T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YÜRÜME DÖNGÜSÜNÜN TERS SARKAÇ İLE ANALİZİ

Aysel Gizem ÖZCAN

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Nuray KORKMAZ CAN

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği, Tezli Yüksek Lisans Programı

Eylül, 2025

TEZ KABUL VE ONAYI

Aysel Gizem ÖZCAN tarafından, **Dr. Öğr. Üyesi Nuray KORKMAZ CAN** danışmanlığında hazırlanan **"YÜRÜME DÖNGÜSÜNÜN TERS SARKAÇ İLE ANALİZİ"** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından **12/09/2025** tarihinde yapılan sınav sonucunda **oy birliği** ile başarılı bulunarak **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

		İmza	Sonuç
DANIŞMAN	Dr. Öğr. Üyesi Nuray KORKMAZ CAN İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Dr. Öğr. Üyesi Ömür Can ÖZGÜNEY İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Doç. Dr. Hilal DENİZOĞLU KÜLLİ İstanbul Atlas Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret

Annem, Eşim ve oğlum Kerem’e ithaf ediyorum…

BÜTÇE DESTEKLERİ

YÜRÜME DÖNGÜSÜNÜN TERS SARKAÇ İLE ANALİZİ

Bu tez çalışması için herhangi bir kurumdan bütçe desteği alınmamıştır.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans programını tamamlamamda en büyük pay sahibi, bilgisini ve tecrübesini, değerli vaktini, desteğini hiç esirgemeyen, deneyimiyle büyük bir hayranlık uyandıran saygıdeğer Dr. Öğr. Üyesi Nuray KORKMAZ CAN'a canı gönülden teşekkür ederim.

Her koşulda bana inanan ve beni destekleyen, fedakar, savaşçı anneme çok teşekkür ederim. Sen en büyük şansımsın.

Kendi seçtiğim güzel ailem, eşim, her zaman bana inandığın ve varlığınla güç verdiğin için çok teşekkür ederim. Birliğimiz daim olsun.

Canımın içi oğlum, sen en büyük motivasyon kaynağımsın. Bu çalışmayı yaparken savunmadan çıkıp, sana sarılacağım anı düşleyerek motive oldum. Yolun hep aydınlık olsun.

Eylül 2025 Aysel Gizem ÖZCAN

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **ii**
BEYAN ..... **iii**
BÜTÇE DESTEKLERİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **vii**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **ix**
TABLO LİSTESİ ..... **xi**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xii**
ÖZET ..... **xiii**
ABSTRACT ..... **xv**
1. GİRİŞ **1**
1.1. GENEL BAKIŞ 1
1.2. LİTERATÜR ÖZETİ 3
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE **8**
2.1. NORMAL YÜRÜME 8
2.2. YÜRÜME DÖNGÜSÜ 8
2.2.1. Basma (Duruş) Fazı Evreleri 10
2.2.2. Salınım Fazı Evreleri 11
2.3. ASİMETRİK YÜRÜME 13
2.3.1. Ampute Bireylerde Yürüme ve Asimetri 14
2.4. YÜRÜMEYE ETKİYEN VÜCUT ANATOMİSİ 15
2.5. YÜRÜME PARAMETRELERİ 16
2.6. DİKEY VE YATAY YER TEPKİ KUVVETLERİNİN YÜRÜYÜŞE ETKİSİ 17
3. YÖNTEM **18**
3.1. TÜM VÜCUT KAS-İSKELET MODELİ (RAJAGOPAL MODELİ) 18
3.2. TRANSTIBIAL AMPUTE BİREYLER İÇİN KAS-İSKELET MODELİ 19
3.3. TERS SARKAÇ 19
3.4. ASİMETRİK PASİF DİNAMİK MODEL 22

3.5. YAY YÜKLÜ TERS SARKAÇ 27
3.6. YAY YÜKLÜ ASİMETRİK KÜTLELİ SARKAÇ MODELİ 29
3.7. YAYLI BACAK VE EĞRİ AYAK MODELİNİN HAREKET DENKLEMLERİ 32
4. BULGULAR 38
4.1. OPENSIM İLE SAĞLIKLI BİREYİN YÜRÜME ANALİZİ 38
4.2. OPENSIM İLE TRANSTIBIAL AMPUTE BİREYİN YÜRÜME ANALİZİ 42
4.3. TERS SARKAÇ 45
4.4. YAY YÜKLÜ TERS SARKAÇ MODELİ 46
5. TARTIŞMA 51
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 57
KAYNAKLAR 60
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 63
ETİK KURUL İZİN YAZISI 64
KURUM İZNİ YAZILARI 65
ÖZGEÇMİŞ 66

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2. 1: Yürüyüş Döngüsü Fazları [21]. 9

Şekil 2. 2: Yürüme Döngüsü Şematik Gösterim. 11

Şekil 2. 3: Yürüme Fazları Fonksiyonel Görevleri. 12

Şekil 2. 4: Vücudun Üç Ana Düzlemi [25]. 13

Şekil 2. 5: Yürüme Parametreleri. 17

Şekil 3. 1: Ters Sarkaç Modelinin Serbest Vücut Modeli [9]. 20

Şekil 3. 2: Simetrik Pasif Dinamik Yürüme Modeli [33]. 23

Şekil 3. 3: Asimetrik Pasif Dinamik Yürüme Modeli Tek Destek Fazı [16]. 23

Şekil 3. 4: Asimetrik Pasif Dinamik Yürüme Modeli Çift Destek Fazı [16]. 26

Şekil 3. 5: İki Ayaklı Kütle-Yay Modeli [10]. 28

Şekil 3. 6: Tek Destek Fazında Makara Ayaklı SLIP Modeli [16]. 30

Şekil 3. 7: Çift Destek Fazının Makaralı Ayaklı SLIP Modeli. 32

Şekil 3. 8: Yaylı Ayak- Eğri Ayak Bileği Segmentiyle Birleştirilmiş Yürüyüş Modeli. 33

Şekil 3. 9: Yaylı Ayak-Ayak Bileği Yürüyüş Modelinde Tek Destek Fazı. 34

Şekil 3. 10: Kütle Merkezi Serbest Cisim Diyagramı [15]. 35

Şekil 3. 11: Alt Ekstremite Geometrisi. 36

Şekil 4. 1: Sağlıklı Bireylerin Opensim'de Bir Yürüme Döngüsü Gösterimi. 39

Şekil 4. 2: Sağlıklı Bireylerde Bir Yürüme Döngüsü Boyunca Sağ ve Sol Uzvun Eklem Açılarının Değişimi. 41

Şekil 4. 3: OpenSim ortamında Andrea Willson tarafından Geliştirilen Transtibial (Diz Altı) Protezi Modeli [29]. 43

Şekil 4. 4: OpenSimde Andrea Willson Tarafından Geliştirilen Transtibial Protez Modeli İle Yapılan Ters Kinematik Sonuçları. 44

Şekil 4. 5: Basit Ters Sarkaç Modeli ile Elden Edilen Sonuçlar ve Deneysel Veri Kıyası.....45

Şekil 4. 6: a) SLIP Model Kütle Merkezi Düşey Hız-Zaman Grafiği, b) Deneysel Pelvis Hız Grafiği.....46

Şekil 5. 1: Tam Bir Yürüme Döngüsünde Normal Yürüyüşe Ait Alt Ekstremite Kıyası [36]. 52

Şekil 5. 2: Patolojik Yürüyüşün Tanısal Değerlendirilmesinde Kullanılan Yer Tepki Kuvveti Örnek Kıyas [25]. 53

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 1.1: Yürüme Biyomekaniği Parametreleri. 2

Tablo 3.1: SLIP Simülasyon Parametreleri 29

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
Fv	: Dikey Kuvvet (vertical)
Fh	: Yatay Kuvvet (horizontal)
d	: Yaylı bacağın toplam uzunluğu
g	: Yer çekimi ivmesi / kütleçekim ivmesi (m/s^2)
$\mathbf{L_o}$	: Yayın doğal uzunluğu
m	: Kütle (kg)
R	: Eğri ayak yarıçapı
$\mathbf{x_{com}}$	: Kütle merkezinin yataydaki konumu
$\mathbf{y_{com}}$	: Kütle merkezinin düşeydeki konumu
δ	: Yay uzama miktarı
θ	: Bacağın düşeyle/yatayla yaptığı açı

Kısaltmalar	Açıklama
BP	: Biartiküler Protez
CoM	: Vücut Kütle Merkezi (Center of Mass)
CoP	: Vücut Basınç Merkezi (Center of Pressure)
GRF	: Yer Tepki Kuvveti (Ground Reaction Force)
IPM	: Ters Sarkaç Modeli (Inverted Pendulum Model)
SLIP	: Yaylı Ters Sarkaç (Spring Loaded Inverted Pendulum)
VPP	: Sanal Dönme Noktası (Virtual Pivot Point)

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YÜRÜME DÖNGÜSÜNÜN TERS SARKAÇ İLE ANALİZİ

Aysel Gizem ÖZCAN

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği, Tezli Yüksek Lisans Programı

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Nuray KORKMAZ CAN

Yürüme, insan yaşamının temel motor davranışlarından biri olup, günlük aktivitelerin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Yürümenin altında yatan biyomekanik prensiplerin anlaşılması, hem normal hem de patolojik yürüyüşün değerlendirilmesi açısından kritik bir öneme sahiptir. Bu bağlamda, yürüme sırasında ortaya çıkan eklem hareketleri, kas kuvvetleri ve yer tepki kuvvetleri gibi biyomekanik parametrelerin modellenmesi; klinik değerlendirme süreçleri, robotik sistem tasarımları ve ampütasyon durumlarının analizi açısından önemli katkılar sunmaktadır.

İnsan yürüyüşünün karmaşık yapısı, bu hareketin matematiksel olarak modellenmesinde çeşitli sadeleştirme yaklaşımlarının kullanılmasını gerekli kılmaktadır. Bu çalışma kapsamında, insan yürüyüşünün analizinde yaygın olarak kullanılan sarkaç temelli modeller kapsamlı biçimde incelenmiştir. Özellikle lineer ters sarkaç modeli ile yay yüklü ters sarkaç modeli ayrıntılı olarak ele alınmış ve bu modellerin hem normal hem de ampütasyon sonrası yürüyüşü temsil etme düzeyleri literatürdeki deneysel bulgular ışığında değerlendirilmiştir.

Analizler sonucunda, ters sarkaç tabanlı modellerin hesaplama açısından pratik, parametrik olarak sade ve farklı yürüme koşullarına uyarlanabilir yapıda oldukları belirlenmiştir. Karşılaştırmalı incelemeler, özellikle ters sarkaç modelinin alt ekstremite kinematiğini ve ampütasyon sonrası yürüyüş dinamiklerini yüksek doğrulukla temsil edebildiğini göstermiştir.

Elde edilen sonuçlar, ters sarkaç temelli modellerin hem normal hem de ampütasyon sonrası yürüyüş analizinde güçlü ve uygulanabilir bir araç olduğunu ortaya koymaktadır.

Eylül 2025 , 82 sayfa.

Anahtar kelimeler: Ters Sarkaç, İnsan Yürüyüşü, Yer Tepki Kuvveti, Kütle Merkezi Değişimi, Yürüyüş Kinematiği

ABSTRACT

M.Sc. THESIS

ANALYSIS OF THE GAIT CYCLE WITH AN INVERTED PENDULUM MODEL

Aysel Gizem ÖZCAN

İstanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Department of Mechanical Engineering

Mechanical Engineering, Thesis-based Master's Program

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Nuray KORKMAZ CAN

Walking is one of the fundamental motor behaviors of human life and constitutes a significant part of daily activities. Understanding the underlying biomechanical principles of walking is crucial for assessing both normal and pathological gait. In this context, modeling biomechanical parameters such as joint kinematics, muscle forces, and ground reaction forces provides valuable insights for clinical evaluations, robotic system design, and the analysis of amputation conditions.

Due to the complex structure of human gait, various simplification approaches are required for its mathematical modeling. In this study, pendulum-based models commonly used in gait analysis were comprehensively examined. In particular, the linear inverted pendulum model and the spring-loaded inverted pendulum model were analyzed in detail, and their ability to represent both normal and post-amputation walking was evaluated in light of experimental data from the literature.

The analyses revealed that inverted pendulum-based models are computationally efficient, parametrically simple, and adaptable to different walking conditions. Comparative evaluations indicated that the inverted pendulum model can accurately represent lower-limb kinematics and post-amputation gait dynamics.

The results demonstrate that inverted pendulum-based models are powerful and practical tools for analyzing both normal and post-amputation walking.

September 2025, 82 pages.

Keywords: Inverted Pendulum, Gait, Ground Reaction Force, Center of Mass, Gait Kinematic

1. GİRİŞ

1.1. GENEL BAKIŞ

Yürüme, insan yaşamının en temel fiziksel aktivitelerinden biri olup, günlük yaşamın ayrılmaz bir parçasıdır. Aynı zamanda insanın sosyal yaşamını sürdürebilmesi için en temel gereksinimlerden biridir. Yürüme; kas kuvvetleri, eklem hareketleri ve sinirsel motor komutların karmaşık bir uyumu sonucunda gerçekleşir [1].

Son yıllarda yürüyüşe katkıda bulunan birçok içsel değişken ölçülmüş ve nicel olarak tanımlanmıştır. Bu değişkenler arasında elektromiyografik (EMG) aktivite, kasların eklemler etrafında oluşturduğu torklar, yer tepki kuvvetleri, bacak hareketleri ve metabolik enerji maliyeti yer almaktadır. Ancak bu veri zenginliği, yürüyüş mekanizmalarının anlaşılabilmesi için temel biyomekanik ilkeler çerçevesinde yorumlanmalıdır.

Yürüyüşün açıklanmasında iki temel teori ön plana çıkmıştır: Yürüyüşün Altı Belirleyicisi Teorisi ve Ters Sarkaç Benzetmesi. 1953 yılında Saunders ve diğ. [2], "Yürüyüşün Altı Belirleyicisi" teorisini ortaya atmışlardır. Bu belirteçler sırasıyla:
(1) pelvik rotasyon,
(2) pelvik eğilme (tilt),
(3) duruş fazında diz fleksiyonu,
(4) ayak bileği mekanizması,
(5) ayak mekanizması ve
(6) gövdenin lateral yer değiştirmesidir.

Bu belirteçlerin, vücut kütle merkezinin (CoM) dikey ve yatay yer değiştirmelerini azaltarak enerji verimliliğini artırdığı öne sürülmüştür. Buna göre, diz fleksiyonu ve pelvik rotasyon gibi hareketler, kütle merkezinin dairesel bir yay boyunca hareket etmesini minimize edecek biçimde koordine edilmektedir [2]. Ancak sonraki çalışmalar, bu belirteçlerin enerji tasarrufu üzerindeki etkisinin sanıldığı kadar büyük olmadığını ileri sürmüştür [3,4].

1960'lı yıllarda ortaya atılan Ters Sarkaç Teorisi, yürüyüşün duruş fazında bacağın, enerji açısından daha az maliyetli bir şekilde bir sarkaç gibi salınım yaptığını savunur. Bu teori,

"Yürüyüşün Altı Belirleyicisi" yaklaşımıyla bazı yönlerden çelişmektedir; ancak her iki teori de ortak bir amaç, yani enerji tüketimini en aza indirmeyi hedeflemektedir [5].

2000'li yılların başlarından itibaren bazı araştırmacılar, insan yürüyüşünü mekanik olarak modellemek amacıyla Ters Sarkaç Modelini kullanmaya başlamışlardır. Bu modele göre, yürüyüşün tek bacak destek fazında vücut, ayağın etrafında dönen rijit bir ters sarkaç gibi davranır. Çift destek fazında, yani her iki ayağın kısa süreli olarak yere temas ettiği evrede ise enerji bir bacaktan diğerine aktarılır; bu süreç iki sarkaç arasında akıcı bir geçiş olarak düşünülebilir [6].

Yürüme esnasındaki vücut biyomekaniğinin anlaşılması, klinik değerlendirmeler ve tedavi planlaması açısından büyük önem taşır. Biyomekanik, kuvvetlerin anatomik yapılar üzerindeki etkilerini inceleyerek, mekaniğin (kinetik ve kinematik) kas-iskelet sistemine uygulanmasını ifade eder. Kinematik, eklem hareketlerinin yönü, hızı ve açılarını incelerken; kinetik, bu hareketleri sağlayan kuvvet, moment ve güçleri inceler [1].

Kinematik analiz, eklemlerin hareket esnasında oluşturduğu açısal değişimleri derece cinsinden belirlerken; kinetik analiz, kuvvet platformlarından elde edilen verilerle gerçekleştirilir. Bu platformlarda bulunan basınç sensörleri, ayağın zemine uyguladığı yer tepki kuvvetini ölçer. Özetle, kinematik analiz "hareketi", kinetik analiz ise "harekete neden olan kuvvetleri" inceler. Yürüme biyomekaniği parametreleri Tablo 1.1'de gösterilmiştir.

Klinik değerlendirmelerde ayrıca elektromiyografi (EMG) kayıtları da kullanılır. EMG, kas liflerinde oluşan elektriksel aktivitenin ölçülmesini sağlar. Böylece, kasın hangi yürüyüş fazında aktif olduğu gözlemlenebilir. Kas tarafından üretilen elektriksel aktivite, kasın gerilimiyle ilişkili olduğundan, kas kuvveti hakkında da dolaylı bilgi verir [5].

Tablo 1.1: Yürüme Biyomekaniği Parametreleri.

Kinetik Parametreler	**Kinematik Parametreler**	**EMG**
Kuvvet, Tork, Güç	Yer değiştirme, Zaman, Hız, İvme, Açı	Kas aktivasyonları

Ters sarkaç modeli, insan yürüyüşünün biyomekaniğini anlamada temel bir araçtır. Model, yürüyüşün tek bacak destek fazında gövdenin, ayağın temas noktası etrafında ters sarkaç gibi hareket ettiğini varsayarak enerji verimliliğini açıklar [5]. Ayrıca, model yürüyüş sırasında vücuda etki eden yer tepki kuvvetlerinin tahmininde sağlam bir temel sunar. Yer tepki kuvveti, insan hareketinin analizi, denge mekanizmalarının anlaşılması ve biyomekanik modellemeler için kritik bir parametredir [7].

Bunun yanı sıra, ters sarkaç tabanlı yaklaşımlar, robotik yürüme, protez geliştirme ve rehabilitasyon alanlarında yer tepki kuvveti tahminleri ile kullanılarak, hareket kontrolü ve denge stratejilerinin iyileştirilmesinde kritik bir rol üstlenmektedir [8]. Bu modelin sağladığı mekanik sadelik ve enerji verimliliği, teknolojik araçların gelişimiyle birleşerek, insan yürüyüşünün anlaşılması ve taklit edilmesinde vazgeçilmez hale gelmiştir.

Kas-iskelet sistemi modellemesi ve insan hareketinin analizi için geliştirilmiş açık kaynaklı bir yazılım olan OpenSim, biyomekanik araştırmalarda ve klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Yazılım en önemli avantajlarından biri hareket yakalama verileriyle uyumlu çalışarak, eklem açıları ve kas kuvvetleri gibi parametrelerin detaylı şekilde hesaplanmasına olanak sağlamasıdır.

1.2. LİTERATÜR ÖZETİ

Ters sarkaç modeli, insan yürüme dinamiklerinin basitleştirilmiş şekilde temsil edilmesi uzun yıllardır yapılan çalışmalarda ön plana çıkmıştır. Buczek ve diğ.[9], insan yürüyüşünü açıklamak amacıyla, yerçekimi etkisine dayanan klasik ters sarkaç modelinin yeterliliğini analiz ettikleri çalışmalarında, modelin eklemlerden kaynaklanan kas momentleri ihmal edildiğinde yürüyüş kinetiği ve kinematiğini tam olarak açıklayamadığını ortaya koymuşlardır. 24 sağlıklı çocuğun yürüyüş verilerini kullanarak ileri ve ters dinamik analizler gerçekleştirilmiştir. Ters sarkaç modeli, ortalama basınç merkezi (CoP) ve kütle merkezi arasında tanımlanmıştır. Yürüyüşün tek destek fazı boyunca yapılan ileri dinamik analizler, modelin ileri yöndeki hız ve yatay düzlemdeki yer tepki kuvvetleri için kabul edilebilir düzeyde sonuçlar ürettiğini; ancak dikey yer tepki kuvvetleri açısından anlamlı sapmalar içerdiğini ortaya koymuştur. Özellikle modelin, yalnızca tek tepe oluşturması, normal yürüyüşte gözlenen çift tepe yapısını (M-şekilli GRF deseni) yakalayamamasıyla eleştirilmiştir. Ters dinamik analizlerde ise teleskopik hareket (uzayıp-kısalma hareketi) modele dahil edildiğinde yatay ve dikey düzlemdeki kuvvetlerin

tahmini büyük ölçüde iyileşmiştir. Teleskopik etki, yalnızca kas aktivitesi ile açıklanabileceğinden, çalışma yürüyüşün dinamik analizinde yerçekimi etkisinin yanı sıra aktif eklem kuvvetlerinin de önemini vurgulanmaktadır. Sonuç olarak, eklemlerden kaynaklanan kas momentlerinin ihmal edilmesinin modelin yetersizliğine yol açtığı şeklinde yorumlanmış ve bu açıdan zenginleştirilmesi önerilmiştir.

Geyer ve diğ.[10], insan yürüyüşünü açıklamak için kullanılan sert bacaklı ters sarkaç modellerinin, yürüyüşte gözlemlenen M-şekilli yer tepki kuvvetlerini yeterince temsil edemediğini vurgulamışlardır. Bu doğrultuda yürüme ve koşmanın temel mekaniğini açıklamak üzere iki ayaklı yay-kütle modeli (bipedal spring-mass model) önermişlerdir. Bu modelde CoM, iki kütlesiz ve doğrusal esnek yaydan oluşan bacaklı yapı ile hem tek destek hem de çift destek fazları modellenebilmiştir. Model, sabit parametrelerde dengeye ulaşan yürüyüş desenleri üretmekte ve bu desenler deneysel GRF ile potansiyel/kinetik enerji değişimlerine büyük ölçüde benzerlik göstermektedir. Özellikle düşük dikey salınım, M-şekilli dikey yer tepki kuvveti gibi karakteristik yürüyüş özellikleri başarılı şekilde modellendiği vurgulanmıştır. Ayrıca model, sistem enerjisi arttırıldığında koşma davranışına da geçebildiğinden, yürüyüş ve koşuyu aynı mekanik çerçevede açıklayabilen bütüncül bir yaklaşım sunmaktadır. Bu yönüyle çalışma, yürümenin de tıpkı koşu gibi esnek bacak davranışına dayandığını öne sürerek, geleneksel sert bacaklı yürüyüş modeline alternatif bir bakış açısı kazandırmaktadır.

Erken dönem yapılan çalışmalarda kas kuvvetleri ve eklem momentlerinin göz ardı edilmesi modelleri oldukça sınırlandırmıştır. Bu parametrelerin doğru şekilde tahmin edilmesi, insan yürüyüşünün anlaşılması açısından önemlidir. Bu eksikliği gidermek için Buchanan ve diğ.[11], kas kuvvetleri ve eklem momentlerinin tahmini için ileri ve ters dinamik yaklaşımı ile tek serbestlik derecesi olan ayak bileğini modellenmişlerdir. Dört kastan toplanan EMG verileri kullanılarak kas aktivasyonları modellenmiş, Hill tipi bir kas modeliyle bu aktivasyonlardan kas kuvvetleri elde edilmiştir. Bu kas kuvvetleri, kas-iskelet geometrisine dayalı olarak eklem momentlerine dönüştürülmüştür. Eklem momentleri, ters dinamik yöntemle elde edilen hesaplamalarla karşılaştırılmış ve sonuçların yüksek doğrulukla örtüştüğü belirtilmiştir. Bu çalışma ile mekanik çıktı ve kas aktivasyonu arasındaki ilişkinleri açıklamada ileri dinamik modellerin potansiyeli ortaya konulmuştur.

