



AYAK HAREKETİ ESASLI ROBOTİK YÜRÜYÜŞ EĞİTİM CİHAZI TASARIM VE
İMALATI

Kemal Cem KÖSE

Doktora Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Eylül-2018

AYAK HAREKETİ ESASLI ROBOTİK YÜRÜYÜŞ EĞİTİM CİHAZI TASARIM VE
İMALATI

Kemal Cem KÖSE

Kütahya Dumlupınar Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliği Uyarınca
Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalında
DOKTORA TEZİ
Olarak hazırlanmıştır.

Danışman: Doç.Dr. Nimeti DÖNER
Ortak Danışman: Prof. Dr. Kemal ÖZGÖREN

Eylül-2018

KABUL VE ONAY YAZISI

Kemal Cem KÖSE tarafından hazırlanan “AYAK HAREKETİ ESASLI ROBOTİK YÜRÜYÜŞ EĞİTİM CİHAZI TASARIM ve İMALATI” adlı tez çalışması, aşağıda belirtilen jüri tarafından Dumlupınar Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek OY BİRLİĞİ ile Dumlupınar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

17 / 09 /2018

Prof. Dr. Önder UYSAL

Enstitü Müdürü, Fen Bilimleri Enstitüsü

Prof. Dr. Ramazan KÖSE

Bölüm Başkanı, Makina Mühendisliği Bölümü

Doç. Dr. Nimeti Döner

Danışman, Makina Mühendisliği Bölümü

Prof. Dr. M. Kemal ÖZGÖREN

Ortak Danışman, Makine Mühendisliği Bölümü

Sınav Komitesi Üyeleri

Doç. Dr. Nimeti Döner

Kütahya DPÜ, Makina Mühendisliği Bölümü

Prof. Dr. Fatih M. BOTSALI

KTÜN, Makina Mühendisliği Bölümü

Prof. Dr. Nusret KÖSE

ESOGÜ, Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü

Prof. Dr. Osman PARLAKTUNA

ESOGÜ, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

Dr. Öğr. Üyesi Agah AYGHAHOĞLU

Kütahya DPÜ, Makina Mühendisliği Bölümü

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tezin hazırlanmasında akademik kurallara riayet ettiğimizi, özgün bir çalışma olduğunu ve yapılan tez çalışmasının bilimsel etik ilke ve kurallara uygun olduğunu, çalışma kapsamında teze ait olmayan veriler için kaynak gösterildiğini ve kaynaklar dizininde belirtildiğini, Yüksek Öğretim Kurulu kullanılmak üzere önerilen ve Dumlupınar Üniversitesi tarafından kullanılan İntihal Programı ile tarandığını ve benzerlik oranının % 6 çıktığını beyan ederiz. Aykırı bir durum ortaya çıktığı takdirde tüm hukuki sonuçlara razı olduğumuzu taahhüt ederiz.

Doç. Dr. Nimeti DÖNER

Kemal Cem KÖSE

AYAK HAREKETİ ESASLI ROBOTİK YÜRÜYÜŞ EĞİTİM CİHAZI TASARIM VE İMALATI

Kemal Cem KÖSE

Makine Mühendisliği, Doktora Tezi, 2018

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Nimeti DÖNER

Ortak Danışman: Prof. Dr. M. Kemal ÖZGÖREN

ÖZET

Beyin yaralanmaları, omurilik felci ve inme gibi durumlardan sonra en önemli hedef, hastaya yürüme kabiliyetinin geri kazandırılmasıdır. Bu amaçla, fiziksel rehabilitasyon sırasında tedaviye destek amacıyla bazı yürüme simülatörleri de kullanılmaktadır. Mevcut yürüme simülatörleri, yürüme çevriminin tüm fazlarını gerçekleştirememektedir. Bu durum tedavinin başarısını sınırlandırmaktadır. İnsan yürüyüşünün tüm fazlarını destekleyebilecek bir yürüyüş simülatörüne ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tez çalışmasında esas amaç ve motivasyon yürüme eğitimi (rehabilitasyonu) amaçlı yeni bir robotik cihaz tasarlayıp imal etmektir. Tez kapsamında tasarlanıp imalatı yapılan cihaz ile rehabilitasyon cihazlarında ayağın rijid bir yapı olarak kabul edildiği yaklaşım yerine ayak, iki eklemlili bir yapıda, gerçek karakteristiğine uygun olarak modellenmiştir. Bu amaçla, cihaz ayak destek ünitesi metatarsal eklemden bükülmeyi gerçekleştirebilecek şekilde yapılandırılmıştır.

Tez çalışmasının ikinci kısmında, “Zayıf Eyletimli Denek Modeli” ile dinamik analiz yapılmıştır. Bu sayede tedavi süreci ve gereklilikleri hakkında fizyoterapist ve doktorlara rehberlik edebilecek bir matematiksel ortam oluşturmak istenmiştir. Yürümenin dinamiği üzerine önceki yapılan çalışmaların neredeyse tamamında Lagrange denklemleri kullanılmıştır. Bu tez kapsamında ise, Newton – Euler denklemleri tercih edilmiştir. Bu sayede eklemlerde meydana gelen reaksiyon kuvvetleri de yürüme analizinin yanısıra belirlenebilmektedirler.

