil 4.19 'daki sonuçlar elde edilmiştir. Üst grafikte uyluk açısı sonuçları alt grafikte bacak açısı sonuçları gösterilmektedir.



a)



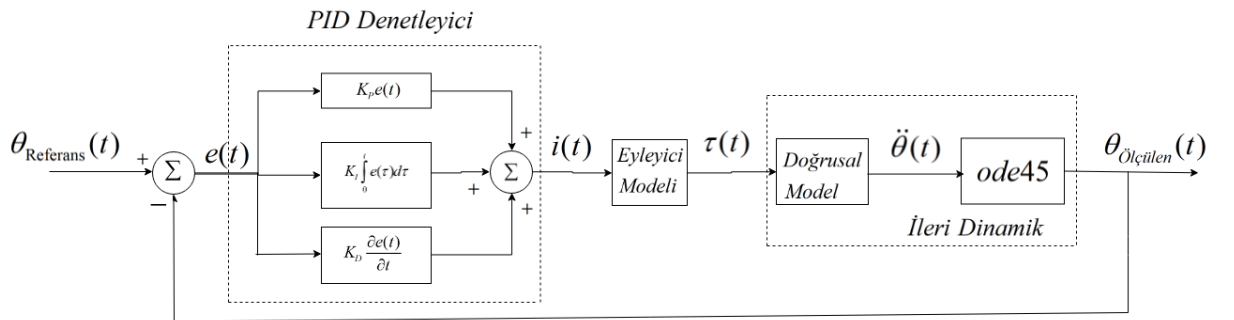
b)

Şekil 4.19. (a) Uyluk açısı (b) bacak açısı verileri (Salınım Evresi)

Salınım evresinde ikili ters sarkaç modeli gerçek yürüyüş verileri ile sınıdığında başarı ile olması gereken uyluk ve bacak açısı verilerini üretebilmektedir. İki modelin de belirli hatalar ile referans veriyi bu açık döngü yapı içerisinde takip edebildiği gözlemlenmiştir. Bir sonraki bölümde bu iki modelin denklemlerini kullanarak referans diz açısını takip edebilecek bir denetçi tasarlanmıştır ve denetleme başarımları analizleri gerçekleştirilmiştir.

5. ÖNERİLEN YÜRÜYÜŞ MODELİNİN BENZETİM ORTAMINDA BAŞARIMININ İNCELENMESİ

Yürüyüşün analitik modeli elde edildikten sonra bu modelin performansı yazılım ortamında simülasyonlar ile elde edilmiştir. Elde edilen duruş evresi ve salınım evresi modelleri kapalı döngü denetleme yapısında ele alınmıştır ve sonuçları irdelenmiştir. Protezli yürüyüşü ifade edebilmek için, simülasyon ortamında ilk tanımlanması gereken kısım yürüyüşün modelidir. Yürüyüşün modeli olarak önceki bölümde elde edilen duruş evresi ve salınım evresi dinamik denklemleri kullanılmıştır. Bu denklemlerin protezli yürüyüşü ne ölçüde ifade edebileceği ve denetlenebilirliği bu bölümde yapılan analizler sonucu türetilmiştir. İkinci önemli tanımlanması gereken blok ise kullanılan denetleyicinin modelidir ve hangi tür denetleyici kullanılacağı performansı doğrudan etkileyecektir. Bu aşamada oransal-integral-türevsel denetleyici (PID – Proportional-Integral-Derivative) tercih edilmiştir. Çalışmanın ana odağını türetilen yürüyüş modellerinin performanslarının değerlendirilmesi oluşturduğu için farklı denetim yöntemleri bu tez kapsamında ele alınmamaktadır. Elde edilen yürüyüş modelinin performansını ve kullanılan manyetoreolojik (MR) silindirin modelinin denetime uygunluğunu ve etkisini belirlemek ana amaçtır. Sistemin diğer bir bloğu ise kullanılan eyleyicinin modelidir. Gerçek zamanlı sistemde kullanılacak eyleyicinin (manyetoreolojik silindir) akım-tork ilişkisini ifade eden diferansiyel denklem seti de eyleyici modeli olarak sisteme gömülmüştür. Son olarak elde edilen açısal ivme değerlerinin açısal hız ve açığa dönüştürüldüğü ileri dinamik çözücüsü ile sistem tamamlanmaktadır. Şekil 5.1 'de bahsedilen sistemin blok diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 5.1. Diz üstü protezin sürekli zamanlı denetiminin blok diyagramı

Bu denetleme blok diyagramı hem duruş evresi için hem salınım evresi için kullanılmaktadır. Şekil 5.1'de verilen denetimde yürüyüşü ifade eden doğrusal model ve

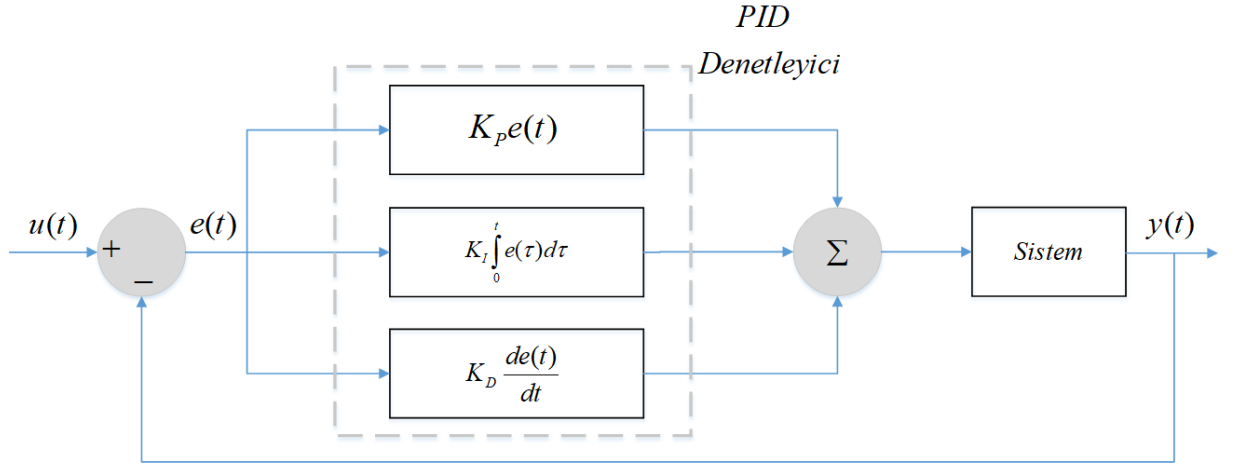
denetleyici parametreleri duruş evresi için ve salınım evresi için değişmektedir. Kullanılan eyleyici modeli ve ileri dinamik çözücüsünün yapısı her iki evre için de ortaktır. Değişen parametrelerin değerleri ilerideki bölümlerde çizelge olarak verilmiştir. Sonraki bölümlerde, kullanılan her bir bloğun detayları verilmektedir.

5.1. Sürekli Zamanlı Denetim

Yürüyüşün karmaşık ve doğrusal olmayan yapısı modellenmek istendiğinde elde edilen denklem setleri oldukça doğrusal olmayan ve bağımlı (coupled) yapıdadır. Bu modeller denetlenmek istendiğinde olay tabanlı (state-based) denetim algoritmaları belirli ölçüde başarılı olsa da ana ihtiyaç daha sürekli yapıda bir denetimin sağlanmasıdır. Olay tabanlı denetim algoritmalarının, yürüyüş süresince evrelerin başarıyla kestirildiği durumlarda konforlu bir yürüyüş sağladığı raporlansa da halen daha gerçek yürüyüşe yakınlık konusunda eksik kaldığı noktalar bulunmaktadır [47]. Referans diz açısının takip edilmek istendiği yürüyüş denetim algoritmalarının teorik olarak doğruluğu yüksek olması beklenirken getireceği işlem yükü ve yürüyüşü matematiksel olarak modellemenin zorluğu açıktır. Bu bölüm kapsamında benzetimi yapılan sistemin önce analitik olarak modeli ortaya konulmuş ardından benzetim ortamında oransal-integral-türevsel denetleyici (PID – Proportional-Integral-Derivative) ile denetlenmiştir. Bu yapı ile olay tabanlı denetimden ziyade sürekli zamanlı denetim yapısı kullanılmış olmaktadır.

5.1.1. PID Denetleyici

Tasarlanacak yarı-etkin diz eklemine hem benzetimi hem de gerçek zamanlı çalışması düşünülerek en basit denetleme yöntemi olan oransal-integral-türevsel denetleyici (PID – Proportional-Integral-Derivative) tercih edilmiştir. Çünkü bu tez kapsamında ilk amaç eyleyici olarak manyetoreolojik silindirik diz eklemi içeren diz protezlerinin sürekli zamanlı denetime uygun olup olmadığının belirlenebilmesidir. Farklı denetleyici modellerinin sisteme çeşitli avantajlar getireceği öngörülse de bu tez kapsamında bu öngörüğü doğrulayacak çalışmalar yapılmamıştır. Kullanılan denetim sisteminin avantajları arasında denetlenecek parametrenin az olması, denetlenen parametrelerin sistemin cevabına ve performansına etkisinin yüksek olması, fiziksel olarak gerçekleminin kolay olması ve getirdiği işlem yükünün çok yüksek olmaması verilebilir. PID denetleyicilerin protez, ortez alanında kullanıldığı farklı çalışmalar kaynaklarda mevcuttur [48, 49]. Şekil 5.2 'de PID denetleyicisinin blok diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 5.2. PID denetleyici blok diyagramı

PID denetim yönteminde, çıkıştan elde edilen veya ölçülen sinyal girişe geri beslenir ve girişten verilen referans sinyal ile karşılaştırılır. Burada $y(t)$ çıkış sinyalini gösterirken girişe geri beslenmektedir ve girişten verilen referans sinyal olan $u(t)$ ile karşılaştırılmaktadır. Bu karşılaştırma sonucu elde edilen fark sinyali veya diğer bir deyişle hata sinyali olan $e(t)$ çeşitli denetleyici parametreleri ile bir takım işlemlere sokularak iteratif bir şekilde minimize edilmeye çalışılır. Oransal kazanç olan K_p , hata sinyali ile çarpılarak sisteme etki eder. Bu oransal kazanç katsayısı, kontrolcü çıktısının sistem hatasına olan hassasiyetini gösterir. K_p kazanç değeri büyüdükçe kontrolcünün hata değerinde olan etkisi daha büyük olur, tersi durumda ise hatayı daha yavaş düzeltme eğilimine girer. Bu daha yavaş düzeltme daha yumuşak bir eğilime yol açar ve salınım etkisini düşürür ama aynı zamanda oturma süresini uzatır. Buna karşılık hata küçüldükçe kontrol etkisi çok zayıflayacak ve sistem çıktısı referansa asla tam ulaşamayacaktır.

Türevsel kazanç olan K_D ise salınımları azaltma yönündeki etkisi nedeniyle tercih edilir. Bu sebepten, oransal kontrolün türevsel kontrol etkisi ile beraber kullanımı göreceli olarak daha iyi bir kontrolcü yapısı oluşturur. Türevsel oransal kontrolcünün aşma değerini azaltıp sistemin reaksiyon hızını arttıracığı öngörülebilir. Fakat türev etkisi özellikle ölçme sistemindeki gürültülere karşı sistem hassasiyetini arttıracaktır.

K_I , integral kontrol etkisi oransal kontrol etkisine benzer şekilde hesaplanır fakat burada anlık hata değeri yerine sistem çalışmaya başladığı andan itibaren olan tüm anlardaki hataların toplamı bir kazanç ile çarpılır. Bahsi geçen toplam sürekli sistemler için hatanın integralini ifade etmektedir. Sistem cevabının referans değerine ulaşması geciktikçe

integral kontrol etkisinde artacaktır. Integral kontrolün etkisi oransal kontrol etkisi ile beraber kullanıldığında daha etkin bir biçimde belirgin olur. Oransal etki hızlı bir şekilde sistem cevabını girdi değerine yaklaştırdıktan sonra etkisi kaybedecek bu noktadan sonra integral etki devreye girip kalıcı hatayı yok edecek ve sistemi yavaş da olsa tam referans değerine taşıyacaktır. Bu üç parametrenin denetime olan etkisi Çizelge 5.1’de özetlenmektedir [50].

Çizelge 5.1. PID denetimde parametrelerin denetime olan etkisi

Kapalı Çevrim Parametreleri	Yükselme Zamanı	Aşma Değeri	Kalıcı Durum Hatası
K_P	Azalı	Artar	Azalı
K_I	Azalı	Artar	Kalmaz
K_D	Küçük Değişim	Azalı	Küçük Değişim

Oransal-integral-türevsel denetleyici etkisi altındaki sistem cevabının, PI ve PD denetleyicilerinin olumlu etkilerini bir arada gösterdiği kolayca gözlemlenebilmektedir. Sistem hem hızlanmış, hem daha kararlı hale gelmiş hem de girdiyi hatasız bir şekilde takip edebilme yeteneğine kavuşmuştur.

5.1.2. Yürüyüş Modeli

Tasarlanacak yarı etkin diz üstü protezin sürekli zamanlı denetlenebilmesi için proteze yürüyüş esnasında uygulanacak tork ile ortaya çıkan diz açısı arasında bağ kurulması gerekmektedir. Bu bağlamda hem salınım evresi hem duruş evresi için alt ekstremitenin hareketini ifade eden denklemlerin elde edilmesi gerekmektedir. Bu model sayesinde proteze uygulanan tork ile kinematik değişkenler kontrol edilebilecektir. Bu işlemin ilk aşamasında önceki bölümlerde salınım fazında protezin hareketi ikili düz sarkacın hareketi ile ifade edilmiştir ve sonuçları ortaya konulmuştur [45]. İkinci aşamada ise duruş fazı, ikili ters sarkacın hareketi ile ifade edilmiştir ve onun da denklemleri ilgili bölümde paylaşılmıştır [51]. Denetim sistemlerinde denetlenen sürecin başarıyla istenilen görevi yerine getirebilmesi sürecin analitik modelinin ortaya doğru olmasıyla ilgilidir. Hem duruş evresi için hem de salınım evresi için ortak olan genel dinamik denklem seti iki bağlantılı bacak için Eş. 1’de gösterilmektedir.

$$\begin{aligned} d_{11}(q)\ddot{q}_1 + d_{12}(q)\ddot{q}_2 + c_{121}(q)\dot{q}_1\dot{q}_2 + c_{211}(q)\dot{q}_2\dot{q}_1 + c_{221}(q)\dot{q}_2\dot{q}_2 + g_1(q) &= \tau_1 \\ d_{21}(q)\dot{q}_1 + d_{22}(q)\dot{q}_2 + c_{112}(q)\dot{q}_1\dot{q}_1 + g_2(q) &= \tau_2 \end{aligned} \quad (1)$$

Bu diferansiyel denklem takımında, eklemlere uygulanan torklar ve sonuçta oluşan hareketin kinematik parametreleri ifade edilmektedir. Denetlenecek sürecin dinamik denkleminin (Eş. 1) terimleri birtakım parametreler içermektedir. Atalet matrisi terimleri, Christoffel Sembollerinin terimleri ve yerçekimi terimlerinin bulunduğu parametreler duruş evresinde ve salınım evresinde farklılıklar göstermektedir. Bu farklılığın nedeni Kartezyen Koordinat Düzlemi içerisindeki yerleşimdir. Örneğin duruş evresinde ağırlık vektörü $-z$ yönünde 700 Newton (70 kg insan için) ise salınım evresinde model içerisinde $+z$ yönünde 700 Newton olması gerekmektedir. Bu farklılığın giderilmesi için salınım evresinde ağırlık vektörü $-z$ yönünde -700 Netwon olarak seçilmiştir. Bu işlemin temel amacı duruş evresinde ve salınım evresinde kullanılan sarkaçların aynı düzlemde aynı referans yerleşim içerisinde olabilmeleridir. Yerçekimin etkisinin doğruca hesaplanabilmesi için işareti denklemler içerisinde yine değiştirilmektedir. Bu parametrelerin evreler içerisindeki değişimine neden olan eklem, bağlantı yerleşimi Çizelge 5.2 ‘de gösterilmektedir.

Çizelge 5.2. Bağlantıların duruş ve salınım evresindeki değişimi

	Birinci Bağlantı	İkinci Bağlantı	Ortak Eklem
Duruş	Bacak	Uyluk	Diz
Salınım	Uyluk	Bacak	Diz

Çizelge 5.3 ‘de ise koordinat düzlemine yerleşimden dolayı değişen parametreler verilmektedir. m, I, l, a, g parametreleri sırasıyla kütle, atalet, uzunluk, ağırlık merkezinden dönüş eksenine olan dik uzaklık ve yerçekimidir. B ve U sırasıyla “Bacak” ve “Uyluk” kelimelerinin yerine kısaltılmıştır.

Çizelge 5.3. Bağlantıların parametrelerinin duruş ve salınım evresindeki değişimi

	m_1	m_2	I_1	I_2	l_1	l_2	a_1	a_2	g
Duruş	B	U	B	U	B	U	B	U	Sabit
Salınım	U	B	U	B	U	B	U	B	Sabit

Bu parametrelerin benzetim süresince aldığı değerlere bu aşamda değinilmemektedir. Birleştirilmiş diz torku ve kinematik verilerini içeren denklem takımı Eş. 1 'de verilmektedir ve değişen her bir parametrenin nasıl değişeceği de Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3 'de özetlenmektedir.

5.1.2.1.Duruş Evresi Dinamik Denklem Takımı

Denklemdaki her bir parametre, yürüyüşün iki farklı evresinde farklı değerler alabilmektedir. Duruş evresi için terimlerin denklemleri Eş. 2 'de gösterilmektedir. Eş. 2'de verilen her bir terimin denklemlerinin nasıl türetildiği bir önceki tez bölümünde verildiği için bu bölümde sadece sonuçlar paylaşılmaktadır.

$$\begin{aligned}
d_{11}(q) &= -m_1 b_1^2 - m_2 (l_1^2 + b_2^2 + 2l_1 b_2 \sin \theta_2) - I_1 - I_2 \\
d_{12}(q) &= -m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 \sin \theta_2) - I_2 \\
d_{22}(q) &= -m_2 b_2^2 - I_2 \\
c_{111} &= 0 \quad \text{ve} \quad c_{222} = 0 \\
c_{122} &= 0 \quad \text{ve} \quad c_{212} = 0 \\
c_{121} &= c_{211} = c_{221} = l_1 b_2 m_2 \cos \theta_2 \quad \text{ve} \quad c_{112} = -l_1 b_2 m_2 \cos \theta_2 \\
g_1 &= -m_1 g b_1 \cos \theta_1 - m_2 g l_1 \cos \theta_1 - m_2 g b_2 \cos (\theta_1 + \theta_2) \\
g_2 &= -m_2 g b_2 \cos (\theta_1 + \theta_2)
\end{aligned} \tag{2}$$

Bir sonraki bölümde aynı denklem takımında sarkaçın pozisyonundan dolayı temel noktası değişmiştir ve buna bağlı olarak parametreler değişmiştir. Güncel denklem takımı bir sonraki alt başlıkta verilmektedir.

5.1.2.2.Salınım Evresi Dinamik Denklem Takımı

Yürüyüşün dinamik denklemdeki her bir parametresi, yürüyüşün iki farklı evresinde farklı değerler almaktadır. Salınım evresi için terimleri ve değişen parametreleri içeren denklemler Eş. 3 'de gösterilmektedir. Eş. 3'de verilen her bir terimin denklemlerinin nasıl türetildiği bir önceki tez bölümünde verildiği için bu bölümde sadece sonuçlar paylaşılmaktadır.

$$\begin{aligned}
d_{11}(q) &= m_1 b_1^2 + m_2 (l_1^2 + b_2^2 + 2l_1 b_2 \cos \theta_2) - I_1 - I_2 \\
d_{12}(q) &= m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 \cos \theta_2) - I_2 \\
d_{22}(q) &= m_2 (b_2^2 + l_1 b_2 \cos \theta_2) - I_2 \\
d_{22}(q) &= m_2 b_2^2 - I_2 \\
c_{111} &= 0 \quad \text{ve} \quad c_{222} = 0 \\
c_{122} &= 0 \quad \text{ve} \quad c_{212} = 0 \\
c_{121} = c_{211} = c_{221} &= -l_1 b_2 m_2 \sin \theta_2 \quad \text{ve} \quad c_{112} = l_1 b_2 m_2 \sin \theta_2 \\
g_1 &= m_1 g b_1 \sin \theta_1 + m_2 g l_1 \sin \theta_1 + m_2 g b_2 \sin (\theta_1 + \theta_2) \\
g_2 &= m_2 g b_2 \sin (\theta_1 + \theta_2)
\end{aligned} \tag{3}$$

Hem salınım evresi için hem de duruş evresi için temel alınan noktalar ve yerleşim değıştiği için denklemlerin bu duruma uyumlandırılması gerekmektedir. Bu sayede hem salınımı hem duruş evresini denklem takımı olarak ileri dinamik çözücüsüne vermek mümkün olmaktadır. Bir sonraki alt başlıkta ileri dinamik çözücü tanıtılacak ve teknik parametreleri verilecektir.

5.1.2.3.İleri Dinamik Çözücüsü

Çok sayıda bağlantı ve eklem içeren robot manipülatörlerde model doğru kurulduktan sonra istenilen kinetik-kinematik ilişkiler takımı kurulabilir. Burada hedef sistemin yarı etkin düz üstü protez olduğu düşünülürse denetlenecek eklemde diz eklemi olduğu açıkça görülmektedir. Salınım evresi denklem takımı hem kalça eklemi için hem diz eklemi için eşitlikler içermekte iken duruş evresi denklem takımı hem ayak bileği için hem de diz eklemi için eşitlikler içermektedir. Eş. 4 ile verilen diz eklemine tork-kinematik ilişki denklemi hem duruş evresi hem salınım evresinde süreci ifade eden genel denklem olarak kullanılacaktır.

$$d_{21}(q)\ddot{q}_1 + d_{22}(q)\ddot{q}_2 + c_{112}(q)\dot{q}_1\dot{q}_1 + g_2(q) = \tau_2 \tag{4}$$

Kullanılan “İleri Dinamik Çözücü” Matlab yazılım ortamında bulunan hazır “ode45” fonksiyonu ile gerçekleştirilen araçtır. Bu araç ilgili denklemin ilk değerlerini alarak sistemin açı ve açısal hız değerlerini üretmektedir. Bağlaşımly olmayan adi diferansiyel denklemlerin çözümünde sıklıkla “ode45” aracı kullanılmaktadır. Bu ileri dinamik çözücüsü, içerisinde dahili olarak dördüncü dereceden ve beşinci dereceden Runge Kutta nümerik diferansiyel çözücüsünü kullanmaktadır. Araç ile ilgili teknik detayda veriler bu

tez kapsamında verilmemektedir. Detaylı dokümantasyona [52, 53] kaynaklarından erişilebilmektedir.