Ters sarkaç modelinin temel yapısını koruyarak daha bütüncül bir yaklaşım sergileyen Tang ve diğ. [12], insan yürüyüşünün hem tek destek hem de çift destek fazlarını kapsayan bir

analiz sunmuşlardır. Araştırmanın dikkat çekici yönlerinden biri, klasik modellerde yaygın olan "Yer tepki kuvvetleri daima kütle merkezinden geçer" varsayımının ötesine geçerek, kütle merkezi çevresinde oluşan açısal momentleri de hesaba katmasıdır. Yürüyüş hareketi, sagital ve frontal düzlemlerde iki boyutta ele alınmış ve bu düzlemlerdeki hareketler diferansiyel denklemlerle modellenmiştir. Her destek evresi için ayrı denklemler tanımlanmış, ardından başlangıç ve bitiş şartları belirlenerek kütle merkezinin izlediği yol sayısal yöntemlerle hesaplanmıştır. Elde edilen kütle merkezi verileri kullanılarak, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin konumları belirlenmiş, bu sayede toplam 12 serbestlik derecesine sahip bir modelin yürüyüşü simüle edilmiştir. Simülasyon çıktıları, yürüyüş boyunca hem kütle merkezi hem de yer tepki kuvvetlerinin destek alanı içinde kaldığını göstermiştir. Bu da yürüyüşün kararlılığını yani stabilitesini sağlamak açısından önemlidir.

Whittington ve Thelen [13], insan yürüyüşünü basit bir kütle-yay sistemiyle modelleyerek yer tepki kuvvetlerini ve ayak basınç merkezinin ilerleyişini inceledikleri çalışmalarında, modele eğri ayak yapısı entegre ederek klasik ters sarkaç modellerin eksikliklerine çözüm önerisi getirmişlerdir. Eğri ayağın, yere temas sırasında CoP'nin öne doğru doğal bir ilerleme göstermesini sağladığı, bu sayede hem dikey hem de yatay yöndeki GRF'lerin insan verilerine daha yakın değerlere ulaştığı gösterilmiştir. Ayrıca, modelin farklı yürüyüş hızlarına uyum sağlaması için yay sertliği ve bacak çarpma açısının eşzamanlı olarak değiştirilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Bu model, ileri dinamik yaklaşımıyla yürüyüş analizlerinde kullanılabilecek basit bir yaklaşım sunmaktadır.

Esnek yürüyüş modelleri, insan yürüyüşünün kinetiğini basitleştirilmiş bir sistemle analiz etme imkanı sunar. Whittington ve Thelen [13] tarafından geliştirilen eğri ayaklı model, yerdeki basınç merkezi hareketini ve yer tepki kuvvetleri (GRF) arasındaki oranı daha gerçekçi biçimde temsil etmeyi başarmıştır. Ancak bu modelde, ayağın yüksekliğinin abartılı olması ve bacak uzunluğunun kısalması gibi nedenlerle eklem torklarının insan anatomisine doğrudan karşılık gelmediği belirtilmiştir. Bu problemi çözmek üzere Lim ve diğ.[14], eğri ayağın yüksekliğini azaltıp, bacak uzunluğunu artırarak ve eklem konumunu ayak bileğine yaklaştırarak mevcut modeli geliştirmişlerdir. Geliştirilmiş bu modelin hem simetrik M şeklindeki yer tepki kuvvetlerini hem de ayak bileği tork profilini başarılı biçimde temsil edebildiği gösterilmiştir. Bu çalışma, insan bacağının gerçek konfigürasyonunu dikkate alan esnek modellerin daha biyolojik anlamlı çıktılar üretme potansiyeline sahip olduğunu ortaya koymuştur.

Yay yüklü ters sarkaç modelleri, insan hareketini basit yaklaşımlarla temsil edebilme avantajı nedeniyle pek çok çalışmanın temelini oluşturmuştur. Bu bağlamda Lim ve Park [15], yürüyüş sırasında ayak bileği tork profilini daha doğru biçimde temsil etmek amacıyla, eğri ayaklı modellerini geliştirmişlerdir. Geliştirilen bu modelde, klasik yaylı bacak sistemine ek olarak ayak geometrisi daha gerçekçi bir yapıda modellenmiş; bacak uzunluğu artırılmış ve ayak-bacak bağlantı noktası gerçek ayak bileği konumunu yansıtacak şekilde yeniden konumlandırılmıştır. Bu değişiklikler sayesinde, yere temas anından itibaren oluşan GRF'ler ve ayak bileği momentleri, insan verileriyle daha yüksek uyum göstermiştir. Devam niteliğindeki çalışmada ise, eğri ayaklı yaylı bacak modeli ileri dinamik yaklaşımla analiz edilmiştir. Bu kez yalnızca ayak bileği momenti değil, aynı zamanda CoM ve ayak bileği konumları da denklemsel olarak modellenmiş ve yürüyüş sırasında bu noktaların izlediği kinematik yollar ortaya konmuştur. Eğriliğe ve yay oranlarına bağlı olarak, sistemin yatay ve dikey hareketi hem teorik hem de deneysel olarak değerlendirilmiştir. Her iki çalışmada da eğri ayağın modellemeye dâhil edilmesi, yürüyüş sırasında oluşan temas kayması ve moment kolu gibi dinamik etkilerin sade yapılı mekanik sistemlerle temsil edilmesini mümkün kılmış; insan yürüyüşüne özgü karmaşık davranışların pasif sistemler üzerinden yeniden üretilebileceği gösterilmiştir.

Literatürde asimetrik yürüyüşü ele alan pek çok çalışma yer almaktadır. Charles [16], çalışmasında pasif yürüyüş, yay yüklü ters sarkaç ve yay yüklü pasif dinamik yürüyüş modelleri ile yürüyüş özelliklerinin, yürüyüş asimetrilerinden nasıl etkilendiğini değerlendirmiştir. Pasif dinamik yürüyüş, aktif denetleyici olmaksızın yalnızca yerçekimi ve mekanik salınım etkisiyle yürüme olarak tanımlanabilir. Çalışma, pasif dinamik yürüyüş (PDW – Passive Dynamic Walking) modellerinin, özellikle iki ayaklı yürüyüşün temel dinamiklerini simüle ederek, bacak uzunluğu, kütle dağılımı ve eklem yerleri gibi parametrelerdeki değişikliklerin yürüme desenleri üzerindeki etkilerini incelemektedir. Bu modeller, asimetrik bacak uzunluğu ve kütle dağılımının yürüme desenlerinde değişken davranışlara yol açabileceğini göstermektedir. Ayrıca, pasif dinamik modeller, nörolojik bozukluklar veya protez kullanımı gibi yaşam koşullarındaki asimetrik yürüyüş örüntülerini simüle etmek için de uygulanmaktadır. Bu sayede, klinik rehabilitasyon ve protez tasarımı alanlarında, bireyin yürüyüş performansını optimize edecek stratejilerin geliştirilmesine katkı sağlanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, yürüyüşün dinamik karakteristiklerini anlamaya yönelik sade fakat etkili bir model ortaya koymak ve bu modelin insan hareketi analizlerinde nasıl kullanılabileceğini göstermektir. Ayrıca bu yaklaşımın rehabilitasyon teknolojileri ve yürüyüş

destek sistemlerinin geliştirilmesine potansiyel katkıları da değerlendirilecektir. İnsan yürüyüşü, çalışmamızda iki farklı yöntemle incelenmiştir. Sağlıklı ve transtibial amputeler için yürüyüş analizleri OpenSim yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiş, ters sarkaç ve yay yüklü ters sarkaç modelleri ise MATLAB ortamında sayısal çözüm (ode45) yöntemi ile ele alınmıştır. Literatürde yaygın olarak kullanılan OpenSim modeli, bu çalışmada ters sarkaç modelinin basitleştirilmesi ve karşılaştırmalı analizler için tercih edilmiştir. Elde edilen veriler literatürde verilerle karşılaştırılarak modelin geçerliliği değerlendirilmiştir.

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

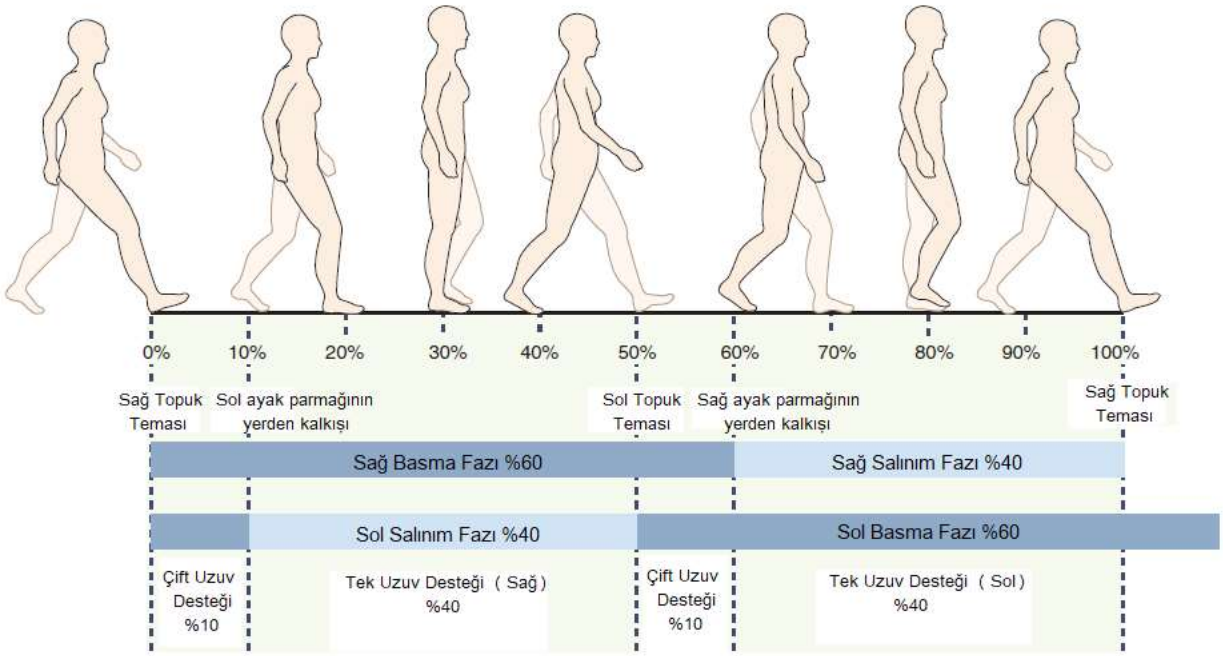
2.1. NORMAL YÜRÜME

Yürüme, insan vücudunun yer değiştirmesidir. Yürüyüşte bir yerden başka bir yere hareket etmek amaçlanır ve yürüme döngüsü bir ayak yere değdiğinde başlar, aynı ayak tekrar yere değdiğinde sonlanır. Yürüme sırasında duruş dengesi korunur ve vücudu hareket ettirmek için ilgili uzuvlardaki eklem, kas, tendon ve bağları kullanılır [17].

2.2. YÜRÜME DÖNGÜSÜ

Vücut ileri doğru hareket ederken, bir uzuv destek görevi üstlenirken diğer uzuv yeni bir destek noktasına doğru ilerler. Ardından uzuvlar rol değiştirir ve bu süreç, birey hedefini tamamlayana kadar tekrarlar. Bu durumun ardışık tekrarı yürüme döngüsü olarak tanımlanmaktadır. Normal yürüyüşte döngü, topuğun yerle ilk teması (topuk vuruşu) ile başlar [18].

Yürüme döngüsü basma fazı ve salınım fazı olmak üzere iki ana döneme ayrılmaktadır. Basma fazı, ayağın zeminle temas ettiği ve vücut ağırlığını taşıdığı süreci kapsarken; salınım fazı, ayağın yerden kesilip ileri doğru hareket ettiği ve bir sonraki adıma hazırlandığı dönemdir. Tipik bir yürüme döngüsünde basma fazı yaklaşık olarak %60'lık bir süreyi, salınım fazı ise %40'lık kısmı oluşturur. Her iki faz da kendi içinde alt evrelere ayrılmaktadır [19,20]. Bu fazlar Şekil 2.1'de yer almaktadır.



Şekil 2. 1: Yürüyüş Döngüsü Fazları [21].

Basma fazının 5 ana evresi bulunur.

1- İlk Değme Evresi

2- Yüklenme Evresi (Ayak Düz)

3- Basma Ortası Evresi,

4- Basma Sonu Evresi (Topuk Aşağı)

5- Salınım Öncesi Evre / Ön Salınım (Ayak parmakları aşağı)

Salınım fazının ise 3 ana evresi bulunur.

1- İlk Salınım

2- Salınım Ortası

3- Salınım Sonu

Basma fazında ayağın bir kısmı yer ile temas halinde iken salınım fazında ayak yer ile temas halinde değildir ve vücut ağırlığı diğer bacak ve ayak tarafından taşınır.

Tam bir yürüme döngüsünde her iki ayak da toplam yürüyüş döngüsünün %20'si boyunca aynı anda yer ile temas halindedir. Bu dilimin %10'u basma fazının başında, kalan %10'luk kısım ise basma fazının sonunda gerçekleşir. Buna da çift destek evresi denir. Geri kalan zaman yalnızca bir ayağın yerle temas halinde olduğu tek destekle geçirilir [19]. Bu oranlar yürüme hızına göre değişiklik gösterir [20].

Yürüme dinamiğini çift destek ve tek destek evreleri oluşturur. Tek destek evresinde bir bacak yerle temas halindeyken diğer bacak salınım yapar [22].

2.2.1. Basma (Duruş) Fazı Evreleri

İlk değme evresinde (%0-2) öndeki bacağın ayağı yere temas halindedir. Bu evre, çift desteğin ilk aşamasının başladığı evredir. Zemin yüzeyiyle temas kurulur ve ağırlık kabulü başlamıştır [5,23].

Yüklenme evresi (%10) ilk temasla başlar ve diğer ayak yerden kalkana kadar devam eder. Ayak, pronasyona doğru yuvarlanarak ağırlığı kabul etmeye ve şoku emmeye devam eder. Pronasyon, ayağın doğal bir hareketi olarak içe doğru dönmesi anlamına gelir. Bu evrede vücut ağırlığı destek bacağına aktarılır [23,24].

Basma ortası evresi (%10-30) kontralateral (karşı/yan) ayak yerden kalktığında başlar ve ipsilateral (aynı taraf) topuk yerden kalkana kadar devam eder. Vücut bu evrede tek bir ayak tarafından desteklenir, darbe anındaki kuvvet emiliminden, ileri doğru kuvvet itişine geçmeye başlar [24].

Basma sonu evresi (%30-50) topuk yerden kalktığında başlar ve karşı bacak yere temas edene kadar devam eder. Tek bacakla destek ve dengenin yanı sıra bu evre, vücudu ileri doğru itmek için kullanılır. Vücut ağırlığı metatarsal başlar (ayak parmaklarının arka kısmında yer alan kemikler) arasında bölünür [24].

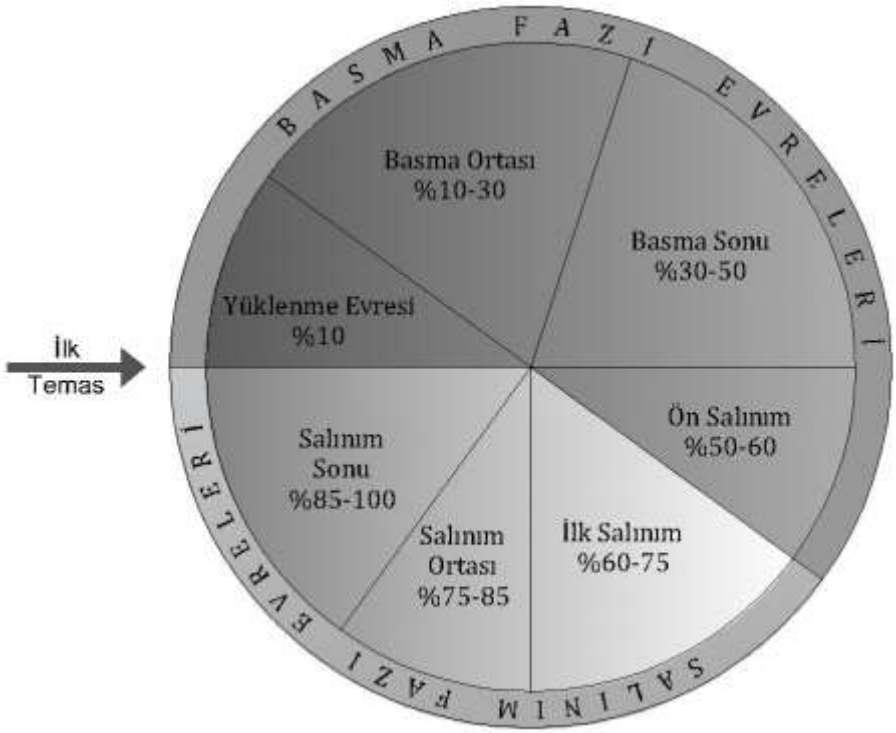
Ön salınım evresi (%50-60) kontralateral ayak yere temas etmeye başladığında başlar ve ipsilateral ayak yerden kalkana kadar devam eder. Destek bacağının parmak ucu yerden ayrıldığında son itme gücünü sağlar [24].

2.2.2. Salınım Fazı Evreleri

İlk salınım evresi (%60-75) ayak yerden kalktığında başlayıp, kontralateral ayak bileği ile hizalanana kadar devam eder. Bu evre bacağın ilerlemesini sağlamak ve ayak açıklığı için bacağı kısaltmak amacıyla gerçekleşir [24].

Salınım ortası evre (%75-85) ayak bileği ve ayak hizasından başlar, salınım yapan ayağın tibiası dik konumda olana kadar devam eder. Erken salınımda olduğu bacağın ilerlemesini sağlamak ve ayak açıklığı için bacağı kısaltmak amacıyla gerçekleşir [24].

Salınım sonu evre (%85-100) salınım yapan bacağın tibiası dik konumdayken başlar ve topuk teması ile sonlanır. Bacağın ilerlemesi için hazırlık yavaşlar [24].

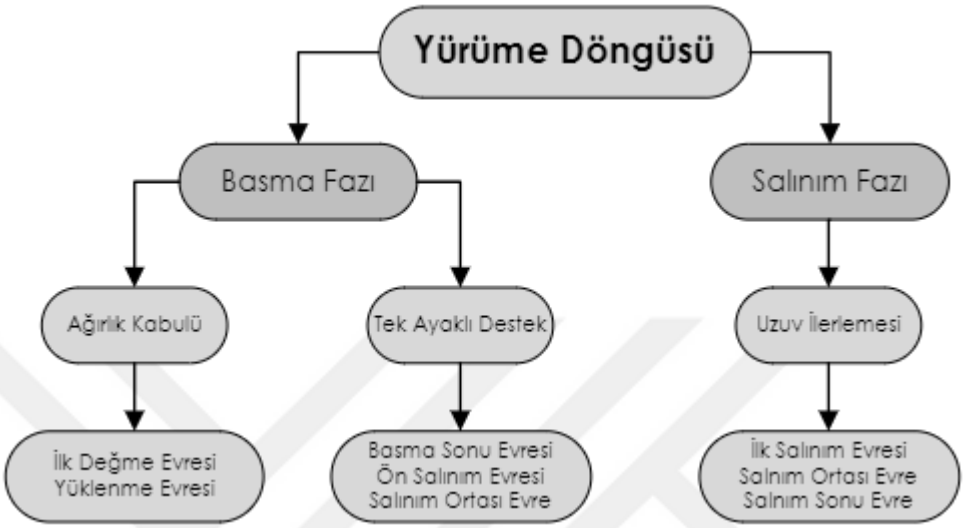


Şekil 2. 2: Yürüme Döngüsü Şematik Gösterim.

Yürüyüşün 3 temel görevi bulunur [23]:

1) Ağırlık Aktarma
2) Tek Ayakla Destek
3) Uzun ilerletme

Ağırlık aktarma basma fazını başlatır ve ilk iki yürüme evresi olan ilk değme ve yüklenme evrelerini kullanır. Tek ayakla destek ise basma ortası ve basma sonu evresini sürdürür. Uzuv ilerletme ise basma fazının son evresi olan ön salınım ile başlar ve salınım evreleri ile devam eder [18].



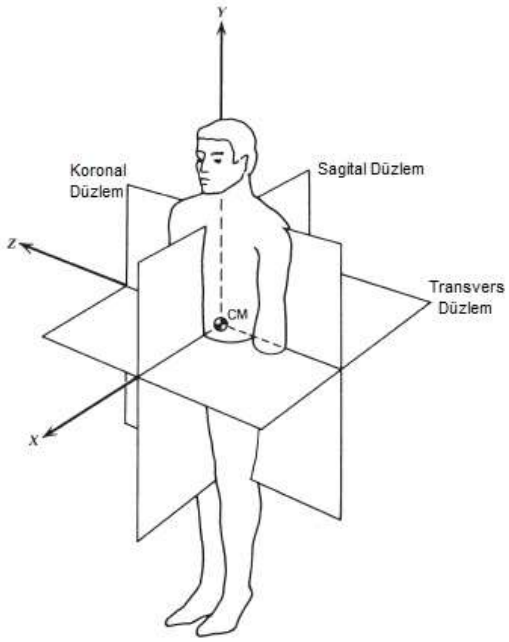
Şekil 2. 3: Yürüme Fazları Fonksiyonel Görevleri.

Ağırlık aktarma, yürüme döngüsündeki en zorlu görevdir. Burada üç işlevsel modele ihtiyaç vardır: şok emilimi, ilk uzuv stabilitesi ve ilerlemenin korunması. Zorluk, vücut ağırlığının öne doğru salınımını yeni tamamlamış ve dengesiz bir hizalamaya sahip bir uzva aniden aktarılmasıdır [18].

Tek ayaklı destek, kontralateral ayağın salınım fazına geçmek üzere yerden kaldırılması, duruş yapan alt ekstremitenin tek destek fazını başlatır ve karşı ayağın yeniden yer ile temas etmesine kadar devam eder. Bu süre zarfında duruş yapan alt ekstremite hem sagital hem de koronal düzlemlerde vücut ağırlığının taşınmasından tamamen sorumlu olup aynı zamanda gövdenin ileriye doğru ilerlemesini de sağlamaktadır [18].

Uzuv ilerlemesine yönelik yüksek gereksinimlerin karşılanabilmesi için hazırlayıcı postüral düzenlemeler basma fazında başlar. Ardından uzuv, yerden kaldırılma, ileriye taşınma ve bir sonraki basma fazına hazırlanma süreçlerinde üç farklı postürden geçer [18].

İnsan vücudu, sagital, koronal ve yatay (transvers) düzlemlerde hareket eder. Bu düzlemler Şekil 2.4'de anatomik pozisyonda duran bir kişide tasvir edilmiştir. Sagital düzlem, vücuttan uzunlamasına geçen dik bir düzlemdir ve vücudu sağ ve sol bölümlere ayırır; frontal düzlem, sagital düzleme dik düzlemdir ve vücudu ön ve arka bölümlere ayırır. Transvers düzlem, yatay düzlemdir ve vücudu üst ve alt bölümlere ayırır [21].



Şekil 2. 4: Vücudun Üç Ana Düzlemi [25].