Anahtar Kelimeler: Alt Ekstremité rehabilitasyonu, Düzlemsel paralel manipülatör, Kinematik analiz, Robotik rehabilitasyon, Yürüme çevrimi, Yürümenin dinamik analizi

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A FOOT MOTION BASED ROBOTIC GAIT TRAINING DEVICE

Kemal Cem KÖSE

Mechanical Engineering, PhD Thesis, 2018

Thesis Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Nimeti DÖNER

Thesis Co-supervisor: Prof. Dr. M. Kemal ÖZGÖREN

SUMMARY

The recovery of walking capability is an important goal after traumas such as stroke, traumatic brain injury and spinal cord injury. For this purpose, several rehabilitation devices are used to assist the therapeutical re-learning process of walking during the period of physical walking rehabilitation. The currently available robotic rehabilitation devices cannot simulate all phases of the walking cycle. This fact limits the success of the walking therapy. Therefore, there is a demand for a walking simulator that can assist the therapy for the whole walking cycle. In this thesis, the main aim and motivation have been the design and construction of a new robotic device that forces the feet of a patient to move exactly like they move during a healthy walking. To this end, each foot is modeled in accordance with its real characteristics as a two-jointed structure, rather than a simple rigid body, and the device is designed and driven so as to impart proper motion to both of the ankle and metatarsal joints of the foot.

In the second part of the thesis, a dynamic analysis is performed by using a "Weakly Actuated Patient Model". Thus, it is expected that a mathematical medium is established to guide the physiotherapists and doctors about the treatment process and its requirements. In almost all the previous studies on the gait dynamics, the researchers used the Lagrange's equations. In this thesis, however, the Newton-Euler equations are preferred so that the reaction forces arising at the joints can also be determined as a by-product of the gait analysis.

Keywords: Dynamic Analysis of Walking, Gait Cycle, Kinematic Analysis, Planar Parallel Manipulator, Walking Motion Mechanism,

TEŞEKKÜR

Bana tez çalışmam boyunca her zaman destek olan Ferzende TEKÇE ile danışmanım Doç. Dr. Nimeti DÖNER hocama sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamda ortak danışmanlık yaparak değerli katkıları ve engin bilgisi ile ufkumu açan, ODTU Makine Müh. Bölümü Öğretim Üyesi Prof. Dr. M. Kemal ÖZGÖREN hocama sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Her konuda desteklerini esirgemeyen Bölüm Başkanım Prof. Dr. Ramazan KÖSE'ye ve bölümümüzün değerli öğretim elemanlarına da teşekkür ederim. Tez kapsamında üretilen prototip rehabilitasyon cihazını, fizik tedavi uzmanlık alanlarına göre test ederek yorumlayan Arş. Gör. Gülce Kallem SEYYAR ve Dr. Öğr. Üyesi Meltem Isıntaş ARIK'a teşekkür ederim.

Tez izleme komitesinde yer alan Osmangazi Üniversitesi Elektrik- Elektronik Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. Osman PARLAKTUNA ve Dr. Öğr. Üyesi Ağâh AYĞAHOĞLU hocalarıma da değerli katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Savunma sınavımda değerli katkıları ve yorumları ile tezimin içeriğini zenginleştiren hocalarım Prof. Dr. Nusret KÖSE ve Prof. Dr. M. Fatih Botsalı' ya teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca imalat ile ilgili kısımlarda tecrübe ve fikirleri ile yardımını esirgemeyen Mak. Müh. Hasan ŞAHİN' e

Atölyesini tez çalışmam için kullanmama müsaade eden Seçkinler Torna Atölyesinin sahibi başta İbrahim ERBAHAYETMEZ olmak üzere oğlu Süleyman ERBAHAYETMEZ' e

Hayatım boyunca bana destek olan annem Zeynep KÖSE'ye ve babam Memduh KÖSE'ye bana kazandırdıkları değerler için sonsuz teşekkür ederim.

Ablam ve kız kardeşim İtır Evrim ve Esra KÖSE'ye destekleri için teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tez çalışmam boyunca baştan sona sabırla bana destek olan sevgili eşim Hande KÖSE ve biricik kızım Nil Miray KÖSE'ye de teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
SUMMARY	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Kapsamı.....	3
2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	4
2.1. Yürüme Fizyolojisi ve Kinematığı.....	5
2.1.1. Anatomi ve yürüme fizyolojisi.....	6
2.1.2. Omurilik ve sinir sistemi.....	8
2.1.3. Santral patern jeneratörü	11
2.2. Yürüme Kinematığı.....	11
2.2.1. Yürüme çevrimi	11
2.2.2. Yürümenin fazları	12
2.3. Yürüme Simülatörleri.....	14
2.3.1. Robotik yürüme cihazları.....	15
3. TASARIM VE METOD.....	24
3.1. Tasarıma Etki Eden Faktörler.....	24
3.2. Prototip Cihazın Resimleri ve Diğer Cihazlarla Kıyaslanması	27
3.3. Tasarlanan Mekanizmanın Kinematik Analizi	30
3.3.1. İleri kinematik çözümleme.....	33
3.3.2. Ters kinematik analiz	35
3.4. Rehabilitasyon Yörüngesinin Planlanması.....	37
3.4.1. Norm yürümenin oluşturulması	37
3.4.2. Norm yürümeye uygun (xCR ve yCR) ve ayak açısı ($\theta 8R$) 'nin hesaplanması ...	41
4. SANKİ - STATİK HESAP	45
4.1. Ayak-Makina Etkileşimi Hakkında Ek Açıklamalar	51

İÇİNDEKİLER (devam)

	<u>Sayfa</u>
5. ZAYIF EYLETİMLİ BİR DENEK İÇİN DİNAMİK ANALİZ	54
5.1. Kinematik Analiz	56
5.1.1. Konum analizi	56
5.1.2. Hız analizi	57
5.1.3. İvme analizi	60
5.1.4. Kütle merkezlerinin konum, hız ve ivmeleri	62
5.2. Newton-Euler Denklemleri ile Dinamik Analiz	65
5.3. Diferansiyel Denklemlerin ve Tepki Kuvvetlerinin Belirlenmesi	69
5.4. Diferansiyel Denklemlerin Çözümü ve Hareket Simülasyonları	74
6. KONTROL SİSTEMİ VE MOTORLAR	78
6.1. Kullanıcı Arayüzü	79
6.2. Motorlar	82
7. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	84
8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	88
KAYNAKLAR DİZİNİ	89
ÖZGEÇMİŞ	