5.1.3. Eyleyici Modeli

Manyetoreolojik (MR) silindirler hassas denetime uygunluğundan dolayı protez-ortez çalışmalarında sıklıkla tercih edilmektedirler. Bu silindirler akımla denetlendikleri için çok hızlı tepki süresine sahiptir ve tasarlanan sabit akım sağlayabilen akım sürücü devreleri ile rahatlıkla kullanılabilirler. Tez kapsamında geliştirilen yarı etkin diz ekleminin gövdesinde de MR silindir, sönümlendirici olarak kullanılmıştır. Gerçek zamanlı sistemlerde bu silindirlerin performanslarını öngörmek için ve bu silindirlerin denetlenebilirliğinin incelenebilmesi için bu yapıların matematiksel modellerinin ortaya konulması kaçınılmazdır. Kaynaklar incelendiğinde Bingham, Dahl, LuGre ve Bouc-Wen modellerinin MR silindirini hareketini matematiksel olarak ifade edebildiği raporlanmıştır [54, 55, 56]. Bu tez kapsamında bu modellerden sadece Bingham model kullanılmıştır. Protez donanımında sürekli zamanlı denetim ve doğrusal olmayan bağımlı yapı gerçek zamanlı çalıştırma esnasında çok iş yükü getireceği için içerisinde en az doğrusal olmayan yapı içeren ve diferansiyel denklem çözümü gerektirmeyen tek model olan Bingham modeli seçilmiştir. Bingham modeli aslında sadece manyetoreolojik silindir modellemek için değil, doğada bulunan ve histeresiz içeren her türlü fiziksel olguyu modellemek için kullanılabilir. Bingham modelinde ve diğer silindir modelleme çalışmalarında ana yapı silindirini hareketini, yay-sönümlendirici-kütle (Mass Spring Damper System) dinamik denklemleri ile ifade edebilmektedir. Bu yay-sönümlendirici-kütle modellerine ilave olarak girilen Coulomb sürtünme kuvveti ve histeresiz terimleri ile istenen model elde edilebilmektedir. Eş. 5’de Bingham modeli ile manyetoreolojik silindiri modellerken kullanılan denklem takımı verilmektedir. İlk denklem kuvvet denklemi, ikinci denklem histeresiz denklemi ve üçüncü denklem ise birleştirilmiş model denklemdir [54].

$$\begin{aligned} F_{MR} &= f_0 + c_0 \dot{x} + F_C z \\ z &= \text{sgn}(\dot{x}) \\ F_{MR} &= f_0 + c_0 \dot{x} + F_C \text{sgn}(\dot{x}) \end{aligned} \quad (5)$$

Denklem takımında bulunan F_{MR} manyetoreolojik silindirde oluşan kuvveti, f_0 silindirde bulunan başlangıç kuvvetini, c_0 damper sabitini, F_C Coulomb sürtünme kuvvetini, x doğrusal yer değiştirmeyi, \dot{x} ise doğrusal hızı göstermektedir. Signum

fonksiyonu histeresiz etkisini modele dahil etmek için kullanılmaktadır. z değişkeni ise histeresiz değişkeni olarak kabul edilmektedir. Birleştirilmiş model denkleminin protez denetiminde kullanılabilmesi için akıma bağlı model denkleminin elde edilmesi gerekmektedir. Bu model denklemini elde edilirken Roehrig marka silindir test cihazından alınan ölçüm sonuçları kullanılmıştır. Test cihazına yerleştirilen akım ile sürülebilen manyetoreolojik silindirden çeşitli akım değerlerine karşılık kuvvet, yer değiştirme ve hız değerleri ölçülmekte ve kaydedilmektedir. Bu kuvvet, yer değiştirme ve hız değerleri kullanılarak denklemdaki diğer bilinmeyen parametrelerin optimizasyonu gerçekleştirilmektedir. c_0 damper sabiti ve F_C Coulomb sürtünme kuvvetini denklemlerde en iyi ifade eden c_{0a} ve c_{0b} ile F_{ca} ve F_{cb} değerleri doğrusal eğri uydurma yöntemi ile kestirilmektedir. Bu doğrusal eğrilerin de dahil edildiği akım parametresini içeren genel denklem Eş. 6'da gösterilmektedir.

$$\begin{aligned} F_{MR} &= f_0 + (c_{0a}I + c_{0b})\dot{x} + (F_{ca}I + F_{cb})z \\ z &= \text{sgn}(\dot{x}) \end{aligned} \quad (6)$$

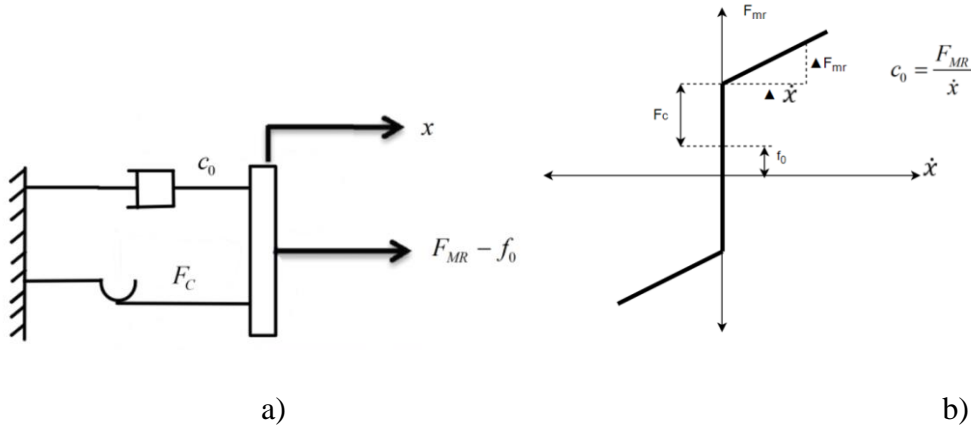
Bu denklemde bulunan c_{0a} ve c_{0b} ile F_{ca} ve F_{cb} değerleri ve f_0 değerinin en iyileme çalışmaları sonucunda bulunan değerleri Çizelge 5.4 'te gösterilmektedir. Çizelge içerisinde akım I değişkeni ile gösterilmektedir.

Çizelge 5.4. Parametrelerin optimizasyon sonucu bulunan değerleri [57]

Parametre	BINGHAM Model
f_0	11.2
c_0	$2415.2I + 747.0$
F_C	$114.2I + 30.5$

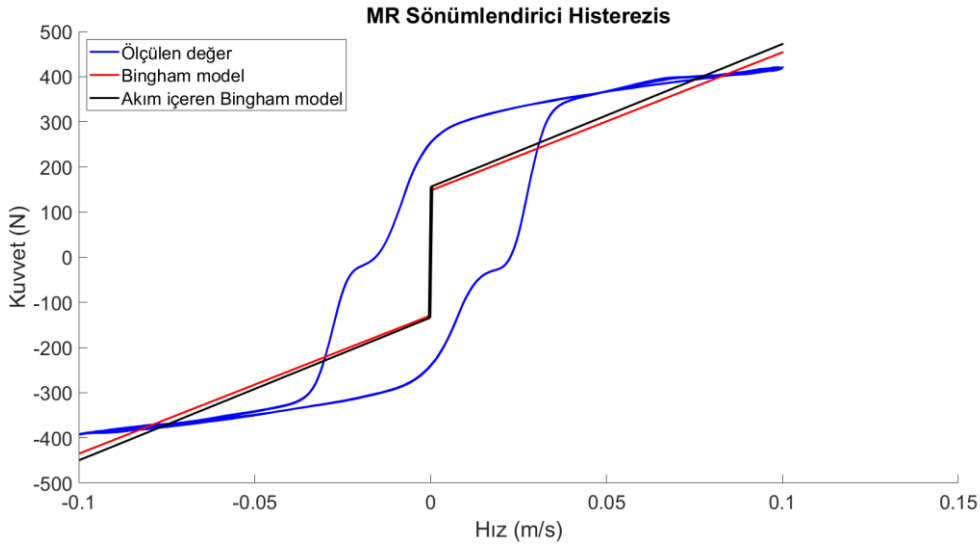
Burada akla gelen ilk soru bu parametrelerin ilk değerlerinin nasıl seçildiğidir. Bu seçim çeşitli akım değerleri için yapılırken ilk olarak 1 Amper akım değeri ile başlanmıştır. Kaynaklarda yapılan çalışmalara bakarak parametrelerin aldığı değerlerin aralığı belirlenmiştir. Belirlenen bu aralığın ortalama değeri 1 Amper için kullanılmış ve f_0 , c_{0a} , c_{0b} , F_{ca} ve F_{cb} değerleri elde edilmiştir. Daha sonra 0.1 Amper aralıklar ile 0 Ampere kadar düşülmüştür ve her bir yeni akım değerinde başlangıç parametresi olarak bir önceki

akım değerinin çıktıları kullanılmıştır. Bu yöntem 0 Ampere gelene kadar devam ettirilmiştir ve bütün parametre seti elde edilmiştir. Daha sonra ikinci bir optimizasyon ile set içerisinde bütün akım değerlerini en iyi ifade eden set elde edilmiştir. Bu katsayılar Çizelge 5.4.'de gösterilmektedir. Modelin daha kolay anlaşılabilmesi için model parametrelerinin, histerezis grafiğindeki rolleri Şekil 5.3 'te verilmektedir. Şekil 5.3.b 'de görülebildiği üzere F_{MR} Coulomb sürtünme kuvvetini yenenene kadar silindir milinde bir yer değiştirme ve dolayısıyla hız ortaya çıkmamaktadır.

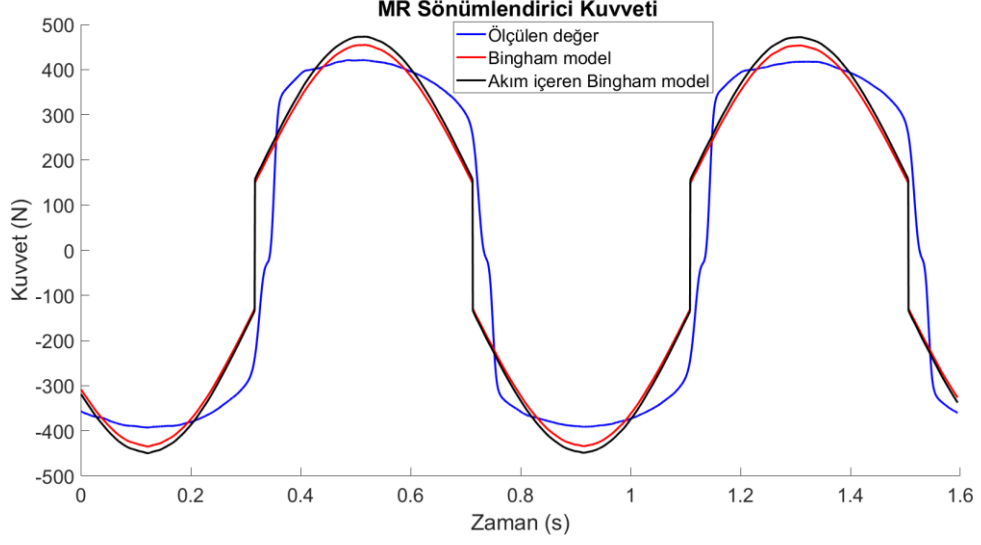


Şekil 5.3. (a) Model parametreleri (b) parametrelerin gösterimi [58]

Seçilen Bingham modelinin performansı ve bu modelin seçilmesi ile ortaya çıkabilecek problemlerin öngörülebilmesi için Şekil 5.4.a ve 5.4.b bilgi verebilecektir.



a)



b)

Şekil 5.4. (a) Bingham modelin histeresiz başarımı (b) kuvvet modelleme başarımı

Akım içeren Bingham modeli kısaca akım ve hızı girdi alan ve çıktıda silindir kuvveti veren bir yapıya sahiptir. Bu yapının performansını incelerken iki farklı durum göz önünde bulundurulmalıdır. İlk olarak modelin silindir histeresizini ne denli oluşturabildiği değerlendirilmelidir ki bu sonuç Şekil 5.4.a 'da görülmektedir. İkinci olarak ise zamanla silindir kuvvetinin değişimini modelin nasıl ifade edebildiğinin değerlendirilmesidir. Bu değerlendirme sonucu ise Şekil 5.4.b 'de verilmiştir. Daha kapsamlı model ve parametre analizlerine ilgili tez kapsamında erişilebilmektedir [57].

Kullanılan manyetoreolojik sönümlendiricin hareketi bilindiği üzere doğrusal harekettir ve uygulanan kuvvet ile silindirin hareketinin doğrusal hareketi arasında bir bağ vardır. Diz eklemi merkezinden dizin dönme hareketi yaptığı düşünüldüğünde salınım evresi süresince eklem merkezli bir dönüş hareketi ortaya çıkmaktadır. Dönüş hareketi süresince ayarlanabilen diz eklemi torku sayesinde açı, açısal hız ve açısal ivme kontrol edilebilmektedir. Bu doğrusal hareket eşitliği dönüş hareketine çevrilmek istendiğinde eşitlikler dönüştürülmelidir. Doğrusal hareket için türetilen eşitlikler Eş. 7'de verilmekte iken,

$$\begin{aligned}
 F_{Merkezcil} &= ma_{Merkezcil} \\
 a_{Merkezcil} &= \frac{v^2}{r} \\
 F_{Merkezcil} &= m \frac{v^2}{r}
 \end{aligned}
 \tag{7}$$

doğrusal hareketin açısal harekete dönüştürülebilmesi için Eş. 8'deki formülasyonun uygulanması gerekmektedir,

$$v = wr$$

$$F = m \frac{w^2 r^2}{r} = mrw^2 \quad (8)$$

Benzetimlerde r uzunluğu için bacağın bükülmediği durumlardaki toplam uzunluk kullanılmıştır ve eklem merkezli dönüştürme tork değeri belirlenmiştir.

5.2. Benzetim Sonuçları – Duruş Evresi

Model elde edildikten sonra başarıyı ölçebilmek için yapılması gereken işlem benzetim ortamında modeli sınamaktır. Geliştirilen yürüyüş modeli, bu çalışma kapsamında uygulanan manyetoreolojik silindirin davranışını betimleyen Bingham modeli ve ileri dinamik çözümleme araçları kullanılarak benzetim altyapısı kurgulanmıştır. Burada en önemli husus geliştirilen yürüyüş modelinin içerisine Winter'ın yürüyüş verilerinden elde edilen parametrelerin ve limitletici değerlerin gömülmesidir. İlgili veri setinin tamamına [59] numaralı kaynaktan erişilebilmektedir. Örneğin, örnek veri setindeki yürüyüş verileri incelendiğinde doğal olarak yürüyüş süresince diz açısı hiç bir zaman -2.3 değerinden düşük değeri almamaktadır. Doğal yürüyüşte diz açısının negatif değeri alamayacağı bilinmekle beraber veri alınan kamera sisteminin en fazla 2.3 derecelik bir ilk değeri (offset) hatasına sahip olduğu kabul edilmektedir. Ayrıca yürüyüş süresince diz açısının en yüksek değeri hiç bir zaman 67.3 değerini geçmemektedir. Çizelge 5.5'de benzetimlere gömülen bütün kinematik değerler görülmektedir.

Çizelge 5.5. Benzetim içerisine gömülen gerçek yürüyüş kinematik parametreleri

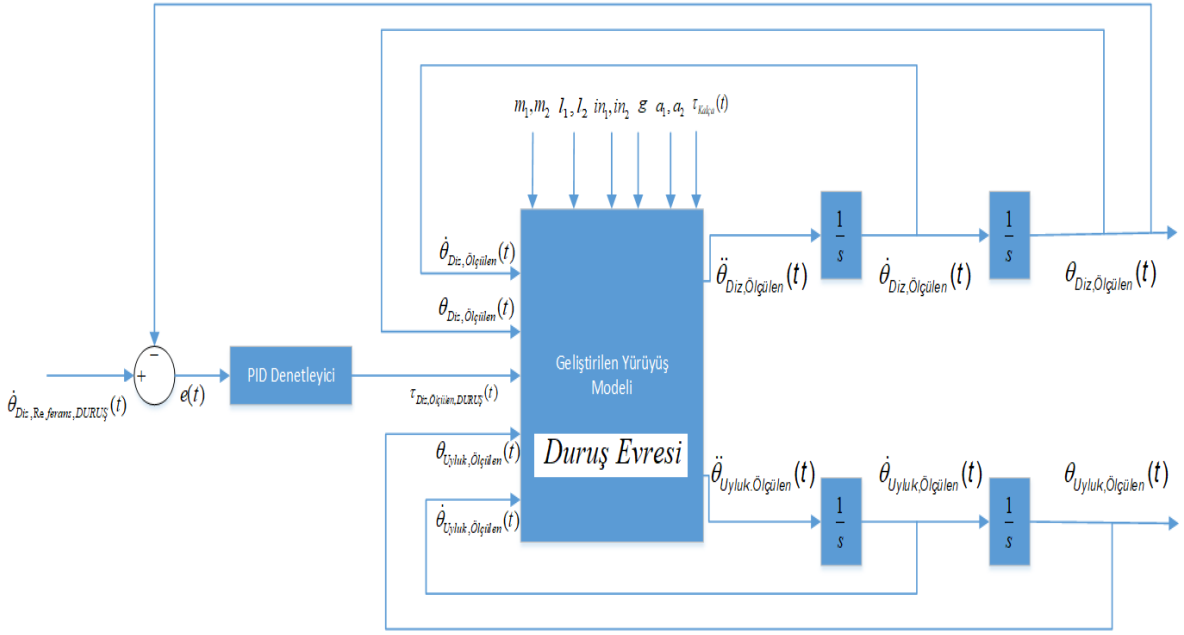
	En yüksek	En Düşük	İlk Değer
Ayak Bileği Eklemi Açısı (Duruş) (Derece)	2.5	-16.5	-15.2
Diz Eklemi Açısı (Duruş)	67.3	-2.3	46.7
Kalça Eklemi Açısı (Salınım)	12.8	-6.2	12.8
Diz Eklemi Açısı (Salınım)	42.5	-0.6	-0.6
Ayak Bileği Eklemi Açısal Hız (Duruş) (rad/sn)	2.92	-2.29	-2.29
Diz Eklemi Açısal Hız (Duruş) (rad/sn)	6.74	-7.17	6.74
Kalça Eklemi Açısal Hız (Salınım) (rad/sn)	1.53	-1.71	-0.81
Diz Eklemi Açısal Hız (Salınım) (rad/sn)	6.21	-1.21	1.76

Ayak Bileği Eklemi Açısal İvme (Duruş) (rad/sn/sn)	98.72	-50.65	94.89
Diz Eklemi Açısal İvme (Duruş) (Duruş) (rad/sn/sn)	97.96	-87.62	-21.91
Kalça Eklemi Açısal İvme (Salınım) (Duruş) (rad/sn/sn)	36.24	-32.0	7.93
Diz Eklemi Açısal İvme (Salınım) (Duruş) (rad/sn/sn)	40.55	-53.13	40.55

Benzetimler iki ana çerçevede ele alınmaktadır. İlk olarak duruş evresi için bütün benzetim sonuçları incelenecektir. Ardından salınım evresi için sonuçlar incelenecektir. Hem duruş evresinde hem de salınım evresinde benzetimler eyleyici varken ve eyleyici yokken ayrı ayrı incelenmektedir.

5.2.1. Duruş Evresi - PID Denetim – Eyleyici Yok

Duruş evresinde kullanılan parametreler Çizelge 5.5 'de ilk sütunda belirtilmektedir. Benzetimde kullanılan denetleyici oransal-integral-türevsel yapıdadır ve girdi olarak referans diz açısı verisi ile ölçülen diz açısı verisinin farkını yani hata sinyalinin almaktadır. Bu hatayı azaltıcı yönde denetleme mekanizması uygulanmaktadır. Geliştirilen yürüyüş modeli ise girdi olarak denetleyi çıkışını yani tork değerini almaktadır. Diz eklemi ve uyluk eklemi için ölçülen diz açısı verisi ve hesaplanan açısal hız verileri ise yürüyüş modelinin diğer girdileridir. Yürüyüş modelinin sabit girdileri ise ilgili uzuvların uzunluğu, ağırlıkları, uzuvluların ağırlık merkezlerinin dönüş eksenlerine olan uzaklıkları, uzuvların dönüşlerinin atalet değerleri ve yer çekimidir. Model bütün bu sabit ve değişken değerleri girdi olarak aldığında sadece diz eklemine açısal ivmesini çıktı verir. Bu açısal ivme değerinin iki defa art arda integrali alınarak diz eklemi için açı değeri elde edilir. Bu art arda integralleme işlemi ileri dinamik çözme olarak adlandırılmaktadır. Bu ileri dinamik çözücüsü çözme işlemi için açısal hız değerinin ve açı değerinin ilk değerlerini kullanır. Bu ilk değerler yine Çizelge 5.5'de verilmektedir. Kurulan benzetim altyapısının denetim blok diyagramı Şekil 5.5 'de verilmektedir.

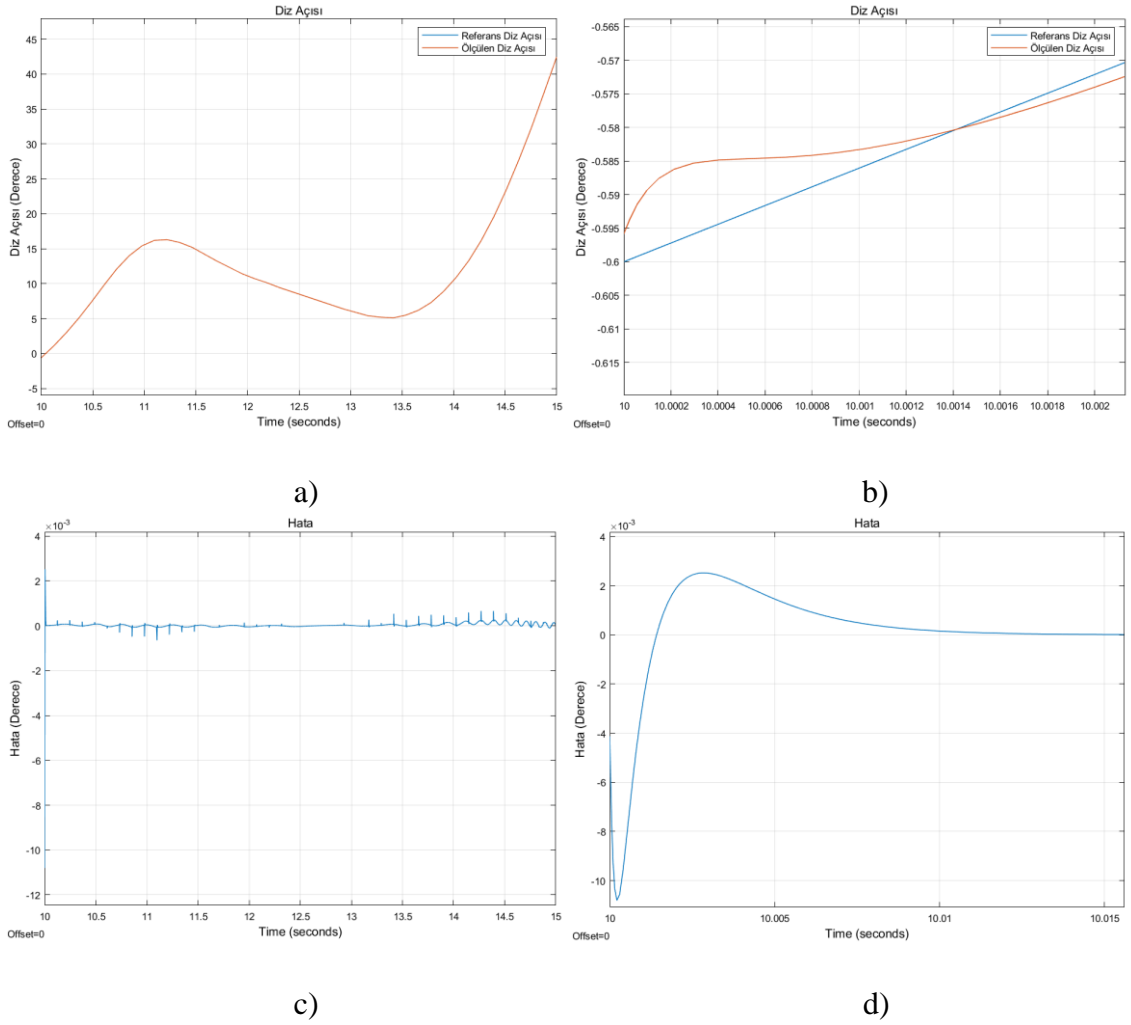


Şekil 5.5. Duruş evresi için oluşturulan benzetim modeli (eyleyici modeli yok)

Oluşturulan benzetim modelinin performansı, duruş evresi için hem eyleyicili (manyetoreolojik silindir) hem de eyleyicisiz olarak ayrı ayrı bir sonraki bölümlerde ele alınmaktadır. Ayrıca kullanılan denetleyicinin oransal-türevsel-integral denetim için kullanılan K_p , K_D ve K_I parametrelerinin ayarlanması iki türde yapılmaktadır. Hem otomatik ayarlama hem de el ile ayarlama için sonuçlar verilmektedir.

5.2.1.1. Otomatik PID Hassas Ayarı

Duruş evresinin eyleyicisiz benzetiminde ilk olarak oransal-türevsel-integral denetleyici katsayıları Matlab yazılımının içerisinde gömülü bulunan otomatik parametre üreticisi yardımı ile elde edilmiştir. Bu otomatik katsayı üreticisi İkinci Dereceden Ziegler-Nichols Yöntemini kullanmaktadır. Yöntem yüksek doğrulukla sonuç üretse bile K_p , K_D ve K_I katsayılarının ayarlama süresince olan değişimini görüntülemeye izin vermemektedir. Ayrıca hata sinyalinin de katsayıların değişimi ile nasıl etkilendiği görülmek istendiğinde hazır araçların kullanılmasının dezavantajı görülmektedir. Bu yöntem kullanılarak elde edilen sonuçların tümü Şekil 5.6 'da gösterilmektedir.



Şekil 5.6. Otomatik PID denetim (a) sistem başarımı (b) sistem başarımı (oturma zamanı) (c) hata (d) hata (oturma zamanı)

Şekil 5.6.a 'da denetleyicinin girişine verilen referans diz açısı sinyalinin ne ölçüde takip edilebildiği gösterilmektedir. Bu katsayılar ile yapılan analiz çalışması sadece referans duruş evresi diz açısı için değil tüm diz açısı içindir. Bütün yürüyüş çevrimi (salınım ve duruş evreleri toplamı) boyunca diz açısının takip edilebildiği görülebilmektedir ve bu sonuç sistemin denetlenebilirliği konusunda fikir vermektedir. Üst üste çizdirilen sinyaller yaklaşık 5 sn'lik zaman dilimini içerdiği için denetleyicinin ilk performansı anlaşılmamaktadır. Şekil 5.6.b 'de denetleyicinin duruş evresinin en başlarında hata sinyalini azaltacak şekilde çalışması sonucu ortaya çıkan referans diz açısı ve ölçülen diz açısı grafiği verilmektedir. Şekil 5.6.c 'de ise referans diz açısı ile ölçülen diz açısı arasındaki fark yaklaşık 5 sn boyunca gösterilmektedir. Yine denetleyicinin evrenin başındaki performansını anlayabilmek için hata sinyalinin en baş kısmı Şekil 5.6.d 'de gösterilmektedir. Dört grafik dikkatle incelendiğinde görülebilmektedir ki, (normalde

gömülü sistem üzerinde çalışması gereken bu sisteme benzetim ortamında herhangi bir gerçek zaman performans kısıtı eklenmemiştir) sistem referans diz açısını takip edebilmektedir. Bu grafikleri üretirken kullanılan ve otomatik katsayı üreticisi tarafından çıktı verilen katsayılar Çizelge 5.6.'da verilmektedir.