Çalışmaların çoğu sagital düzlemde ele alınmıştır Yürüme sırasında frontal düzlem dengesini korumak, sagital düzlem dengesine kıyasla daha zor olduğu pek çok çalışma ile kanıtlanmıştır [26] ve aktif kontrol gerektirmektedir [27].

2.3. ASİMETRİK YÜRÜME

Normal yürüyüş, biyomekanik açıdan yüksek düzeyde simetriye sahip, enerji açısından verimli ve fonksiyonel bir hareket biçimidir. Yürüyüş simetrisi, alt ekstremitelerin hareketleri arasındaki uyum olarak tanımlanır. Uzuvlar arası hareket farklılıkları ise, yürümenin önemli bir özelliği olan asimetrinin temelini oluşturur [28].

Asimetrik yürüyüş, adım uzunluğu, adım süresi, yer tepki kuvvetleri ve eklem momentleri gibi parametrelerde vücudun sağ ve sol tarafı arasında belirgin farklılıkların gözlenmesiyle karakterizedir. Asimetrik yürüyüşün çeşitli nedenleri bulunabilir. Nörolojik bozukluklar

(örneğin, inme, Parkinson hastalığı), ortopedik problemler (örneğin, alt ekstremite uzunluk farkı veya eklem deformiteleri) ve amputasyon sonrası protez veya ortez kullanımı, yürüyüş simetrisindeki bozulmaların en yaygın sebepleri arasındadır.

Bu tür simetri bozuklukları, yürümenin mekanik verimliliğini azaltmakta, enerji harcamasını artırmakta ve uzun vadede kas-iskelet sisteminde ikincil sorunların (örneğin, kalça, diz veya bel bölgesinde aşırı yüklenme) gelişmesine yol açabilmektedir.

Literatürde bazı araştırmalar, normal insan yürüyüşünün tam anlamıyla simetrik olmadığını öne sürmektedir. Ancak bu doğal asimetriler, yaralanma, nöromüsküler hastalıklar veya protez/ortez kullanımı gibi durumlarda ortaya çıkan patolojik asimetrilere kıyasla ihmal edilebilir düzeydedir. Yürüyüşün modellenmesinde bu küçük asimetrilerin göz ardı edilmesi, hesaplamalarda önemli bir sadeleştirme sağlamaktadır [16].

2.3.1. Ampute Bireylerde Yürüme ve Asimetri

Amputeler, asimetrik bir yürüme paternine sahip olmaları nedeniyle zamanla kas-iskelet sisteminde dejeneratif değişiklikler geliştirebilmektedir. Protez ayak ile yürüyen bireylerde, koordinasyonun stabilitesi genellikle azalmakta; bu durum, amputelerin farklı hız aralıklarında daha düşük yürüme stabilitesi göstermelerine ve yürüme hızındaki değişikliklere sınırlı biçimde uyum sağlayabilmelerine yol açmaktadır. Sonuç olarak, bu bireylerde düşme riski artış göstermektedir.

Ayrıca, yapılan çalışmalar protez bacakta duruş fazı süresinin, sağlam bacağa kıyasla anlamlı derecede daha kısa olduğunu ortaya koymuştur. Duruş fazı sürelerindeki bu farklılığın nedenleri kesin olarak bilinmemekle birlikte; kalıntı uzuvda hissedilen ağrı veya rahatsızlık, soket içi dengesizlik, ayak pozisyonuna ilişkin geri bildirim eksikliği, protez tarafındaki kas gücü kaybı ve/veya protez tarafının vücut ağırlığını desteklemesine duyulan güvenin azalması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir [16].

Ampute bireyler, sağlıklı bireylere kıyasla genellikle daha yavaş yürümekte ve daha yüksek metabolik enerji maliyetine sahiptir. Sağlam taraf ile ampute taraf arasında belirgin kinematik ve kinetik farklılıklar gözlenmektedir. Sağlam tarafta kalça ekstansiyonu, diz fleksiyonu ve ayak bileği dorsifleksiyonu açıları daha yüksekken; ampute tarafta kalça ve diz fleksiyonu artış göstermektedir. Bu kinematik asimetriler ile eklem kinetiklerindeki farklılıklar,

ampute bireylerin yürüyüş analizlerinde önemli değerlendirme ölçütleri haline gelmiştir [29,30].

Protez tasarımı, kaybedilen biyolojik fonksiyonların mekanik sistemler aracılığıyla yeniden kazandırılmasını amaçlayan disiplinler arası bir süreçtir. Tasarım sürecine başlamadan önce, bireyin fonksiyonel eksiklikleri ve ihtiyaçları belirlenir. Bu kapsamda gerçekleştirilen yürüme analizleri ile hangi eklemde tork veya güç eksikliği bulunduğu tespit edilir.

Tasarım aşamasında, biyolojik eklemler ve kaslar bilgisayar destekli modelleme ortamında (örneğin OpenSim yazılımı) simüle edilerek, yürüyüş sırasında üretilecek kuvvet ve momentler değerlendirilir. Protezlerin hem hafif hem de dayanıklı olması büyük önem taşır. Bu nedenle genellikle karbon fiber kompozit veya titanyum gibi yüksek dayanımlı malzemeler tercih edilmektedir.

2.4. YÜRÜMEYE ETKİYEN VÜCUT ANATOMİSİ

Yürüme sürecinde vücut, fonksiyonel olarak iki ana bileşene ayrılmaktadır: yolcu birim (passenger unit) ve lokomotor birim (locomotor unit). Yolcu birim, baş, gövde ve kolları kapsar; yürüyüş sırasında pasif bir rol üstlenir ve yetişkin bir bireyde toplam vücut ağırlığının yaklaşık %70'ini oluşturur. Lokomotor birim ise pelvis, bacaklar ve ayaklardan meydana gelir. Bu birim, vücudun hareketini sağlar ve yolcu birimi taşır.

Yürüyüş esnasında taşınan birimin dik pozisyonda kalması ve vücut kütle merkezinin (CoM) pelvis üzerinde dengede tutulabilmesi için paravertebral, karın ve boyun kasları aktif olarak kasılır.

Pelvis (leğen kemiği), gövde ile alt ekstremiteleri birbirine bağlayan yapıdır. Baş ve gövde ağırlığını alt ekstremitelere aktararak yürüme, oturma ve koşma gibi hareketlerin gerçekleşmesini sağlar. Pelvis; iki kalça kemiği (os coxae), kuyruk sokumu (os sacrum) ve kuyruk kemiğinden (os coccygis) oluşur. Pelvisin eklem hareket açıklığı 0,5–2,5 mm aralığındadır [1,24].

Kalça eklemi, yuvasını oluşturan acetabulum ile caput femoris'ten (uyluk kemiği başı) meydana gelir. Bu eklem, geniş hareket açıklığı sayesinde yürüyüş sırasında alt ekstremitenin yönlendirilmesini sağlar [1,24].

Diz eklemi, yürüyüş sırasında bacağın ileri hareketini kolaylaştıran fleksiyon (bükülme) ve ekstansiyon (açılma) hareketlerinden sorumludur. Ayakta dik duran bir bireyde diz eklemi, vücut ağırlığının yaklaşık %86'sını taşır. Yürüme esnasında bu yük, özellikle duruş fazında, 2 ila 5 kat artış göstermektedir. Bu artan yükler, duruş fazında yer tepki kuvvetleri olarak; salınım fazında ise bacağın kendi ağırlığı olarak ortaya çıkar [1,24].

Ayak bileği eklemi hem kinematik fonksiyonlara katılan hem de vücut ağırlığını taşıyan önemli bir yapıdır. Yürüme boyunca yerle temasın kontrolü, itme kuvvetinin üretimi ve denge sağlanmasında kritik rol oynar [1,24].

2.5. YÜRÜME PARAMETRELERİ

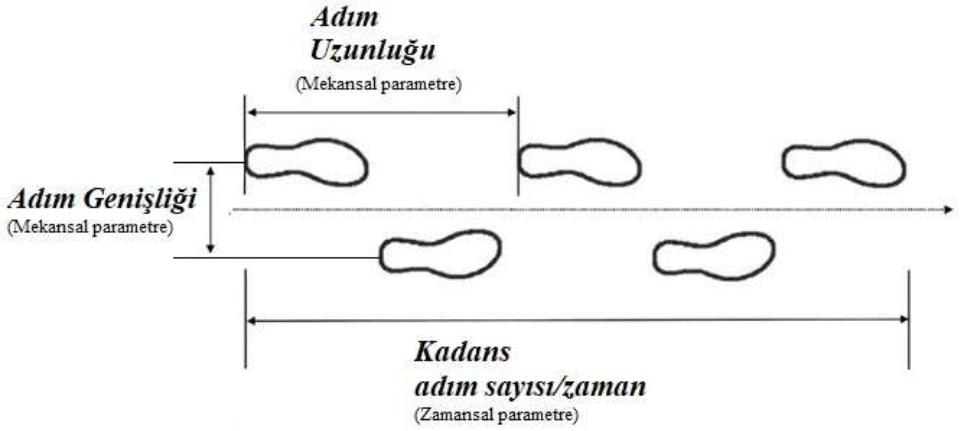
Yürüme sırasında adım uzunluğu, adım genişliği, ayak açısı, kadans, yürüme hızı, çevrim süresi, duruş ve salınım fazları süreleri ölçülmektedir. Bu süreler bireyden bireye değişiklik göstermektedir.

Adım uzunluğu, aynı ayağın art arda iki yerleşimi arasındaki mesafedir. Yani ayağın salınım fazı sırasında öne doğru hareket ettirebileceği miktardır. Adım genişliği ise, topukların orta noktası arasındaki yatay düzlemdeki mesafedir. Ayak açısı da ilerleme hattı ile ayağın uzun ekseni arasında kalan açıdır.

Kadans, belirli bir sürede atılan adım sayısıdır. Tek bir yürüyüş döngüsünde iki adım vardır ve kadans, yarım döngülerin bir ölçüsüdür. Döngü süresi, aynı zamanda adım süresi olarak da bilinir. Dakikadaki adım sayısı olarak kadans, 60 saniyede yarım adım, 120 saniyede tam adım anlamına gelir. Yürüme hızı, belirli bir zamanda vücudun kat ettiği mesafedir. Yürüme hızı iki adım uzunluğuna bağlıdır bu da büyük ölçüde salınım fazı süresine bağlıdır [18,20].

$$\text{Döngü Süresi (s)} = 120 / \text{kadans (adım/dk)} \tag{2.1}$$

$$\text{Hız (m/s)} = \text{Adım Uzunluğu (m)} \times \text{Kadans (adım/dk)} / 120 \text{ (s)} \tag{2.2}$$



Şekil 2. 5: Yürüme Parametreleri.

2.6. DİKEY VE YATAY YER TEPKİ KUVVETLERİNİN YÜRÜYÜŞE ETKİSİ

Yer tepki kuvvetleri, yürüyüş sırasında her bir alt ekstremitenin kütle merkezini nasıl desteklediğini ve yönlendirdiğini anlamak açısından önemli bilgiler sunar. Normal insan yürüyüşünde, dikey GRF tipik olarak çift tepeye sahip M şeklinde bir eğriyle temsil edilir. Bu çift tepe yapısı, yürüyüş döngüsü boyunca ağırlığın aktarımına ve itme mekanizmasına dair karakteristik bir örüntü sunar. Yatay düzlemdeki GRF ise, uzvun yere ilk temasıyla birlikte oluşan frenleme kuvveti ve ardından gelen itici kuvvet olmak üzere iki temel bileşen içerir. Bu yatay bileşenler, yürüyüş sırasında ileri doğru hareketin kontrol edilmesi ve sürdürülmesinde kritik rol oynar. Böylece, GRF analizleri sayesinde, yürüme döngüsünde destek ve itme stratejileri detaylı şekilde değerlendirilebilir [16].

3. YÖNTEM

Bu çalışmada insan yürüyüşünün biyomekanik açıdan modellenebilmesi için literatürde yer alan farklı yaklaşımlar kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. İlk aşamada, OpenSim ortamında Rajagopal modeli kullanılarak sağlıklı bireyin yürüme paterni incelenmiştir. Bu modelden elde edilen kalça, diz ve ayak bileği açıları ile ölçülen yer tepki kuvvetleri, literatürde tanımlanan sağlıklı yürüyüş karakteristikleri ile karşılaştırılmıştır. İkinci aşamada, Willson [29] tarafından geliştirilen transtibial ampute modeli kullanılarak protezli yürüyüş simülasyonu yapılmıştır. Bu modelde sağlam bacak korunmuş, protez bacak tarafında diz altı kasları çıkarılmış ve biartiküler protez (BP) eklenmiştir. Ampute bireylerde yük paylaşımı ve yürüyüş simetrisi değerlendirilmiştir. Üçüncü aşamada, klasik ters sarkaç modeli denenmiş ve MATLAB ortamında diferansiyel denklemler ode45 çözücüsü ile çözülmüştür. Bu model, yürüme döngüsü boyunca merkez kütle hızını ve yatay ve dikey yer tepki kuvveti eğrileri değerlendirilmiştir. Sonraki aşamada, yay yüklü ters sarkaç modeli ve asimetrik varyasyonları incelenmiştir. Son olarak, eğri ayaklı yaylı bacak modelleri incelenmiştir. Bu modeller, ayağın yuvarlanma etkisini hesaba katarak hem kütle merkezi hareketini hem de yer tepki kuvveti dağılımını daha gerçekçi biçimde temsil etmiştir.

Tüm bu yöntem adımları ile farklı modelleme yaklaşımları birbirleriyle ve deneysel verilerle karşılaştırılmış, her bir modelin güçlü ve zayıf yönleri bulgular ışığında değerlendirilmiştir.

3.1. TÜM VÜCUT KAS-İSKELET MODELİ (RAJAGOPAL MODELİ)

Rajagopal ve diğ. [31] tarafından tüm vücut kas-iskelet yapısını temsil eden, kas temelli simülasyonlara olanak sağlayan, 22 rijit cisim ve 37 serbest dereceli (DOF – Degree of Freedom) bir model geliştirilmiştir. Model, alt ekstremiteyi harekete geçiren 80 Hill tipi kas-tendon ünitesi ve üst gövdeyi kontrol eden 17 tork aktüatörü içermektedir. Kas mimarisi parametreleri 21 kadavra üzerinde yapılan ölçümlerden, kas hacimleri ise 24 sağlıklı genç bireyin manyetik rezonans (MRI) görüntülerinden elde edilmiştir. Model, OpenSim yazılımında uygulanmış ve yürüyüş ile koşu simülasyonlarında test edilmiştir. Yapılan doğrulama çalışmaları sonucunda, kas tabanlı üretilen eklem momentleri, ters dinamik analizden elde edilen momentlerle %3 hata (RMSE) içerisinde uyum göstermiştir. Aynı

zamanda, simülasyondan elde edilen kas aktivasyonları, deneysel EMG verilerinin karakteristik özellikleriyle örtüşmektedir.

Bu özellikleri sayesinde model, insan yürüyüşünün kas-iskelet dinamiklerini incelemede güvenilir bir referans olarak kabul edilmekte ve literatürde en sık kullanılan tam vücut kas-iskelet modellerden biri haline gelmiştir.

3.2. TRANSTIBIAL AMPUTE BİREYLER İÇİN KAS-İSKELET MODELİ

Willson ve diğ. [29], transtibial (diz altı) amputeler için Rajagopal ve diğ.[31] tarafından OpenSim'de geliştirilen tüm vücut kas iskelet sistemini temel almışlardır. Amputelere uyarlanan bu modelde sağlam bacak ana modeli korurken, ampute bacak tarafında ayak segmenti protez ile değiştirilmiştir. Amputasyonda etkisiz hale geldiği için diz altı kasları çıkartılmış ve sadece uyluk ve kalça kasları olan yeni bir model oluşturulmuştur.

3.3. TERS SARKAÇ

Ters sarkaç sistemi kararsız ve doğrusal olmayan bir yapıdadır. Bu sistemde kontrolün ana amacı sarkacın, dik konumda dengelenmesidir. Bu sabitleme işlemi ise sarkaç çubuğuna bağlı olan nesnenin hareket ettirilmesiyle gerçekleşir. Ters sarkaç, sarkaç çubuğunun yukarı yönde hareket etmesi olarak tanımlanır. Sistem bir çubuğun bir uçtan serbest bırakılmasıyla modellenir.

Ters sarkaç modeli hem insansı robotik hem de biyomekanik alanlarında insan yürüyüşünün modellenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır [12].

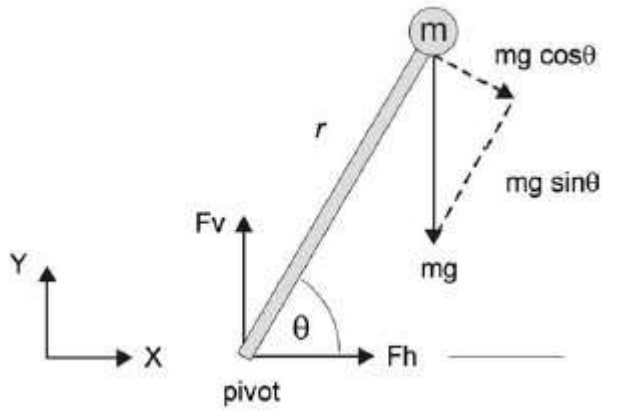
Bu bölümde insan yürüyüşü basitleştirilmiş bir fiziksel temsili olan ters sarkaç modeli kullanılarak yürüyüşün analizi gerçekleştirilmiştir. Modelde, vücut kütlesi yere sabit bir pivot noktasından salınan rijit bir çubukla temsil edilir ve destek fazı boyunca salınım hareketiyle ilerleme sağlanır.

Modellemede bacak, rijit bir çubuk olarak kabul edilmiştir ve destek bacağı yerle temas halinde sabit kalırken, kütle merkezi bu bacağın etrafında salınır. Kas kuvvetleri ise ihmal edilmiştir.

Şekil 3.1'de verilen ters sarkaç modelinde sarkaç, XY düzleminde hareket eder. *r* uzunluğunda kütlesiz bir mil, ucunda *m* kütleli bir yük taşır ve θ eğim açısına sahiptir. Eklem momentlerinin yokluğunda, yalnızca pivot noktasında yatak ve dikey yer tepki kuvvetleri vardır (Fv ve Fh). Yatay ve dikey yöndeki kuvvetler sarkacı ivmelendirir. CoM ivmeleri, α_x ve α_y, sisteme etki eden kuvvetlere (Fv ve Fh) bağlıdır.

Ters sarkaç model denklemleri yaygın olarak Newton ve Lagrange Mekaniği ile edilmektedir. Newton Mekaniği, kuvvet-moment dengesi ve serbest cisim diyagramına dayanır. Lagrange Mekaniği ise enerji analizine dayanır.

Kullanılan modelde hareket denklemleri Lagrange Mekaniği kullanılarak elde edilmiştir. Denklemlerden kütle merkezinin konum, hız ve ivme bilgileri çıkarılarak sistem davranışı analiz edilmiştir.



Şekil 3. 1: Ters Sarkaç Modelinin Serbest Vücut Modeli [9].

Lagrange denklemleriyle ters sarkaç analizinin çözümü aşağıda sunulmuştur.

1) Konum (kutupsal koordinat sisteminde),

$$x = r\cos\theta \tag{3.1}$$

$$y = r\sin\theta \tag{3.2}$$

2) Zamana göre 1. türevleri hızı verir.

$$\dot{x} = -r\sin\theta\,\dot{\theta} \tag{3.3}$$

$$\dot{y} = r\cos\theta\,\dot{\theta} \tag{3.4}$$

3) Zamana göre 2. türevleri ivmeyi verir.

$$\ddot{x} = -r\cos\theta\,\dot{\theta}^2 - r\sin\theta\,\ddot{\theta} \tag{3.5}$$

$$\ddot{y} = -r\sin\theta\,\dot{\theta}^2 + r\cos\theta\,\ddot{\theta} \tag{3.6}$$

4) Kinetik Enerji (T): Sistemde hareket eden bir çubuk olduğundan, kinetik enerji çubuğun kütlesinin ve hızının fonksiyonudur. Eğer çubuğun uzunluğu *r*, kütlesi *m*, ve açısı θ ise, çubuğun uç noktasının hızı:

$$T = \frac{1}{2}m(\dot{x}^2 + \dot{y}^2) \tag{3.7}$$

$$T = \frac{1}{2}mr^2\dot{\theta}^2 \tag{3.8}$$

5) Potansiyel Enerji (V): Potansiyel enerji, çubuğun yükseltilmesiyle ilgili olup, yer çekimi etkisiyle değişir.

$$V = mgy \tag{3.9}$$

$$V = mgr\sin\theta \tag{3.10}$$

6) Lagrange Fonksiyonu (L): Lagrange fonksiyonu, kinetik ve potansiyel enerjinin farkıdır.

$$L = T - V \tag{3.11}$$

$$L = \frac{1}{2}m(r^2\dot{\theta^2}) - mgr\sin\theta \tag{3.12}$$

7) Hareket Denklemi

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial\dot{\theta}}\right) - \frac{\partial L}{\partial\theta} = 0 \tag{3.13}$$

$$\frac{\partial L}{\partial\dot{\theta}} = mr^2\dot{\theta} \tag{3.14}$$

$$\frac{d}{dt} = mr^2\ddot{\theta} \tag{3.15}$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta} = -mgr\cos\theta \tag{3.16}$$

$$mr^2\ddot{\theta} + mgr\cos\theta = 0 \tag{3.17}$$

$$\ddot{\theta} + \frac{g}{r}\cos\theta = 0 \tag{3.18}$$

Newton'ın 2. Yasası ile yer tepki kuvvetleri aşağıdaki şekilde çözümlenmiştir.