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. İnsan yürümesinin sanal ortamla etkileşimi	5
2.2. Anatomik düzlemler	7
2.3. Omurga ve kısımları.....	8
2.4. Omur ve sinirsel yerleşim	9
2.5. Omurilik hasarının meydana geldiği bölgeye göre vücutta etkilenen bölgeler	10
2.6. Yürüme çevrimi.....	12
2.7. Yürüme çevrimindeki fazlar.....	13
2.8. Metal iskelet yürüme destek cihazı	14
2.9. Alt ekstremitte rehabilitasyonu için kullanılan robotik sistemler.....	16
2.10. Lokomat isimli cihazın şematik gösterimi	18
2.11. HOCOMA Lokomat rehabilitasyon cihazı.....	18
2.12. PEDAGO LokoHelp rehabilitasyon cihazı	19
2.13. ReoAmbulator rehabilitasyon ünitesi.....	20
2.14. Walkbot Lokomat rehabilitasyon ünitesi.....	20
2.15. Gait trainer (GT) yürüme rehabilitasyon cihazı.	21
2.16. HapticWalker yürüme terapi cihazı.	22
2.17. GaitMaster5 (GM5) yürüme terapi cihazı.	22
3.1. Hasta ayak zemin iletişimi eğitimi.	24
3.2. Ayak hareket mekanizması.....	26
3.3. Arka topuk kaldırma mekanizması.....	26
3.4. Ön ayak kaldırma mekanizması.	27
3.5. Yürüme eğitimi için tasarlanan ve üretilen cihazın gerçek resmi.	27
3.6. Tasarlanan cihaz ile ayak parmağı ve ayak bileği hareketi.	28

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.7. Benzer rehabilitasyon cihazındaki ayak bileği hareketi.	29
3.8. Benzer bir cihazda hasta ayak basma anı.	29
3.9. Tasarlanan ayak hareket mekanizmasının kinematik diyagramı.	30
3.10. Ayak hareket mekanizması (a) ve ayak destek birimi (b).	31
3.11. Ters kinematik analiz diyagramı.	35
3.12. Doğal yürüyüş esnasında kalça eklem açısı değişimi	38
3.13. Doğal yürüyüş esnasında diz eklem açısı değişimi	38
3.14. Doğal yürüyüş esnasında ayak bileği eklem açısı değişimi	39
3.15. Hesaplama sonucunda elde edilen yürüme yörüngesinin gerçek yürüme yörüngesi ile kıyaslanması	41
3.16. İnsan yürüyüşünün kinematik modeli.	42
3.17. $\theta_{8R} = 180 - \theta_p$ açısının gösterimi.	43
3.18. θ_p açısının şematik gösterimi.	43
4.1. Ayak tabanı basınç dağılımı.	45
4.2. Ayak cihaz etkileşiminde kuvvet modeli.	46
4.3. Yeni durum ayak cihaz etkileşiminde kuvvet modeli.	47
4.4. Yürüyüş simülasyonu sırasında cihaza etki eden kuvvetler.	48
4.5. 8 no'lu elemanın kuvvet dengesi.	48
4.6. 5 no'lu elemanın kuvvet dengesi.	50
4.7. Dinamik analiz sonuçlarının sanki statik analize aktarımı.	52
5.1. Zayıf eyletimli denek dinamik analiz modeli.	55
5.2. Sağ baldır (2 nolu bilek-diz bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.	65
5.3. Sağ uyluk (3 nolu diz-kalça bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.	65
5.4. Sol baldır (6 nolu diz-bilek bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.	66

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
5.5. Sol uyluk (5 nolu kalça-diz bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.....	67
5.6. Gövde (kalçada yoğunlaşmış 4 nolu eleman) için serbest cisim diyagramı.....	67
5.7. Karşı ağırlık (7 nolu eleman) için serbest cisim diyagramı.....	68
5.8. Birinci durum simülasyonunda eyletimsiz deneğin düşüş görüntüsü.	76
5.9. Birinci durum simülasyonunda eyletimsiz deneğin ardışık görüntüleri.....	76
5.10. İkinci durum simülasyonunda eyletimsiz deneğin ulaştığı son duruş.	77
5.11. İkinci durum simülasyonunda eyletimsiz deneğin ardışık görüntüleri.	77
6.1. Cihazda kullanılan sürücü ve motor donanımı.....	78
6.2. Kullanıcı arayüzü görüntüsü (a).....	81
6.3. Kullanıcı arayüzü görüntüsü (b).....	81
6.4. Komut Döngüsü Akış Diyagramı.....	82
6.5. Panasonic MINAS A5 katalog değerleri.	83
7.1. Cihazla oluşturulan yürüme yörüngeleri ile referans yürüme yörüngelerinin kıyaslanması.84	84
7.2. Cihazla yürüme deneyi sırasında gerçekleşen fazlardan bir örnek.	86
7.3. Cihazla yürüme deneyi sırasında gerçekleşen çeşitli fazlardan örnekler.	86

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Kayar zemin yardımcı yürüme rehabilitasyon cihazları	17
3.1. Yürüme çevriminde bulunan 8 ana fazın yürüme sırasında yüzdelik değişimi.....	40
6.1. Donanım özellikleri tablosu	79



1. GİRİŞ

Yürüme rehabilitasyonunda amaç, yürüme yeteneğini kısmen veya tamamen kaybetmiş hastalara yeniden yürümenin öğretilmesidir. Tedavinin başarısının, tedavi amaçlı kullanılan cihazın doğal yürümeyi ne ölçüde gerçekleştirebildiğine ve doğal yürüme kalıbını, rehabilite edilen kişiye ne oranda aktarabildiğine bağlı olduğu aşikârdır. Ancak doğal yürüme kalıbının, rehabilitasyon amaçlı olarak, cihaz tarafından bireye aktarılması bahsedildiği kadar kolay olmamaktadır. Burada problem, insan yürüyüşünü, doğal yürüme kalıbına uygun olarak simüle edip, rehabilite edilecek kişiye, uzuvlarında yeniden hareket oluşturacak şekilde aktararak, beyninde ilgili merkezlerde aktivite oluşturmak ve bu sayede hastanın yürümeyi yeniden öğrenebilmesini sağlamaktır. Günümüze kadar geline süreçte doğal yürümenin çeşitli robotik cihazlar tarafından gerçeğine uygun yapılabilmesi için ciddi çalışmalar yapılmıştır.