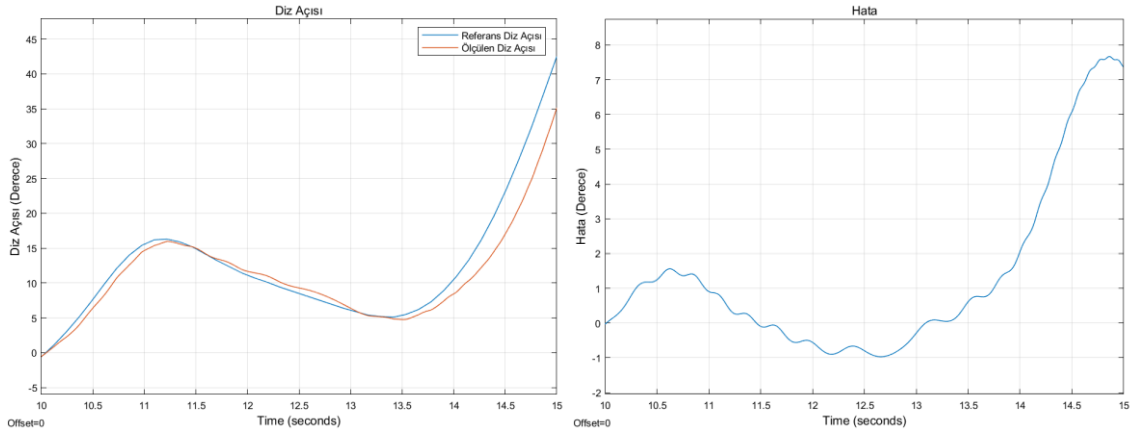
Çizelge 5.6. Duruş Evresi – Otomatik Ayar - Eyleyici Yok - PID Parametreler Çizelgesi

Duruş Evresi PID Parametreleri	Oransal (K_p)	-1500520.71927457
	Türev (K_p)	-1198.94649812598
	İntegral (K_p)	-461051663.950473

Çizelge dikkatle incelendiğinde otomatik katsayı üreten aracın çok yüksek değerde parametreler bulduğu gözlemlenmiştir. Benzetim ortamındaki sürekli zamanlı denetleyicinin performansı kullanılan diz üstü bilgisayarın performansına bağlı olması nedeniyle örnekleme frekansı (benzetimin koştugu bilgisayarın saat frekansı) çok yüksektir. Örnekleme frekansının çok yüksek olması alınan her iki örneği birbirine çok yaklaştırmaktadır. Dolayısı ile başlangıçtan itibaren oturma süresi çok kısadır ve grafiklerde bu sonuç görülebilmektedir. Bu denetim gerçek zamanlı olarak protezde uygulandığında kullanılan denetleyici ayrık zamanlı olacaktır ve örnekleme frekansının daha düşük olması nedeni ile oturma süresi daha uzun olacaktır.

5.2.1.2.El ile PID Hassas Ayarı

Üretilen yürüyüş modelinin gerçek zamanlı denetime uygunluğunun belirlenmesi gerekmektedir. Denetleyicinin katsayılarının kullanıcı tarafından elle ayarlandığı El ile katsayı ayarlama aracı ile işlem yapıldığında gerçek zamanlı denetime daha uygun sonuçlar elde edilebilmektedir. Şekil 5.7.a 'da referans diz açısı ile sistem çıkışından ortaya çıkan diz açısı ölçümleri kıyaslanmaktadır. Şekil 5.7.b 'de ise hata sinyali verilmektedir. Katsayıların otomatik olarak optimizasyon algoritması sonucu elde edildiği denetime göre beklenildiği gibi daha düşük performans elde edilmiştir.



a)

b)

Şekil 5.7. El ile ayar PID denetim (eyleyici yok) (a) sistem başarımı (b) hata

Duruş evresinde diz açısının takibini sağlayan ve kullanıcı tarafından ayarlanan denetim katsayıları Çizelge 5.7’de verilmektedir.

Çizelge 5.7. Duruş Evresi – El ile Ayar - Eyleyici Yok - PID Parametreler Çizelgesi

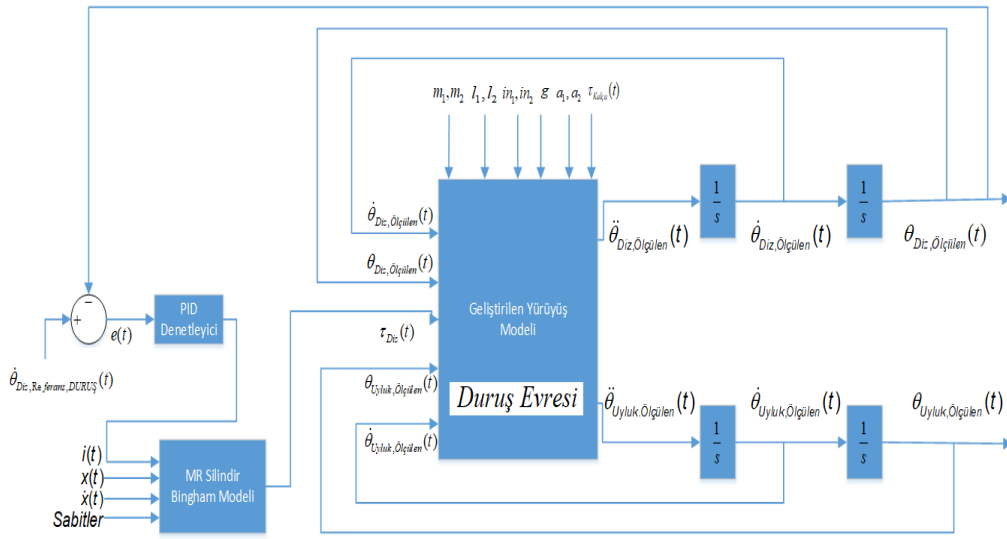
Duruş Evresi	Oransal (K_P)	-4200
PID Parametreleri	Türev (K_P)	-6750
	İntegral (K_P)	-410

Bu bölümde elde edilen denetim performansı bir önceki bölümde elde edilen denetim performansına göre daha düşüktür ama bu düşük performans öngörülen bir çıktıdır. Akım ile denetlenen eyleyici modelinin sisteme eklenmemesi hem otomatik katsayılı denetimde hem de manuel katsayılı denetimde benzetimi gerçek senaryodan uzaklaştırmaktadır.

5.2.2. Duruş Evresi - PID Denetim – Eyleyici Var

Bu bölümde de yine yürüyüşün duruş evresi ele alınacaktır. Benzetimde kullanılan denetleyici oransal-integral-türevsel yapıdadır ve girdi olarak referans diz açısı verisi ile ölçülen diz açısı verisinin farkını yani hata sinyalini almaktadır. Bu hatayı azaltıcı yönde denetleme mekanizması uygulanmaktadır. Eyleyicili model akım-tork ilişkisini verdiği için gerçek zamanlı senaryoyu daha iyi modellemektedir. Geliştirilen protez sisteminde de burada olduğu gibi denetim parametresi akımdır. Diz eklemi ve uyluk eklemi için ölçülen diz açısı verisi ve hesaplanan açısal hız verileri ise yürüyüş modelinin diğer girdileridir. Yürüyüş modelinin sabit girdileri ise ilgili uzuvların uzunluğu, ağırlıkları,

uzuvluların ağırlık merkezlerinin dönüş eksenlerine olan uzaklıkları, uzuvların dönüşlerinin atalet değerleri ve yer çekimidir. Model bütün bu sabit ve değişken değerleri girdi olarak aldığımda sadece diz eklemının açısai ivmesini çıktı verir. Bu açısai ivme değerinin iki defa art arda integrali alınarak diz eklemi için açı değeri elde edilir. Bu art arda integral alma işlemleri ileri dinamik çözme olarak adlandırılmaktadır. Bu ileri dinamik çözücüsü çözme işlemleri için açısai hız değerinin ve açı değeri için ilk değerlerini kullanır. Şekil 5.8 'de ise duruş evresinde protezin denetiminin benzetiminin blok diyagramı verilmiştir.



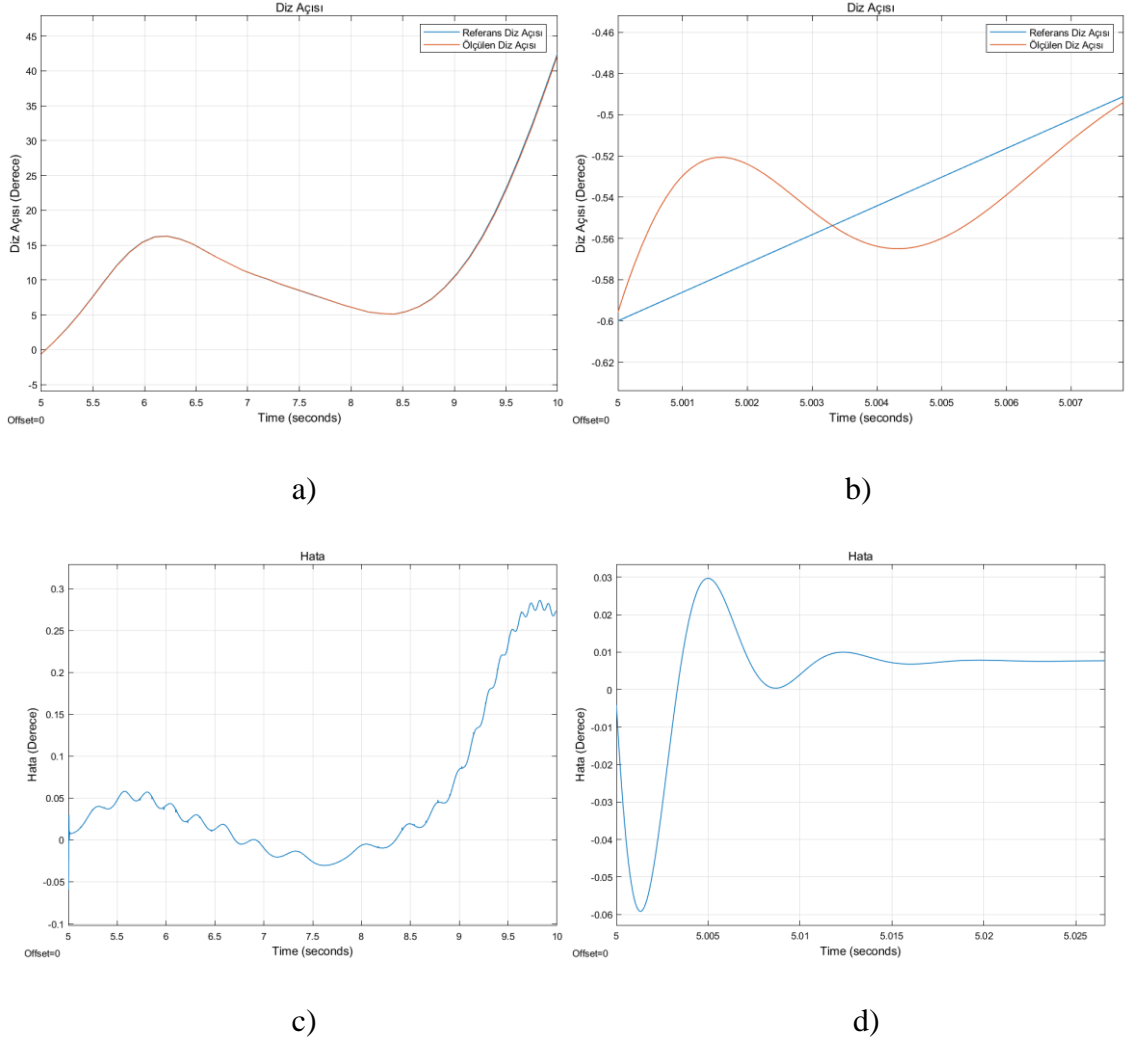
Şekil 5.8. Duruş evresi için oluşturulan benzetim modeli (Eyleyici Modeli Var)

Oluşturulan benzetim modelinin performansı duruş evresi için eyleyicili (manyetoreolojik damper) olarak hem otomatik katsayı bulma aracı kullanılarak hem de el ile katsayıların bulunması ile ayrı ayrı ele alınmaktadır.

5.2.2.1. Otomatik PID Hassas Ayarı

Duruş evresinin eyleyicisiz benzetiminde ilk olarak oransal-türevsel-integral denetleyici katsayıları Matlab yazılımının içerisinde gömülü bulunan otomatik parametre üreticisi yardımı ile elde edilmişti. Bu bölümde ise yine duruş evresinde yürüyüş modeline ilave olarak manyetoreolojik sönümlendiricinin modeli de denetim senaryosuna eklenmiştir. Eyleyicili denetim modelinde kullanılan otomatik katsayı üreticisi yüksek doğrulukla sonuç üretse bile katsayılarının ayarlama süresince olan değişimini görüntülemeye izin vermemektedir. Ayrıca hata sinyalinin de katsayıların değişimi ile nasıl etkilendiği görülmek istendiğinde hazır araçların kullanılmasının dezavantajı görülmektedir. Bu

yöntem kullanılarak elde edilen yüksek doğruluklu sonuçların tümü Şekil 5.9 'da görülmektedir. Grafiklerin 5. saniyeden başlamasının nedeni, salınım evresinin 0-5 saniye arasında, duruş evresinin ise 5-10 saniye arasında olacak şekilde benzetim ortamında koşuturulmasıdır.



Şekil 5.9. Otomatik PID denetim (a) sistem başarımı (b) sistem başarımı (oturma zamanı) (c) hata (d) hata (oturma zamanı)

Şekil 5.9.a 'da denetleyicinin girişine verilen referans diz açısı sinyalinin ne ölçüde takip edilebildiği gösterilmektedir. Bütün yürüyüş çevrimi (salınım ve duruş evreleri toplamı) boyunca diz açısının başarıyla takip edilebildiği görülebilmektedir. Üst üste çizdirilen sinyaller yaklaşık 5 sn'lik zaman dilimini içerdiği için denetleyicinin ilk performansı anlaşılmamaktadır. Şekil 5.9.b 'de denetleyicinin duruş evresinin en başlarında hata sinyalini azaltacak şekilde çalışması sonucu ortaya çıkan referans diz açısı ve ölçülen diz açısı grafiği verilmektedir. Şekil 5.9.c 'de ise referans diz açısı ile ölçülen diz açısı

arasındaki fark yaklaşık 5 sn boyunca gösterilmektedir. Burada görülmektedir ki, benzetime eklenen eyleyici modeli senaryoyu her ne kadar gerçeğe yakınlaştırsa da başarımlarını düşürmektedir. Evre başlarken denetleyicinin performansını anlayabilmek için hata sinyalinin en baş kısmı Şekil 5.9.d 'de gösterilmektedir. Dört grafik dikkatle incelendiğinde görülebilmektedir ki, (normalde gömülü sistem üzerinde çalışması gereken bu sisteme benzetim ortamında herhangi bir gerçek zaman performans kısıtı eklenmemiştir) eyleyicili sistem referans diz açısını takip edebilmektedir. Bu grafikleri üretirken kullanılan ve otomatik katsayı üreticisi tarafından çıktı verilen katsayılar Çizelge 5.8.'de verilmektedir

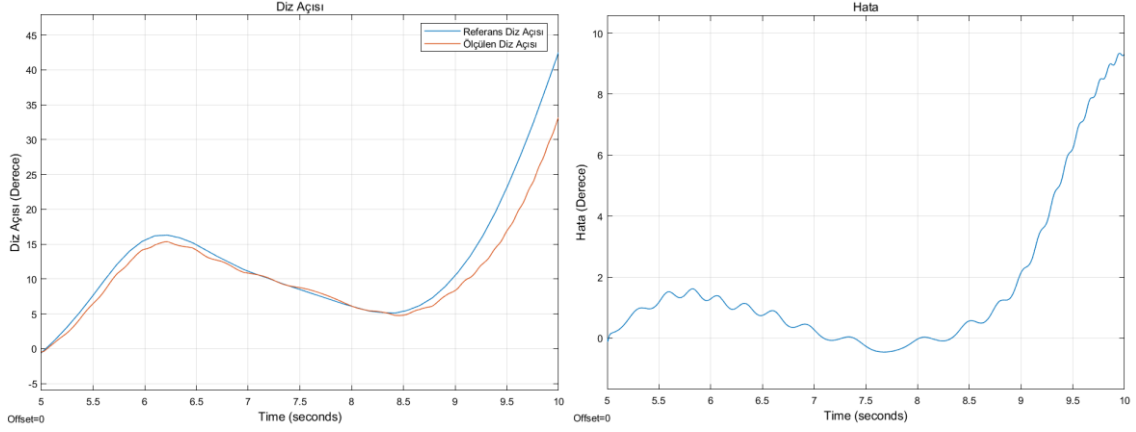
Çizelge 5.8. Duruş Evresi – Otomatik Ayar - Eyleyici Var - PID Parametreler Çizelgesi

Duruş Evresi PID Parametreleri	Oransal (K_p)	-150520.71927457
	Türev (K_p)	-110.94649812598
	İntegral (K_p)	-101663.950473

Çizelge dikkatle incelendiğinde otomatik katsayı üreten aracın oransal ve türevsel katsayılar için çok yüksek değerler bulduğu gözlemlenmiştir. Yine önceki bölümlerde anlatıldığı nedenden dolayı başlangıçtan itibaren oturma süresi çok kısadır ve grafiklerde bu sonuç görülebilmektedir. Bu denetim gerçek zamanlı olarak protezde uygulandığında kullanılan denetleyici ayrık zamanlı olacaktır ve örnekleme frekansının daha düşük olması nedeni ile oturma süresi daha uzun olacaktır.

5.2.2.2. El ile PID Hassas Ayarı

Üretilen yürüyüş modelinin gerçek zamanlı denetime uygunluğunun belirlenmesi gerekmektedir. Denetleyicinin katsayılarının kullanıcı tarafından el ile ayarlandığı katsayı ayarlama aracı ile işlem yapıldığında gerçek zamanlı denetime daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir. Burada ayrıca eyleyici modelinin de eklenmesi denetimi daha da gerçeğe yaklaştırmaktadır. Şekil 5.10.a 'da referans diz açısı ile denetleyici uygulandıktan sonra ortaya çıkan diz açısı ölçümleri kıyaslanmaktadır. Şekil 5.10.b 'de ise hata sinyali verilmektedir. Sürekli zamanlı denetime göre beklenildiği gibi daha düşük performans elde edilmiştir.



a)

b)

Şekil 5.10. El ile katsayılı PID denetim (eyleyici var) (a) sistem başarımı (b) hata

Duruş evresinde diz açısının takibini sağlayan ve kullanıcı tarafından ayarlanan denetim katsayıları Çizelge 5.9’da verilmektedir.

Çizelge 5.9. Duruş Evresi – El ile Ayar - Eyleyici Var - PID Parametreler Çizelgesi

Duruş Evresi	Oransal (K_P)	-6480
PID	Türev (K_P)	-90
Parametreleri	İntegral (K_P)	-1400

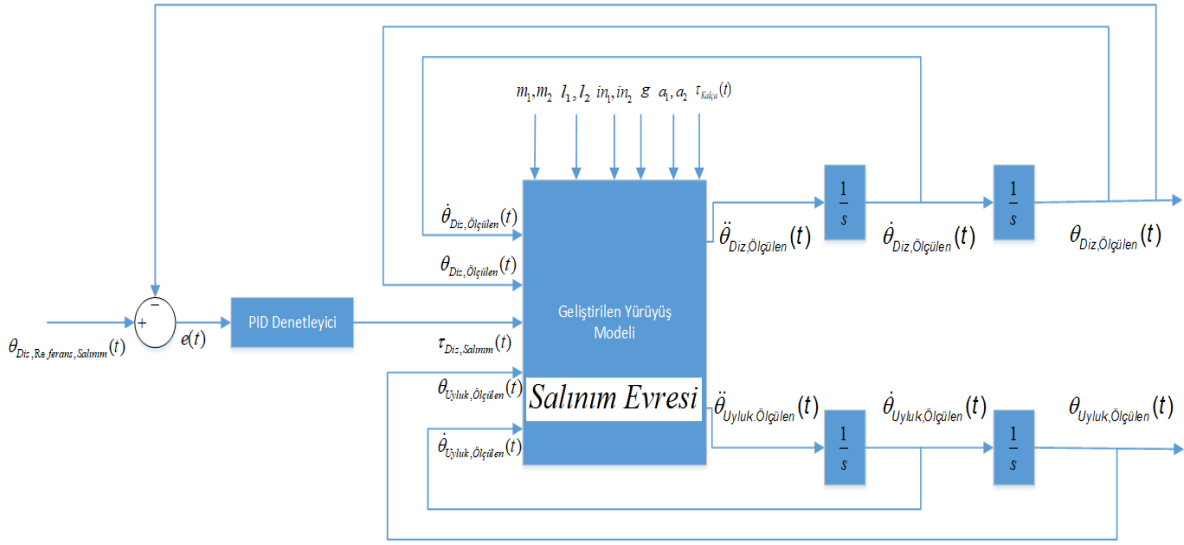
Bu bölümde elde edilen denetim performansı bir önceki bölümde elde edilen denetim performansına göre daha düşüktür ama gerçek zamanlı senaryoya daha yakındır. Eyleyicinin Bingham Yöntemi ile modellenmesi ve oransal-türev-integral denetleyicinin katsayılarının El ile olarak ayarlanması denetim senaryosunu gerçek senaryoya yaklaştırmaktadır.

5.3. Benzetim Sonuçları – Salınım Evresi

Duruş evresi benzetimlerinin tamamlanmasından sonra bir sonraki aşamada salınım evresinin benzetimi yapılmaktadır. Yine önceki bölümde yapıldığı gibi önce eyleyici yokken denetim senaryosu irdelenecektir ardından denetime eyleyicinin Binham Yöntemi ile elde edilen modeli eklenecektir ve sonuçlar elde edilecektir. Yine sonuçlar tüm yürüyüş çevrimi üzerinden verilmektedir.

5.3.1. Salınım Evresi - PID Denetim – Eyleyici Yok

Salınım evresinde modelin doğruluğunu ve denetimin performansını belirlemek için ilk olarak eyleyicisiz model ele alınmaktadır. Burada elde edilen sonuçlar gerçek senaryoyu tam anlamıyla ifade edemesede denetlenebilirliğe uygunluk açısından fikir verebilecektir. Eyleyicinin modelini içermeyen denetim senaryosunun blok diyagramı Şekil 5.11 'de verilmektedir

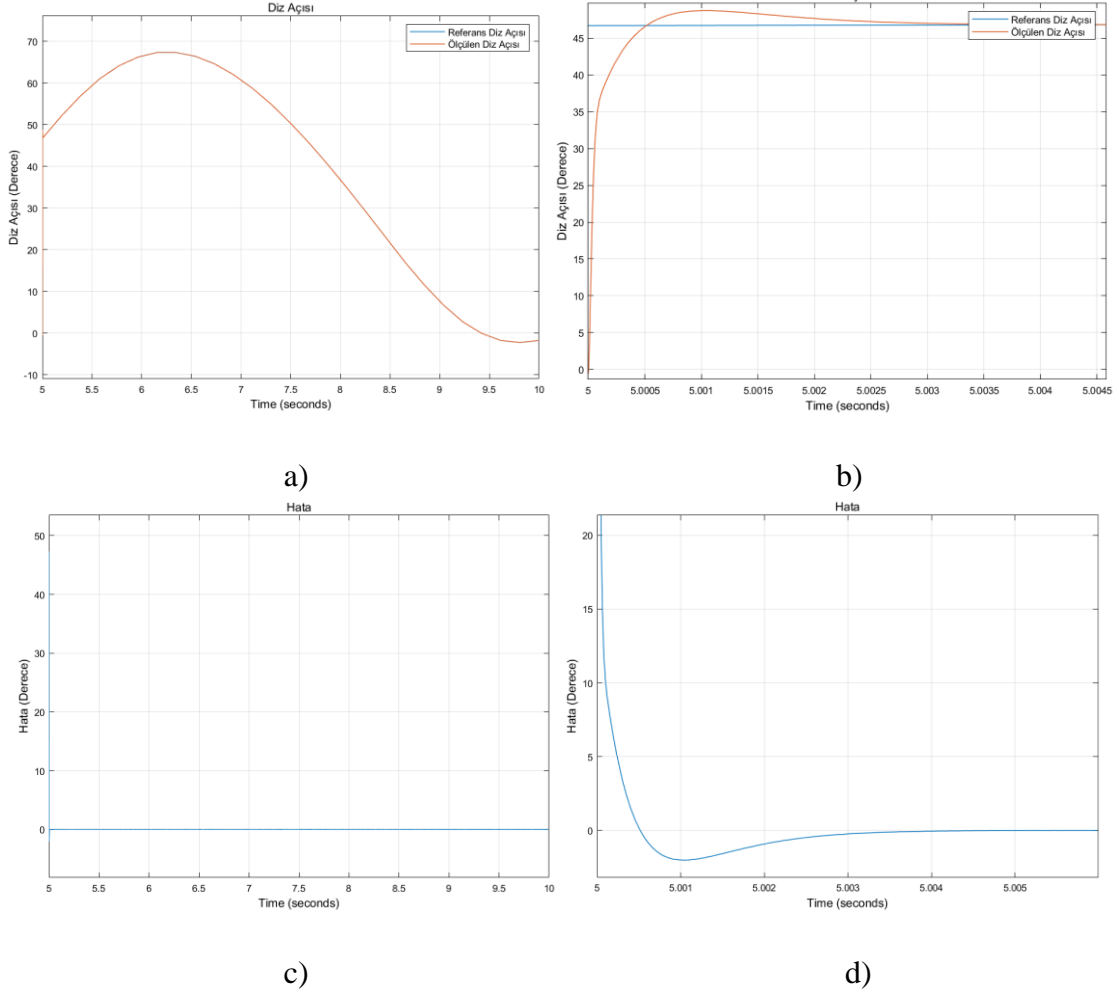


Şekil 5.11. Salınım evresi için oluşturulan benzetim modeli (Eyleyici Modeli Yok)

Oluşturulan benzetim modelinin performansı salınım evresi için hem eyleyicili (manyetoreolojik damper) hem de eyleyicisiz olarak ayrı ayrı bir sonraki bölümlerde ele alınmaktadır. Ayrıca kullanılan denetleyicinin oransal-türevsel-integral denetim için kullanılan parametrelerinin ayarlanması iki şekilde de yapılmaktadır. Hem otomatik ayarlama hem de El ile ayarlama için sonuçlar paylaşılmaktadır.