Yatay yönde yer tepki kuvveti (F_h);

$$\sum F_x = m\,\ddot{x} \tag{3.19}$$

$$F_h = m\left[-r\cos\theta\,\dot{\theta}^2 - r\sin\theta\,\ddot{\theta}\right] \tag{3.20}$$

Dikey yönde yer tepki kuvveti (F_v);

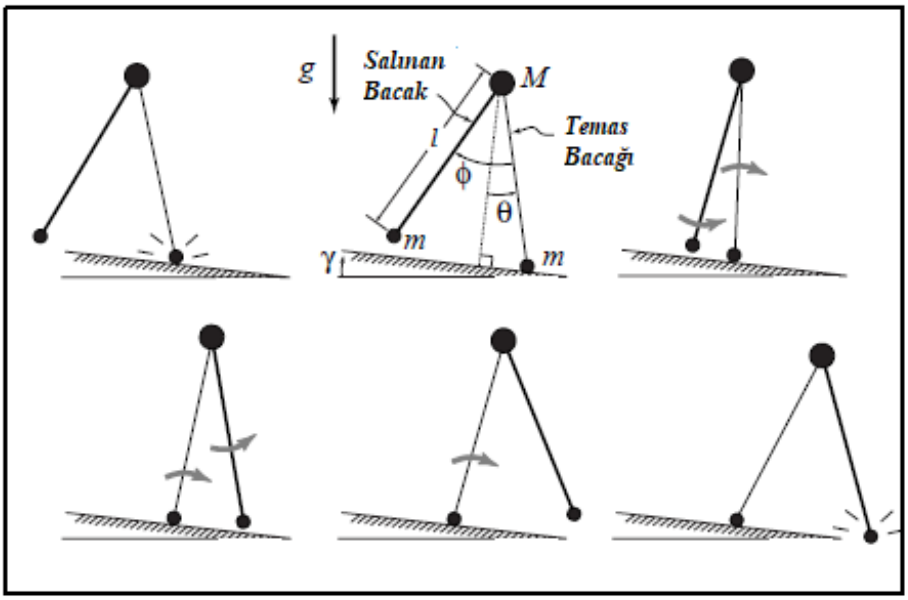
$$\sum F_y = m\,\ddot{y} \tag{3.21}$$

$$F_v = mg - m\left[-r\sin\theta\,\dot{\theta}^2 - r\cos\theta\,\ddot{\theta}\right] \tag{3.22}$$

3.4. ASİMETRİK PASİF DİNAMİK MODEL

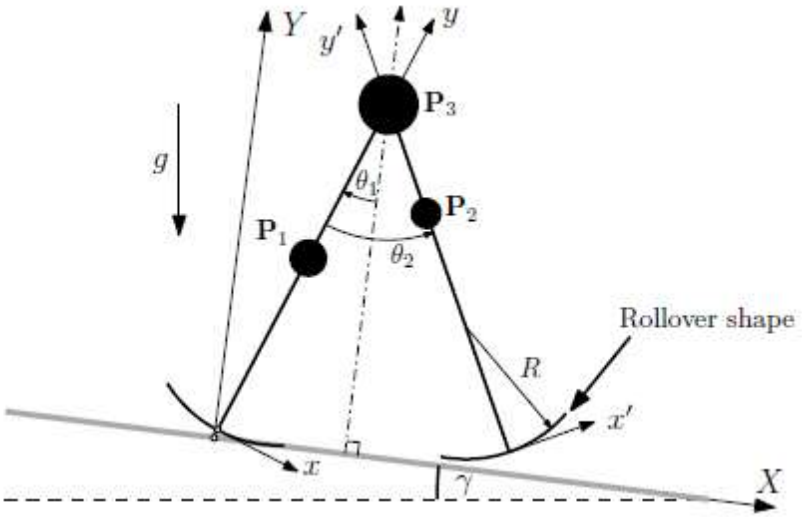
Pasif dinamik modeller, yürüme esnasında herhangi bir kontrolcü veya kas gücü olmadan yalnızca yerçekimi ve ataletsel etkilerle hareketin sürdürülebilirliğini gösteren bir yaklaşımdır. McGeer [32], herhangi bir kontrolcü olmadan sığ eğimli bir zeminden aşağıda inilebilen bir yürüme mekanizması oluşturarak yürümenin pasif dinamiklerini keşfetmiştir. Bu mekanizma, yerçekimi ve eylemsizlik etkiler sayesinde kendini ileriye iter ve insan yürüyüşüne benzer bir hareket sunmaktadır. Eğimli bir zeminde/rampada yürümek, enerji kaybı oldukça potansiyel enerji sağlama kapasitene sahiptir ve enerji kayıpları ise ayağın yere çarpmasıyla oluşan çarpışmalardan kaynaklanır. Çarpışma enerjisi, potansiyel enerji kazanıldığı oranda kaybedildiğinde dengeli yürüyüş korunur [16].

Şekil 3.2'de tipik bir pasif dinamik modeli gösterilmiştir. Model eğimli bir rampada hareket etmektedir. Kalça kütlesi M, her bir ayağın kütlesi m (M>m), γ rampa eğimi, l bacak uzunluğu, $\emptyset$ duruş ayağı ile salınım ayağı arasındaki açı, θ duruş ayağının rampaya dik olan açısı, g yerçekimi ivmesidir.



Şekil 3. 2: Simetrik Pasif Dinamik Yürüme Modeli [33].

Asimetrik pasif dinamik modelde ise bacak kütleleri eşit ve simetrik değildir. Şekil 3.3'de asimetrik pasif yürüme modeli yer almaktadır.



Şekil 3. 3: Asimetrik Pasif Dinamik Yürüme Modeli Tek Destek Fazı [16].

Ayağın zeminle teması halinde duruş bacağı sistem koordinatları x,y tanımlar. R makaralı ayak eğrilik yarıçapı, γ rampa eğim açısı, θ_1 destek bacağı ile eğime dik eksen arasındaki açı, θ_2 iki bacak arasındaki açı, x_θ ayağın yuvarlanma sırasında yatay ofseti, y_θ ayağın yuvarlanma sırasında dikey ofsetidir.

Temas/Duruş bacağı hareketi, $\{x, y\}$ koordinat sisteminde, $y = f(x)$ fonksiyonu ile belirlenir. $\{x', y'\}$, salınan bacağı ifade eder. Nokta kütlesi m_1, $\{x, y\}$ koordinat sisteminde, sabit koordinatları $[x_1, y_1]$ olan P_1 noktasında; m_2 , $\{x', y'\}$ koordinat sisteminde, sabit koordinatları $[x'_2, y'_2]$ olan P_2 noktasında; m_3, $\{x, y\}$ ve $\{x', y'\}$ koordinat sistemleri arasında dönme merkezindeki P_3 noktasında bulunur. Her bir kütlenin küresel koordinatları $\{X, Y\}$, açının $\theta_1 = 0$ olduğunda zeminle temas noktası $s(\theta_1) = 0$'dır.

Makaralı ayaklar, yürüme esnasında CoP ilerlemesini iyi derecede ifade eder. Ayağın zemine değdiği CoP ilerlemesini görmek için aşağıdaki ifadelerden yararlanılır.

$$x_\theta(\theta_1) = R\sin(\theta_1) \tag{3.23}$$

$$y_\theta(\theta_1) = -R\cos(\theta_1) + R \tag{3.24}$$

Ayağın yay uzunluğu $s_\theta(\theta) = R\theta$, ifadesi gövdenin sabit bir noktada ilerlemesi yerine, ayak altındaki dairesel kavis boyunca yuvarlandığını ifade eder.

Basma fazı;

Denklemler, Lagrange mekaniği türetilmiştir.

$$V(q) = m_1 g(X_1 \sin\gamma + Y_1 \cos\gamma) + m_2 g(X_2 \sin\gamma + Y_2 \cos\gamma) + m_3 g(X_3 \sin\gamma + Y_3 \cos\gamma) \tag{3.25}$$

P_1 küresel koordinatları;

$$X_1(\theta_1) = (x_1 - x_\theta(\theta_1))\cos\theta_1 + (y_1 - y_\theta(\theta_1))\sin(\theta_1) + s(\theta_1) \tag{3.26}$$

$$Y_1(\theta_1) = -(x_1 - x_\theta(\theta_1))\sin\theta_1 + (y_1 - y_\theta(\theta_1))\cos(\theta_1) \tag{3.27}$$

P_3 küresel koordinatları;

$$X_3(\theta_1) = (x_3 - x_\theta(\theta_1))\cos\theta_1 + (y_3 - y_\theta(\theta_1))\sin(\theta_1) + s(\theta_1) \tag{3.28}$$

$$Y_3(\theta_1) = -(x_3 - x_\theta(\theta_1))\sin\theta_1 + (y_3 - y_\theta(\theta_1))\cos(\theta_1) \tag{3.29}$$

$X_1(\theta_1)$ ve $Y_1(\theta_1)$ fonksiyonları, yuvarlanma hareketinin zeminle temas halindeki konumunu temsil etmektedir.

Salınım bacağı için P_2;

$$X_2(\theta_1,\theta_2) = \big(x_2(\theta_2) - x_\theta(\theta_1)\big)\cos\theta_1 + \big(y_2(\theta_2) - y_\theta(\theta_1)\big)\sin\theta_1 + s(\theta_1) \quad (3.30)$$

$$Y_2(\theta_1,\theta_2) = -(x_2(\theta_2) - x_\theta(\theta_1))\sin\theta_1 + (y_2(\theta_2) - y_\theta(\theta_1))\cos(\theta_1) \quad (3.31)$$

$$x_2(\theta_2) = (x_2' - x_3)\cos\theta_2 + (y_2' - y_3)\sin\theta_2 + x_3 \quad (3.32)$$

$$y_2(\theta_2) = -(x_2' - x_3)\sin\theta_2 + (y_2' - y_3)\cos\theta_2 + y_3 \quad (3.33)$$

Kinetik enerji;

$$K = (q,\dot{q}) = \tfrac{1}{2}m_1|v_1|^2 + \tfrac{1}{2}m_2|v_2|^2 + \tfrac{1}{2}m_3|v_3|^2 \quad (3.34)$$

Her bir kütlenin hız vektörleri;

$$\overrightarrow{v_1} = \dot{X}_1\vec{\imath} + \dot{Y}_1\vec{\jmath} \quad (3.35)$$

$$\overrightarrow{v_2} = \dot{X}_2\vec{\imath} + \dot{Y}_2\vec{\jmath} \quad (3.36)$$

$$\overrightarrow{v_3} = \dot{X}_3\vec{\imath} + \dot{Y}_3\vec{\jmath} \quad (3.37)$$

$$K = (q,\dot{q}) = \tfrac{1}{2}\dot{q}^T M(q)\dot{q} \quad (3.38)$$

$$K = (q,\dot{q}) = \tfrac{1}{2}M_{11}\dot{\theta}_1^2 + \tfrac{1}{2}M_{22}\dot{\theta}_2^2 + M_{12}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \quad (3.39)$$

$$M_{ij} = \textstyle\sum_{m=1}^{3} m_m\left(\frac{\partial X_m}{\partial q_i}\frac{\partial X_m}{\partial q_j} + \frac{\partial Y_m}{\partial q_i}\frac{\partial Y_m}{\partial q_j}\right) \quad (3.40)$$

$M(q)$ atalet matrisi, $N(q,\dot{q})$ Coriolis/merkezkaç, $V'(q)$ yer çekimi momentleridir.

$$M(q)\ddot{\theta} + N(q,\dot{q})\dot{q} + V'(q) = 0 \quad (3.41)$$

$$M(q) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \quad (3.42)$$

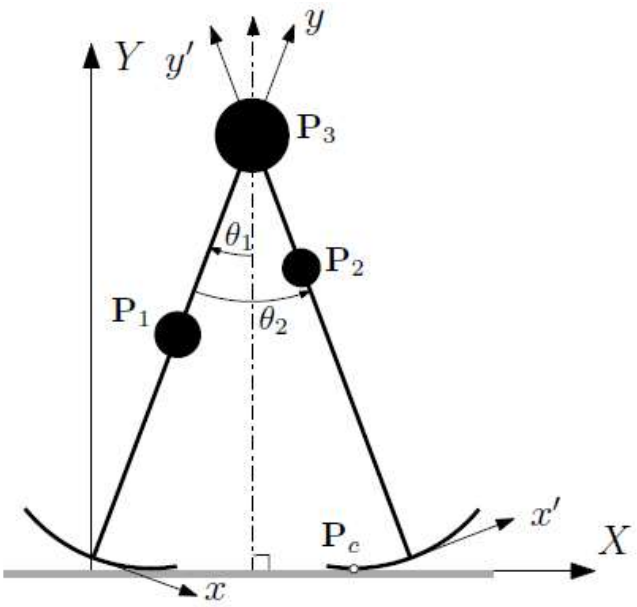
$$N(q,\dot{q}) = \begin{bmatrix} N_{11} & N_{12} \\ N_{21} & N_{22} \end{bmatrix} \quad (3.43)$$

$$V'(q) = \begin{bmatrix} \frac{\partial V}{\partial \theta_1} & \frac{\partial V}{\partial \theta_2} \end{bmatrix}^T \quad (3.44)$$

$$N_{ij} = \sum_{n=1}^{2} \frac{\partial M_{in}}{\partial q_j} \dot{q}_n - \frac{1}{2} \sum_{n=1}^{2} \frac{\partial M_{jn}}{\partial q_i} \dot{q}_n \quad (3.45)$$

Pasif dinamik yürüyüş modeli sert, elastik olmayan bacaklara sahiptir ve zemine çarpmanın anlık olduğu kabul edilir. Çift destek fazında kütle merkezi momentumu yön değiştirir ve topuk vuruşu salınım bacağı zemine değdiğinde gerçekleşir. Şekil 3.4'de asimetrik pasif yürüme modeli yer almaktadır.

Şekilde belirtilen θ_2 açısı topuk vuruşunda pozitiftir çünkü salınım ayağı ilk temasta geriye doğru hareket etmektedir.



Şekil 3. 4: Asimetrik Pasif Dinamik Yürüme Modeli Çift Destek Fazı [16].

Salınım ayağının yerle teması anlık bir çarpma ile sonuçlanır ve çarpma esnasında gövde yapısı değişmez.

$q^+ = Jq^-$ ifadesinde çarpma öncesi ve sonrası değişkenleri gösterir. P_c, topuk vuruşunda salınan bacağın zeminle temas ettiği nokta olup, $[X_c, 0]$ koordinatlarına sahiptir.

P_c konumu;

$$X_c = (x_c - x_\theta)\cos\theta_1 + (y_c - y_\theta)\sin\theta_1 + s(\theta_1) \quad (3.46)$$

$$Y_c = -(x_c - x_\theta)\sin\theta_1 + (y_c - y_\theta)\cos(\theta_1) \quad (3.47)$$

$$x_c = \left(x_{\theta_2} - x_3\right)\cos\theta_2 + \left(y_{\theta_2} - y_3\right)\sin\theta_2 + x_3 \tag{3.48}$$

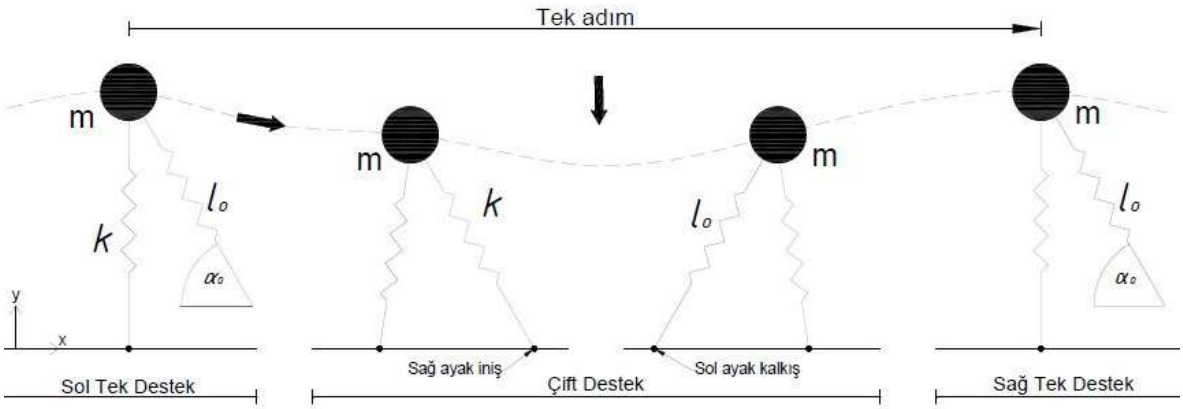
$$y_c = -\left(x_{\theta_2} - x_3\right)\sin\theta_2 + \left(y_{\theta_2} - y_3\right)\cos\theta_2 + y_3 \tag{3.49}$$

3.5. YAY YÜKLÜ TERS SARKAÇ

Yay yüklü ters sarkaç (Spring Loaded Inverted Pendulum – SLIP) modeli, bacak fonksiyonlarını ve bacaklı hareketlerde yer tepki kuvvetini açıklamak için basit bir yay-kütle mekanizmasını kullanır. SLIP'te vücut kütlesi tek bir noktada, kütle merkezinde toplanır [22]. SLIP modeli, bacaklar rijit değil, esnek yaylı çubuklar şeklinde ele alarak, temas sırasında meydana gelen GRF'i ve mekanik dengeyi daha gerçekçi biçimde analiz etmeye olanak tanır. Düz bacak mekanizması, hareket halinde kayda değer bir enerji verimliliği sunarken, bozulmalara karşı düşük dayanıklılık sunar. Buna karşın, insan bacakları yürüme esnasında asla tamamen düz değildir ve bu noktada bacak dinamikleri üzerine yapılan çalışmalar, yay benzeri bacak mekanizmasını ortaya çıkarmıştır. Başarılı yürüyüş için temel gerekliliklerden biri, iki ayaklı yay-kütle modeli tarafından da öngörülen dengedir. Yay benzeri bacak mekaniğinin bir diğer önemli özelliği ise sistemin hasar görmesini engelleyerek, darbe kuvvetlerinin azaltılmasıdır [34]. Aslen koşma davranışı için önerilen yay-kütle modeli, yürüyüş davranışına uyarlanarak insan hareketinin temel mekanizmalarının daha iyi anlaşılmasına katkıda bulunmuştur [35].

SLIP, tüm gövde noktasal bir kütle *m* olarak, bu kütleye doğrusal yay katsayısı *k* olan kütlesiz bir yay ile modellenir.

SLIP modelinde, bacaklar sabit bir yay katsayısına sahip lineer yaylar olarak modellenir. Vücut kütlesi, sistemin merkezinde yer almakta ve hem yerçekimi hem de yay kuvvetlerine maruz kalmaktadır.



Şekil 3. 5: İki Ayaklı Kütle-Yay Modeli [10].

Model, iki yay bacak ve bir noktasal kütleden oluşmaktadır. Her yay bacak, yalnızca basma fazında kuvvet üretmektedir. Newton'n 2.yasası ile çözümlenen, kütle-yay modeli hareket denklemleri aşağıda sunulmuştur.

1) Tek destek fazında ayak zemine sabit, gövde yayla bağlı şekilde salınıyor [10].

$$m\ddot{x} = P_x \tag{3.50}$$

$$m\ddot{y} = P_y - mg \tag{3.51}$$

$\vec{P}$, temasta olan bacağın yayı tarafından üretilen kuvvet vektörüdür.

2) Çift destek fazında her iki ayak da zeminle temas halinde ve bu nedenle her iki yaydan gelen toplam kuvvet uygulanır. Bu fazda her iki yay da kuvvet üretmektedir ve düşey kuvvette toplanır.

$$m\ddot{x} = P_x - Q(d - x) \tag{3.52}$$

$$m\ddot{y} = P_y + Q_y - mg \tag{3.53}$$

Q, ikinci bacak temas ettiği anda devreye giren yay kuvvetidir.

$(d - x)$ terimi ise, iki ayak arasındaki yatay mesafedir.

3) Diğer bacak için tek destek fazı için 3.50 ve 3.51 no'lu denklemlerin simetriği uygulanır.

$$m\ddot{x} = -Q(d - x) \tag{3.54}$$

$$m\ddot{y} = Q_y - mg \tag{3.55}$$

4) P ve Q kuvvetleri, Hooke yasası ile türetilmiştir. k ve l_0, sırasıyla yay sertliği ve yayın serbest uzunluğudur.

$$P = k(\frac{l_0}{\sqrt{x^2+y^2}} - 1) \tag{3.56}$$

$$Q = k(\frac{l_0}{\sqrt{(d-x)^2+y^2}} - 1) \tag{3.57}$$

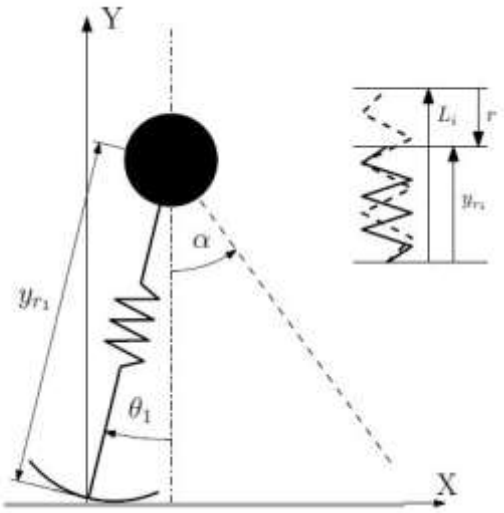
Tablo 2.1: SLIP Simülasyon Parametreleri

SLIP Simülasyon Parametreleri

Kütle (m)	65.6 kg
Bacak uzunluğu (l_0)	1.08 m
Yay Katsayısı (k)	14000 N/m
Yay sönümleme oranı (q)	8/100
Yer çekimi ivmesi (g)	9.81 m/s^2

3.6. YAY YÜKLÜ ASİMETRİK KÜTLELİ SARKAÇ MODELİ

Yay yüklü sarkaç modeli, yalnızca kalça kütlesine sahip olup, bacak kütlesi içermediğinden asimetrileri anlamaya olanak vermez. Bu asimetrileri anlamak için Şekil 3.6'da yer alan model incelenecektir. Model, Whittington ve Thelen [13] tarafından üretilen makaralı ayaklı SLIP modelinden türetilmiştir. Ancak modelde serbestlik dereceleri$[X, Y]$ kütle merkezi koordinatları (CoM) yerine, duruş bacağı açısı θ, bacak uzaması r ile temsil edilmektedir. 3.4. bölümde yer alan model bile karşılaştırıldığında, zemin düz ve eğim açısı olmadığı için $(\gamma = 0)$ sistemin mekanik enerjisi sabit kalmaktadır.



Şekil 3. 6: Tek Destek Fazında Makara Ayaklı SLIP Modeli [16].

Modelde tek bir kütle m, gövdeyi temsil etmektedir. Tek bir esnek bacak, yay katsayısı k, doğal bacak boyu L_0, yay uzaması r, bacağın dikeyle yaptığı açı θ.

Genel koordinatlar;

$$q = [\theta, r] \tag{3.58}$$

Bacağın uzama miktarı;

$$y_r = L_0 + r \tag{3.59}$$

Gövdenin küresel koordinatları aşağıdadır. Bu eşitlikler hem yay uzamasını hem de makara geometrisini içeren gövdenin anlık konumunu verir.

$$X = -x_\theta(\theta)\cos(\theta) + (y_r(r) - y_\theta))\sin\theta) + s(\theta) \tag{3.60}$$

$$Y = x_\theta \sin(\theta) + (y_r(r) - y_\theta(\theta))\cos(\theta) \tag{3.61}$$

Potansiyel enerji V;

$$V = mgY + \frac{1}{2}mkr^2 \tag{3.62}$$

Kinetik enerji K;

$$K = \frac{1}{2}m|\vec{v}_1|^2 = \frac{1}{2}m\left(\dot{X}^2 + \dot{Y}^2\right) = \frac{1}{2}m\left(\left(\frac{\partial X}{\partial\theta}\dot{\theta} + \frac{\partial X}{\partial r}\dot{r}\right)^2 + \left(\frac{\partial Y}{\partial\theta}\dot{\theta} + \frac{\partial Y}{\partial r}\dot{r}\right)^2\right) \tag{3.63}$$

Mekanik enerji, kinetik ve potansiyel enerjinin toplamıdır.

$$ME = \frac{1}{2}m\left(\left(\frac{\partial X}{\partial \theta}\dot{\theta} + \frac{\partial X}{\partial r}\dot{r}\right)^2 + \left(\frac{\partial Y}{\partial \theta}\dot{\theta} + \frac{\partial Y}{\partial r}\dot{r}\right)^2\right) + mgY + \frac{1}{2}mkr^2 \quad (3.64)$$

Hareket denklemleri Lagrange mekaniği ile çözümlenmiştir.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L(q,\dot{q})}{\partial \dot{q}}\right) - \frac{\partial L(q,\dot{q})}{\partial q} = 0 \quad (3.65)$$

$M(q)$ kütle/atalet matrisi, $N(q,\dot{q})$ hıza bağımlı terimler (coriolis/merkezkaç), $V'(q)$ yer çekimi ve yay geri çağırma kuvvetleri.

$$M(q)\ddot{q} + N(q,\dot{q})\dot{q} + V'(q) = 0 \quad (3.66)$$

$$M(q) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \quad (3.67)$$

$$N(q,\dot{q}) = \begin{bmatrix} N_{11} & N_{12} \\ N_{21} & N_{22} \end{bmatrix} \quad (3.68)$$

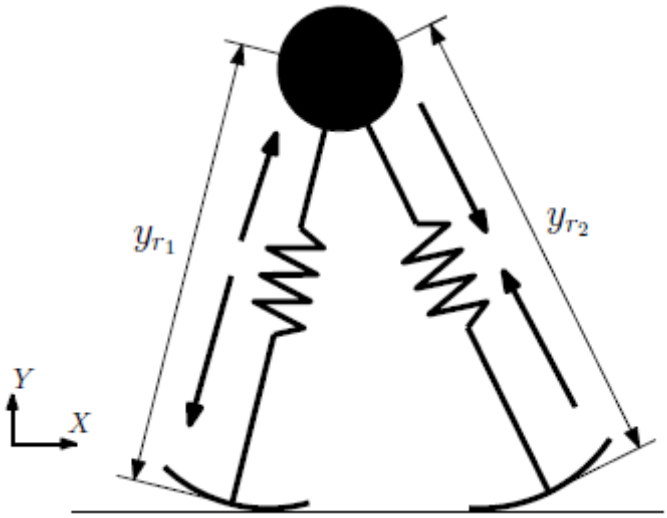
$$V'(q) = \begin{bmatrix} \frac{\partial V}{\partial \theta} & \frac{\partial V}{\partial r} \end{bmatrix}^T \quad (3.69)$$

$$M_{ij} = m\left(\frac{\partial X}{\partial q_i}\frac{\partial X}{\partial q_j} + \frac{\partial Y}{\partial q_i}\frac{\partial Y}{\partial q_j}\right) \quad (3.70)$$

$$N_{ij} = \sum_{n=1}^{2}\frac{\partial M_{in}}{\partial q_j}\dot{q}_n - \frac{1}{2}\sum_{n=1}^{2}\frac{\partial M_{jn}}{\partial q_i}\dot{q}_n \quad (3.71)$$

i ve j matristeki konumu, n değişken sayısını ifade eder. Değişken sayısı ikidir. (θ ve r)

Tek destek fazında salınım bacağının uzaması modellenemez bu yüzden $r_2 = 0$ kabul edilir. Çift destek evresinde kayma olmadığı için ön bacak, yere temas ettiği noktada sabitlenir. Çift destek fazındaki model Şekil 3.7'de gösterilmiştir. Ön bacak yere temas ettikten sonra ön bacak yayı r_2 sıkışır, arka bacak yayı r_1 uzar ve $r_1 = 0$ olana kadar süreç devam eder. Bu noktada arka bacağın yer teması kaybolur ve model tekrardan tek destek fazına geçer, ön bacak yeni destek bacağı olur.