Tıbbi açıdan bakıldığında, yürüme problemi olan hastalar önce yürütülmekte ve doğal yürüme kalıbına ne kadar uygun yürüdüğü doktor tarafından gözlemlenmektedir. Ardından hasta yürüyüşü kayıt edilmekte ve kayıttan ağır çekim olarak yeniden izlenmektedir. Burada amaç, hastanın yürüme çevrimi içerisinde bulunan fazların hangisi veya hangilerini yerine getiremediğinin gözlemlenmesidir. Dolayısı ile doğru yürüme; yürüme sırasında yürüme çevriminin bütün fazlarının gerçekleşmesini gerektirmektedir. Tedavinin etkinliği yukarıda belirtilen fazların yerine getirilmesi ile doğrudan ilgilidir (Winter, 2009).

Gelinen süreçte rehabilitasyon amaçlı olarak özellikle alt ekstremité rehabilitasyonu etkinliği için farklı cihazlar geliştirilmiştir (Diaz vd.,2011).Yapılan çalışmalarda etkin yürüme rehabilitasyonu sağlamak üzere geliştirilmiş cihazlar içerisinde iki yaklaşım ön plana çıkmıştır. Bunlardan birincisi ve ilk yapılan kalça ve diz eklemine, eksoskeleton yardımı ile hareket ettirilerek kayar zemin üzerinde yürümenin gerçekleştirilmeye çalışıldığı cihazdır. Bu yaklaşımda kalça ve diz eklemleri, motorlar (eksoskeleton eyleticileri) yardımı ile istenen pozisyona getirilmektedir. Ancak ayak zemin etkileşimi sınırlı kalmaktadır. Bu nedenle doğal yürüme tam olarak oluşturulamamaktadır. Geliştirilen yaklaşımlardan bir diğeri ise hareketin ayak tabanından aktarılması ile kalça ve diz eklemine konumlanarak doğal yürümenin oluşturulmaya çalışıldığı ayak düzlemi temelli cihazlardır. Bu yaklaşımla ayak zemin etkileşimi daha verimli bir şekilde sağlanabilmiş olmasına rağmen, yaklaşımın ayağı rijid bir cisim olarak kabul etmiş olması nedeniyle doğal yürüme tam olarak gerçekleştirilememektedir. Oysaki doğal yürümede ayak bileği ve ayak hareketleri doğal yürüme içerisinde belirleyici ve oldukça önemlidir. Doğal yürümede ayak, metatarsal eklemden bükülmektedir. Bu bükülme hareketi yürüme süresince diz,

kalça ve ayak bileğinin doğru olarak konumlanmasını ve yürüme sırasında ayak zemin etkileşimini belirleyen ana etmendir.

Bu tez çalışmasında ana amaç ve motivasyon yürüme eğitimi için rehabilitasyon amaçlı yeni bir robotik cihaz tasarlayıp imal etmektir. Böylece, mevcut rehabilitasyon cihazlarına alternatif yeni bir tedavi yaklaşımı ortaya konmuştur. Tez kapsamında tasarlanıp imalatı yapılan cihaz ile rehabilitasyon cihazlarında ayağın rijid bir yapı olarak kabul edildiği yaklaşım yerine ayak, iki eklemlili bir yapıda gerçek karakteristiğine uygun olarak modellenmiştir. Bu amaçla, cihaz ayak destek ünitesi metatarsal eklemden bükülmeyi gerçekleştirebilecek şekilde yapılandırılmıştır. Ortaya konan bu yeni model ile rehabilitasyon cihazının yürüme çevrimi içerisinde tüm fazları gerçekleştirip, rehabilite edilen bireye aktarabilmesi sağlanmıştır. Getirilen yeni yaklaşım ve tasarım yardımı ile özellikle yürümede dengenin öğrenilebilmesi için çok önemli olan çift destek fazı da doğru ve tam olarak gerçekleştirilebilmiştir. Çift destek fazı doğal yürüme sırasında vücut ağırlığının bir bacadan diğerine kontrollü olarak aktarılabilmesi açısından çok önemlidir. Bu aktarım yürüme çevrimi içerisinde çift destek fazından tek destek fazına geçiş ile sağlanmaktadır. Yürüme çevrimi içerisinde % 20 – 25’ lik bir dilimi kapsayan çift destek fazı, yürüme sırasında gövde ağırlığının bir bacadan diğer bir bacağa kontrollü olarak aktarılmasını ve yürüyen kişinin dengesinin bozulmadan harekete devam edebilmesini sağlar. Tez kapsamında prototip imalatı tamamlanmış olan yürüme simülörü, ayak bileği ve ayak zemin iletişimini daha kontrollü gerçekleştirmekte bu sayede hastanın gerçek yürüme hareketine en yakın yürüyüş hissini algılayabilmesi sağlanmaktadır.