5.3.1.1. Otomatik PID Hassas Ayarı

Salınım evresinin eyleyicisiz benzetiminde ilk olarak oransal-türevsel-integral denetleyici katsayıları Matlab yazılımının içerisinde gömülü bulunan otomatik parametre üreticisi yardımı ile elde edilmektedir. Bu yöntem kullanılarak elde edilen sonuçların tümü Şekil 5.12 'de görülmektedir.



Şekil 5.12. Salınım evresi - otomatik PID denetim - eyleyici yok (a) sistem başarımı (b) sistem başarımı (oturma zamanı) (c) hata (d) hata (oturma zamanı)

Şekil 5.12.a 'da denetleyicinin girişine verilen referans diz açısı sinyalinin ne ölçüde takip edilebildiği gösterilmektedir. Bütün yürüyüş çevrimi (salınım ve duruş evreleri toplamı) boyunca diz açısının takip edilebildiği görülebilmektedir. Üst üste çizdirilen sinyaller yaklaşık 5 sn'lik zaman dilimini içerdiği için denetleyicinin ilk performansı anlaşılmamaktadır. Şekil 5.12.b 'de denetleyicinin duruş evresinin en başlarında hata sinyalini azaltacak şekilde çalışması sonucu ortaya çıkan referans diz açısı ve ölçülen diz açısı grafiği verilmektedir. Şekil 5.12.c 'de ise referans diz açısı ile ölçülen diz açısı arasındaki fark yaklaşık 5 sn boyunca gösterilmektedir. Yine denetleyicinin evrenin başındaki performansını anlayabilmek için hata sinyalinin en baş kısmı Şekil 5.12.d 'de gösterilmektedir. Bu grafikleri üretirken kullanılan ve otomatik katsayı üreticisi tarafından çıktı verilen katsayılar Çizelge 5.10'da verilmektedir.

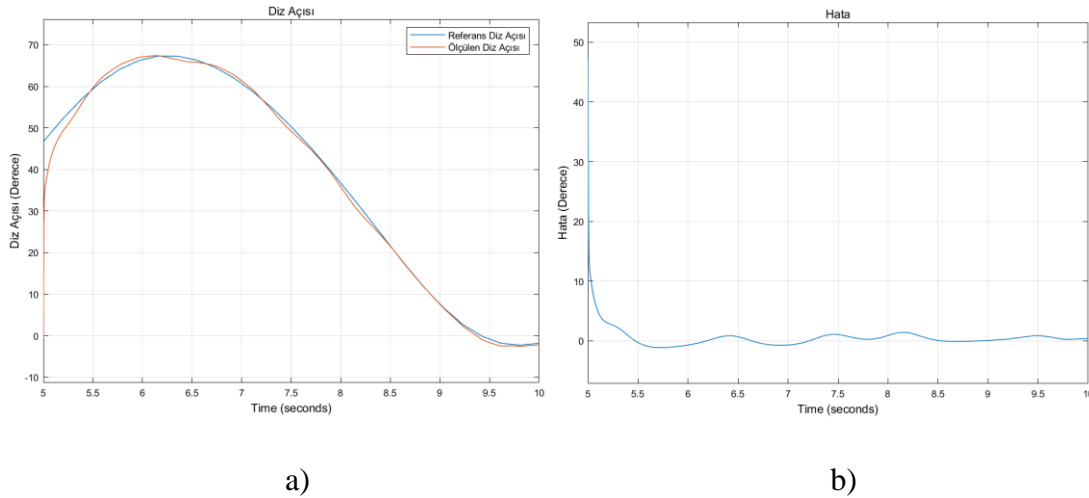
Çizelge 5.10. Salınım Evresi - Otomatik PID Denetim - Eyleyici Yok - PID Parametreler Çizelgesi

Salınım Evresi PID Parametreleri	Oransal (K_P)	-13344496.1209706
	Türev (K_D)	-3567.24399182484
	İntegral (K_I)	-12257864973.8062

Bir sonraki bölümde ise eyleyici modeli yokken El ile katsayı ayarlama yöntemi ile elde edilen denetim sonuçları paylaşılacaktır.

5.3.1.2.El ile PID Hassas Ayarı

Bir önceki bölümde elde edilen sonuçlar otomatik katsayı üreten araç kullanılarak elde edilmişti. Bu bölümde ise yine eyleyici modeli yokken El ile katsayı bulma yöntemi kullanılarak elde edilen sonuçlar gösterilmektedir. Şekil 5.13.a 'da referans diz açısı ile denetleyici uygulandıktan sonra ortaya çıkan diz açısı ölçümleri kıyaslanmaktadır. Şekil 5.13.b 'de ise hata sinyali verilmektedir. Otomatik katsayılı denetime göre beklenildiği gibi daha düşük performans elde edilmiştir.



Şekil 5.13. Salınım evresi - El ile PID denetim - eyleyici yok (a) sistem başarımı (b) hata

Salınım evresinde referans diz açısının takibini denetleyen ve kullanıcı tarafından ayarlanan denetim katsayıları Çizelge 5.11 'de verilmektedir.

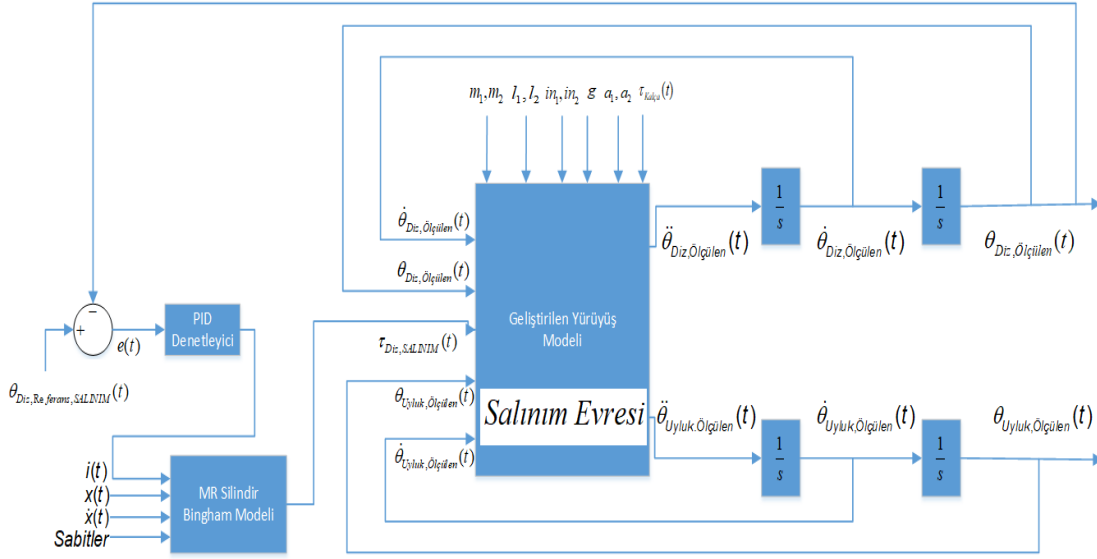
Çizelge 5.11. Salınım Evresi - El ile PID Denetim - Eyleyici Yok - PID Parametreler Çizelgesi

Salınım Evresi PID Parametreleri	Oransal (K_P)	-580
	Türev (K_P)	-42
	İntegral (K_P)	-90

Bu sonuçlar ile beraber salınım evresinde denetim eyleyici modelinin olmadığı durum için incelenmiştir ve sonuçlar paylaşılmıştır. Bir sonraki bölümde salınım evresinde denetim uygulanırken sisteme eyleyici modeli gömülmüştür ve performanslar incelenmiştir.

5.3.2. Salınım Evresi - PID Denetim – Eyleyici Var

Bu bölümde de yine yürüyüşün salınım evresi ele alınacaktır. Benzetimde kullanılan denetleyici oransal-integral-türevsel yapıdadır ve girdi olarak referans diz açısı verisi ile ölçülen diz açısı verisinin farkını yani hata sinyalini almaktadır. Bu hatayı azaltıcı yönde denetleme mekanizması uygulanmaktadır. Eyleyicili model akım-tork ilişkisini verdiği için gerçek zamanlı senaryoyu daha iyi modellemektedir. Geliştirilen protez sisteminde de burada olduğu gibi denetim parametresi akımdır. Diz eklemi ve uyluk eklemi için ölçülen diz açısı verisi ve hesaplanan açısal hız verileri ise yürüyüş modelinin diğer girdileridir. Yürüyüş modelinin sabit girdileri ise ilgili uzuvların uzunluğu, ağırlıkları, uzuvluların ağırlık merkezlerinin dönüş eksenlerine olan uzaklıkları, uzuvların dönüşlerinin atalet değerleri ve yer çekimidir. Model bütün bu sabit ve değişken değerleri girdi olarak aldığı anda sadece diz eklemine açısal ivmesini çıktı verir. Bu açısal ivme değeri iki defa art arda integrallenerek diz eklemi için açı değeri elde edilir. Bu art arda integralleme değeri ileri dinamik çözme olarak adlandırılmaktadır. Bu ileri dinamik çözücüsü çözme işlemi için açısal hız değerinin ve açı değerinin ilk değerlerini kullanır. Şekil 5.14 'de ise salınım evresinde protezin denetiminin benzetiminin blok diyagramı verilmiştir

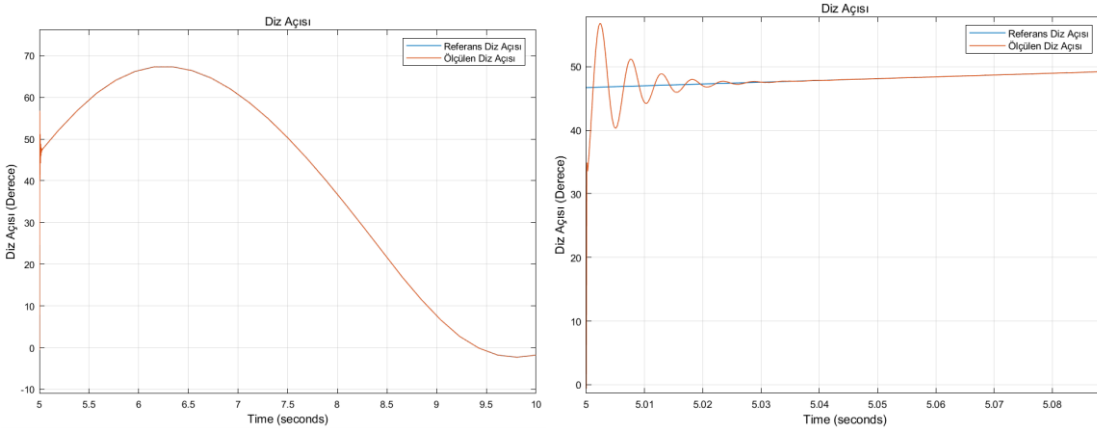


Şekil 5.14. Salınım evresi için oluşturulan benzetim modeli (Eyleyici Modeli Var)

Oluşturulan benzetim modelinin performansı salınım evresi için eyleyicili (manyetoreolojik damper) olarak hem otomatik katsayı bulma aracı kullanılarak hem de El ile olarak katsayıların bulunması ile ayrı ayrı ele alınmaktadır.

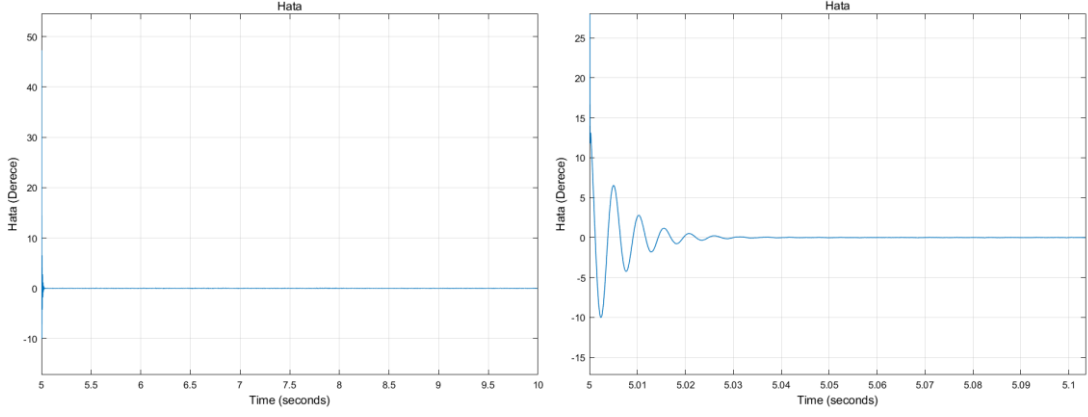
5.3.2.1. Otomatik PID Hassas Ayarı

Salınım evresinin eyleyicisiz benzetiminde ilk olarak oransal-türevsel-integral denetleyici katsayıları Matlab yazılımının içerisinde gömülü bulunan otomatik parametre üreticisi yardımı ile elde edilmişti. Bu bölümde ise yine duruş evresinde yürüyüş modeline ilave olarak manyetoreolojik sönümlendiricinin modeli de denetim senaryosuna eklenmiştir. Bu yöntem kullanılarak elde edilen sonuçların tümü Şekil 5.15 'de görülmektedir.



a)

b)



c)

d)

Şekil 5.15. Salınım evresi - otomatik PID denetim - eyleyici var (a) sistem başarımı (b) sistem başarımı (oturma zamanı) (c) hata (d) hata (oturma zamanı)

Şekil 5.15.a'da denetleyicinin girişine verilen referans diz açısı sinyalinin ne ölçüde takip edilebildiği gösterilmektedir. Bütün yürüyüş çevrimi (salınım ve duruş evreleri toplamı) boyunca diz açısının takip edilebildiği görülebilmektedir. Üst üste çizdirilen sinyaller yaklaşık 5 sn'lik zaman dilimini içerdiği için denetleyicinin ilk performansı anlaşılmamaktadır. Şekil 5.15.b'de denetleyicinin salınım evresinin en başlarında hata sinyalini azaltacak şekilde çalışması sonucu ortaya çıkan referans diz açısı ve ölçülen diz açısı grafiği verilmektedir. Şekil 5.15.c'de ise referans diz açısı ile ölçülen diz açısı arasındaki fark yaklaşık 5 sn boyunca gösterilmektedir. Yine denetleyicinin evrenin başındaki performansını anlayabilmek için hata sinyalinin en baş kısmı Şekil 5.15.d'de gösterilmektedir. Bu grafikleri üretirken kullanılan ve otomatik katsayı üreticisi tarafından çıktı verilen katsayılar Çizelge 5.12 'de verilmektedir.

Çizelge 5.12. Salınım Evresi - Otomatik PID Denetim - Eyleyici Var - PID Parametreler Çizelgesi

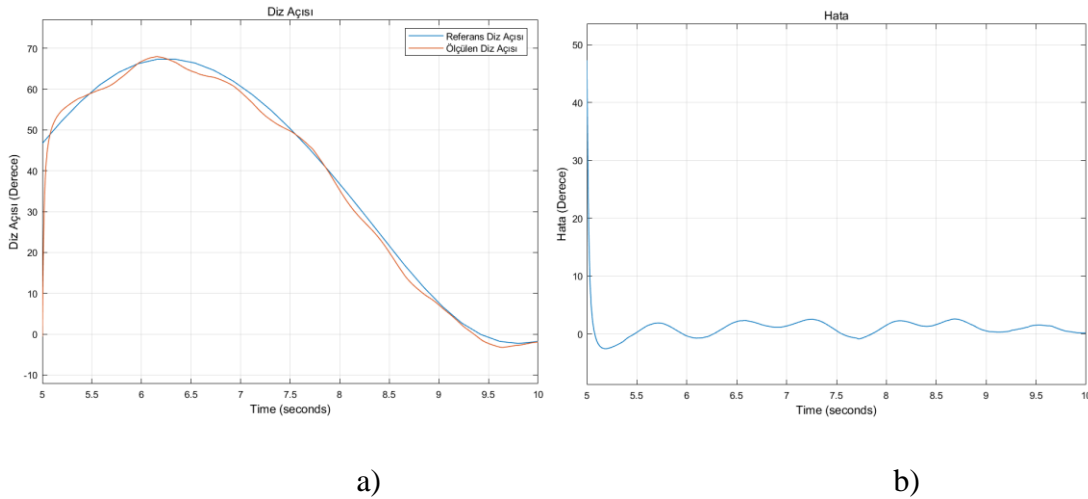
Salınım Evresi PID Parametreleri	Oransal (K_P)	-977602.0166716
	Türev (K_D)	-2794.18052113506
	İntegral (K_I)	-4057747240.31606

Çizelge dikkatle incelendiğinde otomatik katsayı üreten tüm katsayılar için çok yüksek değerler bulunduğu gözlemlenmiştir. Yine önceki bölümlerde anlatıldığı nedenden dolayı başlangıçtan itibaren oturma süresi çok kısadır ve grafiklerde bu sonuç görülebilmektedir.

Bu denetim gerçek zamanlı olarak protezde uygulandığında kullanılan denetleyici ayrık zamanlı olacaktır ve örnekleme frekansının çok daha düşük olması nedeni ile oturma süresi çok daha uzun olacaktır

5.3.2.2.El ile PID Hassas Ayarı

Otomatik katsayı üreten araçlar kullanıldığında yapılan denetimin çok yüksek frekans da olması gerçek zamanlı denetim performansını görmeyi engellemektedir. Denetleyicinin katsayılarının kullanıcı tarafından elle ayarlandığı El ile katsayı ayarlama aracı ile işlem yapıldığında gerçek zamanlı denetime daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir. Burada ayrıca eyleyici modelinin de eklenmesi denetimi daha da gerçeğe yaklaştırmaktadır. Şekil 5.16.a'da referans diz açısı ile denetleyici uygulandıktan sonra ortaya çıkan diz açısı ölçümleri kıyaslanmaktadır. Şekil 5.16.b'de ise hata sinyali verilmektedir. Sürekli zamanlı denetime göre beklenildiği gibi daha düşük performans elde edilmiştir.



Şekil 5.16. Salınım evresi - El ile PID denetim - eyleyici var (a) sistem başarımı (b) hata

Salınım evresinde diz açısının takibini sağlayan ve kullanıcı tarafından ayarlanan denetim katsayıları Çizelge 5.13 'de verilmektedir.

Çizelge 5.13. Salınım Evresi - El ile PID Denetim - Eyleyici Var - PID Parametreler Çizelgesi

Salınım Evresi PID Parametreleri	Oransal (K_P)	-190
	Türev (K_P)	-10
	İntegral (K_P)	-50

Bu sonuçlar ile beraber salınım evresinde denetimin başarımı hem eyleyici modeli varken hem de eyleyici modeli yokken elde edilmiştir. Ayrıca hem otomatik katsayı üreten araç kullanılarak hem de El ile katsayı ayarlama yöntemi ile elde edilen sonuçlar ayrı ayrı elde edilmiştir ve karşılaştırmalı analizler yapılmıştır.

5.4. Sonuçlar

Protezli yürüyüşü ifade edebilmek için, simülasyon ortamında ilk tanımlanması gereken kısım yürüyüşün modelidir. Yürüyüşün modeli olarak önceki bölümde elde edilen duruş evresi ve salınım evresi dinamik denklemleri kullanılmıştır. Bu denklemlerin protezli yürüyüşü ne ölçüde ifade edebileceği ve denetlenebilirliği bu bölümde yapılan analizler sonucu türetilmiştir. İkinci önemli tanımlanması gereken blok ise kullanılan denetleyicidir ve hangi tür denetleyici kullanılacağı performansı doğrudan etkileyecektir. Elde edilen yürüyüş modelinin performansını ve kullanılan manyetoreolojik (MR) silindirin modelinin denetime uygunluğunu belirlemek ana amaçtır. Bu nedenle kullanılan eyleyicinin denetime olan etkisi de incelenmiştir. Gerçek zamanlı sistemde kullanılacak eyleyicinin (manyetoreolojik silindir) akım-tork ilişkisini ifade eden diferansiyel denklem seti de eyleyici modeli olarak sisteme gömülmüştür. Son olarak elde edilen açısız ivme değerlerinin açısız hız ve açığa dönüştürüldüğü ileri dinamik çözücüsü ile sistem tamamlanmaktadır.. Referans diz açısının takip edilmek istendiği yürüyüş denetim algoritmalarının teorik olarak doğruluğu yüksek olması beklenirken getireceği işlem yükü ve yürüyüşü matematiksel olarak modellemenin zorluğu açıktır. Tasarlanacak yarı etkin diz üstü protezin sürekli zamanlı denetlenebilmesi için proteze yürüyüş esnasında uygulanacak tork ile ortaya çıkan diz açısı arasında bağ kurulması gerekmektedir. Bu bağlamda hem salınım evresi hem duruş evresi için alt ekstremitenin hareketini ifade eden denklemlerin elde edilmesi gerekmektedir. Bu model sayesinde proteze uygulanan tork ile kinematik değişkenler kontrol edilebilecektir. Bu işlemin ilk aşamasında önceki bölümlerde salınım fazında protezin hareketi ikili düz sarkacın hareketi ile ifade edilmiştir ve sonuçları ortaya konulmuştur. İkinci aşamada ise duruş fazı, ikili ters sarkacın hareketi ile ifade edilmiştir ve onun da denklemleri ilgili bölümde paylaşılmıştır.

İlgili sonuçlar dikkatle incelendiğinde, hem duruş evresinde hem salınım evresinde eyleyici içeren denetim modelinin de içermeyen denetim modelinin de belirli ölçüde yürüyüş hareketini denetleyebildiği görülmektedir. Bu sonuca referans diz açısının

takip edilebilirliği analiz edilerek ulaşılmıştır ve sonuçlar alt başlıkların içerisinde verilmiştir. Burada iki önemli husus raporlanmaktadır. İlk olarak; kullanılan oransal-türevsel-integral denetleyicinin sürekli zamanlı denetim alt yapısında çalışıyor olması gerçek zamanlı protez denetiminde sistemin performansını tam olarak ölçmeye imkan vermemektedir. İkinci olarak; sisteme eklenen eyleyici modeli sistemin karmaşıklığını artırmaktadır ve başarım performansını düşürmektedir ama bununla beraber gerçek zamanlı protez senaryosuna daha yakın ve gerçekçi bir denetim senaryosu elde edilmiştir.

6. SÜREKLİ ZAMANLI DENETİM VE GERÇEK ZAMANLI PERFORMANS ÇÖZÜMLEME ÇALIŞMALARI

Tezin bu bölümünde, diz eklemi içerisine yerleştirilmiş manyetoreolojik sönümlendirici sürekli zamanlı olarak denetlenerek yürüyüş deneyleri yapılmıştır ve performans çözümleme çalışmaları yürütülmüştür. Yapılan çözümler ışığında, manyetoreolojik sönümlendiricili diz eklemlerinin denetimi için uygun bir model önerilmiş ve önerilen yöntem, nitel ölçümler ve morfolojik gösterimler ile doğrulanmıştır.