Şekil 3. 7: Çift Destek Fazının Makaralı Ayaklı SLIP Modeli.

Arka bacak kalkıştan önce uzadıkça, ön bacağın yükü artar [16].

Her iki yay da yer temas ettiğinde potansiyel enerji V;

$$V = mgY + \frac{1}{2}mk_1{r_1}^2 + \frac{1}{2}mk_2{r_2}^2 \tag{3.72}$$

Mekanik enerji;

$$ME = \frac{1}{2}m\left(\left(\frac{\partial X}{\partial \theta}\dot{\theta} + \frac{\partial X}{\partial r}\dot{r}\right)^2 + \left(\frac{\partial Y}{\partial \theta}\dot{\theta} + \frac{\partial Y}{\partial r}\dot{r}\right)^2\right) + mgY + \frac{1}{2}mk_1{r_1}^2 + \frac{1}{2}mk_2{r_2}^2 \tag{3.73}$$

3.7. YAYLI BACAK VE EĞRİ AYAK MODELİNİN HAREKET DENKLEMLERİ

Klasik SLIP modeline ek olarak eğri ayak dahil edilmiş ve ayak-yer temasının etkileri modellenmiştir. Eğri ayak, ayağın topukla başlayıp, parmak ile sona eren kavisli temas yapısını simüle ederek ayak bileği momentleri, yer tepki kuvvetleri dağılımı gibi parametrelerin analizine olanak sağlar.

Bu yaklaşımda, ayak, eğri bir yay şeklinde modellenmiş ve bu eğriliğin merkezinin gövde kütlesine olan uzaklığı sisteme dahil edilmiştir. Yaylı bacak ve eğri ayak sistemi birleşik olarak modellenmiş, temas noktasının ilerlemesi ile dönme momenti, yer tepki kuvveti gibi parametreler hesaplanmıştır.

Yaylı bacak ve eğri ayaklı yürüyüş modelinin hareket denklemleri Newton'un 2.yasasına dayalı olarak türetilmiştir.

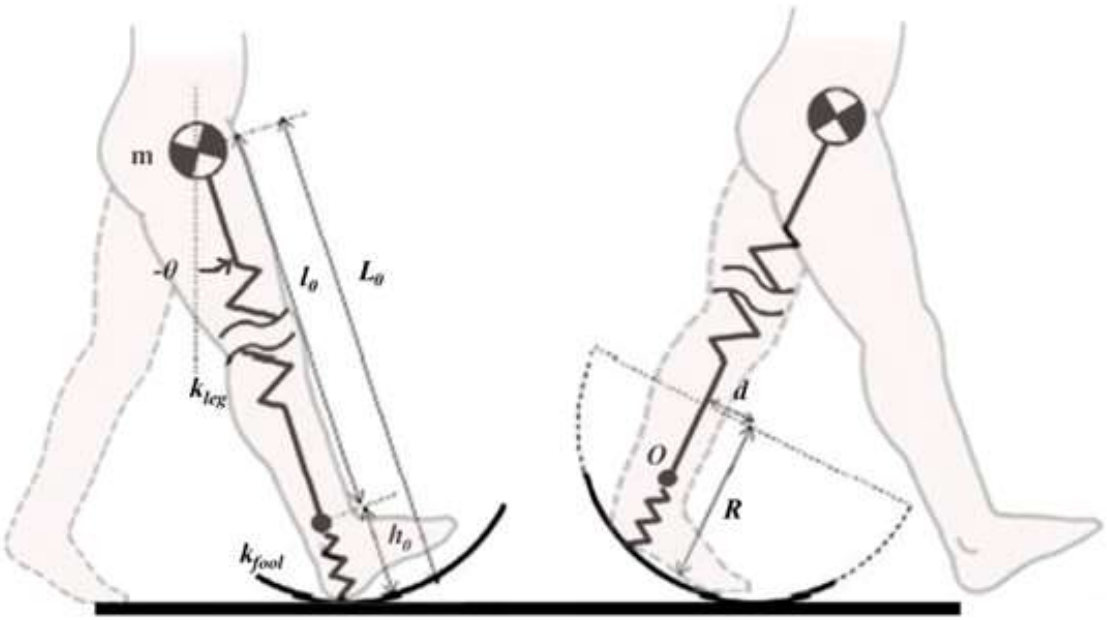
Newton'un 2.yasası, bir cisim ona uygulanan net kuvvet ile doğru orantılı ve aynı yönde bir ivme kazanır.

$$\sum F = m\,a \tag{3.74}$$

$$\sum F_x = m\ \ddot{x} \tag{3.75}$$

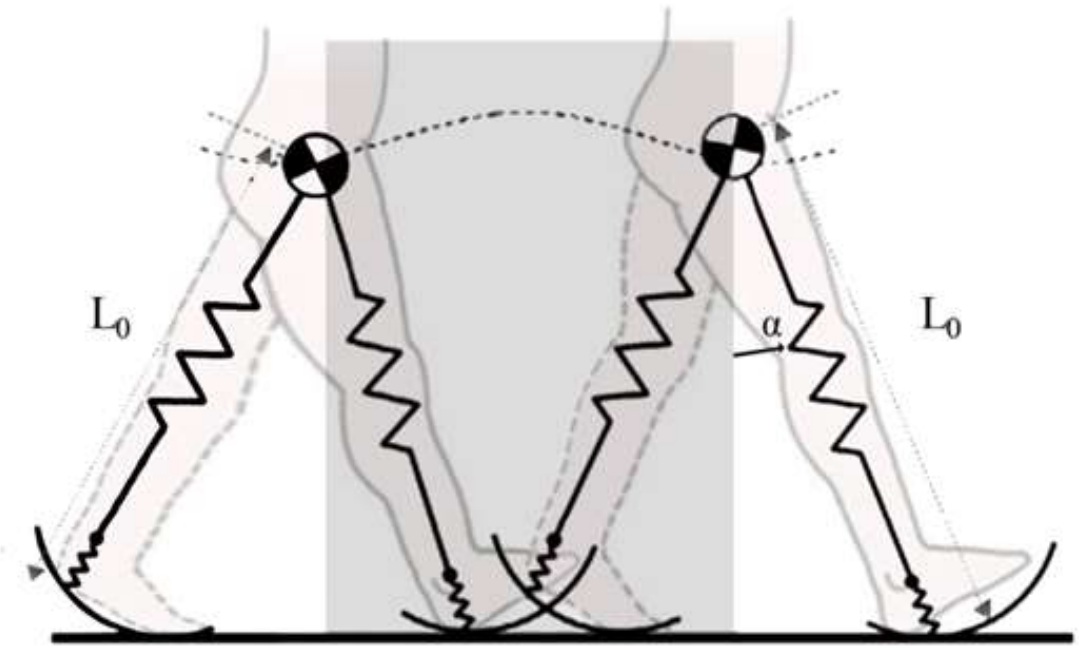
$$\sum F_y = m\ \ddot{y} \tag{3.76}$$

Şekil 3.8'de verilen vücut kütlesi m, alt ekstremitenin gerilmemiş, doğal uzunluğu L_0, eğri ayağın merkezden uzaklığı d, eğri ayağın yarıçapı R, alt ekstremitenin yay katsayısı k_{leg} ve ayak bileği-yay sisteminin katsayısı k_{foot} ile temsil edilmektedir. Modelde uyumlu bacak sistemi, eğri tabanlı yaylı bir segment ile modellenmiştir. Eğri ayak yüzeyi, ayağın yerle temasını gösterir şekilde çizilmiştir. Vücut kütle merkezi ve yerle temas eden eğri ayak arasındaki ilişki vurgulanmıştır. Lim ve Park [15]'ın çalışmalarından uyarlanmıştır.



Şekil 3. 8: Yaylı Ayak- Eğri Ayak Bileği Segmentiyle Birleştirilmiş Yürüyüş Modeli.

Şekil 3.9'da alt ekstremitenin uzunluğu L_0 ve yere temas açısı α ile gösterilen, yürüme sırasında tek destek fazını temsil eder. Bu esnada eğri ayak yerle temas halindedir. Gölgeli alan tek destek fazını, açık alan çift destek fazını temsil etmektedir. Bu evre, ayağın yerle teması ile başlayıp, bir sonraki ayağın yere teması ile sonlanır. Lim ve Park [15]'ın çalışmalarından uyarlanmıştır.



Şekil 3. 9: Yaylı Ayak-Ayak Bileği Yürüyüş Modelinde Tek Destek Fazı.

Yaylı bacak ve eğri ayak modelinde, CoM anlık konumu, sistem geometrisine bağlı olarak aşağıdaki şekilde tanımlanır.

$$x_{CoM} = R\,\theta + \left(L^0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta\right) sin(\theta) - d\,cos(\theta) \qquad (3.77)$$

$$y_{CoM} = R + \left(L^0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta\right) cos(\theta) + d\,sin(\theta) \qquad (3.78)$$

Denklem 3.77'de $R\,\theta$ ifadesi, eğri ayağın yuvarlanma hareketi ile aldığı mesafedir. Ayağın temas noktası ilerledikçe kütle merkezi de alınan bu mesafe kadar ileri gider.

Bu durum 3.78 denkleminde mevcut değildir çünkü dikey yönde yuvarlanma etkisi yoktur. Eğri ayak dönse bile zeminle temas noktası hep aynı yüksekliktedir.

$\left(L^0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta\right) sin(\theta)$, bacak uzunluğunun, eğri ayağın merkezinden CoM'e olan yatay bileşeni.

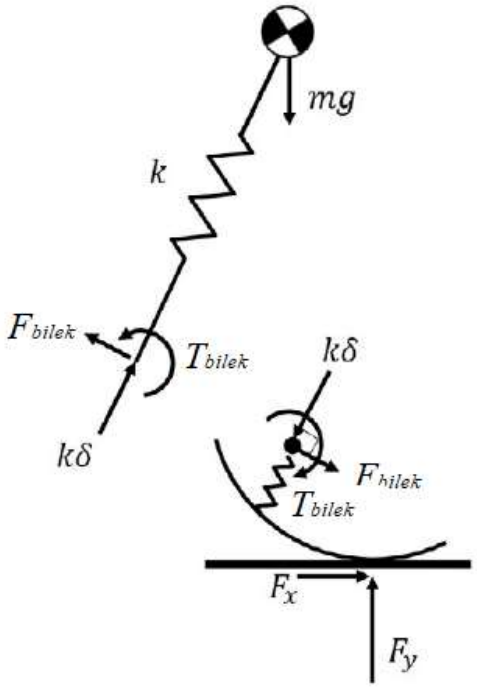
$d\,cos(\theta)$ ve $d\,sin(\theta)$ ifadesi, yayın uzamış kısmının CoM üzerindeki etkisini gösterir. x_{CoM} eşitliğinde negatif olma nedeni, sistem aşağı eğildikçe CoM sola hareket eder.

$$x_{bilek} = R\,\theta - \left(\sqrt{R^2 - d^2} - \frac{r}{r+1}L_0 + \frac{1}{\rho+1}\,\delta\right) sin(\theta) - d\,cos(\theta) \qquad (3.79)$$

$$y_{bilek} = R - \left(\sqrt{R^2 - d^2} - \frac{r}{r+1}L_0 + \frac{1}{\rho+1}\,\delta\right) cos(\theta) + d\,sin(\theta) \qquad (3.80)$$

$$r = \frac{h_0}{l_0}, \rho = \frac{k_{ayak}}{k_{bacak}} \qquad (3.81)$$

Şekil 3.10'da yer alan serbest cisim diyagramında, vücut ağırlığı mg, ayaktan gelen yay kuvveti $k\delta$, CoM'den ayak bileğine aktarılan yay kuvveti F_{ank}, moment koluyla ayak bileğini etkileyen tork T_{ank}, yatay yer tepki kuvveti F_x ve dikey yer tepki kuvveti F_y. Bu diyagramda sistem denge anındaki kuvvet ve torkları gösterilmektedir.



Şekil 3. 10: Kütle Merkezi Serbest Cisim Diyagramı [15].

Eğri ayağın temas noktasına uygulanan ve CoM'e yönlendirilen yer tepki kuvvetleri;

$$F_x = \omega_n^2 \, \delta \, sin\theta - F_{bilek} \, cos\theta \tag{3.82}$$

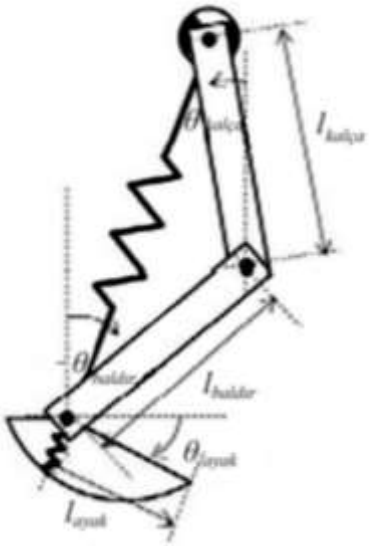
$$F_y = \omega_n^2 \, \delta \, cos\theta - F_{bilek} \, sin\theta \tag{3.83}$$

Ayak bileği eklemi torku;

$$\tau_{bilek} = F_x \left\{ R - \left(\sqrt{R^2 - d^2} - \frac{r}{r+1} L_0 + \frac{1}{\rho + 1} \delta \right) cos\theta + d \, sin\theta \right\}$$

$$+ F_y \left\{ \left(\sqrt{R^2 - d^2} - \frac{r}{r+1} L_0 + \frac{1}{\rho+1} \delta \right) sin\theta + d \, cos\theta \right\} \tag{3.84}$$

Şekil 3.11'de alt ekstremitenin uzunluk ve açı parametreleri gösterilmiştir.



Şekil 3. 11: Alt Ekstremite Geometrisi.

$$x_{bilek} - x_{CoM} = l_{baldır} \sin \theta_{baldır} + l_{kalça} \sin \theta_{kalça} \tag{3.85}$$

$$y_{CoM} - y_{bilek} = l_{baldır} \cos \theta_{baldır} + l_{kalça} \cos \theta_{kalça} \tag{3.86}$$

$$\theta_{ayak} = \theta - \tan \left(\frac{\delta}{(\rho+1) \cdot l_{ayak}} \right) \tag{3.87}$$

Tek destek fazı hareket denklemleri;

$$\begin{bmatrix} \sin\theta & -R - d\sin\theta - (L_0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta)\cos\theta \\ \cos\theta & -d\cos\theta + (L_0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta)\sin\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\partial} \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} =$$

$$\begin{bmatrix} -\omega_n^2\,\delta\sin\theta + F_{bilek}\cos\theta - \left(L_0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta\right)\dot{\theta}^2\sin\theta + (\dot{\theta}^2\,d - 2\,\dot{\delta}\dot{\theta})\cos\theta \\ -\omega_n^2\,\delta\cos\theta - F_{bilek}\sin\theta - \left(L_0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta\right)\dot{\theta}^2\cos\theta + \left(\dot{\theta}^2\,d - 2\,\dot{\delta}\dot{\theta}\right)\sin\theta + g \end{bmatrix}$$

(3.88)

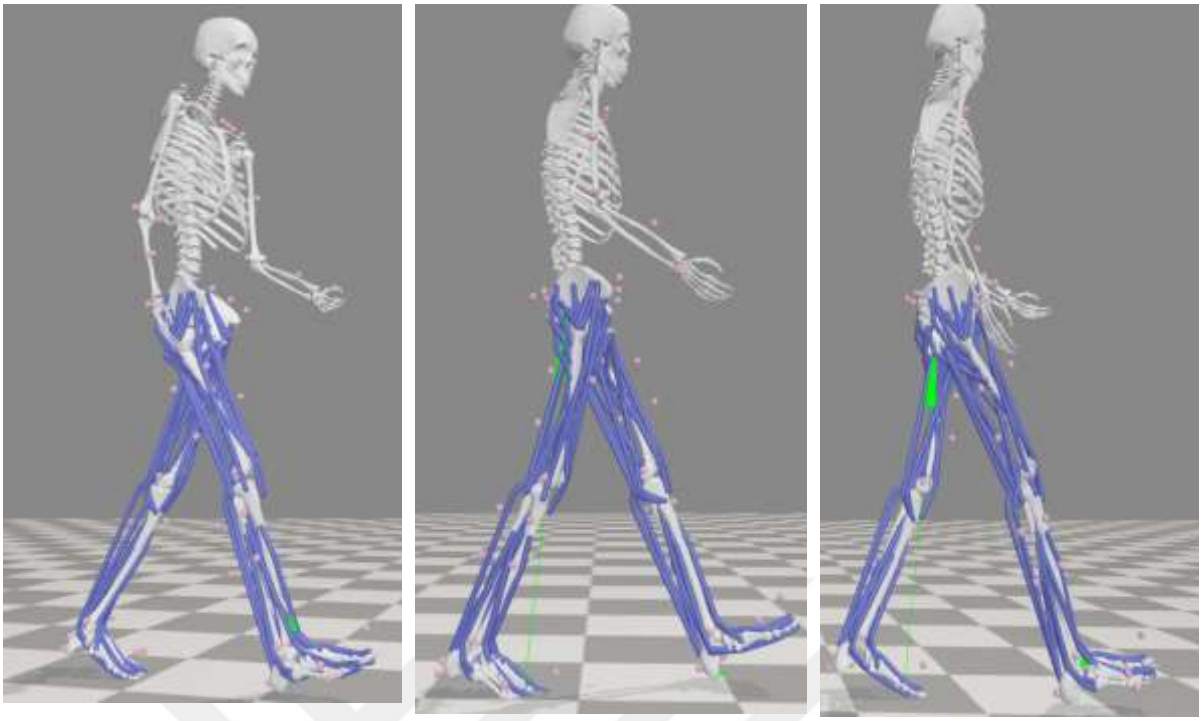
$$F_{bilek} = \omega_n^2\,\delta\,\frac{R\cdot\sin\theta + d}{L_0 - \sqrt{R^2 - d^2} - \delta + R\cdot\cos\theta} \qquad (3.89)$$

4. BULGULAR

Bu çalışmada insan yürüyüşünün analizi için hem kas-iskelet temelli modeller hem de basitleştirilmiş sarkaç tabanlı modeller kullanılmıştır. İlk olarak OpenSim tabanlı kas-iskelet modeli tercih edilmiş, böylece sağlıklı birey yürüyüşü ile transtibial ampute birey yürüyüşü ayrıntılı kinematik veriler üzerinden değerlendirilmiştir. Daha basit ve erişilebilir temsiller için ise lineer ters sarkaç modeli ve yay yüklü ters sarkaç modeli incelenmiştir. Bu modeller, hesaplama kolaylığı ve literatürdeki yaygın kullanımları nedeniyle tercih edilmiştir. Ayrıca amputasyon senaryolarını temsil edebilmek için SLIP modelinin asimetrik ve protez parametreleriyle güncellenmiş versiyonları da kullanılmıştır. Bu yaklaşımlar ile yürüyüşün temel biyomekanik özellikleri farklı düzeylerde değerlendirilmiştir.

4.1. OPENSIM İLE SAĞLIKLI BİREYİN YÜRÜME ANALİZİ

OpenSim açık kaynaklı yazılım kullanılarak sağlıklı bir birey için bir yürüme döngüsü boyunca kalça, diz ve ayak bileği ekleminin değişimi Şekil 4.2'de verilmiştir. Şekil 4.2'den anlaşılacağı gibi sağlıklı bireylerde de bir miktar asimetri bulunmaktadır. Fakat simetrik kabulü ile devam etmek hem analiz yapılmasını kolaylaştırır hem de daha ucuz sistemlerin kullanılmasının önünü açmaktadır. Sağlıklı bireylerde dikey yöndeki yer tepki kuvveti M-şeklinde bir görünüm yapmaktadır. Kalça eklem açısı, -20 ila 30 derece arasında değişmektedir. Diz eklemi ise 0- 70 derece arasında değişim gözlenirken, ayak bileğin ekleminde ise -20 ila 15 derece arasında bir değişim olmaktadır. Analizlerde sağlık bireyin davranışını bilmek patolojilerin gözlemlenmesinde oldukça yardımcı olmaktadır. Bu nedenle ilk olarak sağlık birey üzerinde analizler yapılmıştır.



Şekil 4. 1: Sağlıklı Bireylerin Opensim'de Bir Yürüme Döngüsü Gösterimi.

Sağlıklı bireye ait modele ilişkin sonuçlar Şekil 4.2'de yer almaktadır.