Tez çalışmasının ikinci kısmında, tasarlanıp imal edilen cihazda rehabilite edilen kişi ile cihaz etkileşimini simüle edebilmek amacıyla “Zayıf Eyletimli Denek Modeli” ile dinamik analiz yapılmıştır. Bu sayede tedavi süreci ve gereklilikleri hakkında fizyoterapist ve doktorlara rehberlik edebilecek bir matematiksel model oluşturulmak istenmiştir. Tez kapsamında yapılan dinamik analizde “Zayıf Eyletimli Denek Modeli” ilk durum için eklemlerinde herhangi bir eyletim bulunmayan model olarak kurgulanmış ve dinamik analize giriş yapılmıştır. İlerleyen çalışmalarda yürüme probleminin seviyesine göre oluşturulacak yeni modeller ile çalışma genişletilecektir. Yürümenin dinamiği üzerine yapılan önceki çalışmaların neredeyse tamamında yürüme dinamiği Lagrange denklemleri kullanılarak incelenmiştir. Tez kapsamında “Zayıf Eyletimli Denek Modeli” ile yapılan dinamik analizlerde Newton – Euler metodu kullanılmıştır. Bu sayede eklemlerde meydana gelen reaksiyon kuvvetleri ayrı ayrı hesaplanabilmektedir. “Zayıf Eyletimli Denek Modeli” ile yapılan dinamik analizlerde eyletimsiz denek için simülasyon yapılmış ve sonuçları paylaşılmıştır. Tez çalışması sonucunda ortaya konmuş olan yeni mekanizma için patent başvurusu yapılmıştır. Oluşturulan yeni mekanizma sayesinde ayak bileği

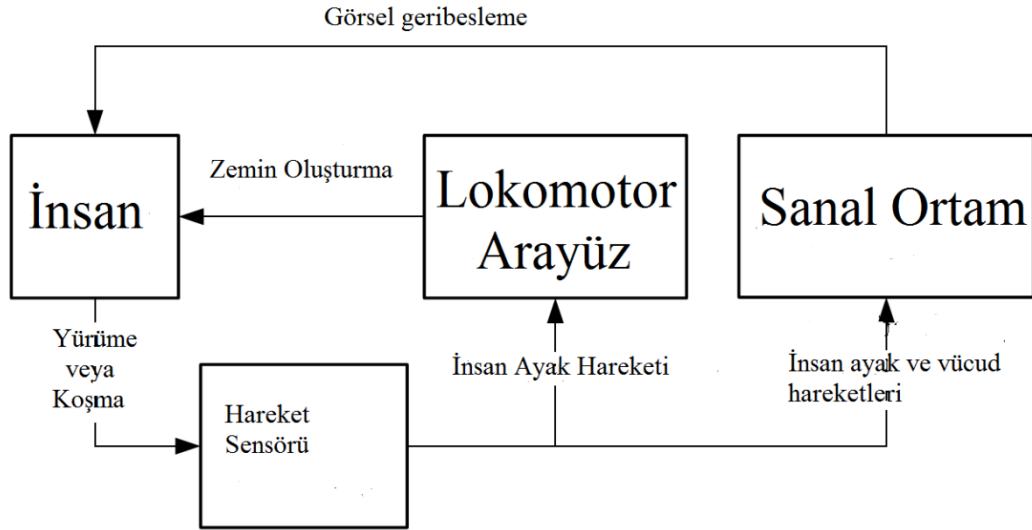
ve ayağın yürüme çevrimine uygun olarak kontrol edilebildiği robotik cihaz, yürüme hareketini gerçeğine uygun ve verimli bir şekilde rehabilite edilen kişiye aktarabilecektir.