6.1. Giriş

Pnömatik ve hidrolik silindirli yarı etkin diz eklemlerinin denetiminde karşılaşılan problemlerin başında eyleyicinin verilen komutlara olan tepki süresinin uzunluğu sayılabilir. Bu gecikmeli verilen tepkiler, hem denetimi güçleştirmektedir hem de protez kullanıcısının yürüyüşünün doğal yürüyüşe olan yakınlığını olumsuz etkilemektedir. Manyetoreolojik sönümlendiricilerin tepki süresi pnömatik sönümlendiricilere göre çok daha düşüktür ve bu sayede sürekli zamanlı denetimin elektronik kontrollü diz eklemlerinde uygulanması fikri önem kazanmaktadır. Orhanlı tarafından yapılan yüksek lisans tez çalışmasında, evre tabanlı denetim hem pnömatik hem manyetoreolojik sönümlendiricili diz eklemine uygulanmıştır ve iki farklı eyleyicinin tepki süreleri ölçülerek raporlanmıştır [4]. Her bir evre geçişinde eyleyicinin buna tepki verme süresi grafiksel olarak ve nitel değerler ile belirtilmiştir. Bu tez kapsamında ise bu düşük tepki süresi değerlendirmek için manyetoreolojik sönümlendiricili bir diz eklemine sürekli zamanlı denetim uygulanmaktadır.

Tezin önceki bölümlerinde hem kuramsal olarak sürekli zamanlı denetim için gereken matematiksel modeller elde edilmiş hem de bu modellerin benzetim ortamında performans çözümlenmeleri yapılmıştır. Bu bölümde ise benzetimden elde edilen geri beslemeler ışığında gerçek zamanlı olarak çalışabilen bir algoritma geliştirilmiş ve yürüyüş deneyleri ile performans ölçümleri yapılmıştır. Uygulanan denetim yapısının genel blok diyagramı Şekil 5.1’de verilmektedir. Bahsedilen blok diyagramda görüldüğü üzere ölçülen diz açısı referans girdi olarak alınmakta ve ölçülen diz açısı ile arasındaki farka göre denetleyici, sönümlendiricinin sertlik seviyesini ayarlamaktadır. Bu mantık çerçevesinde geliştirilen denetim algoritmasının gömülü sistem üzerindeki gösterimi ise blok şema olarak Şekil 6.1’de gösterilmektedir. Denetleyici fark sinyaline göre eyleyicinin sertliğini ayarlarken bu düzenleme gönderilen akım bilgisi ile gerçekleşir.

$\theta_{\text{Uyluk,Ölçülen}}[n]$: Uyluğa yerleştirilen ivmeölçer ve jiroskop sensöründen hesaplanan uyluk açısı

$\theta_{\text{Bacak,Ölçülen}}[n]$: Bacağa yerleştirilen ivmeölçer ve jiroskop sensöründen hesaplanan bacak açısı

$\theta_{\text{Diz,Ölçülen}}[n]$: Ölçülen uyluk açısı ve ölçülen bacak açısı arasındaki fark, ölçülen diz açısı

$\theta_{\text{Uyluk,Ölçülen}}[n-1]$: Ölçülen uyluk açısının bir örnek gecikmiş verisi

$\theta_{\text{Uyluk,Ölçülen}}[n] - \theta_{\text{Uyluk,Ölçülen}}[n-1]$: Ölçülen uyluk açısının birinci türevi

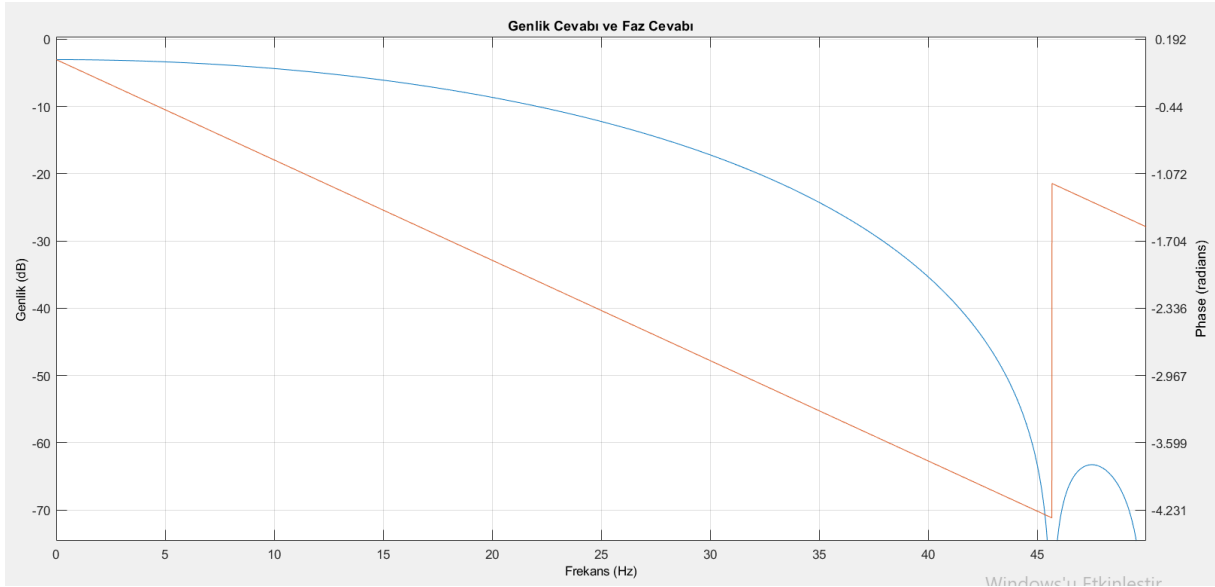
Bu uygulamanın en önemli beklentilerinden biri referans diz açısının sisteme uygun bir biçimde verilebilmesidir. Prototip çalışması önemli olduğu için sentetik diz verilerinin referans açısı olarak verilmesi seçeneklerin dışına alınmıştır. Bu aşamada iki önemli yaklaşım söz konusudur. Bunlardan birincisi sağlıklı ayaktan elde edilen açılarının eko olarak tanımlanan biçimde referans sinyali olarak sunulmasıdır. İkincisi ise protezde mevcut olan atalet sensörleri üzerinden diz açısı kestirimidir. Bu tez çerçevesinde, olası hataların düzeltilebileceği öngörülerek ikinci yaklaşımın üzerinde durulmuştur. Diz açısı ve evre kestirimlerinde performansı artırmak için ham duyarga verisinin temizlenmesi gerekmektedir. Protezli yürüyüşte denetimin ilk safhasını alınan verilerin filtrelenmesi oluşturur. Bu kapsamda alınan üç eksen de ivmeölçer ve üç eksen de jiroskop verileri ile hesaplanan uyluk ve hesaplanan bacak açılarının filtrelenmesi gerekmektedir. Bir sonraki bölümde tasarlanan filtre yapısından bahsedilecektir.

6.2. Düşük Geçiren Sayısal Filtre Tasarımı

Yürüyüşün frekansı Winter'ın çalışmasına göre 1-3 Hz arasındadır ve çalışmalarında yürüyüşün frekans içeriğini bozmadan gürültüleri bastırmak için 5-6 Hz'lik düşük geçiren filtre kullanmıştır [5]. Bu tez kapsamında da alınan ölçümlerden yüksek frekanslı gürültülerin filtrelenmesi gerekmektedir bu nedenle 10 Hz ve üzerini filtreleyen düşük geçiren bir sayısal filtre tasarlanmıştır. Filtre tasarımı, Matlab'ın filtre tasarım grafik arayüzü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan filtrenin doğrusal faz olması istendiği için sonlu dürtü yanıtına (FIR – Finite Impulse Response) sahip bir düşük geçiren filtre tasarımı hedeflenmiştir. Ayrıca filtrenin gelen veri üzerindeki gecikme etkisini minimize etmek üzere olabilecek en düşük dereceli filtre için katsayılar

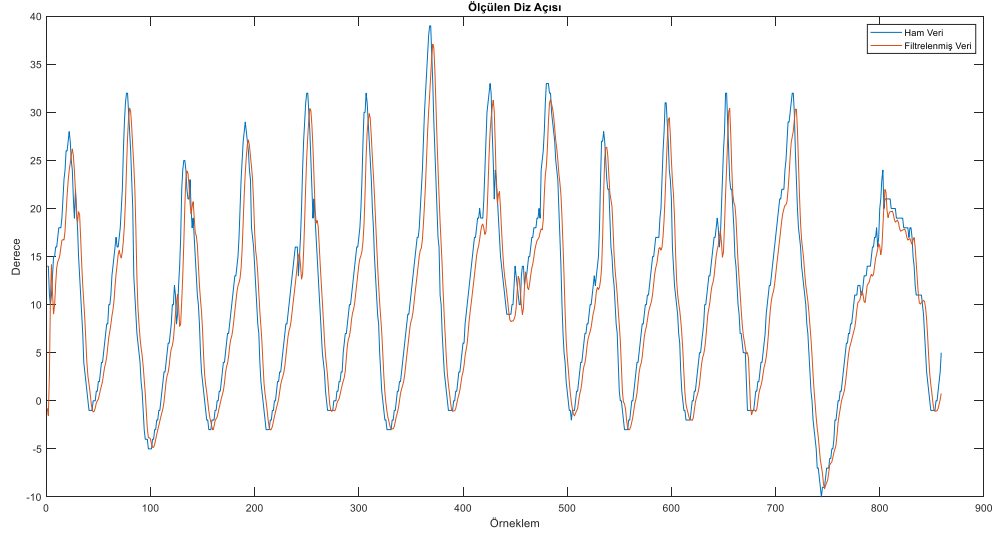
seçilmiştir. Filtrenin kesim frekansı (-3 db bastırma) 10 Hz olarak seçilmiştir ve -80 db bastırıldığı frekans ise 45 Hz ve üzeri olarak belirlenmiştir. Bu filtre, çalışmalar için yeterli olsa da örnekleme frekansı arttıkça, 45 Hz den sonra filtre salınmaları (ringing) görülebilmektedir. Bu durum bazı özel frekans değerlerinde istenmeyen girişimlere neden olabilmektedir.

Kullanılan sonlu dürtü cevabına sahip filtrenin derecesi 3 olarak seçilmiştir ve minimum gecikme elde edilecek şekilde filtre tasarımı yapılmıştır (Grup gecikme = $N-1 / 2 = 1$ örneklem). Şekil 6.2’de tasarlanan filtrenin frekans cevabı ve faz cevabı aynı grafik üzerinde gösterilmektedir. Örnekleme frekansı ise 100 Hz olarak olduğu için filtre tasarımı esnasında da 100 Hz olarak seçilmiştir.



Şekil 6.2. Sonlu Dürtü Cevabına sahip Düşük Geçiren Sayısal Filtrenin Genlik ve Faz Cevabı (Mavi Sinyal : Genlik Cevabı, Kırmızı Sinyal : Faz Cevabı)

Yürüyüşten ölçülen diz açısı verisine bu filtrenin uygulanması ile elde edilen filtrelenmiş veri ve ham veri Şekil 6.3’de gösterilmektedir,



Şekil 6.3. Ham Veri ve Düşük Geçiren Filtre Çıktısı

Şekil 6.3’de performansı gösterilen filtre kullanılırken örnekleme frekansı 100 Hz seçilmiştir. Grafikte görülen 900 örneklem yaklaşık 9 saniyelik bir veri grubunu göstermektedir. Bu 9 sn içerisinde 14 adet yürüyüş çevrimi görülmektedir. Bu yürüyüş aynı hızda 60 sn olarak alınırsa, yaklaşık olarak 93 adet yürüyüş çevrimi içerecektir. Bu ise yürüyüşün frekansının 1.55 olduğunu göstermektedir ki bu değer yürüyüşün ortalama bir hızda olduğunu belirtir.

6.3. Çoklu Doğrusal Kestirim ile Diz açısı Kestirimi

Daha önce de bahsedildiği gibi sürekli zamanlı denetimin yüksek doğrulukla çalışabilmesinin en temel gereksinimleri, referans verinin doğru verilmesi ve ölçülen verinin yüksek doğrulukla ölçülmesidir. Referans verinin doğru kestirilebilmesi için ise hem kestirimde kullanılan parametrelerin belirleyici olarak doğru seçilmesi hem de modelin doğru optimize edilmesi gerekmektedir. Seçilen parametreler uyluk açısı, uyluk açısının türevi, uyluk açısının bir örneklem gecikmiş verisi ve ayak tabanından alınan üç adet kuvvete duyarlı sensörün verisidir. Kestirim yöntemi bu altı veriyi girdi olarak almakta ve bu veriler ile gerçek zamanlı olarak diz açısını üretmektedir. Üretilen diz açısı ise oransal-türev alıcı-intergal alıcı devreye referans veri olarak verilmektedir. Kestirim işlemi için ise Çoklu Doğrusal Regresyon yöntemi tercih edilmiştir.

6.3.1. Duruş ve Salınım Evrelerinde Çoklu Doğrusal Regresyon

Literatürde bağımsız değişkenin çoklu, bağımlı değişkenin tekli olduğu kestirim problemlerinde çoklu doğrusal regresyon sıklıkla tercih edilmektedir. Çoklu doğrusal regresyon bir tane bağımlı değişken ile bununla ilişkisi olan bir dizi bağımsız değişken arasındaki ilişkiyi ortaya koymak için yapılan bir eniyileme yöntemidir. Çoklu regresyon, basit regresyona çok benzemekle beraber birden fazla tahmin değişkeni kullanılarak tek bir değişken kestirilmektedir. Analizin genel denklemi Eş. 1’de verilmektedir,

$$y_i = (b_0 + b_1x_1 + + b_2x_2 + \dots + b_nx_n) + e_i \quad (1)$$

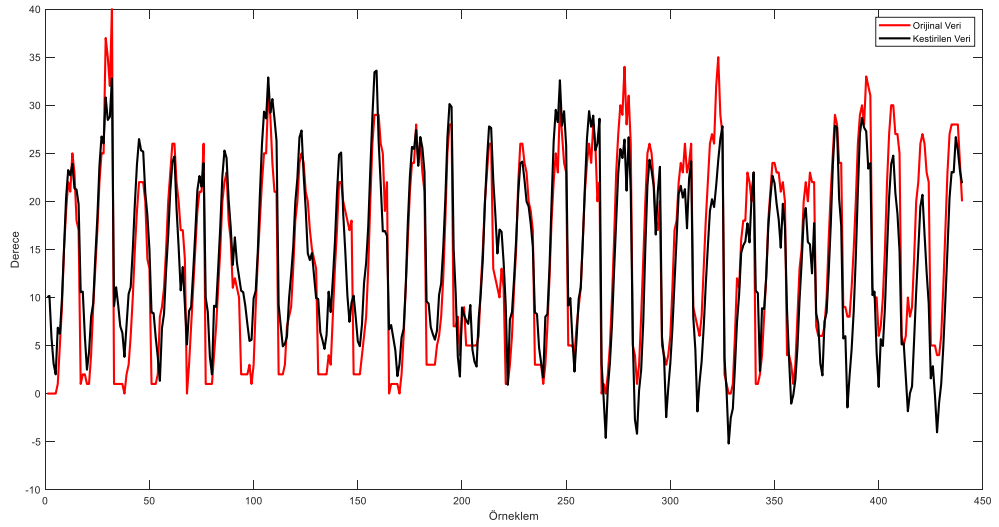
Eşitlik içerisinde y bağımsız değişkeni, x’ler ise bağımlı değişkenleri göstermektedir. b_0 , regresyon eğrisinin kesim noktasını belirtmekte iken $b_1 \dots b_i$, bağımlı değişkenlerin ağırlıklarını belirtmektedir. e_i ise, i. örnekleme için gerçek değer ile kestirilen değer arasındaki farktır. Bu “b” katsayı vektörünün bulunması ise çoklu doğrusal regresyon optimizasyon problemidir. Burada eniyileme yapılırken sıklıkla “Ortalama Karesel Hata” en aza edilmeye çalışılmaktadır.

Çoklu Doğrusal Regresyon salınım ve duruş evresi çalışmaları Matlab ortamında gerçek zamanlı olmadan daha önceden kayıt edilmiş veriler üzerinden yürütülmüştür. Koşu bandı üzerinde 1, 1.5, 2, ve 2.5 km/saat hızlarda yürüyüşler yapılmıştır ve kinetik/kinematik çıktılar kayıt altına alınmıştır. Kinematik çıktılar diz açısı, uyluk açısı, bacak açısı ve bu açıların türevleridir (açısal hızlar), kinetik çıktılar ise ayak tabanına yerleştirilen üç adet kuvvete duyarlı analog duyarganın yürüyüş boyunca aldığı değerlerdir. Farklı hızlarda yapılan ölçümlerde toplamda 34 çevrim yürüyüş kayıt altına alınmıştır. Bu 34 çevrimin 28 çevrimi eğitim verisi, kalan 6 veri ise test verisi olarak kullanılmıştır. Bu test verileri her yürüyüşten alınan verilerin son çevrimine veya son iki çevrimine denk getirilmiştir. Bu sayede tutarlılık sağlanmaktadır.

Koşturulan algoritma girdi olarak uyluk açısını, uyluk açısının birinci türevini, uyluk açısının ikinci türevini ve üç farklı kuvvete duyarlı duyarganın sonuçlarını almaktadır, bu altı girdiye karşı algoritma diz açısını anlık olarak kestirmektedir. Eş. 2’de ilgili denklem verilmektedir,

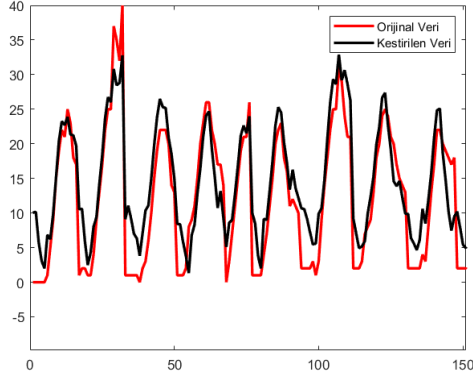
$$\text{diz_aci} = b(1)*\text{uyluk_aci} + b(2)*\text{uyluk_turev_bir} + b(3)*\text{uyluk_turev_iki} + b(4)*\text{sol_fsr} + b(5)*\text{sag_fsr} + b(6)*\text{topuk_fsr} \quad (2)$$

Ana amaç, Eş. 6.2’de verilen “b” katsayılar vektörünü, minimum hatayı üretecek şekilde kestirebilmektir. “b” katsayılar vektörü hesaplanırken eğitim veri seti kullanılmaktadır. Kestirimin performansı ölçülürken ise test verileri kullanılmış, bu eğitim verileri kullanılmamıştır. Katsayılar hem duruş evresi için hem salınım evresi için ayrı ayrı bulunduktan sonra, algoritma geliştirirken kullanılan veri seti ile olan sonuçları görmek için bu 28 çevrim incelenmiştir. Şekil 6.4’de bu eğitim verisi ile elde edilen kestirim sonuçları gösterilmektedir.

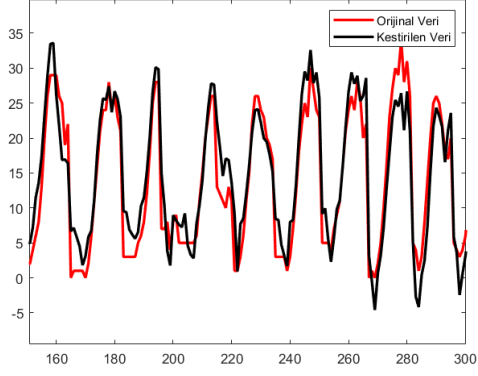


Şekil 6.4. 28 çevrim orijinal diz açısı ve kestirilen diz açısı verisi

Şekil 6.4 dikkatle incelendiğinde eğitim verisi üzerindeki kestirim performansı, düşük hızda alınmış verilerde daha yüksek iken yüksek hızda alınmış verilerde kestirim performansı düşmektedir. Özellikle 250. örneklemden sonra kestirim algoritmasının bulunduğu negatif değerler gerçek senaryo ile örtüşmemektedir. Diz açısı yürüyüş süresince hiç bir zaman negatif değer almamaktadır. Şekil 6.4’ün tamamını gözlemlemek yerine iki farklı bölümünü yakından gözlemlemek için Şekil 6.5 a. ve b. üretilmiştir.



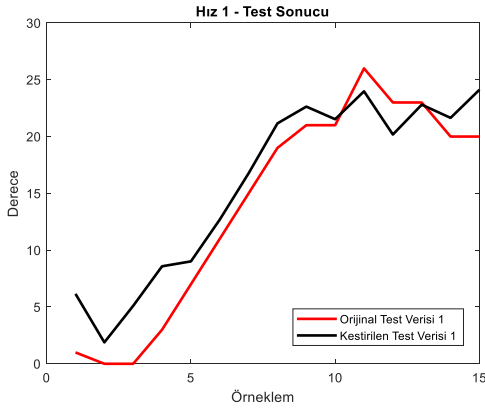
a)



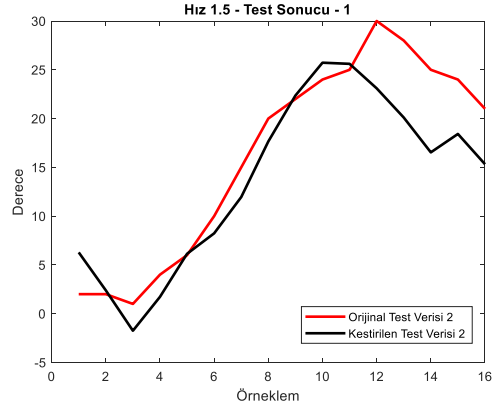
b)

Şekil 6.5. (a) 1-150 örneklem (b) 150-300 örneklem aralığında orijinal ve kestirilen diz açıları

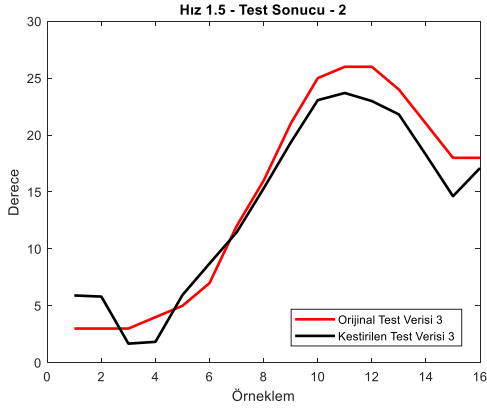
Şekil 6.5’de verilen sonuçlar algoritma geliştirirken kullanılan eğitim verilerinin test edilmesinin sonucudur ve algoritmanın performansı konusunda bir fikir vermesi beklenemez. Algoritmanın performansını ölçmek için ise farklı hızlarda alınmış altı çevrim test verisi kullanılmaktadır. Şekil 6.6. a., b., c., d., e. ve f.’de bu test verilerinin sonuçları gösterilmektedir. Test verileri algoritma geliştirilirken kullanılmamıştır.



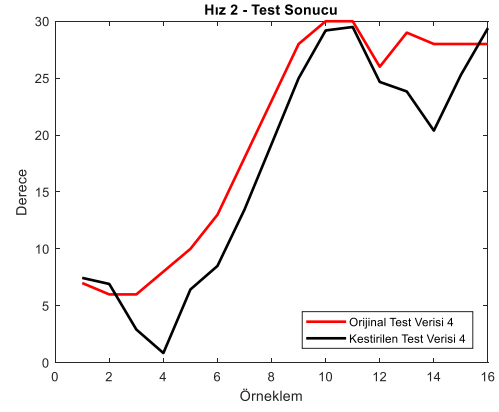
a)



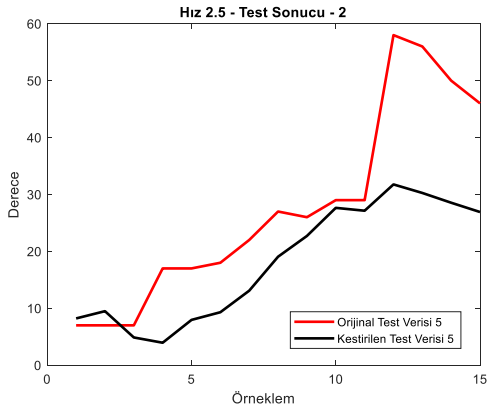
b)



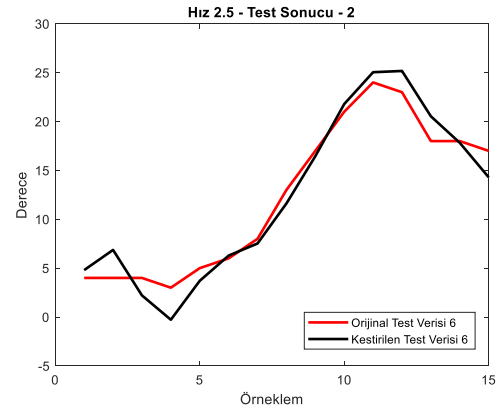
c)



d)



e)



f)

Şekil 6.6. (a) Test Verisi 1 (b) Test Verisi 2 (c) Test Verisi 3 (d) Test Verisi 4 (e) Test Verisi 5 (f) Test Verisi 6

En kötü kestirim olarak Şekil 6.6.e’de gösterilen diz açısı verisi bulunmaktadır. Bu veri incelendiğinde düşük geçiren filtre çıktısının başarılı çalışmadığı göze çarpmaktadır. Orijinal Test Verisi 5 içerisinde en yüksek değer olarak bulunan yaklaşık 60 derecelik tepe değeri, normal yürüyüş içerisinde diz açısının alamayacağı kadar yüksek ölçülmüştür. Bu verinin tam topuğun yere çarptığı an alındığı düşünülürse, filtre öncesi çıkan istenmeyen tepe değerlerinden olduğu açıktır. Bu veri filtrense dahi bir miktar etkisi devam etmiştir ve kestirim sonucu performansın düşük olmasına yol açmıştır. Kestirilen Test Verisi 5’de bulunan yaklaşık 30 derece olan tepe değer normal yürüyüşte elde edilen tepe diz açısı değerine daha yakındır ve daha makul bir değerdir. Kestirim algoritmasının bu şekilde gelen yanlış verilerin doğru değerini kestirebilmesi büyük avantaj sağlamaktadır ancak gelen verinin doğru filtrelenmesi gerekliliği ve algoritmanın filtrelerle bu ölçüde bağlı olmasının da getirdiği dezavantajlar mevcuttur.