- GRF Tahmini: Sağlıklı bireylerde, dikey yer tepki kuvvetlerinde ($GRF_L y$) beklenen M-şekli net şekilde görünmektedir ve her iki bacak da simetriktir. İlk tepe yüklenme (topuk teması sonrası vücut ağırlığının kabulü), ikinci tepe itme (terminal duruş-ön salınım) evresine karşılık gelmektedir. Eğrinin dip noktası ise basma ortasında, merkez kütlenin en yüksek olduğu anda gerçekleşmiştir. Yürümenin erken duruş fazında (ilk temas ve yüklenme, 0-%10), topuk teması ile birlikte $GRF_L x$, negatif yönde seyretmektedir. Bu negatif faz, ayak yere temas ettiğinde gövdenin ileri hareketini kısa süreliğine yavaşlatan frenleme etkisini temsil etmektedir. Yani vücut kütlesinin ileri momentumu, ayak temas yüzeyi tarafından kısmen sönümlenmektedir. Basma ortasına doğru eğri, sıfır çizgisini keserek pozitif alana geçer. Bu noktadan itibaren ayak, gövdenin ilerlemesine katkı sağlayan itici kuvvet üretir. Basma sonu fazında gözlenen bu pozitif değerler, özellikle parmak ucuna yüklenme ile birlikte, vücudu ileriye taşıyan en önemli itme mekanizmasını yansıtır. Bu profil, sağlıklı yürüyüşte hızın kontrollü bir şekilde düzenlendiğini ve adımın etkin bir şekilde ileri itildiğini göstermektedir. $GRF_L z$ eğrisi, genellikle sıfır çizgisi etrafında küçük salınımlar yapar. Bu salınımlar, yürüyüş sırasında ağırlığın bir bacaktan diğerine aktarılması ile ilgilidir. Örneğin, topuk teması ile birlikte

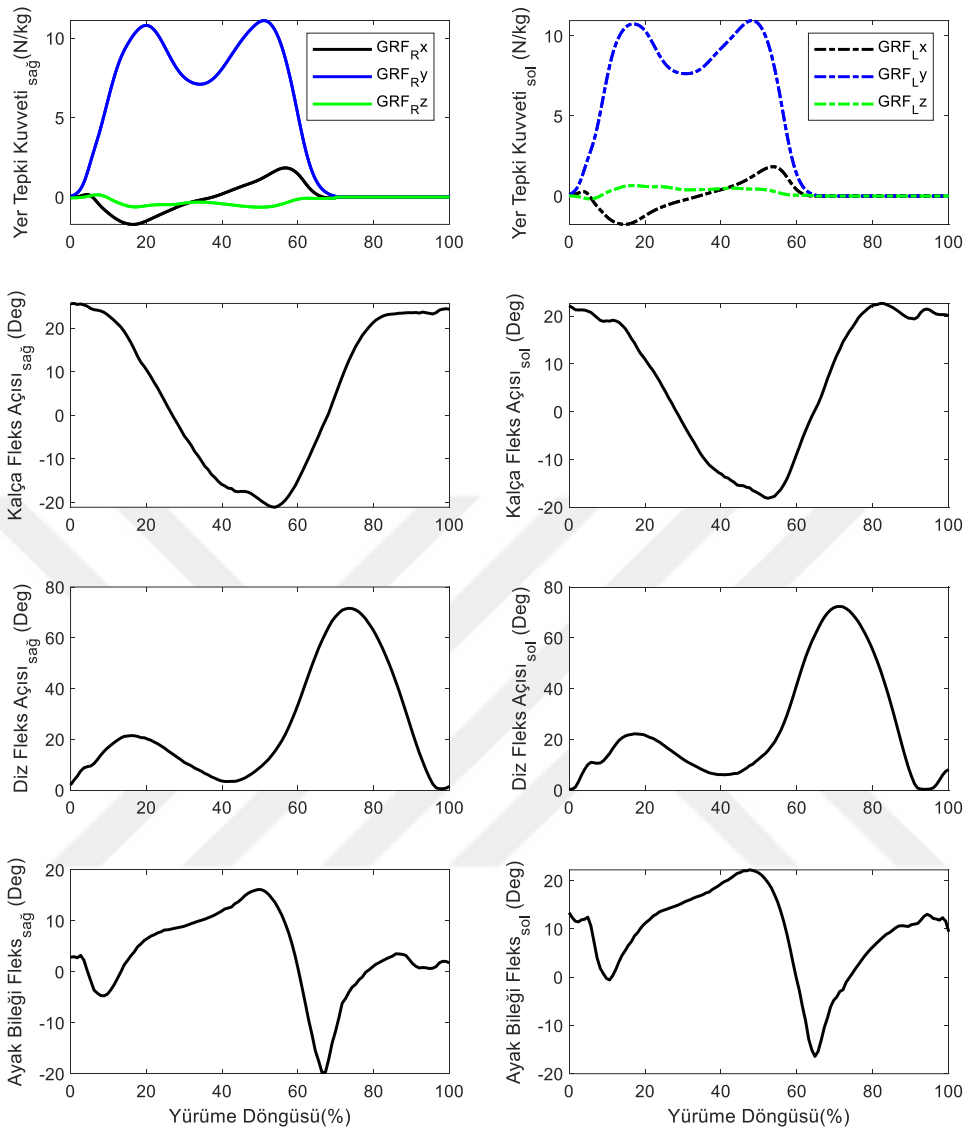
kuvvet hafifçe içe veya dışa doğru kayabilir, basma ortası fazda gövde ağırlığı destek bacağının üzerine dengelenir, adımın sonuna doğru ise kuvvet tekrar salınım bacağına aktarılır. Bu küçük genlikli dalgalanmalar, yanal denge kontrolünün sağlıklı biçimde korunduğunu ve ağırlık aktarımının simetrik olduğunu göstermektedir.

- Kalça Tahmini: Yürüyüş, kalça eklemi öne doğru bükülü (fleksiyon) halde başlar. Yüklenme fazında kalça yavaş yavaş geriye doğru açılır (ekstansiyon) ve basma ortası ve basma sonu fazında en geriye uzanmış konumuna yaklaşır. Salınım fazında ise kalça tekrar hızla öne doğru bükülür. Bu bükülme, adım uzunluğunu artırarak gövdenin ileriye taşınmasına katkı sağlar. Sağlıklı yürüyüşte bu hareketler akıcı ve iki bacak arasında simetriktir.

- Diz Açısı Tahmini: Topuk yere temas ettiğinde diz hafif bükülür. Bu, yüklenme sırasında oluşan darbeyi azaltır ve şok emilimi sağlar. Basma ortasında, diz tekrar düzelir ve ağırlık taşımaya uygun konuma gelir. Salınım fazı başladığında diz hızla bükülerek ayağın yerden rahatça geçmesine yardımcı olur. Salınımın sonunda ise diz yeniden düzelerek bir sonraki adım için hazırlanır. Sağlıklı yürüyüşte bu hareketler düzenlidir ve eklemin fonksiyonel çalıştığını gösterir.

- Ayak Bileği Açısı Tahmini: Topuk yere değdiği anda ayak bileği kısa bir süre öne doğru kapanır (plantar fleksiyon). Ardından basma fazında bacak ileriye dönerken, ayak bileği yavaşça açılır (dorsifleksiyon). Basma sonu evresinde bu açılma zirveye ulaşır ve hemen arkasından güçlü bir kapanma gerçekleşir. Bu hareket, ayağın yerden itilmesini yani yürüyüşteki asıl "itme gücünü" sağlar. Salınım fazında ise ayak bileği tekrar öne açılarak ayağın yere takılmadan ilerlemesine yardımcı olur.

Eğrilerden görüleceği üzere basma ve salınım fazları arası geçişleri çok nettir. Sağlıklı bireylerde basma fazı %60, salınım fazı %40 oranındadır ve sonuçlar bununla örtüşmektedir. Yer tepki kuvvetleri ve eklem açıları arasındaki uyum, yürüyüşün hem simetrik hem de enerji açısından verimli gerçekleştiğini ortaya koymaktadır.



Şekil 4. 2: Sağlıklı Bireylerde Bir Yürüme Döngüsü Boyunca Sağ ve Sol Uzvun Eklem Açılarının Değişimi.

4.2. OPENSIM İLE TRANSTIBIAL AMPUTE BİREYİN YÜRÜME ANALİZİ

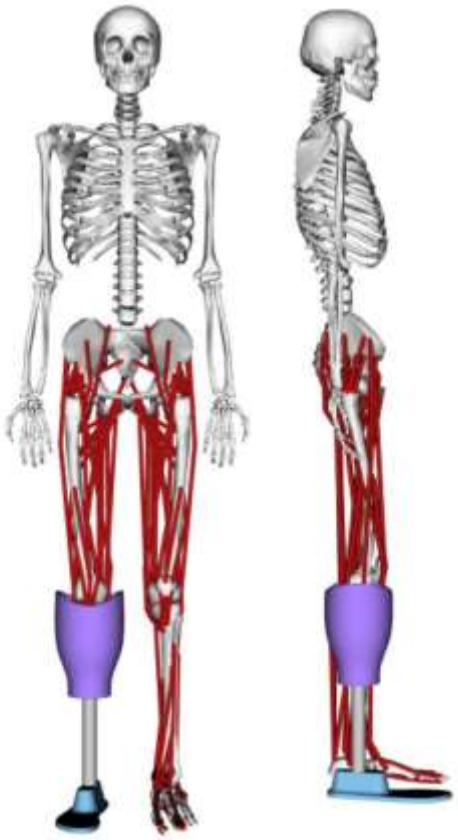
Willson [29] tarafından geliştirilen transtibial model ters kinematik analiz ile çözümlenmiştir. Tüm simülasyonlar, 54 kas ve 19 serbestlik derecesine sahip iskelet modeli kullanılarak OpenSim ortamında gerçekleştirilmiştir. Kullanılan kinematik ve yer tepki kuvveti verileri 1.2 m/s hızla yürüyen erkek bireyden alınmıştır. Sol bacak da herhangi bir patoloji olmayıp, sağ bacakta protez yer almaktadır. Şekil 4.4'de bu analizin sonuçları yer almaktadır. Yürüyüş döngüsüne ait yer tepki kuvvetleri ve eklem açıları incelendiğinde biartiküler protez tasarımının yürüyüş paternine olan etkileri belirgindir.

- GRF Tahmini: Transtibial ampute bireylerde dikey yer tepki kuvveti ($GRF_L y$) incelendiğinde, sağlıklı bireylerde görülen belirgin M-şeklinin bozulduğu ve iki bacak arasında belirgin bir asimetri oluştuğu gözlenmektedir. Protez tarafında ilk tepe, topuk teması sonrası vücut ağırlığının kabulü sırasında ortaya çıkmakla birlikte, sağlam bacağa kıyasla daha düşük genliktedir. Bu durum, protezin darbe emme kapasitesinin sınırlı olmasından ve yükü etkin bir şekilde aktaramamasından kaynaklanmaktadır. İkinci tepe ise orta duruş ve ön salınım evresinde belirgin şekilde azalmış olup, protez tarafının aktif itiş üretemediğini yansıtmaktadır. Sağlam bacakta ise M-şekli daha net şekilde korunmakta, özellikle ikinci tepede gövdenin ileriye taşınmasında ana rolü üstlendiği görülmektedir. Yatay yer tepki kuvveti $GRF_L x$, protez tarafında frenleme ve itme fazlarının daha düşük genlikte gerçekleştiğini göstermektedir. Yürümenin erken duruş fazında topuk teması ile birlikte negatif yönde gözlenen kuvvet, sağlam bacağa göre daha sınırlı olup, gövdenin ileri hareketini yeterince yavaşlatamamaktadır. Basma ortasına doğru pozitif faza geçen eğri, protez tarafında belirgin bir itici kuvvet üretememekte ve ileri momentumun büyük ölçüde sağlam bacağa bırakıldığını göstermektedir. Buna karşılık sağlam bacakta frenleme–itme profili sağlıklı bireylerde olduğu gibi daha belirgin şekilde korunmaktadır. Yanal yer tepki kuvveti ($GRF_L z$), protez tarafında daha büyük dalgalanmalar göstermektedir. Bu düzensizlikler, yürüyüş sırasında gövdenin yanal stabilitesinin korunması için ek dengeleme stratejilerinin devreye girdiğini ve ağırlık aktarımının simetrik olmadığını işaret etmektedir. Sağlam bacakta ise eğri sıfır çizgisi etrafında daha küçük genlikli salınımlar yaparak yanal denge kontrolünün daha etkin şekilde sürdürüldüğünü göstermektedir.

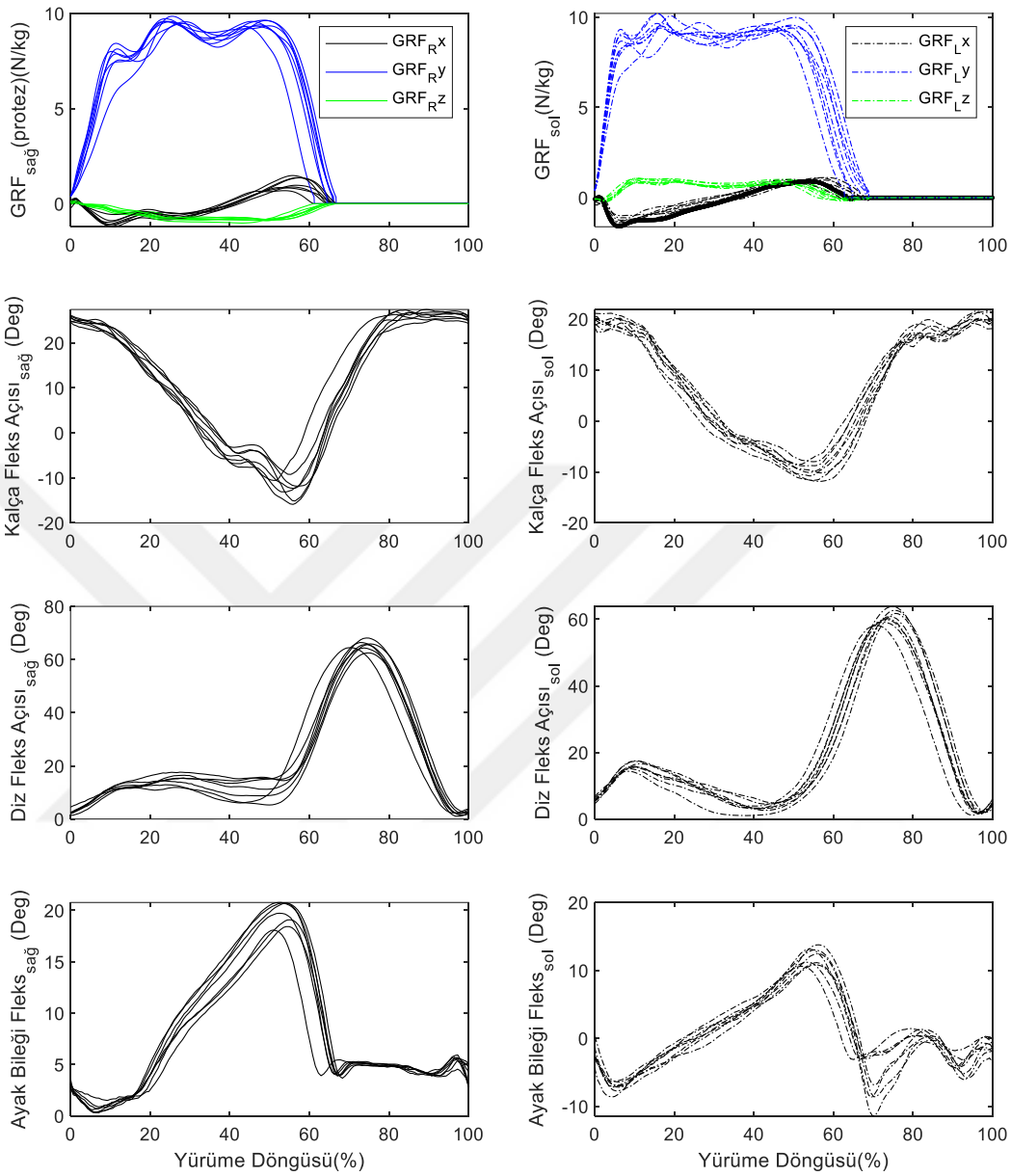
- Kalça ve Diz Açısı Tahmini: Kalça ve diz açıları her iki bacakta da benzer yürüme paterni göstermektedir. Willson [29]'ın modelinden elde edilen sonuçlarda da görülmektedir ki, biartiküler protez, diz kinematiği üzerinde belirgin farklar yaratmamaktadır.

- Ayak Bileği Açısı Tahmini: Sağ ve sol bacak yürüme paternlerinde oluşan en büyük fark ayak bileği açısında görülmektedir. Ayak bileği, itiş kuvvetini tam olarak sağlayamamıştır ki bu sonuçlar Willson [29]'ın elde ettiği sonuçlarla da uyuşmaktadır. Konsept doğru çalışmaktadır fakat kuvvet üretimi artmadıkça yürüyüş asimetrisini gidermek mümkün olmamaktadır. Özellikle ön salınım fazında protezli bacakta biyolojik seviyelere ulaşılamamıştır.

Sonuç olarak, protez tasarımı yürüyüş simetrisini bozmayıp biyomekanik uyumluluk göstermiştir. Ancak sağlıklı yürüme paternine yaklaşabilmesi için özellikle ayak bileği plantar fleksiyon açısının artırılarak normal yürümeye yaklaşması gerekmektedir.



Şekil 4. 3: OpenSim ortamında Andrea Willson tarafından Geliştirilen Transtibial (Diz Altı) Protezi Modeli [29].

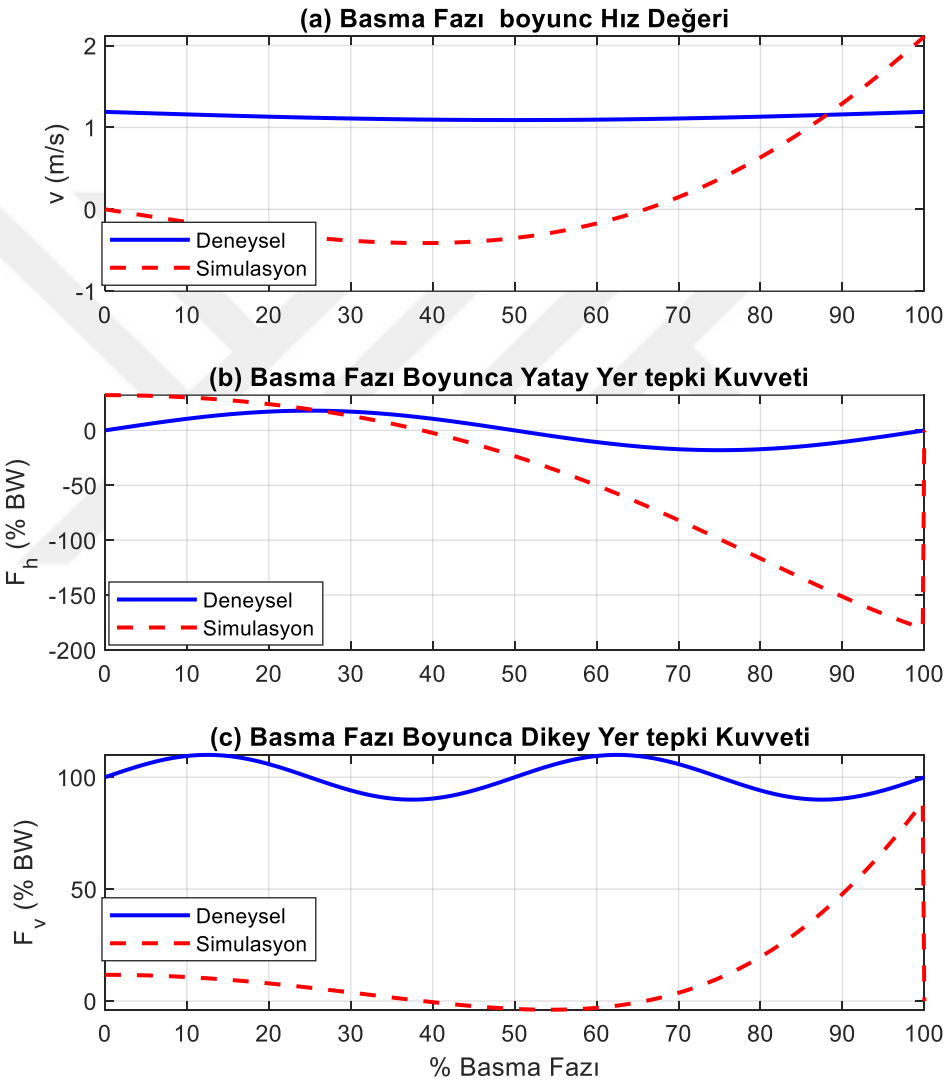


Şekil 4. 4: OpenSimde Andrea Willson Tarafından Geliştirilen Transtibial Protez Modeli İle Yapılan Ters Kinematik Sonuçları.

Sağ bacak, protez takılan bacak ve sol bacakta herhangi bir patoloji bulunmamaktadır.

4.3. TERS SARKAÇ

Ters kinematik sonucu elde edilen sonuçların gerçek yürüyüş verileriyle karşılaştırmasını Şekil 4.5'te göstermektedir. Simüle edilen sarkaç modeli, yürüyüş döngüsü boyunca CoM ileri hızını niteliksel olarak doğru tahmin etmiştir. Ancak minimum hız simülasyonda daha erken gerçekleşmiş ve daha düşük olmuştur. Finaldeki ileri hız simülasyonda daha yüksek çıkmıştır.



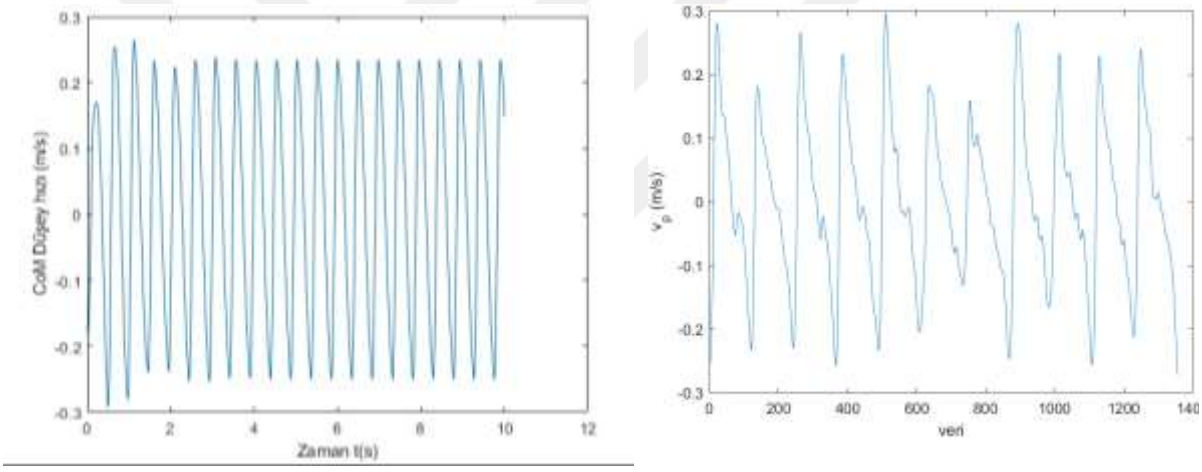
Şekil 4. 5: Basit Ters Sarkaç Modeli ile Elden Edilen Sonuçlar ve Deneysel Veri Kıyası.

Simülasyon, yatay GRF eğrisinin şeklini iyi tahmin etmiştir. Hem braking (negatif) hem de propulsive (pozitif) fazlar, gerçek veriye yakın çıkmıştır. Ortalama RMS hata yaklaşık %4.1 BW olup, düşük kabul edilebilir. Minimum ve maksimum F_h değerleri, istatistiksel olarak anlamlı fark göstermektedir. Dikey yer tepki kuvveti (F_v) tahmininde model başarısızdır.

Simülasyon yalnızca tek tepe göstermiştir. Oysa gerçek F_v eğrisi çift tepe (double-peak) yapısına sahiptir. Erken ve geç basma fazındaki maksimum değerler simülasyonda anlamlı şekilde düşük çıkmıştır.