1.1. Tezin Kapsamı

Bu çalışma sekiz bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde çalışmanın amacı ve faydası ile birlikte genel olarak oluşturacağı yaygın etkiden bahsedilmiştir. İkinci bölümde yürümenin fizyolojisi ve kinematiğinin anlaşılması adına yürüme fizyolojisi, yürümeye etki eden mekanizmalar ve insan yürüyüşünün doğal kalıbı ile ilgili olarak doğru yürüme kalıbının nasıl meydana geldiği ve evreleri hakkında bilgi verilmiştir. Üçüncü bölümde tasarlanıp imal edilmiş olan robotik yürüme rehabilitasyon cihazının tasarım parametreleri ve üretilen prototipin ayrıntılı resimlerine yer verilmiş ve tasarımın kinematik analizi yapılmıştır. Dördüncü bölümde tasarlanan cihaza etki eden kuvvetler ve momentler ile eyletim torkları, sanki-statik analiz ile belirlenmiştir. Beşinci bölümde rehabilitasyon cihazına bağlanacak zayıf eyletimli bir denek için Newton-Euler formülasyonu kullanılarak bir dinamik model oluşturulmuştur. Aynı bölümde, cihaza bağlı eyletimsiz bir denek (örneğin omurilik felçli hasta) için yürütme simülasyonları yapılmış ve yürüme çevrimi gerçekleşirken denek tarafından cihaz üzerine uygulanan tepki kuvvetleri hesaplanmıştır. Altıncı bölümde cihaz için kullanılan kontrol sistemi ve motorlar hakkında bilgi verilmiştir. Yedinci bölümde deneysel çalışmalar ve sonuçları paylaşılmıştır. Sekizinci bölümde sonuç ve ileride bu çalışmanın devamında yapılması planlanan çalışmalar ortaya konmuştur.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Gündelik yaşamın içinde sıklıkla ve kolaylıkla yapmış olduğumuz yürüme hareketi kendi içerisinde karmaşık hareketler bulunduran bir bütündür. Bu bütün içerisinde karmaşık yürüme hareketinin incelenip çözümlenebilmesi için bilim adamları farklı bakış açıları ile yeni yöntemler geliştirmiştir. Doğru yürüme hareketi anlaşılmadan, yürüme ile ilgili rahatsızlıkların saptanıp tedavisi ile ilgili tespit ve yorum yapmak mümkün değildir. Bu amaçla öncelikle doğru yürüme hareketinin anlaşılıp karakteristiğinin tam olarak ortaya konması gerekmektedir. Yürüme ile ilgili ilk bilimsel çalışmalara Aristo döneminde rastlanmıştır. Aristo “On the Gait Of Animals” isimli eserinde bu araştırmalarını yayınlamıştır. Bu çalışma sonucunda Aristo kas kasılmalarının eklem hareketlerini meydana getirdiğini ortaya koymuştur (Aristotle, 2004). Daha sonra Galen meydana gelen kas kasılmalarının sinirler tarafından yönetildiğini iddia etmiştir. Rönesans döneminde Leonardo da Vinci, Galileo, Newton, ve Borelli insan diseksiyonundan elde edilen bilgilerle biyomekanikğin temellerini oluşturmuştur (Whittle, 1996). 1680 yılında, Giovanni Alfonso Borelli aynı isimli çalışmayı “On the Gait Of Animals I”, “On the Gait Of Animals II” isimli eserlerini yayınlamıştır. On dokuzuncu yüzyılın başlarında Weber kardeşler 1836 yılında ilk defa yürüme döngüsünü tam olarak açıklamışlardır. Weber kardeşler sarkaç gibi sallanan bir kadavra bacağıyla yürümenin zamanlaması hakkında doğru ölçümler yapmışlardır (Whittle ,2007). 1890 yılında Cristian Wilhelm Braune ve Otto Fischer yürümenin mekaniğini modellemek üzere matematiği kullanmıştır (Whittle,1996). Eadweard Muybridge ve Étienne-Jules Marey 1900’lü yılların ilk çeyreğinde hayvan ve insan yürüyüşlerini incelemiştir. Eadweard Muybridge 24 kameradan oluşan bir düzenek yardımı ile dört nala koşan bir atın ayaklarının yer ile temasının tamamen kaybolduğunu resmetmiştir (Whittle, 2007). Tüm bu çalışmalar sayesinde yürümenin ve yürüyüşte dengenin karmaşık yapısı daha anlaşılabilir bir hal almıştır. Elde edilen veriler sayesinde, yürüme hareketinin sanal bir ortamda, geniş alanlara ihtiyaç duyulmadan, yapılabilmesi için yürüyüşü simüle edebilecek lokomotor ara yüzler geliştirilmeye başlanmıştır. Şekil 2.1’ de insan yürümesinin sanal ortamla etkileşimi görülmektedir (Yoon, 2005). Locomotor sistem insan vücuduna yer değiştirme olanağı sağlayan ve vücuda belirli biçimi veren sistemdir. Kemikler, eklemler yardımı ile birleşip iskelet sistemini oluştururlar. Ancak bu sistem kendiliğinden hareket edemez. Bu hareket ancak kaslar aracılığı ile sağlanabilir. Bu nedenle kemiklerin ve eklemlerin oluşturduğu birliğe pasif hareket sistemi; iskelet kasları topluluğuna da aktif hareket sistemi denilir (Öztürk, 2012).



Şekil 2.1. İnsan yürümesinin sanal ortamla etkileşimi (Yoon, 2005).

2.1. Yürüme Fizyolojisi ve Kinematığı

Yürüme, bir yerden bir yere hareket etmek amacıyla, en az biri her zaman yer ile temas halinde olacak şekilde, destek ve ilerlemek için iki bacağın birlikte kullanılması şeklinde tanımlanır (Güler, 2000; Barr, 2002). Çok basit gibi görünen ve gündelik hayatta yaşam kalitesi açısından çok önemli bir yere sahip olan yürüme hareketi bilinçli olarak yürütülen bir hareketler bütünüdür. Temelde kas ve iskelet sisteminde kol ve bacakların eşgüdümlü hareketleri ve bu hareketleri kontrol eden periferik sinirlerle başlayıp, omurilik ve serebral kortekse (bilinç) varıncaya kadar pek çok organ ve sistemin birlikte hareket etmesi sonucunda kontrollü yürüme ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle yürüme bozuklukları bu süreçlerden herhangi birinde oluşabilecek bir aksaklıktan meydana gelebilmekte ve bu durum çok çeşitli yürüme bozukluklarının ortaya çıkmasına sebep olmaktadır.

Yardımsız bir yürüme için sağlıklı bireyin en az dört koşulu yerine getirmesi gerekmektedir (Whittle, 2007).

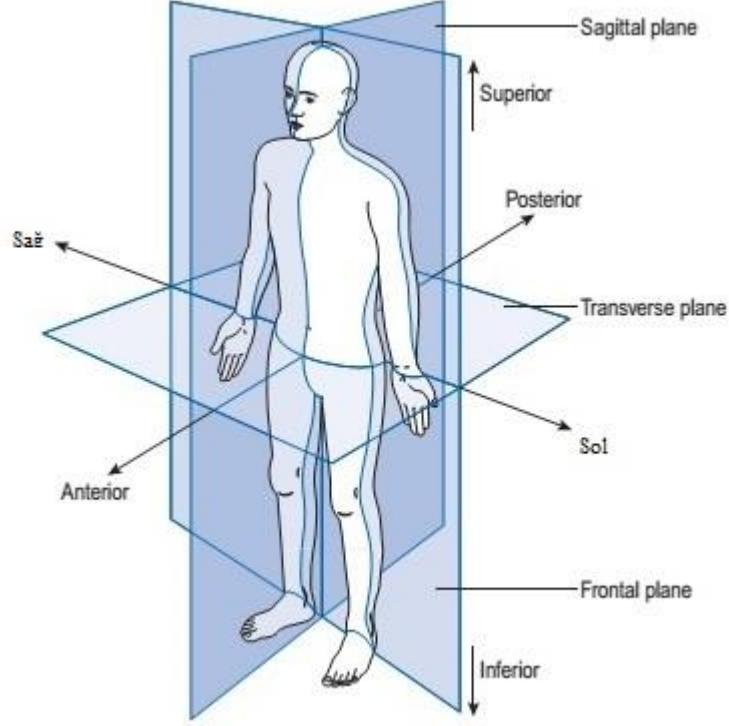
Yürümenin ön koşulları

1. Bireyin tek ayaküstünde dengede durabilmesi ve ayak geçişleri sırasında dengesini koruyabilmesi,
2. Salınan bacağın destek bacağı durumuna gelebilmesi,
3. Her bir bacağın çökme veya zarar görme oluşmadan bütün vücut ağırlığını taşıyabilmesi,
4. Yeterli ve verimli güç kullanımı ile bireyin ilerlemeyi sağlaması gerekmektedir.