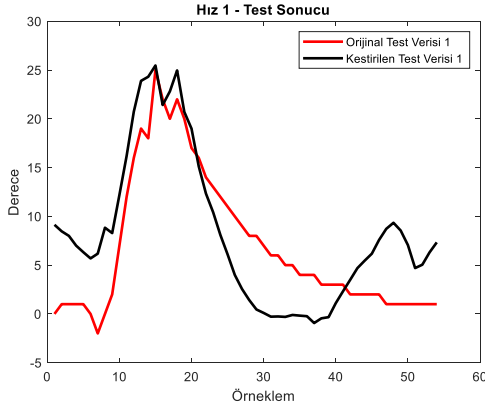
Kullanılacak denetim yöntemi duruş evresinde ve salınım evresinde kestirilen diz açılarını referans girdiler olarak kabul edecek ve o an ölçülen diz açıları ile farka bakılacaktır. Daha sonra bu farklar minimize edilecek şekilde oransal-türev alıcı-integral alıcı (PID) denetleyici görev alacaktır. Bu yöntem kullanıldığında mecburen duruş evresi için ayrı salınım evresi için ayrı denetleyici parametrelerinin çağırılması gerekliliği açıktır. Bu problemi bertaraf etmek için hem duruş evresini hem salınım evresini aynı anda gerçek zamanlı olarak kestirebilecek tek bir katsayılar vektörü bulunacaktır. Bulunan bu katsayılar vektörü ile anlık olarak kestirilen diz açısı ile o anki ölçülen diz açısının farkına bakılacaktır. Bu farkı minimize edecek şekilde oransal-türev alıcı-integral alıcı (PID) denetleyici sadece bir set üçlü katsayı ile denetim sağlayacaktır. Yine bu bölümde diz açısının kestirimi için bir önceki bölümde anlatılan Çoklu Doğrusal Regresyon yöntemi kullanılmaktadır ve ortak “b” katsayı vektörü elde edilmiştir. Çizelge 6.1’de duruş evresi ve salınım evresi için ortak olarak kestirim yapabilen b katsayı vektörü verilmiştir.

Çizelge 6.1. Duruş Evresi ve Salınım Evresi için bulunan katsayılar vektörü

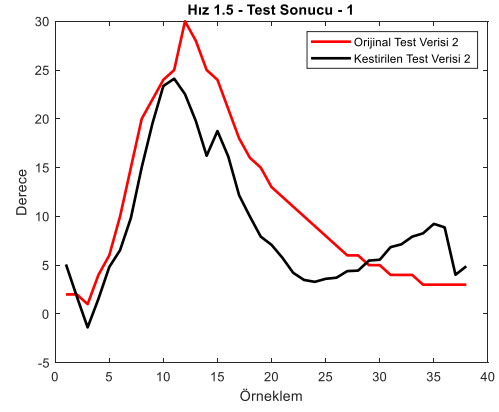
	b-1	b-2	b-3	b-4	b-5	b-6
Salınım ve Duruş Evresi	-1.0530	-0.0110	0.0160	0.0108	0.9010	-0.3925

Bu bölümde sunum yükünü azaltmak için eğitim verisi ile yapılan inceleme sonucu verilmemektedir, sadece dört adet test verileri ile yapılan analizlerin sonuçları grafiksel olarak paylaşılmaktadır.

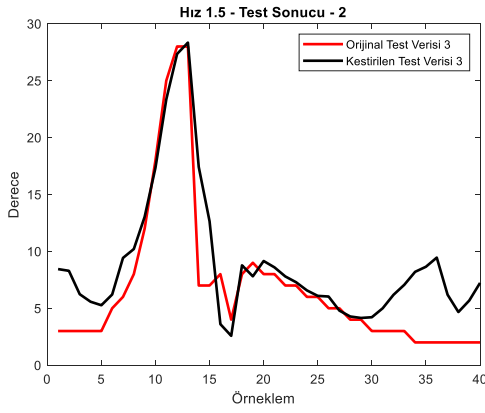
Şekil 6.7. a., b., c. ve d.’de algoritmanın görmediği dört test verisi (algoritmanın bilmediği hızlarda) ile yapılan kestirim sonuçları gösterilmektedir. Görüldüğü üzere grafiksel çıktı, sadece duruş veya salınım evresi için değil, bir yürüyüş çevriminin tamamı için verilmektedir.



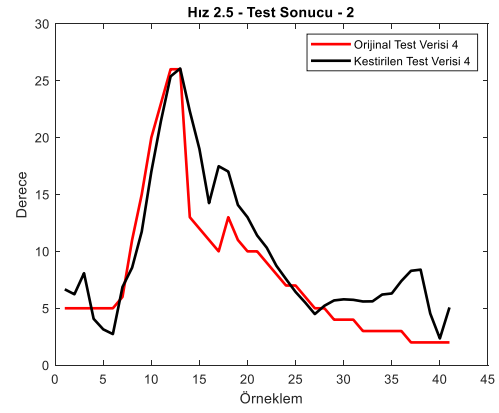
a)



b)



c)



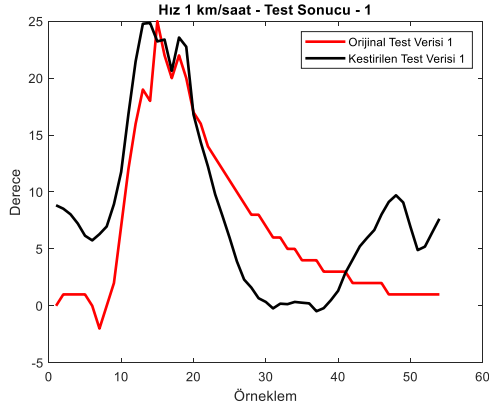
d)

Şekil 6.7. (a) Test Verisi 1 (b) Test Verisi 2 (c) Test Verisi 3 (d) Test Verisi 4

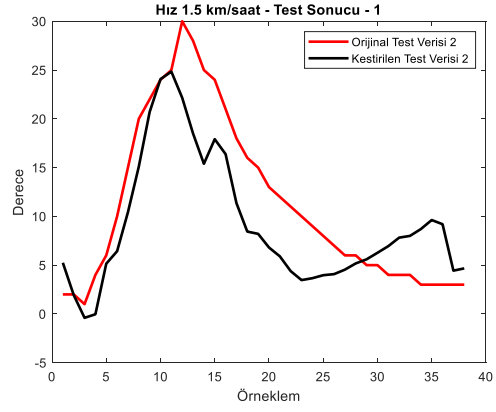
Bu bölümde duruş evresi kestirimi ile salınım evresi kestiriminin birleştirilerek tek bir kestirim katsayı vektörü ile diz açısının anlık bulunması verilecektir. Bu noktada, kestirim işleminde alınan ikinci türev almanın getirdiği gecikme yok edilerek sistemin performans düşüklüğünü yok etmek amaçlanmıştır. “b” katsayılar vektörü yine altı elemanlı olacak şekilde uyluk açısının ikinci türevi yerine uyluk açısının bir örneklem gecikmiş hali sisteme verilmiştir. Bu bilgiler ışığında elde edilen kestirimin denklemi Eş. 3’de verilmektedir.

$$\text{diz_aci} = b(1)*\text{uyluk_aci} + b(2)*\text{uyluk_turev_bir} + b(3)*\text{uyluk_gecikme_bir} + b(4)*\text{sol_fsr} + b(5)*\text{sag_fsr} + b(6)*\text{topuk_fsr} \quad (3)$$

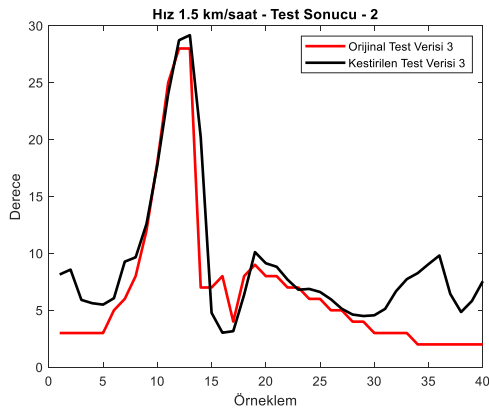
Bu yeni denklem seti ile Çoklu Doğrusal Regresyon en iyilemesi yapılmıştır ve test verileri üzerinde performans analizi yapıldığında Şekil 6.8. a., b., c., ve d.’de gösterilen sonuçlar elde edilmiştir.



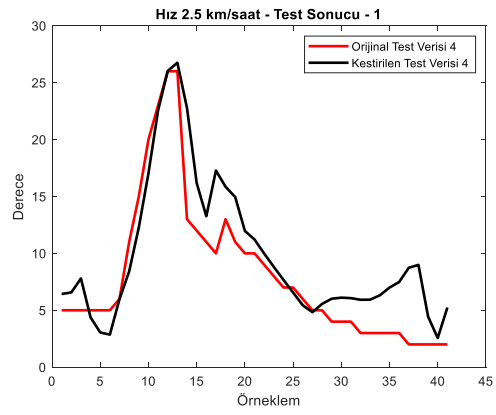
a)



b)



c)



d)

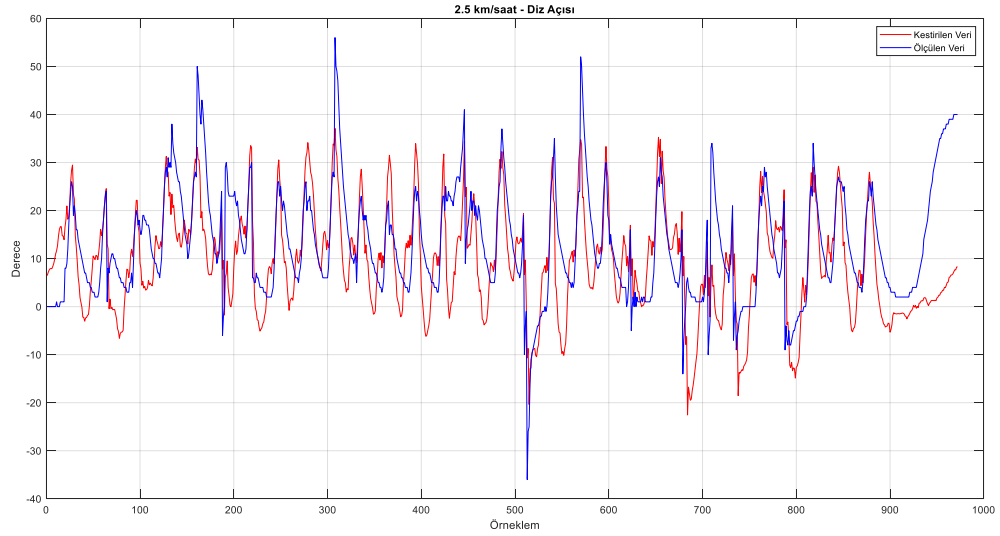
Şekil 6.8. (a) Test Verisi 1 (b) Test Verisi 2 (c) Test Verisi 3 (d) Test Verisi 4

Analiz sonuçları incelendiğinde yürüyüş süresince uyluktan alınan verilerin ikinci türevine bakmak yerine sadece birinci türev ve bir örneklem gecikmeye bakmak genel performans olarak daha iyi sonuç vermiştir. Bu nedenle ikinci yöntem tercih edilmiştir. Bir sonraki bölümde bu yöntem ile yapılan kestirimin gerçek yürüyüş üzerindeki etkisi ve performans analizleri sonucu verilecektir.

6.3.2. Kestirimin Performansının Yürüyüş Deneyleri ile Ölçülmesi

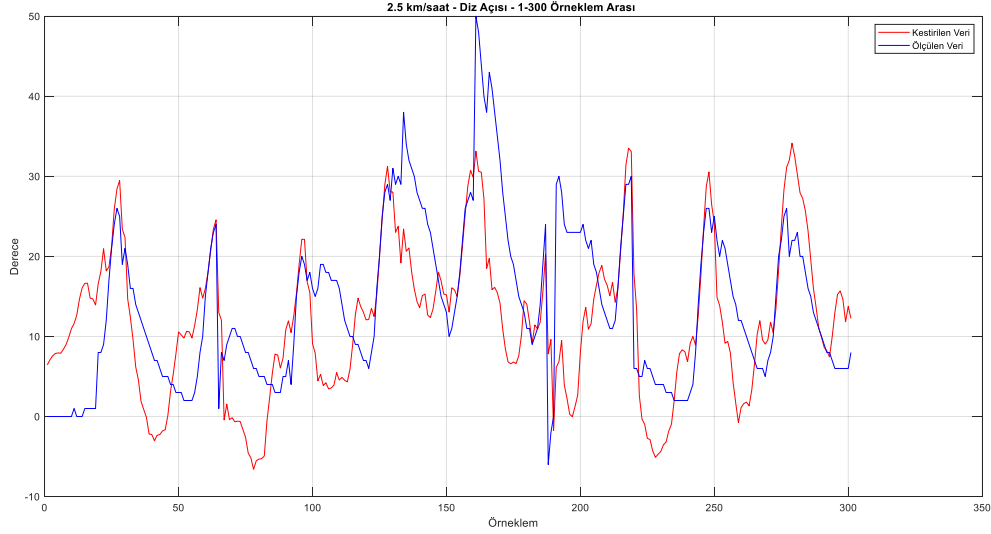
Diz açısını, uyluk açısı verisi ve ayak tabanında bulunan kuvvete duyarlı sensörleri kullanarak anlık olarak kestirebilen algoritma Matlab ortamında geliştirilmiş ve gerçek zamanlı olmayan performans analizi sonuçları bir önceki bölümde paylaşılmıştır. Bu bölümde ise protez bacakta takılı olmadan gömülü sistem, diz üzerine tutturulmuş ve yürüyüş deneyleri yapılmıştır. Burada amaç, Matlab ortamında elde edilen kestirim performansına gerçek yürüyüşte ulaşıp ulaşılamadığının tespit edilmesidir. Bu

çerçevede, koşu bandı üzerinde 2.5 km/saat hızda yürüyüş deneyi yapılmıştır. Bu esnada gerçek zamanlı olarak hem ölçülen diz açısı hem de gömülü sistem tarafından kestirilen diz açısı kayıt altına alınmıştır. Şekil 6.9’da 2.5 km/saat hızda hem ölçülen hem kestirilen diz açısı üst üste çizdirilerek gösterilmektedir.



Şekil 6.9. 2.5 km/saat hızda ölçülen ve kestirilen diz açısı

Grafik dikkatle incelendiğinde önemli bir sonuç göze çarpmaktadır. Ölçülen diz açısı verisinde, tam topuğun yere değdiği noktalarda, yüksek genlikli tepe değerleri bulunmaktadır. Şekil 6.9’dan görülebileceği üzere bu değerlerden iki tanesi 50 ve 60 derece arasında çıkmaktadır. Normal sağlıklı insan yürüyüşünde diz açısı 60 dereceye çıkamayacağı için ölçüm duyargaları kaynaklı bir gürültü olduğu anlaşılmış ve üç noktalı ortalama alan filtre ile bu etkinin minimize edilmesi amaçlanmıştır. Her ne kadar minimize edilme çalışması yapılsa dahi halen etki büyük ölçüde mevcuttur ve elde edilen açı değerlerini gerçek değerlerden uzaklaştırmaktadır. Bahsedilen hatalı tepe değerlerine kestirim algoritmasının çıktılarında denk gelinmemesi algoritmanın başarımını göstermektedir. Şekil 6.9 üzerinden, tüm yürüyüş için hesaplanan kök ortalama kare hata (Root Mean Square Error - RMSE) değeri 10.7816 derece olarak bulunmuştur. Verilerin daha rahat analiz edilebilmesi için veriler 3 eş parçaya bölünmüş ve örnek olarak birinci parça (1 – 300 arası verileri) Şekil 6.10’da gösterilmektedir.



Şekil 6.10. 1 – 300 arası veriler, kök ortalama kare hata = 9.1248

Kök ortalama kare hata (Root Mean Square Error - RMSE) hesaplanırken Matlab içerisinde bulunan dahili hata hesap fonksiyonu kullanılmıştır. Burada bir başka dikkat çekici sonuç ise Matlab üzerinde yapılan çalışmalar ile gömülü sistem üzerinde yapılan çalışmalar arasında bulunan tutarlı morfolojik sonuçlardır. Matlab üzerinde yapılan analizlerde hız arttıkça kestirimin performansı düşmektedir, yine gömülü sistem üzerinde yapılan çalışmalarda görülebilmektedir ki, hız arttıkça kestirilen veri ve ölçülen veri arasındaki fark büyümektedir. Şekil 6.9’da bu durum açıkça görülebilmektedir.

6.4. Sürekli Zamanlı Oransal-Türev Alıcı-İntegral Alıcı Denetim

Referans diz açısının takip edilmek istendiği sürekli zamanlı yürüyüş denetim algoritmalarının doğruluğunun yüksek olması kuramsal olarak beklenirken, getireceği işlem yükünün olay tabanlı denetime göre daha fazla olacağı öngörülmektedir. Önceki bölümlerde benzetim ortamında yapılan yürüyüş denetim çalışmaları bu bölümde gerçek zamanlı gömülü sistem üzerinde yapılacaktır. Protez içerisinde bulunan denetim birimi, yürüyüş devam ederken aldığı ivmeölçer ve jiroskop verilerinden eş zamanlı olarak diz açısını hesaplayacaktır. Bu veri ölçülen diz açısıdır ve kestirilen referans diz açısı verisi ile farkı hata sinyalini oluşturacaktır. Daha sonra bu hata sinyalini minimize edecek şekilde oransal, türev alıcı ve integral alıcı denetim eyleyiciye uygulanacaktır ve eyleyicinin bir sonraki örnekleme hatayı azaltıcı davranış sergilemesi beklenecektir. Bir sonraki bölümde eyleyicinin yapısından ve eyleyicinin denetiminden bahsedilecektir. Farklı denetleyici modellerinin sisteme çeşitli avantajlar getirebileceği öngörülse de bu

tez kapsamında bu öngörüyü doğrulayacak çalışmalar yapılmamıştır. Kullanılan basit denetim sisteminin avantajları arasında denetlenecek parametrenin az olması, denetlenen parametrelerin sistemin cevabına ve performansına etkisinin yüksek olması, fiziksel olarak gerçekleştirilmenin kolay olması ve getirdiği işlem yükünün çok yüksek olmaması verilebilir.

6.4.1. Manyetoreolojik (MR) Sönümlendirici (Eyleyici)

Sistem içerisinde bulunan eyleyici yarı etkin yapıda olan manyetoreolojik sönümlendiricidir ve bu sönümlendiricinin ana amacı yürüyüş esnasında kalçadan üretilen torkun istenilen ölçüde bastırılmasıdır. Manyetoreolojik (MR) silindirler hassas denetime uygunluğundan dolayı protez-ortez çalışmalarında sıklıkla tercih edilmektedirler [3]. Bu silindirler akımla denetlendikleri için çok kısa tepki süresine sahiptirler ve tasarlanan sabit akım sağlayabilen akım sürücü devreleri ile rahatlıkla kullanılabilirler. Akım sonucu oluşan manyetik alan ile, ilgili boşluklarda MR sıvısı sertleşir ve sıvının geçişi denetlenir. MR silindirin göstereceği tepki kuvveti verilen akım şiddeti ile belirlenir. Bu sebeple MR silindirin tepki kuvveti denetimi, pnömatik silindirde yapılan tepki kuvveti denetimine göre daha yüksektir. MR sönümlendiriciler protez-ortez uygulamalarında yüksek hızda cevap süresi nedeni ile sıklıkla tercih edilmektedir. Akım tatbik edildiğinde çok hızlı bir şekilde sertleşerek istenilen denetime imkan verirler.

6.4.2. Gömülü Sistem Üzerinde Sürekli Zamanlı Denetim

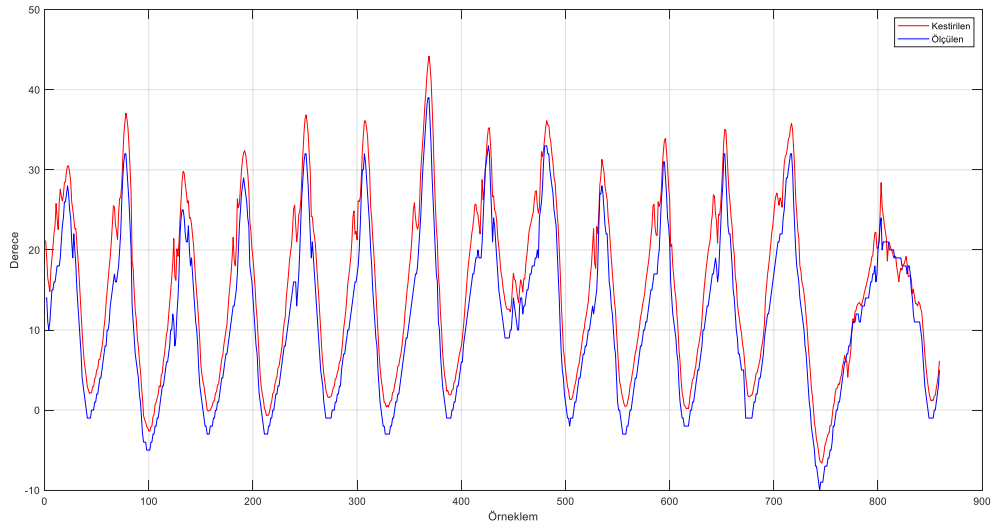
Gömülü sistem üzerinde eyleyicinin denetimi, mikrodenetleyiciden akım sürücü devreye gönderilen Darbe Genişlik Modülasyonu (Pulse Width Modulation) sayesinde olur. Akım sürücü devre 0 mA – 750 mA arası akım seviyesini MR sönümlendiriciye verir ve sönümlendiricinin sertliği ayarlanabilir bir yapıya dönüştürülmüş olur. 0 mA en serbest sönümlendirici konumunu ifade ederken 750 mA en sert sönümlendirici konumunu ifade etmektedir. Kullanılan mikrodenetleyicinin Darbe Genişlik Modülasyonu donanım bloğunun 8 bitlik olması gönderilen dijital verinin 0 ile 255 arasında olması gerekliliğini doğurur. Bu çerçevede dijital 255 bilgisi 750 mA' i ifade ederken, dijital 0 bilgisi 0 mA' i ifade etmektedir. Referans diz açısını kestiren yöntem önceki bölümde doğrulanmıştır, bu bölümde ise denetim yöntemine karar verilen protez sisteminin performansı yürüyüş deneyleri ile ölçülecektir.

Geliştirilen gömülü sistemin sürekli zamanlı denetim performansının ölçülebilmesi için yürüyüş deneyleri üç aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk olarak denek, koşu bandı üzerinde

denetimli protez bacağına iken 2 km/saat hızda (sabit hız) yürüyüş gerçekleştirmiş ve sonuçlar kaydedilmiştir. İkinci deney türünde ise denek koşturucu bandı üzerinde denetimli protez bacağına iken karışık hızlarda yürüyüş gerçekleştirmiş ve sonuçlar kaydedilmiştir. Son olarak ise önce sabit ayakta duruş, ardından yürüyüşe başlangıç çalışması yapılmıştır ve kaydedilen sonuçlar çözümlenmiştir.