4.4. YAY YÜKLÜ TERS SARKAÇ MODELİ

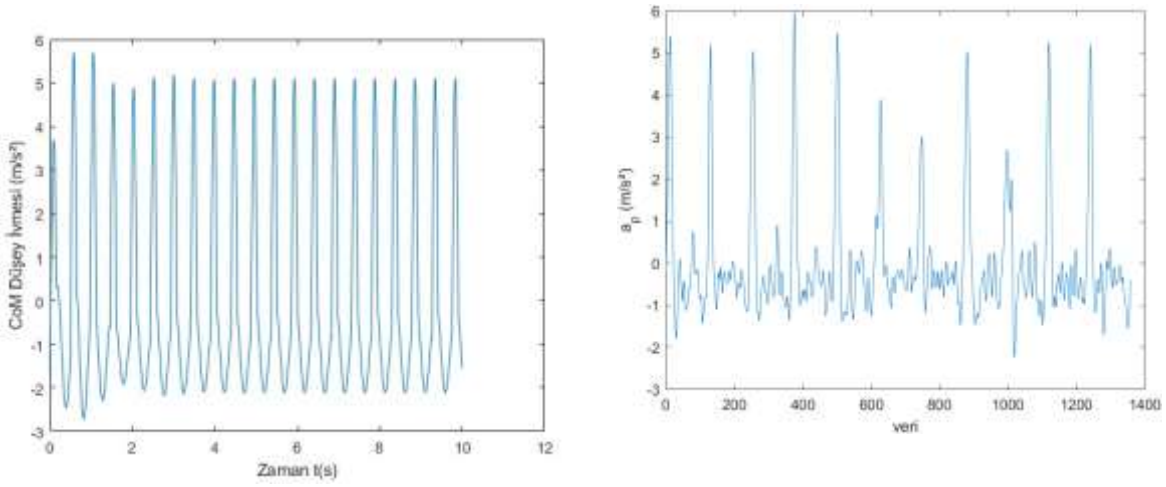
Sisteme ait 3.5. bölümünde elde edilen hareket denklemleri MATLAB programı kullanılarak çözülmüştür. Çözüm için ode45 çözüm fonksiyonu kullanılmıştır. Bu çözümde sarkacın kütle merkezinin hızı, ivmesi, konumu ve yer tepki kuvvetleri grafiklerle görselleştirilmiştir. Şekil 4.6'de kütle merkezinin düşey hızı gösterilmektedir. Şekilden anlaşılacağı gibi ortalama hız her iki grafikte de benzer harmonik trend göstermektedir. Ortalama hız mertebesi deneyselde 0.20 m/s iken modelde 0.25 m/s'dir.



a) b)

Şekil 4. 6: a) SLIP Model Kütle Merkezi Düşey Hız-Zaman Grafiği, b) Deneysel Pelvis Hız Grafiği.

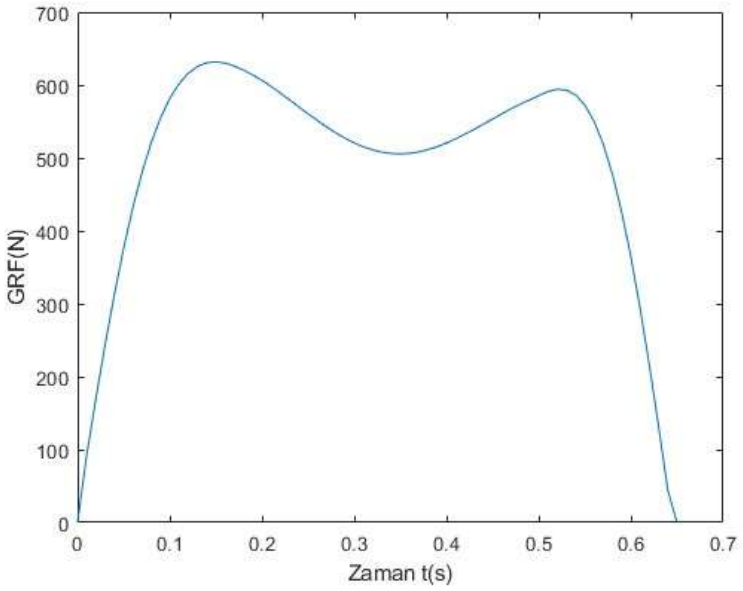
Aynı sisteme ait ağırlık merkezi ve pelvis ivmeleri Şekil 4.7'de gösterilmektedir. Model maksimum ivmeleri tahmin etmekte başarılıyken genel trendi tahminde başarılı değildir.



a) b)

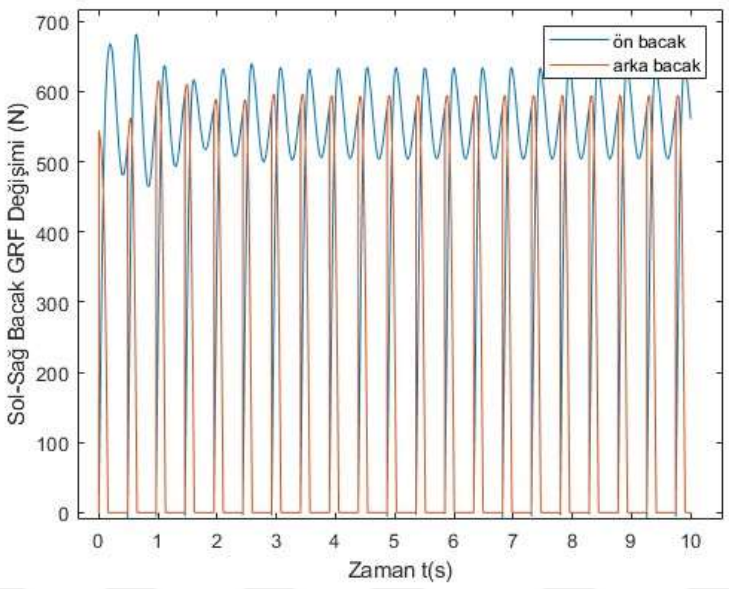
Şekil 4. 7: a) SLIP Model CoM Düşey İvme-Zaman Grafiği, b) Deneysel Pelvis İvme Grafiği.

Dikey yer tepki kuvveti Şekil 4.8'de gösterilmektedir. Model kullanılarak tahmin edilen yer tepki kuvveti M-şeklinde olup insan yürüyüşünün karakteristik çift tepe yapısını göstermektedir ve deneysel verilerle uyum içindedir. Bu yapı normal bir adım döngüsünde beklenen bir durumdur. İlk tepe, topuk vuruşundan hemen sonra, vücut ağırlığının ayağa aktarılmasıyla oluşur. İkinci tepe ise, parmak ucuyla itiş anında meydana gelir. Arada beliren çukur, denge anı (midstance) 'dır. Yani vücut ağırlığının gövde üzerinde daha dengeli davrandığı evredir.



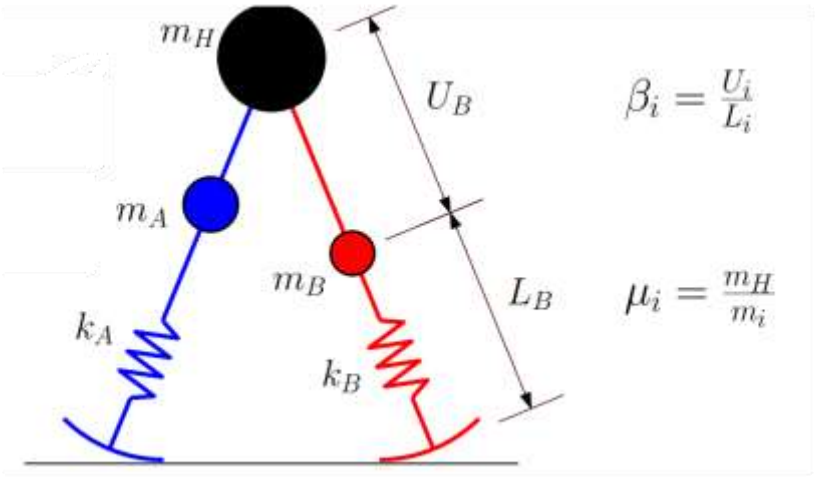
Şekil 4. 8: SLIP Model GRF-Zaman Değişimi.

Her iki ayağa ait model tarafından tahmin edilen yer tepki kuvveti Şekil 4.9'da yer almaktadır. Bu grafikteki düzenli ve simetrik görüntü yürüyüş paterni olduğunu göstermektedir. Sol ve sağ bacak arasındaki simetrik uyum, yürüyüşün sağlıklı bir bireye ait olduğu yorumunun yapılmasına neden olur.



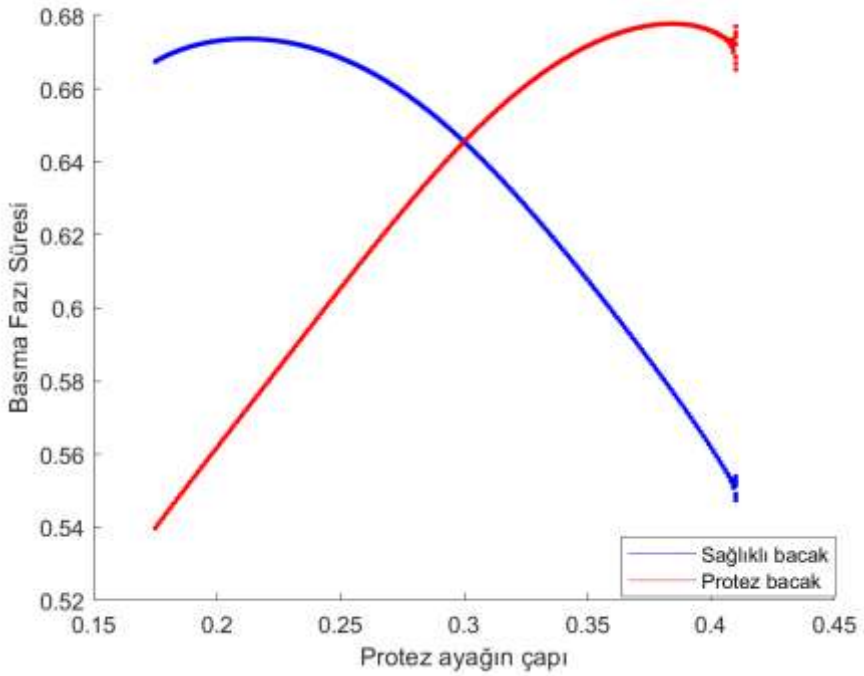
Şekil 4. 9: BSLIP Model GRF-Zaman Grafiği.

SLIP modeli amputasyon sonucu protez kullanan bir bireyin yürüyüşünü simüle etmek içinde kullanılabilmektedir. Bunun için daha önce gösterilen model üzerinden bazı değişiklikler yapılarak modellenmiştir. Burada sağ bacak amputasyon kütle ağırlık merkezi değişeceği düşünülerek bacak oranı β ve bacağın toplam kütlesinin değişeceğini düşünerek kütle oranı μ tanımlanmıştır. Modelin son hali Şekil 4.10'da gösterilmektedir.



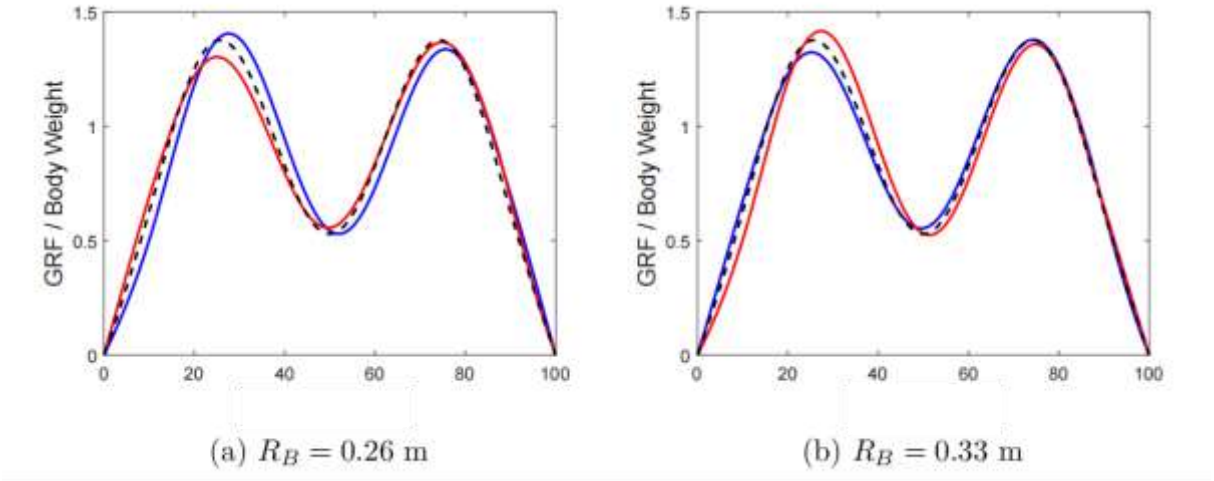
Şekil 4. 10: BSLIP Modelinin Protez Kullanımı İçin Güncellenmiş Modeli [16].

Model için optimum protez çapı hesaplandığında en uygun çapın 0.3 m olduğu hesaplanmıştır. Sonrasında farklı R değerlerin için hesaplamalar yapılmıştır.



Şekil 4. 11: Optimum Protez Ayak Çapı ile Sağlıklı ve Protez Bacakta Basma fazı Süresi Arasındaki İlişki.

Asimetrik yürüyüşe göre güncellenen BSLIP modelinin yer tepki kuvveti hesaplama sonuçları verilmiştir. Kesili çizgi simetrik yürüme esnasındaki yer tepki kuvvetini, kırmızı sağlıklı bacak ve mavi protez bacağın iki farklı ayak radyusundaki sonuçları göstermektedir.

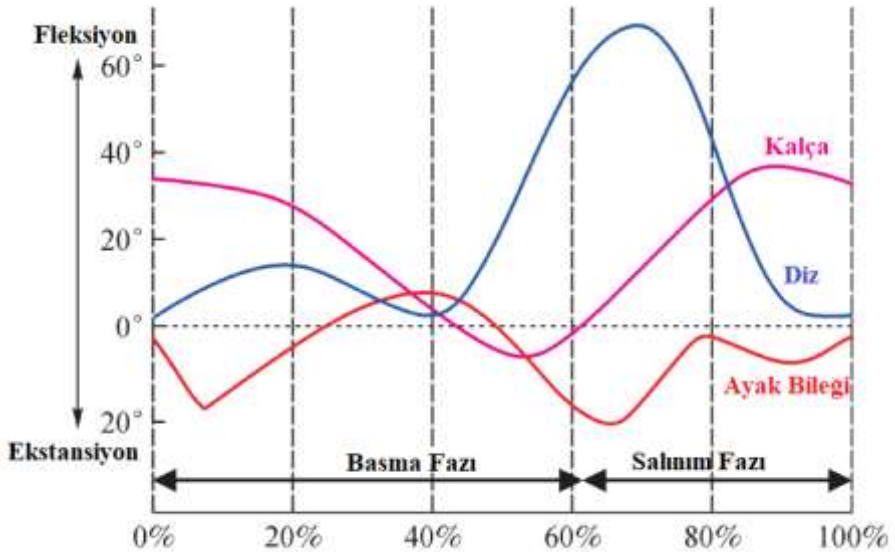


Şekil 4. 12: BSLIP Modelinin Simetrik (kesik çizgi), Asimetrik Yürüyüşte Elde Edilen Dikey Yer Tepki Kuvvetleri.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, sağlıklı ve transtibial ampute bireylerin yürüyüş paternleri ile farklı ters sarkaç modellerinden elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Bulgular, insan yürüyüşünün hem basitleştirilmiş modeller hem de kas-iskelet tabanlı simülasyonlarla farklı düzeylerde temsil edilebildiğini göstermektedir.

İlk olarak, OpenSim ortamında sağlıklı bir bireyin yürüme analizleri yapılmış ve yer tepki kuvveti, kalça, diz ve ayak bileği eklem açıları değerlendirilmiştir. Elde edilen sağlıklı birey yürüyüşüne ilişkin model sonuçları, literatürde tanımlanan tipik yürüme karakteristikleri ile yüksek derecede uyumludur. Özellikle dikey yer tepki kuvvetlerinde gözlenen M-şeklindeki profil, sağlıklı yürüme paternini doğrulamaktadır. İlk tepenin yüklenme, ikinci tepenin ise itme evresine karşılık gelmesi, modelin yürüyüş sırasında ağırlık kabulü ve ileri itme mekanizmasını başarıyla yansıttığını göstermektedir. Yatay düzlemdeki kuvvet değişimleri incelendiğinde, erken duruş fazında görülen frenleme etkisi ve basma sonundaki itici faz, sağlıklı yürüyüşte hız kontrolünün doğru şekilde temsil edildiğini ortaya koymaktadır. Z eksenindeki küçük genlikli salınımlar ise, yanal denge kontrolünün ve ağırlık aktarımının simetrik biçimde gerçekleştiğini desteklemektedir. Eklem açıları açısından bakıldığında, kalça, diz ve ayak bileği hareketlerinin literatürde tanımlanan kinematik paternlerle örtüştüğü görülmektedir. Kalçanın salınım fazında fleksiyona, yüklenme sırasında ekstansiyona geçmesi, dizin yüklenme sırasında hafif bükülerek şok absorpsiyonu sağlaması ve ayak bileğinin basma sonundaki plantar fleksiyonu ile güçlü bir itme üretmesi, yürüyüşün dinamik uyumunu ortaya koymaktadır. Ayrıca basma ve salınım fazı oranlarının %60–%40 olarak bulunması, sağlıklı yürüyüşün evre dağılımı ile tam bir paralellik göstermektedir. Tüm bu bulgular, geliştirilen modelin sağlıklı birey yürüyüşünü kinematik açıdan güvenilir biçimde temsil ettiğini göstermektedir.

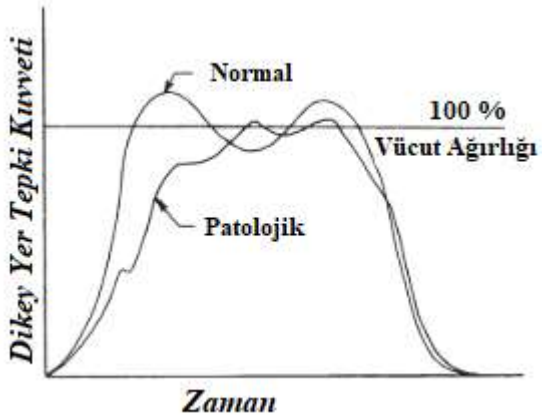


Şekil 5. 1: Tam Bir Yürüme Döngüsünde Normal Yürüyüşe Ait Alt Ekstremite Kıyası [36].

Transtibial ampute bireyin yürüyüş analizi sonuçları incelendiğinde ve Willson [29]'ın çalışması ile karşılaştırıldığında, sağlıklı bireylere özgü M-şekilli dikey yer tepki kuvveti profilinin de bozulduğu görülmüştür. Özellikle protez tarafında ilk tepe, topuk teması sonrası vücut ağırlığının kabulü sırasında oluşsa da genliği sağlam bacağa kıyasla daha düşük kalmıştır. Bu durum, protezin darbe emme kapasitesinin sınırlı olduğunu ve yük aktarımını yeterince verimli gerçekleştiremediğini göstermektedir. İkinci tepe ise belirgin biçimde azalmış olup, protez tarafının itici kuvvet üretemediğini ortaya koymaktadır. Sağlam bacakta ise M-şekli profili tam korunamamakla beraber özellikle itme evresinde gövdenin ileriye taşınmasında baskın rol üstlenmiştir. Ayrıca protez tarafında yatay ve yanal yer tepki kuvvetlerinin düzensizleştiği, bunun da yanal stabiliteyi sağlamak için ek dengeleme stratejilerini gerekli kıldığı anlaşılmaktadır. Eklem açıları açısından incelendiğinde, kalça ve diz hareketleri iki bacak arasında benzer patern göstermiş olsa da ayak bileği açısında belirgin bir farklılıklar gözlenmiştir. Özellikle plantar fleksiyon fazında protezli bacağın biyolojik seviyelere ulaşamadığı, bu nedenle ileri itişin yetersiz kaldığı anlaşılmaktadır. Bu bulgular, biartiküler protezin yürüyüş simetrisini kısmen koruduğunu ancak sağlıklı yürüyüş paternine yaklaşabilmesi için özellikle ayak bileği ekleminde daha fazla kuvvet ve enerji desteği sağlayacak tasarım iyileştirmelerine ihtiyaç duyulduğunu ortaya koymaktadır.

Gerek sağlıklı bireyler gerekse transtibial ampute bireylerde elde edilen dikey yer tepki kuvvetleri, literatürdeki bulgularla uyum göstermektedir. Şekil 5.2'de Winter [25]'ın

çalışmasından alınan kıyas örneği yer almaktadır. Sağlıklı bireylerde dikey yer tepki kuvvetleri tipik olarak çift tepe profili sergilerken, patolojik durumlarda bu yapı bozulmakta ve eğrinin daha düzensiz ile asimetrik hale geldiği gözlenmektedir. Ampute bireylerde ortaya çıkan bu değişim, yürüyüş sırasında stabiliteyi ve enerji verimliliğini olumsuz yönde etkilemektedir.



Şekil 5. 2: Patolojik Yürüyüşün Tanısal Değerlendirilmesinde Kullanılan Yer Tepki Kuvveti Örnek Kıyas [25].

Lineer ters sarkaç modeli olan Buczek ve diğ. [9]'nin önerdiği model incelenmiştir. Matlab ile yapılan simülasyon sonuçları göstermektedir ki literatürde bulunan açık kaynak deney verileriyle kıyaslandığında, yürüme olayını yeterince iyi yansıtmamaktadır. Yer tepki kuvvetlerinin tahmininde başarısız olmuştur. Modelde tek düzlemde (sagittal) hareket, sabit uzunluklu (non-telescoping) yapı, pasif kas katkısı olmayan sistem gibi basitleştirmeler, ileri düzey biyomekanik gerçekliği yansıtmakta yetersiz kalmaktadır. Özellikle ileri düzey analizlerde kas kuvvetleri, eklem momentleri ve segment kütle merkezlerinin detaylı şekilde modellenmesi gerekmektedir. Bu bağlamda çalışmamız, daha önce yazarların önerdiği gibi ifade ettiği şekilde, kaslar arası güç transferini ve segmentler arası ivme analizlerini içeren daha kompleks modellerin gerekliliğini desteklemektedir.

Buna karşın Ruiz ve diğ. [37]'nin çalışması, iki bacakta da yay ve sönüm elemanları içeren bipedal bir modeli deneysel verilerle kalibre ederek doğrulamayı amaçlamıştır. Yürüyüş sırasında bacak yönelimi, sönümleme katsayısı ve esneklik gibi parametrelerin yürüme hızına bağlı olarak değiştiği ve bu değişkenlerin ampirik olarak ifade edilebildiği gösterilmiştir. Özellikle modelin orta ve düşük hızlarda, yer reaksiyon kuvvetlerinin karakteristik M şeklini iyi taklit ettiği görülmüştür. Ancak yüksek hızlarda, ayak geometrisinin göz ardı edilmesi nedeniyle model performansının düştüğü belirtilmiştir [37].

İki çalışmanın karşılaştırmalı analizi, bipedal modellerin yürüyüşün farklı yönlerine odaklanarak nasıl geliştirilebileceğini göstermektedir. Whittington ve Thelen'in [13] modelinde COP ilerlemesi ve darbe kuvvetlerinin azaltılması makaralı ayağın etkisiyle başarılı biçimde elde edilirken, Ruiz ve diğ. [37]'nin modeli, sönümleme ve esneklik gibi biyomekanik parametrelerin doğrudan deneysel verilere dayalı regresyonlarla modellenmesi sayesinde yapısal titreşim simülasyonlarına daha uygun bir yapı sunmaktadır.