Yürüme için yukarıda bahsedilen koşullar gerçekleştiği takdirde sağlıklı ve yardımsız bir yürüme meydana gelmektedir. Buradan da anlaşıldığı üzere yürüme bir döngüsel hareketler bütünüdür. Bu döngüsel hareketi daha iyi anlayabilmek için yürüme çevrimini açıklamak gerekmektedir.

2.1.1. Anatomi ve yürüme fizyolojisi

Anatomik pozisyonda duran bir insanın vücudu, ortak bir tanımlama dilinin oluşması açısından anatomik düzlemlere ayrılmıştır. Bu düzlemler şekil 2.2’de gösterilmiştir (Whittle, 2007).



Şekil 2.2. Anatomik düzlemler.

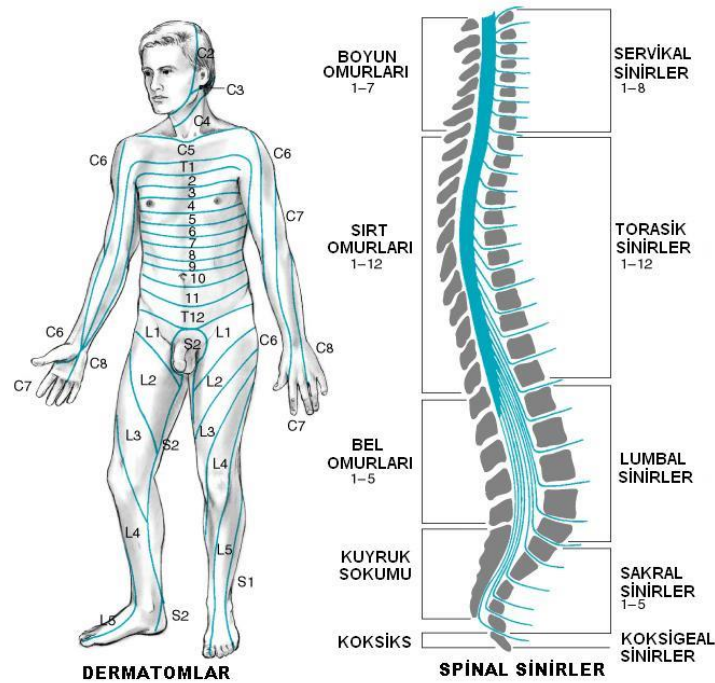
1. Sagittal (Yanal) düzlem (Sagittal plane): Vücudun uzun eksenini boyunca yere dik olarak önden arkaya doğru geçirilen düzleme denir. Kısaca vücudu tam ortadan dikine sağ ve sol olmak üzere ikiye ayıran düzleme verilen isimdir.
2. Alın düzlemleri (plana frontalia - coronalia): Sagittal düzlemlerle dik açı yapacak şekilde geçer. Herhangi bir alın düzlemi vücudu ön-arka olarak eşit olmayan iki parçaya ayırır.
3. Enine - yere paralel düzlemler (plana transversalia): Vücudun herhangi bir düzeyinden yere paralel olarak geçirilen düzlemlerdir. Yere paralel bir düzlem vücudu üst ve alt eşit olmayan iki parçaya ayırır (Yıldırım, 2003).

Yürüme incelenirken kullanılan anatomik terminoloji hakkında bilgi verdikten sonra, yürümenin fizyolojisi hakkında bilgi verilmesi gerekmektedir. Öncelikle fizyoloji kavramının, en basit tanımıyla, yaşamın mantığını araştıran bir bilim dalı olduğu görülür. Yunanca doğa anlamına gelen “*physis*” kelimesi ile bilim anlamına gelen “*logos*” kelimesinin birleşmesi ile ortaya çıkmış olan fizyoloji terimi, moleküler düzeyden hücre, doku, organ, sistem ve organizma düzeylerine kadar fonksiyonu ve bu fonksiyonun altında yatan mekanizmaları araştırır (<http://www.tfbd.org.tr/fizyoloji-nedir>).

Yürüme fizyolojisinde, yürüme esnasında doğru ve normal yürüme hareketinin gerçekleştirilebilmesi iskelet, kas ve sinir sisteminin kontrollü ve eş zamanlı hareketi ile sağlanabilmektedir. Bu nedenle insan vücudunda meydana gelen sinirsel aksamalar veya yürümenin kontrol edildiği merkezlerde meydana gelen hasarlar yürüme bozukluklarını (patolojisini) oluşturmaktadır. Bu hasarlar omurilik felci, Serebral palsi veya inme olarak tabir edilen rahatsızlıklardır. İnme' ye bağlı olarak meydana gelen felç durumları yaygın olarak görülmektedir.

2.1.2. Omurilik ve sinir sistemi

Omurga vücudun desteklenmesinde temel bir direktir. Kafa, tüm boyun ve gövde boyunca uzanan esnek bir sütun tarzındadır ve üzerine düşen ağırlığı kemikler ve kalça kemiği aracılığı ile alt uca aktarır (Yıldırım, 2003). Şekil 2.3' te Omurga ve bölümleri gösterilmektedir.