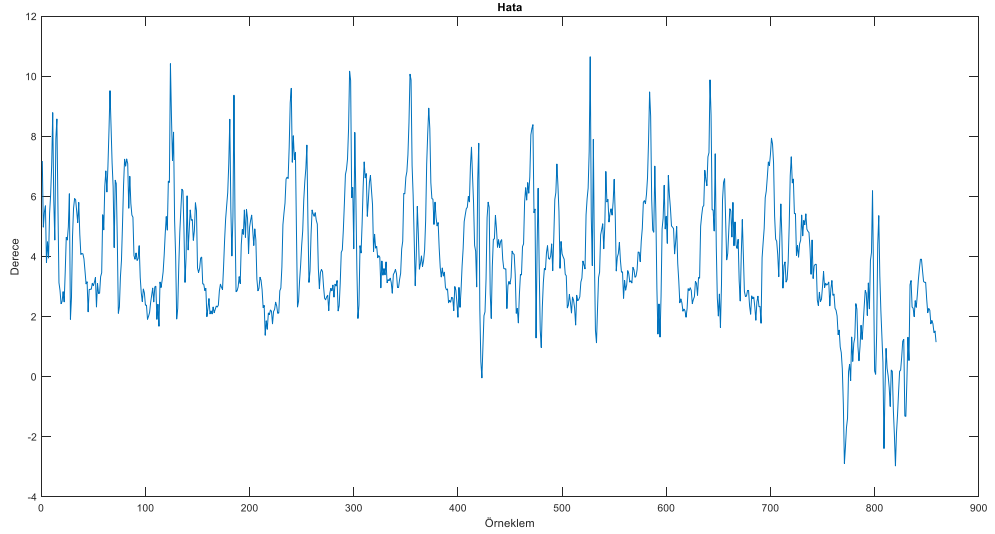
6.4.2.1.Sabit Hızda Yürüyüş Performans Çözümleme Çalışmaları

Protez üzerinde oransal-türev alıcı-integral alıcı denetleyici aktif iken koşturucu bandı sabit 2 km/saat hıza ayarlanmıştır ve performans çözümleme çalışmaları yürütülmüştür. Uyluk açısı, uyluk açısının birinci türevi, uyluk açısının bir örneklem gecikmiş hali ve üç adet kuvvete duyarlı sensörden gelen veri girdi olarak alınmış ve gerçek zamanlı olarak diz açısı kestirilmiştir. Bu kestirilen diz açısı ile ölçülen diz açısının farkı alınmıştır ve hata sinyali türetilmiştir. Türetilen hata sinyaline bağlı olarak ise çeşitli matematiksel işlemler sonucu denetleyici teriminin değeri belirlenmiştir. Belirlenen değer 0 ile 255 arasında doğrusal olarak orantılanmıştır ve bu değer akım sürücü devre vasıtası ile yürüyüş esnasında sönümlendiriciye tatbik edilmiştir. Şekil 6.11’de 2 km/saat sabit hızda yürüyen denekten ivmeölçer ve jiroskoplar vasıtası ile ölçülen diz açısı verisi ve kestirilen diz açısı üst üste çizdirilerek gösterilmektedir.



Şekil 6.11. 2 km/saat kestirilen ve ölçülen diz açısı

Bu iki verinin farkından ortaya çıkan hata sinyali ise oransal-türev alıcı-integral alıcı yapıya girmektedir. Bu hata ise Şekil 6.12’de gösterilmektedir.



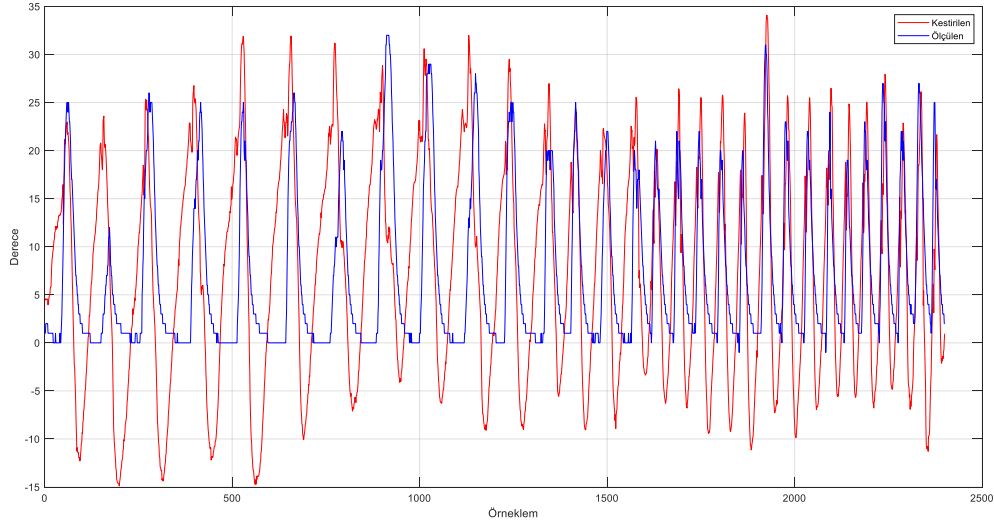
Şekil 6.12. 2 km/saat yürüyüş için ölçülen ve kestirilen diz açısı arasındaki hata

Şekil 6.12’de grafiği gösterilen hata sinyalinden kök ortalama kare hata (Root Mean Square Error - RMSE) 4.5013 olarak hesaplanmaktadır. Bir sonraki bölümde yapılan çözümlemede, denek koşu bandı üzerinde gömülü sistemin bilmediği bir hızda yürüyüşüne başlamıştır ve kademeli olarak hız artışları koşu bandı üzerinden gerçekleştirilmiştir. Toplanan veriler sistemin performansını çözümlemek üzere kaydedilmiştir.

6.4.2.2. Değişken Hızlarda Yürüyüş Performans Ölçüm Çalışmaları

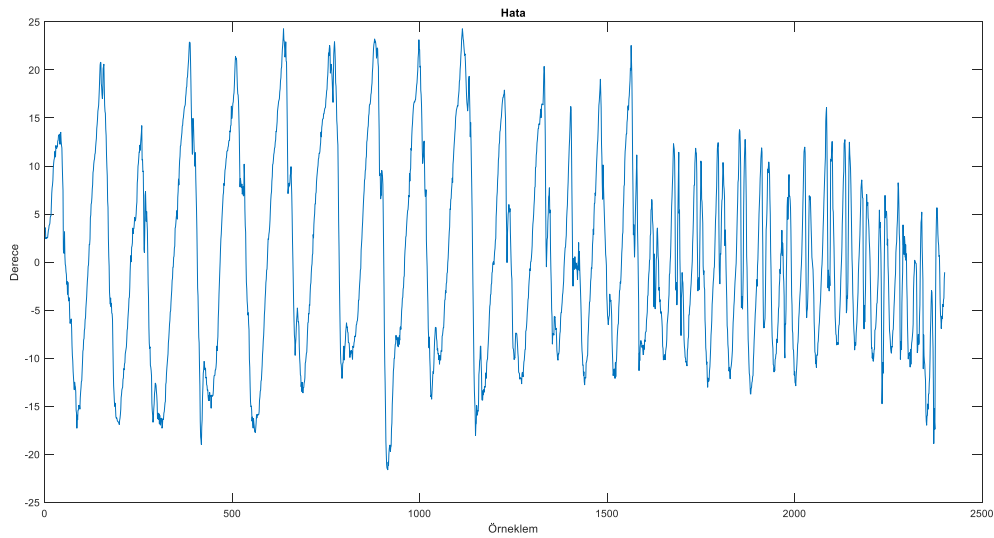
Sabit hızda sürekli zamanlı denetim deneyleri yapıldıktan sonra bir sonraki aşamada bu hızlar sabit tutulmadan yürüyüş deneyleri yapılmıştır. Sabit hızda protezin yürüyüşe adaptasyonunun ölçülmesinden sonra karışık hızlarda da ölçümler alınmıştır. Bu kapsamda koşu bandı üzerinde protezli olarak değişen hızlarda yürüyüş yapılmıştır. Yapılan bu yürüyüşten hem kinetik hem kinematik veriler kaydedilmiştir. Bu verilere ilave olarak, denetim süresince elde edilen fark sinyali ile darbe genişlik modülasyonu terimi de kayıt altına alınmıştır. Yürüyüş sürekli zamanlı denetim altında 1 km/saat hızda başlatılmıştır ve ardından 0.2 km/saat çözünürlükle 3 km/saat’e kadar çıkartılmıştır. Şekil 6.13’de yürüyüş süresince gömülü sistem içerisinde bulunan sensörler vasıtası ile ölçülen diz açısı verisi ve kestirilen referans diz açısı verisi üst üste çizdirilerek gösterilmektedir. Grafik dikkatle incelendiğinde hız artışı morfolojik olarak göze çarpmaktadır ve 0 derecenin altında kestirilen diz açısı verileri olduğu görülmektedir. Ölçülen diz açısı verilerinde ve kestirilen diz açısı değerlerinde negatif değerler olması

istenmeyen bir durumdur. Bu durumun önüne geçmek için çoklu doğrusal regresyon ile kestirim yapılırken kullanılan optimizasyon fonksiyonuna bir kısıt olarak negatif değerlerin olmayacağı bilgisi girilebilir. Bu tez kapsamında, kestirim fonksiyonunun performansında bahsedilen kısıt koyularak bir iyileştirme yapılmamıştır.



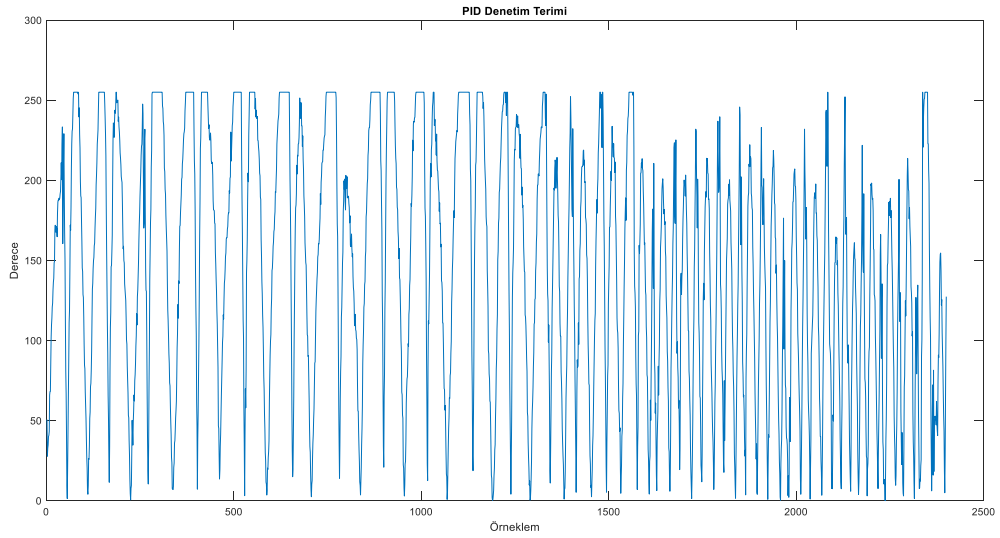
Şekil 6.13. Değişken hızlarda kestirilen ve ölçülen diz açısı

Şekil 6.14'de ise ölçülen diz açısı verisi ile kestirilen diz açısı verisi arasındaki kaydedilen hata gösterilmektedir. Bu fark aynı zamanda sürekli zamanlı denetimi gerçekleştiren üniteye de hata sinyali olarak girdi olmaktadır. Bu fark ve farkın geçmiş değerleri kullanılarak oransal-türev alıcı-integral alıcı denetleyici terimi üretilmektedir.



Şekil 6.14. Değişken hızlarda ölçülen diz açısı ve kestirilen diz açısı arasındaki hata

Şekil 6.14’de çizimi gösterilen hata grafiğinden kök ortalama kare hata 10.4309 derece olarak hesaplanmaktadır. Denetleyici çıkışından manyetoreolojik sönümlendiriciye gönderilen oransal-türev alıcı-integral alıcı çıkışının grafiği ise Şekil 6.15’de gösterilmektedir. Grafikte gösterilen 255 değeri sönümlendiricinin en sert durumunu ifade etmektedir ve bu en sert durum 750 mA akım seviyesinde elde edilmiştir. 0 seviyesi ise en serbest durumu ifade etmektedir ve akım sürücü devreden sönümlendiriciye sadece sızıntı akımı olmaktadır.

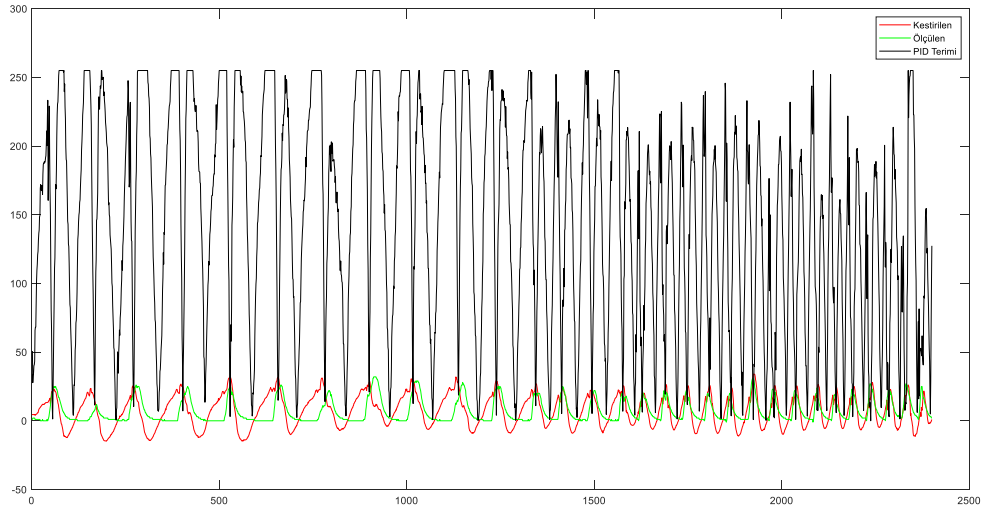


Şekil 6.15. Değişken hızlarda oransal-türev alıcı–intergal alıcı denetleyicinin akım sürücüyeye gönderdiği parametreler

Burada dikkat çeken bir sonuç göze çarpmaktadır, hız 2 km/saati geçtikten denetleyici maksimum sertliğe çıkmaya vakit bulamadan tekrardan düşüşe geçmeye başlamaktadır. Bunun nedeni ise protezli yürüyüşte hız arttıkça yürüyüşün performansının artması ve daha rahat bir yürüyüşün ortaya çıkmasıdır. Yürüyüş rahat olduğu için gönderilen denetim parametresinin en yüksek değerlere çıkılmasına gerek olmamıştır. Bu durum Şekil 6.15’de yaklaşık 1600. örneklemden sonra bariz bir şekilde göze çarpmaktadır.

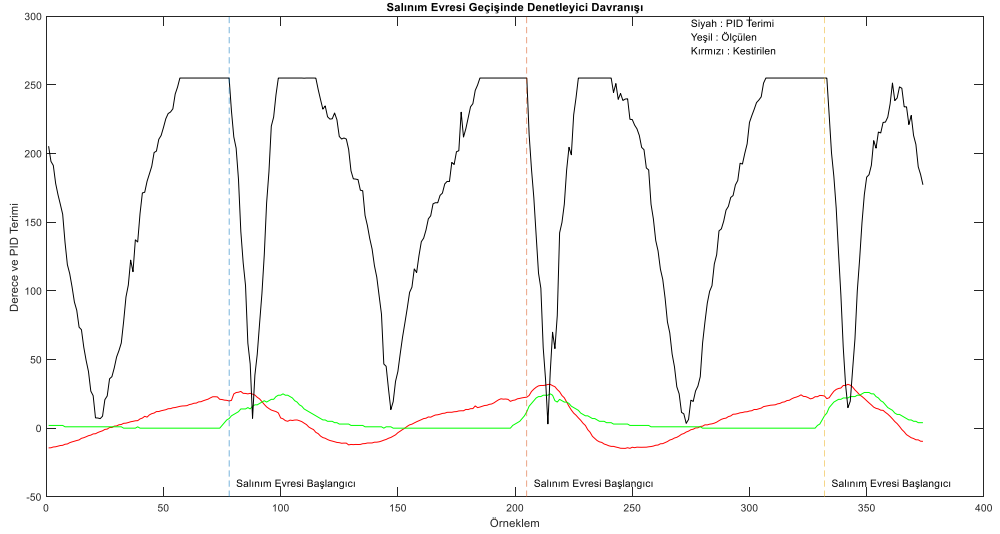
Aynı deney içerisinde bir sonraki çözümlemede ise yürüyüşün evrelerinin kestirilen diz açısı ile ilişkisi ve bu ilişki sonucunda denetleyicinin davranışı incelenmektedir. Sürekli zamanlı denetim içerisinde beklenen durum, yürüyüşün her evresinde aynı denetim davranışının gösterilmesidir. Bu çerçevede yapılan analizde, Şekil 6.16’da gösterilen sonuç elde edilmektedir. İlk olarak, yürüyüşün içerisinde bulunan çevrim sayısının iki katı kadar çevrim sayısında PID denetleyici, sönümlendiriciyi en sert konuma getirmiştir,

yürüyüş çevrimi sayısı kadar çevrimde ise PID denetleyici sönümlendiriciyi en serbest konuma almıştır. Bu durum doğal yürüyüş hareketinin sönümlendirilmesi prensibine göre beklenen bir senaryodur. Hem duruş evresinin ortasında hem de salınım evresinin sonunda sönümlendiricinin en sert konumda olması, salınım evresinin başında ise silindirin en serbest konumda olması beklenir.



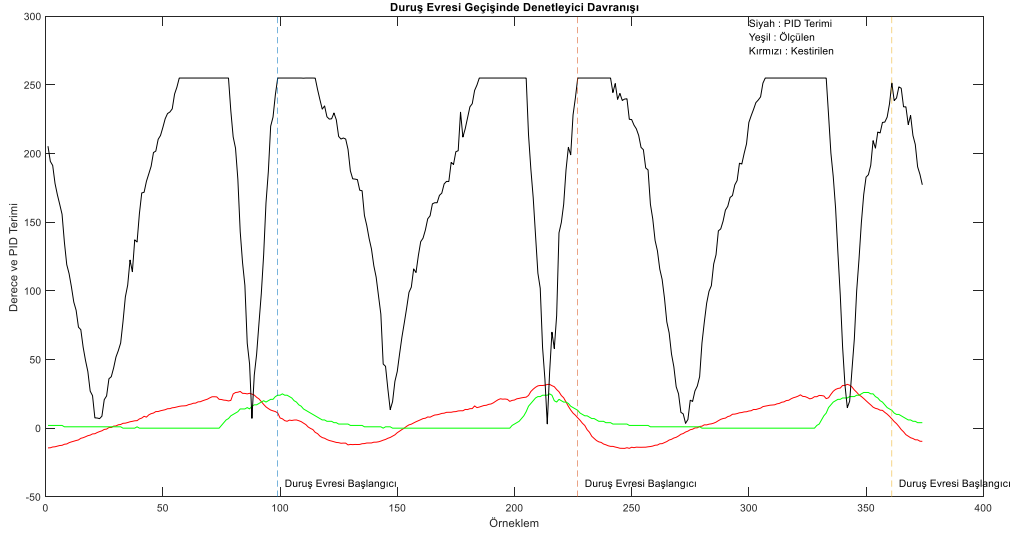
Şekil 6.16. Değişken hızlarda ölçülen diz açısı, kestirilen diz açısı ve PID terimi

Evreler ile sönümlendirici sertliği arasındaki yapıyı daha iyi analiz etmek için Şekil 6.16'dan rastgele üç çevrim yürüyüş verisi alınmıştır ve detaylı çözümleme yapabilmek için salınım evresindeki geçişin grafiği Şekil 6.17'de verilmiştir. Tam salınım evresinin başlangıcı olarak işaretlenen noktalardan itibaren sönümlendirici beklenildiği gibi serbest bırakma işlemini yapmıştır ve akım sürücüyeye ilgili komutu göndermiştir. Bu durum salınım evresinde sönümlendiricinin en serbest konumda olmasını ifade eder ve kullanıcı rahatlıkla dizini bükerek ilerleme (diz uzama) hareketi sağlayabilecektir. Üç farklı kesikli çizgi ile üç çevrim için, salınım evresi başlangıçları işaretlenmiştir. Bu üç salınım başlangıç anında denetleyici neredeyse tamamen aynı davranışı takip etmiştir.



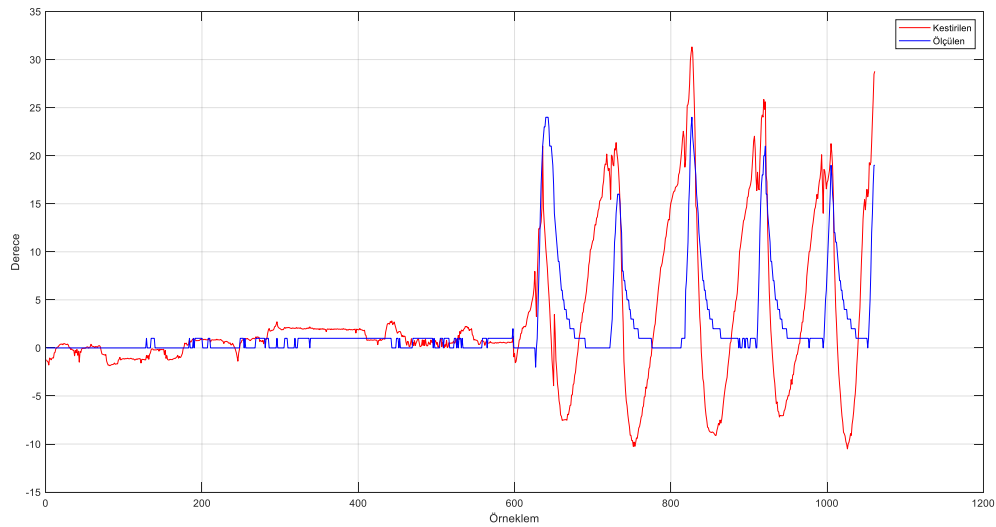
Şekil 6.17. Değişken hızlarda ölçülen diz açısı, kestirilen diz açısı ve PID terimi

Aynı çözümleme duruş evresi için de yürütülmüştür. Şekil 6.16'dan alınan aynı üç çevrim yürüyüş verisi Şekil 6.18'de daha detaylı analiz etmek üzere gösterilmektedir. İki evre için de aynı veri grubu alınarak tutarlılığın sağlanması hedeflenmiştir. Duruş evresinin başlangıcında, denetleyiciden beklenen davranış sönümlendiriciyi en sert pozisyona almasıdır. Yürüyüş esnasında duruş evresine gelindiği anda sönümlendiricinin en sert konumda olması hem yürüyüşün konforu açısından gerekli hem de kullanıcının güvenliği açısından ise şarttır. Denetleyicinin duruş evresi geçişi performansı Şekil 6.18'de verilmektedir. Beklenildiği gibi tam duruşun başladığı noktalarda denetleyici, akım sürücüyü 750 mA (255 Darbe Genişlik Modülasyonu Terimi) akım değeri göndererek sönümlendiriciyi en sert durumuna getirmektedir.



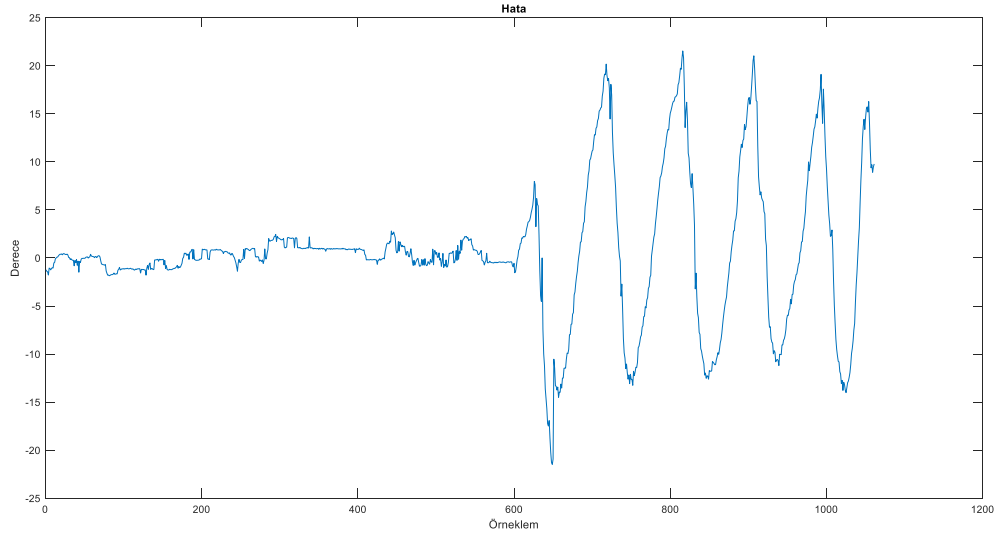
Şekil 6.18. Değişken hızlarda ölçülen diz açısı, kestirilen diz açısı ve PID terimi

Son olarak sürekli zamanlı denetleyicinin performansını sınamak için üçüncü bir deney yürütülmüştür. Bu deney yapılırken koşu bandı üzerinde denek ilk olarak ayakta yürüyüş yapmadan sabit bir şekilde beklemiştir ve daha sonra koşu bandı 2 km/saat hıza getirilmiştir. Bekleme anından başlanarak 2 km/saat hıza 0.2 km/saat çözünürlük ile çıkılmıştır ve deney tamamlanmıştır. Bu yürüyüş deneyi boyunca yine tüm ilgili ölçüm parametreleri ve denetim parametreleri kayıt altına alınmıştır. Şekil 6.19'da deneyden toplanan ölçülen diz açısı verisi ve kestirilen referans diz açısı verisi üst üste çizdirilerek gösterilmektedir.