Her iki çalışma da yürüme hızına duyarlılığın önemini vurgulamaktadır. Whittington ve Thelen [13], yürüyüş hızına bağlı olarak limb açısı ve sertlikteki değişikliklerin COP ve GRF üzerinde etkili olduğunu gösterirken, Ruiz ve diğ.[37] bu tür parametrelerin sabit yürüme hızlarında nasıl değişken gruplar tarafından etkili biçimde temsil edilebileceğini ortaya koymuştur. Özellikle bu çalışmadaki regresyon fonksiyonları, mühendislik uygun bulunmuştur. Bu bağlamda, Lim ve diğ. [14] tarafından önerilen üçüncü model, Whittington ve Thelen [13]'ın makaralı ayak yaklaşımını geliştirerek daha anatomik bir yapı sunmuştur. Özellikle, ayağın eğrisel yapısının yüksekliğini azaltarak ve bacak uzunluğunu insan anatomisine göre yeniden ölçeklendirerek hem GRF profili hem de ayak bileği torkunu eş zamanlı üretmeyi başarmıştır. Bu yönüyle, önceki modellerin eksik bıraktığı içsel biyomekanik değişkenlerin modellenmesi mümkün hale gelmiştir. Özellikle bilek torkunun zamana göre değişim eğrisi, ampirik verilerle büyük ölçüde uyum göstermektedir.

Bu üç çalışmanın birlikte analizi, insan yürüyüşünü simüle eden modellerin üç temel noktada gelişime açık olduğunu göstermektedir:

- Yatay ve dikey GRF tahmini: Whittington ve Thelen [13]'in modeli makaralı ayak sayesinde pik kuvvetleri düşürürken, Ruiz ve diğ.[37]'nin modeli empirik verilere dayalı regresyonlarla GRF eğrilerini oldukça iyi eşlemiştir.

- Ayak geometrisinin etkisi: Sadece Lim ve diğ. [14]'nin çalışmasında insan ayağının şekli ve bilek konumu modellenmiş, bu sayede içsel kuvvetlerin simülasyonu mümkün olmuştur.

- Yürüme hızına duyarlılık: Her üç çalışma da yürüme hızındaki artışın GRF üzerindeki etkisini göstermiştir. Özellikle Ruiz ve diğ. [37] ve Lim ve diğ. [14]'nin çalışmaları, normal yürüyüş hızlarının üst sınırlarında model uyumunun bozulduğunu rapor etmiştir.

Bu bulgular ışığında, gelecekte geliştirilecek modellerin hem yay-sönüm sistemine hem de makaralı ayak ve bilek konumlandırmasına sahip olması önerilmektedir. Böyle bir birleşik model; hem yapı-yürüyen etkileşimini simüle etmek için gerekli GRF'yi doğru tahmin edebilir, hem de biyomekanik analizler için gerekli eklem momentlerini gerçekçi şekilde yeniden üretebilir. Ayrıca, ayak bileği torkunun modellenebilmesi, ortopedik cihaz tasarımı veya yürüme rehabilitasyonu gibi uygulamalarda modelin kullanılabilirliğini artıracaktır.

Sonuç olarak, bu çalışma basit ters sarkaç modelinin ileri dinamik açısından kısmen başarılı olsa da özellikle destekleme kuvvetlerinin modellenmesinde yetersiz kaldığını ortaya koymuştur. Kas-iskelet sistemi tarafından sağlanan eklem güçleri ve kas momentleri, yürüyüş sırasında yalnızca destek için değil, aynı zamanda denge, hız kontrolü ve enerji verimliliği açısından da vazgeçilmezdir. Bu bulgu hem normal hem de patolojik yürüyüş analizlerinde klinik değerlendirmelerin sadece kinematik verilere değil, aynı zamanda kinetik verilerle de desteklenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

Bu tezde yürüyüş dinamiklerine etki eden asimetrik parametreler (kütle dağılımı, bacak sertliği ve roll-over radius) pasif yürüme modelleri üzerinden incelenmiştir. Elde edilen bulgular, protez tasarımı ve amputelerin yürüyüş biyomekaniği açısından önemli çıkarımlar sunmaktadır.

Araştırma sonuçları, yürüyüş simetrisinin yalnızca kütle farkına değil, büyük ölçüde bacağın kütle merkezi (COM) konumuna bağlı olduğunu ortaya koymuştur. Protez bacakta basma fazı süresinin daha kısa, sağlam bacakta ise yüklerin daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum, amputelerde sıklıkla rastlanan osteoartrit riskini destekleyen bir bulgudur. Ayrıca, ağırlığın uyluğa eklenmesinden ziyade ayak bileğine eklenmesinin yürüyüş üzerinde daha belirgin etkiler yarattığı görülmüştür.

Bacak sertliği bakımından, farklı modellerin öngörüleri bazı çelişkiler içerse de sertlik değişimlerinin yalnızca ilgili bacağı değil aynı zamanda karşı bacağa da güçlü biçimde yansıdığı anlaşılmıştır. Adım açısındaki asimetriler basma fazı süresini etkilemezken, adım hızı ve bacaklar arası açı üzerinde belirgin değişimlere yol açmaktadır. Bunun yanı sıra, roll-over radius büyüdükçe yürüyüş hızının arttığı, ancak basma fazı süresi üzerindeki etkinin modele bağlı olarak farklılık gösterdiği belirlenmiştir.

Gelecek çalışmalar için bu modellerin daha da geliştirilmesi önem arz etmektedir. Özellikle, pertürbasyonlar sonrası toparlanma dinamiklerinin araştırılması, farklı hızlarda yürüyüş asimetrilerinin incelenmesi ve modellere aktif kontrolcüler, üst gövde veya eklem mekanizmalarının eklenmesi yönünde genişleme önerilmektedir. Ayrıca, non-lineer yay sertlikleri, sönümleme mekanizmaları ve ayak bileği itiş zamanlamasının protez tasarımlarına entegre edilmesi, yürüyüşün enerji verimliliğini artıracak potansiyele sahiptir.

Sonuç olarak, bu çalışma protez tasarımında kütle merkezi konumu, bacak sertliği ve roll-over radius gibi parametrelerin kritik rol oynadığını ortaya koymaktadır. Bulgular, protez ve ortez tasarımlarında sağlam bacağın aşırı yüklenmesini azaltarak enerji maliyetini düşürmeye ve daha simetrik, dengeli ve sağlıklı bir yürüyüş sağlamaya yönelik yaklaşımlar için yol gösterici niteliktedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, gerçekçi bir model olan OpenSim modelini kullanarak hem normal yürüme hem de amputasyon sonrası yürüme kıyaslanmaya çalışılmıştır. Karmaşık modeller yürümeyi her ne kadar daha gerçekçi tanımlıyor olsa da bu modellerin kullanılması için gerekli sistem ihtiyacı, toplanan hareket verisinin işlenmesi ve gönüllüden uzun süre veri toplamak için harcanacak süre düşünüldüğünde dezavantajı olduğu görülmektedir. Herkes tarafından kullanılabilecek, pahalı sistemlere ihtiyaç olmayan daha basit modellerin kullanılmasının daha iyi olabileceği açıktır. Bu tezde kullanılan modeller yer tepki kuvvetini gerçekçi tahmin etmiş olsa da hala yeterli doğruluğa sahip olmamaktadır. Bu nedenle literatürde bulunan modeller üç boyutlu analiz edilecek şekilde güncellenme, yay ve sönüm elemanın etkisi ile sonuçların gerçek sonuçlara yaklaşıp yaklaşmayacağı kontrol edilmelidir. Ayrıca değişken yay ve sönüm oranların etkisi sonraki çalışmalarda incelenmelidir.

Basit, herkes tarafından ulaşılabilir, daha az veriye ihtiyaç duyan sistemler, protez tasarımı, normal yürüyüş analizi, patolojilerin ortaya konulması için kullanılması tedavi doğruluğu ve tedavinin takibi, tasarlanan protezin hastaya uyumu konusunda uygulayıcılara bilgi vereceğinden çok önemlidir. Bu nedenle bu basit sistemlerin makine öğrenmesi gibi uygulamalarla hassasiyetinin artırılması ileriki çalışmalarda önemli sonuçlar verebilir.

Bu çalışmada literatürde bulunan çeşitli sarkaç modelleri de incelenmiş ve deneysel yürüme verisiyle kıyaslanmıştır. Buczek ve diğ. [9] tarafından önerilen basit ters sarkaç modeli incelenerek çalışmaya başlanmıştır. Deneysel verilerle karşılaştırıldığında modelin bazı yürüme parametrelerini kısmen doğru tahmin ettiği, ancak dikey yer tepki kuvvetini tek tepeli (monopeak) bir biçimde yansıttığı görülmüştür. Bu durum, modelin basma fazını açıklamada yetersiz kaldığını ve kas aktivasyonlarının yürüyüşteki rolünün kritik önem taşıdığını göstermektedir. Üç boyutlu kasların da eklendiği modellerin, deneysel verilerle daha fazla örtüşme ihtimali daha olanaklıdır.

İki boyutlu SLIP modeli, yer tepki kuvvetinin karakteristik iki tepeli yapısını daha doğru biçimde yansıtmakta; bu da modelin enerji aktarımını ve denge kontrolünü daha gerçekçi temsil

ettiğini göstermektedir. Ancak modelin yalnızca sagital düzlemi dikkate alması, üç boyutlu kuvvet etkileşimlerinin göz ardı edilmesine yol açmıştır.

Kas iskelet sisteminin daha gerçeğe yakın modellenmesi isteniyorsa, daha karmaşık modeller kullanılması gerekliliğini zorunlu kılar. Yer tepki kuvvetleri, gönüllüye üç boyutlu olarak etkimesine rağmen, model sadece sagital eksen hareketlerini dikkate almıştır. Fakat bilinmektedir ki, yer tepki kuvveti, gönüllüye üç boyutlu olarak etkimektedir. Bu nedenle üç boyutlu modeller gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir. Yürüme, çok temel bir hareket olup, yaşlılık ve hastalıklar gibi sebeplerden yürüme patolojik bir karakter göstermektedir. Bu nedenle patolojik yürümenin modellenebileceği modellerin kullanılması klinik anlamda yararlı olacaktır.

Üç boyutlu modellemeye doğru ilerleyen çalışmalarda, Whittington ve Thelen [13], yaylı-kütle modeline makaralı ayak ekleyerek basma fazındaki merkez basınç noktası (CoP) ilerlemesini ve GRF üzerindeki pik kuvvetleri daha doğru biçimde simüle etmeyi başarmışlardır. Ancak model, topuk darbesi etkilerini ve bilek torklarını içermemesi nedeniyle biyomekanik bütünlük açısından sınırlı kalmıştır.

Ruiz ve diğ. [37], yay ve sönüm elemanlarını iki bacağa dahil ederek sönümlemeli bir bipedal model geliştirmişlerdir. Bu model, 45 katılımcıdan elde edilen deneysel verilerle karşılaştırıldığında, özellikle normal ve yavaş yürüyüş hızlarında gerçekçi sonuçlar sunmuştur. Bununla birlikte, ayak geometrisinin ihmal edilmesi yüksek hızlardaki doğruluğu azaltmıştır.

Lim ve diğ. [14], tarafından geliştirilen model, Whittington ve Thelen'in yaklaşımını temel alarak ayağın eğrisel geometrisini ve bacak uzunluk oranlarını insan anatomisine uygun biçimde ölçeklendirmiştir. Bu sayede hem GRF profili hem de ayak bileği torku eş zamanlı olarak üretilebilmiş ve önceki modellerin eksik bıraktığı içsel biyomekanik değişkenler daha gerçekçi biçimde modellenebilmiştir.

Yapılan tüm karşılaştırmalar sonucunda, insan yürüyüşünü temsil eden modellerin iki ana gelişim alanı olduğu belirlenmiştir: Yatay ve dikey GRF tahmin doğruluğunun artırılması ve Ayak geometrisinin dinamik modellere entegre edilmesi.

Bu bulgular ışığında, gelecekte geliştirilecek modellerin yay-sönüm sistemlerini ve makaralı ayak yapısını birleştiren hibrit bir yaklaşıma sahip olması önerilmektedir. Bu sayede

hem yer tepki kuvvetlerinin hem de eklem momentlerinin daha doğru biçimde tahmin edilmesi mümkün olacaktır.

Sonuç olarak, basit ve ulaşılabilir yürüyüş modelleme yaklaşımları, protez tasarımı, normal yürüyüş analizi ve patolojik yürüyüş değerlendirmelerinde önemli bir potansiyele sahiptir. Bu tür sistemlerin, makine öğrenmesi ve veri tabanlı yaklaşımlarla entegre edilmesi, model doğruluğunu artırarak klinik tanı, tedavi planlama ve rehabilitasyon süreçlerine değerli katkılar sunacaktır.

KAYNAKLAR

[1]. Bozer C. ve Cigali B.S., 2007, *Genç Erişkinlerde Günlük Aktivite Sırasında Yapılan Bazı Hareketlerin Kinetik Analizi,* Doktora Tezi, Trakya Üniversitesi.

[2]. Saunders J. B., Inman V. ve Eberhart H., 1953, The major determinants in normal and patological gait, *American Journal of Bone and Joint Surgery, 35,* 543–558.

[3]. Kerrigan D.C., Riley P.O., Lelas J.L. ve Croce U.D., 2001, Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* 82, 217–220.

[4]. Croce U.D., Riley P.O., Lelas J.L. ve Kerrigan D.C., 2001, A refined view of the determinants of gait, *Gait Posture,* 14, 79–84.

[5]. Kuo A.D., 2007, The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective, *Human Movement Science,* 26, 617–656.

[6]. Zijlstra W. ve Hof A.L., 1997, Displacement of the pelvis during human walking: experimental data and model predictions, *Gait Posture,* 6, 249–267.

[7]. Winter D.A., 1995, Human balance and posture control during standing and walking, *Gait Posture,* 3, 193–214.

[8]. Srinivasan M. ve Ruina A., 2006, Computer optimization of a minimal biped model discovers walking and running, *Nature,* 439, 72–75.

[9]. Buczek F.L., Cooney K.M., Walker M.R., Rainbow M.J., Concha M.C. ve Sanders J.O., 2006, Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait, *Clinical Biomechanics,* 21, 288–296.

[10]. Geyer H., Seyfarth A. ve Blickhan R., 2006, Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running, *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences,* 273, 2861–2867.

[11]. Buchanan T.S., Lloyd D.G., Manal K. ve Besier T.F., 2005, Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 1911–1916.

[12]. Zhe Tang M.J.E.C.-J.C., 2008, Analysis of Human Gait Using an Inverted Pendulum Model, *IEEE International Conference on Fuzzy Systems*, 1174–1178.

[13]. Whittington B.R. ve Thelen D.G., 2009, A simple mass-spring model with roller feet can induce the ground reactions observed in human walking, *Journal of Biomechanical Engineering,* 131, 011013-1 – 011013-8.

[14]. Lim H., Park H. ve Park S., 2015, Compliant walking model with a curvy foot reflecting the position of ankle on reproducing the ankle torque profile, *Journal of Mechanical Science and Technology,* 29, 2307–2311.

[15]. Lim H. ve Park S., 2018, Kinematics of lower limbs during walking are emulated by springy walking model with a compliantly connected, off-centered curvy foot, *Journal of Biomechanics,* 71, 119–126.

[16]. Charles W.G., 2018 *Dynamic Walking Models to Understand Asymmetric Gait Characteristics,* Doktora Tezi, Swansea University.

[17]. Şeker A., Talmaç M.A. ve Sarıkaya İ., 2014, Yürüme biyomekaniği, *TOTBİD Dergisi*, 13, 314-324.

[18]. Kharb A., Saini V., Jain Y.K. ve Dhiman S., 2011, A review of gait cycle and its parameters, *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*, 13, 78-83.

[19]. Leal-Junior A. ve Frizera-Neto A., 2022, Gait analysis: overview, trends, and challenges, *Optical Fiber Sensors for the Next Generation of Rehabilitation Robotics*, Elsevier, 53–64.

[20]. Whittle M.W., 1998, Normal gait, *Gait Analysis,* Elsevier, 47–100.

[21]. Neumann D.A., 2010, *Osteokinematics*, Kinesiology of the Musculoskeletal System Reprint: Foundations for Rehabilitation, Falk K.,Chapter 1, Elsevier, London, ISBN:978-0-323-03989-5, 5.

[22]. Maziar A. S. ve Andre S,, 2015, FMCH: A New Model for Human-Like Postural Control in Walking, Proceedings of the IEEE/*RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 28 Eylül 2 Ekim, Almanya, 5742–5747.

[23]. Almeida M.J.C.V., 2012, *Biomechanical analysis of the human gait cycle for different scenarios,* Yüksek Lisans Tezi, Portugal: Universidade do Minho.

[24]. Karahan M. ve CIĞALI B.S., 2015, *Yürüme Analizinde Kalça Kaslarının Yüzeysel EMG ile Değerlendirilmesi,* Yüksek Lisans Tezi, Trakya Üniversitesi.

[25]. Winter D.A., 2009, Biomechanics and motor control of human movement*, Kinematics,* WILEY, U.S.A., ISBN: 978-0-470-39818-0, 45-81.

[26]. Firouzi V., Mohseni O., Seyfarth A., Von Stryk O. ve Sharbafi M.A., 2024, Exploring the control of whole-body angular momentum in young and elderly based on the virtual pivot point concept, *Royal Society Open Science*, 11, 240-273.

[27]. Brough L.G., Klute G.K. ve Neptune R.R., 2021, Biomechanical response to mediolateral foot-placement perturbations during walking, *Journal of Biomechanics,* 116, 1-8.

[28]. Viteckova S., Kutilek P., Svoboda Z., Krupicka R., Kauler J. and Szabo Z., 2018, Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods, *Biomedical Signal Processing Control,* 42, 89–100.

[29]. Willson A, 2017, *A Quasi-Passive Biarticular Prosthesis and Novel Musculoskeletal Model for Transtibial Amputees*, Thesis (MSc), University of Washington.

[30]. Bateni H. and Olney S.J., 2002, Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait, *Journal of Prosthetics and Orthotics* ,14, 2–10.

[31]. Rajagopal A., Dembia C.L., DeMers M.S., Delp D.D., Hicks J.L. and Delp S.L., 2016, Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait, *IEEE Transaction Biomedical Engineering*, 63(10), 2068–2079.

[32]. Mcgeer T., 1990, Passive Dynamic Walking, *The International Journal of Robotics Research*, 9, 62–82.

[33]. Garcia M., Chatterjee A., Ruina A. ve Coleman M., 1998, The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling, *Journal of Biomechanical Engineering,* 120(2), 281-288.

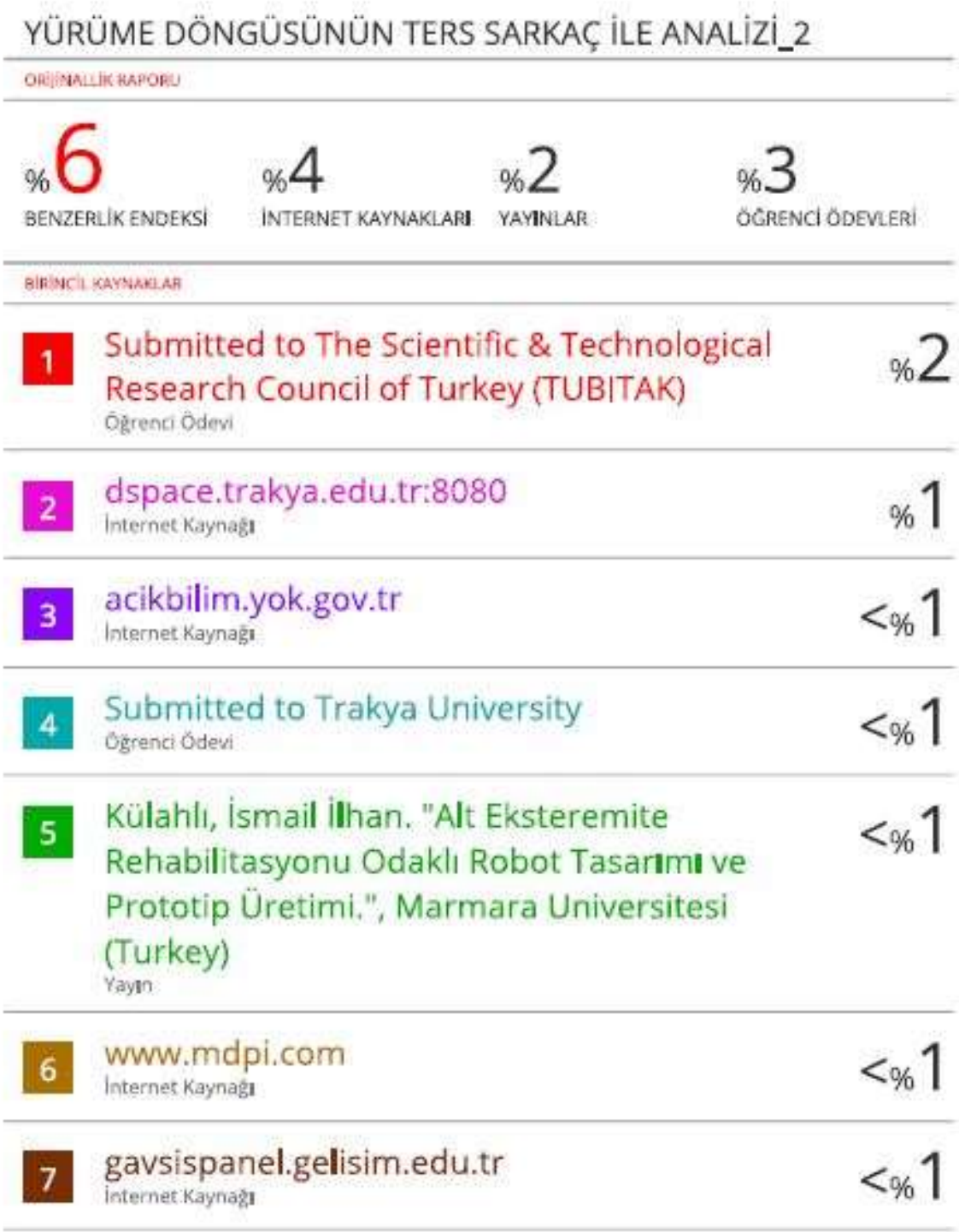
[34]. Rummel, J., Blum, Y., Maus, H. M., Rode, C., ve Seyfarth, A., 2010, Stable and robust walking with compliant legs, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3-8 May 2010, Anchorage, Alaska, USA, IEEE, 5250-5255.

[35]. Iida F., Minekawa Y., Rummel J. ve Seyfarth A., 2009, Toward a human-like biped robot with compliant legs, *Robotics and Autonomous Systems,* 57, 139–144.

[36]. Luengas L.A., Camargo E. and Sanchez G., 2015, Modeling and simulation of normal and hemiparetic gait, *Frontiers of Mechanical Engineering,* 10, 233–241.

[37]. Ruiz, D. V., Magluta, C., ve Roitman, N., 2022, Experimental verification of biomechanical model of bipedal walking to simulate vertical loads induced by humans, *Mechanical Systems and Signal Processing*, 167, 1-17.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI



YÜRÜME DÖNGÜSÜNÜN TERS SARKAÇ İLE ANALİZİ_2

ORİJİNALLİK RAPORU

%6	%4	%2	%3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	%2
2	dspace.trakya.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1
3	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	<%1
4	Submitted to Trakya University Öğrenci Ödevi	<%1
5	Külahlı, İsmail İlhan. "Alt Eksteremite Rehabilitasyonu Odaklı Robot Tasarımı ve Prototip Üretimi.", Marmara Universitesi (Turkey) Yayın	<%1
6	www.mdpi.com İnternet Kaynağı	<%1
7	gavsispanel.gelisim.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1