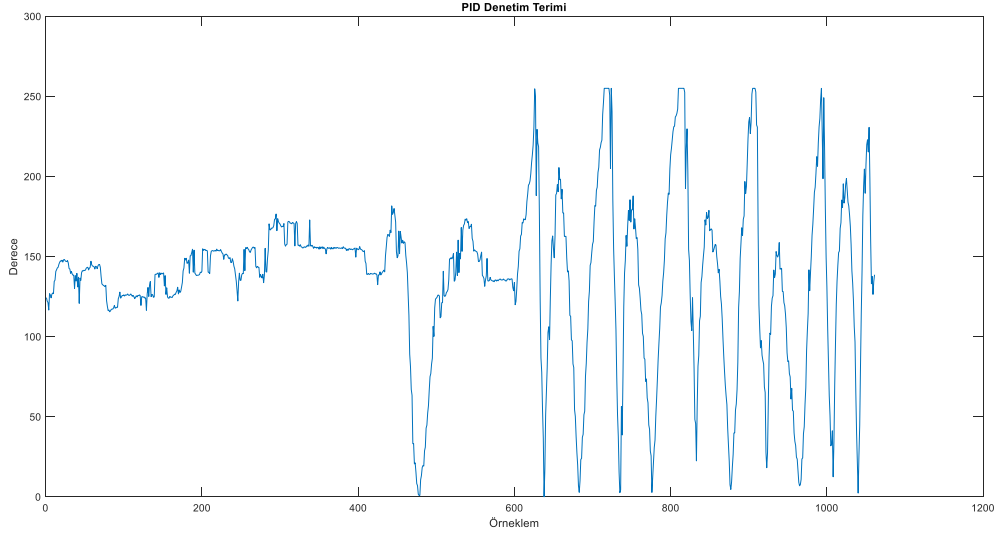
Şekil 6.19. Duruşta ve 2 km/saat hızda ölçülen diz açısı ve kestirilen diz açısı

Şekil 6.19'daki grafikte beklenildiği gibi yürüyüşün olmadığı bölümlerde ölçülen diz açısı verisi 0 derece civarında salınmıştır ve çok küçük kalibrasyon hataları göze çarpmaktadır. 600. örneklemeden sonra ise yürüyüş başlamaktadır ve bununla paralel olarak diz açısı verisi belirli bir aralıkta değişmektedir. Bu iki verinin farkından ortaya çıkan hata ise Şekil 6.20'de verilmektedir.



Şekil 6.20. Duruşta ve 2 km/saat hızda yürüyüş için diz açısı hatası

Şekil 6.20'de çizimi gösterilen hata grafiğinden kök ortalama kare hata 7.0615 olarak hesaplanmaktadır. Denetleyicinin çıkışından manyetoreolojik sönümlendiriciye gönderilen oransal-türev alıcı-integral alıcı çıkışının grafiği ise Şekil 6.21'de gösterilmektedir. Grafikte 400. örnekleme kadar beklenildiği gibi denetleyici, sönümlendiriciye sertleşme komutu göndermiştir, 450. ve 550. örnekleme arasında ise deneğin yaptığı bir hareket sistem tarafından salınım fazının başlangıcı olarak yorumlanmış ve silindir serbest bırakılmıştır. Sistem içerisinde bu tip gürültüleri filtreleyecek çözümler ile performans başarımları arttırılabilir.



Şekil 6.21. Duruşta ve 2 km/saat hızda denetleyicinin gönderdiği parametreler

Kestirim fonksiyonun iyileştirilmesinin sonuca olumlu etki edeceği bu bölüm kapsamında çıkartılabilecek en önemli sonuçtur. Geliştirilen kestirim fonksiyonu bazı verilerde 0 derecenin çok aşağısında diz açısı değerleri kestirmiştir. Elde edilen fonksiyon en iyilenirken diz açısının negatif değer alamayacağı kısıtı kestirim fonksiyonuna tanımlanır, sonuçların iyileşeceği öngörülmektedir. Manyetoreolojik sönümlendiricili diz eklemının sürekli zamanlı denetiminde de sonlu durum denetim ile önemli bir benzer sonuç elde edilmiştir. Hem sonlu durum hem sürekli zamanlı denetimde yüksek hızlarda protez kullanıcılarına düşük hızlara göre daha konforlu bir yürüyüş sunulmaktadır.

6.5. Sonuçlar

Bu bölüm kapsamında yarı etkin bir diz eklemının sürekli zamanlı olarak denetlenmesi ile ortaya çıkan protezli yürüyüş çözümlenmiştir. Bahsedilen diz eklemi, içerisinde manyetoreolojik bir sönümlendirici bulundurmaktadır ve bu sönümlendiricinin sertliği uçlarına gönderilen akım ile ayarlanmaktadır. Gönderilen akım değerinin silindirin empedansı değişse bile değişmemesi beklenir ve geliştirilen akım sürücü devre bu çerçevede tasarlanmıştır. Oransal-türev alıcı-integral alıcı denetleyici yapı, referans diz açısı verisi ile ölçülen diz açısı verisinin farkına göre bir denetim parametresi üretmekte ve bu parametre ile sertliği ayarlanan eyleyici yürüyüşün performansını arttıracak şekilde davranmaktadır. Yapılan yürüyüş deneyleri sonucu yapılan ilk önemli çıkarım diz açısı kestirimi yapılmadan önce kullanılan düşük geçiren filtre ile ilgilidir. Kuramsal analiz sonucu kesim frekansı ve diğer parametreleri hesaplanan filtre gömülü sistem üzerinde

koşturulduğunda eksik kaldığı noktalar görülmüş ve raporlanmıştır. Bu eksik noktalar kestirim algoritmasını yanlış yönlendirmiş ve negatif değerde diz açısı bulunmasına yol açmıştır. Gömülü sistem üzerinde çalışma yapılarak ince ayar yapılmış bir filtre ile gelen veriler daha çok düzeltildiğinde kestirimin performansı artacaktır, artan kestirim performansı ise denetim performansının da paralel olarak artmasını sağlayacaktır. Tez kapsamında yüksek hızlarda yapılan yürüyüşlerden daha doğruluğu yüksek sonuçlar elde edilmiştir. Protezli olarak 2 km/saat den daha az hızda yapılan yürüyüşlerde, yürüyüş doğallıktan uzaklaşmakta ve kullanıcı proteze uyum sağlamaya çalışmaktadır. Başarımı yüksek protezli yürüyüşlerde ise beklenen davranış kullanıcının proteze uyum sağlaması değil protezin kullanıcının yürüyüşüne uyum sağlamasıdır. Protezli yürüyüş deneylerinde bu durumu doğrular nitelikte sonuçlar bulunmuştur. Hız arttıkça yapılan çözümlerlerde başarımın arttığı gözlemlenmiştir. Bir diğer çok önemli sonuç ise yürüyüşün yapılmadığı sadece ayakta sabit beklenildiği durumda elde edilmiştir. Bu durumlarda gömülü sistem diz açısını olması gerektiği gibi 0 derece civarında kestirmiş ve olması gereken sertlik seviyesini sönümlendiriciye göndermiştir. Sadece bazı yürüyüş yapılmadığı durumlarda sistem, ufak gürültü seviyesinde açı değişimlerini evre geçişi olarak algılamış ve yanlış sertlik seviyesi göndermiştir.

7. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Tez kapsamında yapılan çalışmaları özgün kılan ve kaynaklardaki çalışmalardan ayıran en önemli özellik, sürekli zamanlı denetimin manyetoreolojik sönümlendiricili yarı etkin bir diz protezinde uygulanmasıdır. Bu denetim yönteminin uygulanabilmesi için tez içerisinde ilk olarak yürüyüş, çok kapsamlı bir şekilde kinematik olarak ele alınmıştır. Bu aşamada kullanılan model ayak bileği eklemine de içererek kuramsal olarak zor bir probleme analitik olarak çözüm getirmektedir. Ayak bileği eklemine de içeren üç bağlantılı ve üç dönel eklemlili bacak modelinin İleri Kinematik, Ters Kinematik ve Hız Kinematiği matematiksel olarak ortaya konulmuş ve bulunan eşitlikler benzetimler ile sınanmıştır. Gerçek deneklerden toplanan veriler kinematik eşitliklere girdi olarak verilmiştir ve çıktılar gerçek yürüyüş kinematik ölçümleri ile kıyaslanmıştır. Düz zemin üzerinde, yokuş yukarı olarak ve yokuş aşağı olarak üç tip senaryo ile elde edilen kinematik modeller sınanmıştır ve sonuçları verilmiştir.

Daha sonra yürüyüşün dinamiği salınım ve duruş evresi için ayrı ayrı incelenmiştir. Uyluk, bacak ve ayağın yürüyüşün salınım evresinde gerçekleştirdiği hareketin iki bağlantılı bir düz sarkacın gerçekleştirdiği hareket ile benzeştirilmesi sonucu elde edilen modelin önce dinamik denklem takımları elde edilmiştir. Daha sonra bu denklem takımlarının ileri ve ters dinamik çözümleri gerçek yürüyüş verileri ile analiz edilmiştir. Uyluk, bacak ve ayağın yürüyüşün duruş evresinde gerçekleştirdiği hareket ise iki bağlantılı ters sarkacın gerçekleştirdiği hareket ile benzeştirilmiş ve denklemler elde edilmiştir. Salınım fazında yürütülen analizlerin aynıları, aynı sıra ve duruş fazı verileri ile bu modele uygulanmış ve ilgili sonuçlar verilmiştir.

İkili sarkaç modeli salınım evresini başarıyla ifade edebilmekte iken duruş evresinde yerin tepki kuvvetinin etkisini ihmal ettiği için gerçek yürüyüş verisine yakın sonuçlar verememektedir. İkili ters sarkaç modelinde ise potansiyel enerji denklemleri türetilirken ayağın zeminde olduğu anda potansiyel enerjinin sıfıra düşmesi, yerin tepki kuvvetini iş yapmayan bir kısıt olarak tanımlama olanağı vermektedir. Bu sayede gerçek diz torku verisine daha yüksek doğrulukla yaklaşma sağlanmıştır. Bu öneri ile kaynaklarda raporlanan duruş evresi denetimi probleminde kısmi bir iyileştirme yapılmıştır ve sonuçları akademik çevreler ile paylaşılmıştır. Tezin son bölümlerinde ise hem benzetim ortamında hem de gerçek zamanlı olarak gömülü bir sistem üzerinde yürüyüş denetleme çalışmaları yürütülmüştür. Benzetim ortamında yapılan çalışmalar da duruş evresi ve

salınım evresi modelleri kapalı döngü denetleme yapısında ele alınmıştır ve sonuçları irdelenmiştir. Elde edilen yürüyüş modelinin performansını ve kullanılan manyetoreolojik (MR) sönümlendiricinin modelinin denetime uygunluğunu ve etkisini belirlemek için gerçek zamanlı sistemde kullanılacak eyleyicinin (manyetoreolojik sönümlendirici) akım-tork ilişkisini ifade eden diferansiyel denklem seti de eyleyici modeli olarak sisteme gömülmüştür. Elde edilen açısal ivme değerlerinin açısal hız ve açıya dönüştürüldüğü ileri dinamik çözücüsü ile sistem tamamlanmıştır ve uygun oransal-integral-türevsel denetleyici (PID – Proportional-Integral-Derivative) katsayılarını bulmak üzere benzetim çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

En son bölümde ise diz eklemının sürekli zamanlı olarak denetlenmesi ile ortaya çıkan protezli yürüyüş çözümlenmiştir. Oransal-türev alıcı-integral alıcı denetleyici yapı, referans diz açısı verisi ile ölçülen diz açısı verisinin farkına göre bir denetim parametresi üretmekte ve bu parametre ile sertliği ayarlanan eyleyici yürüyüşün performansını arttıracak şekilde davranmaktadır. Yüksek hızlarda yapılan yürüyüşlerden daha doğruluğu yüksek sonuçlar elde edilmiştir. Başarımı yüksek protezli yürüyüşlerde ise beklenen davranış kullanıcının proteze uyum sağlaması değil protezin kullanıcının yürüyüşüne uyum sağlamasıdır. Protezli yürüyüş deneylerinde bu durumu doğrular nitelikte sonuçlar bulunmuştur ve ilgili nitel değerler raporlanmıştır.

8. KAYNAKLAR

- [1] Rajtůková, V., Michalíková, M., Bednarčíková, L., Balogová, A., & Živčák, J. Biomechanics of lower limb prostheses. *Procedia Eng*, 96, 382-391., 2014
- [2] Kumar, P. K., Charan, M., & Kanagaraj, S. Trends and challenges in lower limb prosthesis. *IEEE Potentials*, 36(1), 19-23., 2017
- [3] Kapp, S., Miller, J. A., Pasquina, P. F., & Cooper, R. A. Lower limb prosthetics. Pasquina PF, Cooper RA. Care of the combat amputee. Washington, DC: Borden Institute, 553-80., 2009
- [4] Orhanlı, T. Pnömatik Silindirli Yarı Etkin Diz Eklemine Sonlu Durum Denetimi ve Diz Eklemi Protezi Test Platformu Tasarımı (Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü), 2014
- [5] Winter, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons., 2009.
- [6] Olshen, R. A., Biden, E. N., Wyatt, M. P., & Sutherland, D. H. Gait analysis and the bootstrap. *The annals of statistics*, 1419-1440., 1989
- [7] Orendurff, M. S., Segal, A. D., Klute, G. K., & McDowell, M. L.. Gait efficiency using the C-Leg. *Journal of rehabilitation research and development*, 43(2), 239., 2006
- [8] Maqbool, H. F., Husman, M. A. B., Awad, M. I., Abouhossein, A., Iqbal, N., & Dehghani-Sanij, A. A. A real-time gait event detection for lower limb prosthesis control and evaluation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 25(9), 1500-1509., 2016
- [9] Pappas, I. P., Popovic, M. R., Keller, T., Dietz, V., & Morari, M. A reliable gait phase detection system. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 9(2), 113-125., 2001
- [10] Kong, K., & Tomizuka, M. (2008, May). Smooth and continuous human gait phase detection based on foot pressure patterns. In *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 3678-3683). IEEE., 2008

- [11] Meng, M., She, Q., Gao, Y., & Luo, Z., EMG signals based gait phases recognition using hidden Markov models. In *The 2010 IEEE International Conference on Information and Automation* (pp. 852-856). IEEE., 2010
- [12] Orhanlı, T., & Yılmaz, A., Application and comparison of finite state control of above-knee prosthesis with pneumatic cylinder at different phases. In *2015 23rd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)* (pp. 2234-2237). IEEE., 2015
- [13] Chizeck, H. J. Fuzzy model identification for classification of gait events in paraplegics. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 5(4), 536-544., 1997
- [14] Collins, S. H., & Ruina, A., A bipedal walking robot with efficient and human-like gait. In *Proceedings of the 2005 IEEE international conference on robotics and automation* (pp. 1983-1988). IEEE., 2005
- [15] Pratt, J., & Pratt, G., Intuitive control of a planar bipedal walking robot. In *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (Cat. No. 98CH36146) (Vol. 3, pp. 2014-2021). IEEE., 1998
- [16] Sreenath, K., Park, H. W., Poulakakis, I., & Grizzle, J. W. A compliant hybrid zero dynamics controller for stable, efficient and fast bipedal walking on MABEL. *The International Journal of Robotics Research*, 30(9), 1170-1193., 2011
- [17] Alexander, R. *Mechanics of bipedal locomotion. Perspectives in experimental biology*, 1, 493-504., 1976
- [18] McGeer, T., *Passive dynamic walking. I. J. Robotic Res.*, 9(2), 62-82., 1990
- [19] Kajita, S., Kanehiro, F., Kaneko, K., Yokoi, K., & Hirukawa, H. (2001, October). *The 3D Linear Inverted Pendulum Mode: A simple modeling for a biped walking pattern generation.* In *Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Expanding the Societal Role of Robotics in the the Next Millennium* (Cat. No. 01CH37180) (Vol. 1, pp. 239-246). IEEE.
- [20] Kajita, S., Kanehiro, F., Kaneko, K., Fujiwara, K., Yokoi, K., & Hirukawa, H. (2003). *Biped walking pattern generation by a simple three-dimensional inverted pendulum model.* *Advanced Robotics*, 17(2), 131-147.

- [21] Silver, W. M. (1982). On the equivalence of Lagrangian and Newton-Euler dynamics for manipulators. *The International Journal of Robotics Research*, 1(2), 60-70.
- [22] Mochon, S., & McMahon, T. A. (1980). Ballistic walking. *Journal of biomechanics*, 13(1), 49-57.
- [23] Kim, J. H., & Oh, J. H. (2001, May). Development of an above knee prosthesis using MR damper and leg simulator. In *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation* (Cat. No. 01CH37164) (Vol. 4, pp. 3686-3691). IEEE.
- [24] Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human movement science*, 26(4), 617-656.
- [25] Zlatnik, D., Steiner, B., & Schweitzer, G. (2002). Finite-state control of a trans-femoral (TF) prosthesis. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 10(3), 408-420.
- [26] Torki, A. A., Taher, M. F., & Ahmed, A. S. (2008, December). Design and implementation of a swing phase control system for a prosthetic knee. In *2008 Cairo International Biomedical Engineering Conference* (pp. 1-4). IEEE.
- [27] Quintero, D., Villarreal, D. J., Lambert, D. J., Kapp, S., & Gregg, R. D. (2018). Continuous-phase control of a powered knee-ankle prosthesis: Amputee experiments across speeds and inclines. *IEEE Transactions on Robotics*, 34(3), 686-701.
- [28] Akdoğan, K. E., & Yılmaz, A. (2016). Elektronik Diz Protezi İçin Yürüyüş Hareket Denklemlerinin Çözümlemesi Ve Oransal Türevsel Denetim Uygulaması. *Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 31(1).
- [29] Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'connor, J. C. (1992). Dynamics of human gait (Vol. 2). *Human Kinetics*.
- [30] Perry, J., & Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- [31] Web Sitesi, <https://eduweb.hhs.nl/~bergwandelen/onderzoek.htm>, Erişim Tarihi : 26.01.2020 – 11:58.

- [32] Spong, M. W., Hutchinson, S., & Vidyasagar, M. (2006). Robot modeling and control (Vol. 3, pp. 75-118). New York: wiley.
- [33] Corke, P. (2017). Robotics, vision and control: fundamental algorithms in MATLAB® second, completely revised (Vol. 118). Springer.
- [34] Web Sitesi, http://www-cvr.ai.uiuc.edu/~lab/ece470/docs/planar_rrr.pdf , Erişim Tarihi : 01.01.2017 – 11:00.
- [35] Umberger, B. R., & Martin, P. E. (2007). Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *Journal of Experimental Biology*, 210(18), 3255-3265.
- [36] Silver, W. M. (1982). On the equivalence of Lagrangian and Newton-Euler dynamics for manipulators. *The International Journal of Robotics Research*, 1(2), 60-70.
- [37] Siciliano, B., Sciavicco, L., Villani, L., & Oriolo, G. (2010). Robotics: modelling, planning and control. Springer Science & Business Media.
- [38] Kanatlı, U., Yetkin, H., Songür, M., Öztürk, A., & Bölükbaşı, S. (2006). Yürüme analizinin ortopedik uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 5(1-2), 53-59.
- [39] Qi, Y., Soh, C. B., Gunawan, E., Low, K. S., & Thomas, R. (2015). Assessment of foot trajectory for human gait phase detection using wireless ultrasonic sensor network. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(1), 88-97.
- [40] Bresler, E. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Journal of Applied Mechanics*, 72, 27-36.
- [41] McGrath, M., Howard, D., & Baker, R. (2015). The strengths and weaknesses of inverted pendulum models of human walking. *Gait & posture*, 41(2), 389-394.
- [42] Buczek, F. L., Cooney, K. M., Walker, M. R., Rainbow, M. J., Concha, M. C., & Sanders, J. O. (2006). Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait. *Clinical Biomechanics*, 21(3), 288-296.
- [43] Winter, D. A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human movement science*, 3(1-2), 51-76.
- [44] Wallach, J., & Saibel, E. (1970). Control mechanism performance criteria for an above-knee leg prosthesis. *Journal of biomechanics*, 3(1), 87-97.

- [45] Orhanli, T., & Yilmaz, A. (2019, April). Analysis of Gait Dynamics with the Double Pendulum Model. In 2019 27th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU) (pp. 1-4). IEEE.
- [46] Abu-Faraj, Z. O., Harris, G. F., Smith, P. A., & Hassani, S. (1999). Human gait and clinical movement analysis. Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering, 1-34.
- [47] Liu, M., Zhang, F., Datseris, P., & Huang, H. H. (2014). Improving finite state impedance control of active-transfemoral prosthesis using dempster-shafer based state transition rules. Journal of Intelligent & Robotic Systems, 76(3-4), 461-474.
- [48] Abdelhady, M., Rashvand, A., Moness, M., Richter, H., & Simon, D. (2017, May). System identification and control optimization of an active prosthetic knee in swing phase. In 2017 American Control Conference (ACC) (pp. 857-862). IEEE.
- [49] Chevalier, A., De Vlieger, B., Verstraete, M., Ionescu, C. M., & De Keyser, R. (2016, October). Decoupled PID control with gain adaptation for a cycling dynamic knee rig. In 2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC) (pp. 002779-002784). IEEE.
- [50] Web Sitesi, <http://kisi.deu.edu.tr/aytac.goren/MAK3026/h5.pdf>, Erişim Tarihi : 26.01.2020 – 14:00.
- [51] Orhanlı, Tuna, and Atila Yılmaz. "İkili Ters Sarkaç Yaklaşımı ile Yürüyüş Hareketi Modellemesinde Duruş Evresinin İyileştirilmesi / Improving the Stance Phase of the Gait Motion Model with Using Double Inverted Pendulum Approach" Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi, (Yüklendi-İncelemede).
- [52] Dormand, J. R., & Prince, P. J. (1980). A family of embedded Runge-Kutta formulae. Journal of computational and applied mathematics, 6(1), 19-26.
- [53] Shampine, L. F., & Reichelt, M. W. (1997). The matlab ode suite. SIAM journal on scientific computing, 18(1), 1-22.
- [54] Sapiński, B., & Filuś, J. (2003). Analysis of parametric models of MR linear damper. Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 41(2), 215-240.

- [55] Spencer Jr, B., Dyke, S. J., Sain, M. K., & Carlson, J. (1997). Phenomenological model for magnetorheological dampers. *Journal of engineering mechanics*, 123(3), 230-238.
- [56] Zhu, M., Wei, X., & Jia, L. (2014, October). Building an inverse model of MR damper based on Dahl model. In *17th International IEEE Conference on Intelligent Transportation Systems (ITSC)* (pp. 1148-1153). IEEE.
- [57] Göksel Sözeri, MR Sönümlendiricili Diz Üstü Protezi İle Yürüyüş Hareketinin Modellenmesi Ve Denetimi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2019. (Yayın Aşamasında)
- [58] Eshkabilov, S. (2016). Modeling and simulation of non-linear and hysteresis behavior of magneto-rheological dampers in the example of quarter-car model. arXiv preprint arXiv:1609.07588.
- [59] Web Sitesi, <http://www.dustynrobots.com/academia/research/winters-gait-data-in-excel-form/> , Erişim Tarihi : 26.01.2020 – 14:00.
- [60] Akdoğan, K., E., Pnömatik ve Manyeoreolojik Silindirli Elektronik Diz Üstü Protezlerin Tasarımı ve Geliştirilen Hareket İnceleme Sistemleri ile Karşılatırılması, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 2011
- [61] Sadeghimorad, A. (2013). Manyetoreolojik (Mr) Silindirli Yarı Etkin Diz Ekleminin Sonlu Durum Denetimi (Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- [62] Şahin, İ., Engin, T., & Morgul, Ö. K. (2005, September). Manyeto-Reolojik Damper Davranışına Kutup Başı Geometrisi Etkisinin Deneysel İncelenmesi. In *4rd International Advanced Technologies Symposium* (pp. 779-783).
- [63] Ha, M., & Han, D. (2017). The relationship between knee joint angle and knee flexor and extensor muscle strength. *Journal of physical therapy science*, 29(4), 662-664.
- [64] Taheri, A., & Karimi, M. T. (2012). Evaluation of the gait performance of above-knee amputees while walking with 3R20 and 3R15 knee joints. *Journal of research in medical sciences: the official journal of Isfahan University of Medical Sciences*, 17(3), 258.

EKLER

EK 1 - Tezden Türetilmiş Yayınlar

Yılmaz, Atila, Orhanlı, Tuna. "Biyokinematik: Kuram, Ölçüm ve Çözümleme Çalışmaları" Biyomedikal Mühendisliği ve Uygulamaları Kitap Bölümü, TMOB – EMO. Nisan, 2019.

EK 2 - Tezden Türetilmiş Bildiriler

Orhanlı, Tuna, and Atila Yılmaz. "Analysis of Gait Dynamics with the Double Pendulum Model." 2019 27th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). IEEE, 2019.

Orhanlı, Tuna, and Atila Yılmaz. "Kinematic analysis of human gait with three degrees of freedom." 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). IEEE, 2018.

Akalın, Ç., Orhanlı, T., Yılmaz, A., & Şahin, İ. (2017, May). Dynamic tests of MR (Magnetorheologic) damper and analysis of response characteristics in semi-active knee prosthesis. In 2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU) (pp. 1-4). IEEE.