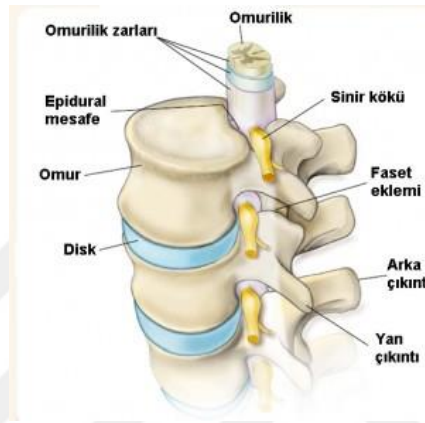


Şekil 2.3. Omurga ve kısımları (<http://www.omurilik.gen.tr/omurilik-sinirleri.html>).

Şekil 2.3'te görüldüğü gibi omurga içerisinden geçen sinirler aracılığı ile tüm vücudun hareketleri ve tepkileri kontrol edilmektedir. Omurganın farklı bölgelerinde bulunan farklı sinirler vücudun farklı bölgelerine dağılmakta ve bu sayede ilgili merkez ile kontrol edilecek bölgenin iletişimi, insan vücudunun hareketi engellenmeyecek şekilde gerçekleşebilmektedir. Sinirsel ileti vücut fonksiyonlarının çalışabilmesi için hayati önemdedir. Sinirsel ileti motor (hareket) sinirleri

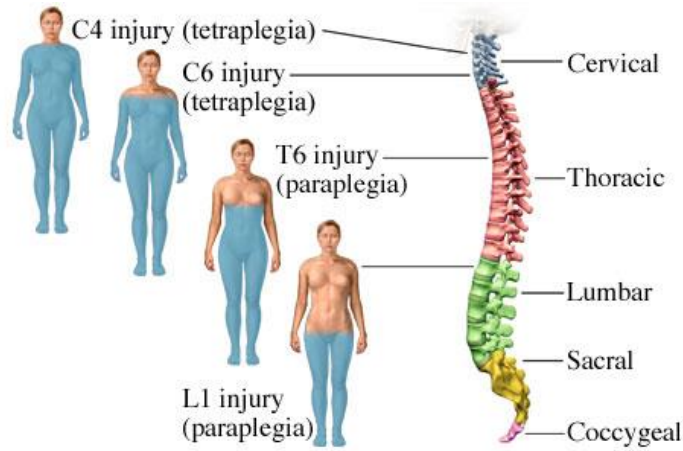
ve duyu sinirleri olarak ikiye ayrılmaktadır. Sinirsel ileti basit olarak bir sinir hücresinin akson uçları ile diğer bir sinir hücresinin dentritleri arasında meydana gelen kimyasal bir aktivite şeklindedir.

Sinir hücreleri omurganın içinde korunaklı bir biçimde her bir omurun içinde bulunan boşluktan kafa tabanından itibaren uzanmaktadır. Şekil 2.4’ te görüldüğü gibi, omurga aynı zamanda bu sinirsel ağın dış mekanik etkilere karşı korunmasını sağlamaktadır.



Şekil 2.4. Omur ve sinirsel yerleşim (<http://www.bilgiustam.com/omurga-sistemi-nasil-calisir-omurgayi-olusturan-kisimler-nelerdir/>).

Ancak bazı durumlarda hastalık veya travmaya bağlı baskı sonucunda omurilik zedelenmesi meydana gelmektedir. Zedelenme sonucunda zarar gören bölgelerde iletişim yeteneği kaybolur. Bu durumda zedelenmenin meydana geldiği bölgeye göre hasar gören bölgeler ve aşağısında beyin ile organlar arasında irtibat kaybolur. Hasar durumuna göre etkilenen bölgeler şekil 2.5’ te gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Omurilik hasarının meydana geldiği bölgeye göre vücutta etkilenen bölgeler (<http://www.nettedavi.com/SayfaDetay/Omurilik-Yaralanmalari/472/>).

Tetraplegia da boyun bölgesinde oluşan omurilik zedelenmesi sonucu gövde hissi ile birlikte kolların ve bacakların hareketi tamamen yok olur. Birey nefes alırken ve öksürürken güçlük çeker. Gövde ve bacaklarını hissedemez. Ancak yüzünü, boynunu, omuzlarını, ellerini ve kollarını hissedebilir. Parapleji boyundan aşağıdaki kısımlarında meydana gelen zedelenmeler sonucu gerçekleşen felç türüdür. Parapleji de bacaklar oynatılamamakla birlikte, meydana gelen hasarın seviyesine göre iki kategoride ele alınmaktadır. High Paraplegia, omurilik zedelenmesinin sırtın üst kısmında olduğu durumdur. Birey bacakların hareketini tamamen kaybederken, gövde hareketlerini kısmi olarak kaybeder. Karın bölgesi ile bacaklarını hissedemez fakat belden yukarı gövdesini hissedebilir. Low Parapleji, omurilik zedelenmesinin sırtın alt kısmında olduğu durumdur. Bacak hareketlerinde kısmen veya tamamen kayıp ortaya çıkar. Hangi düzeyde olursa olsun omurilik zedelenmesi sonucu kişi, bağırsak ve idrar torbasının kontrolünde güçlük yaşar. Ayrıca omurilik felci omuriliğin içinde, çevresinde ve omurgada gelişen bir hastalığın, omuriliği sıkıştırması veya zedelemesi sonucunda da ortaya çıkabilir. Bu rahatsızlıklar urlar (tümörler), enfeksiyonlar, yumuşak doku hastalıkları şeklindedir. Omurilikte oluşan travma nedenleri ise;

1. Trafik kazaları
2. Yüksekten düşmeler
3. Sportif yaralanmalar (Sığ suya balıklama atlama vb.)
4. Ateşli silah yaralanmaları
5. İş kazaları
6. Doğal afetler

olarak sıralanmaktadır (<http://www.tofd.org.tr/>).

2.1.3. Santral patern jeneratörü

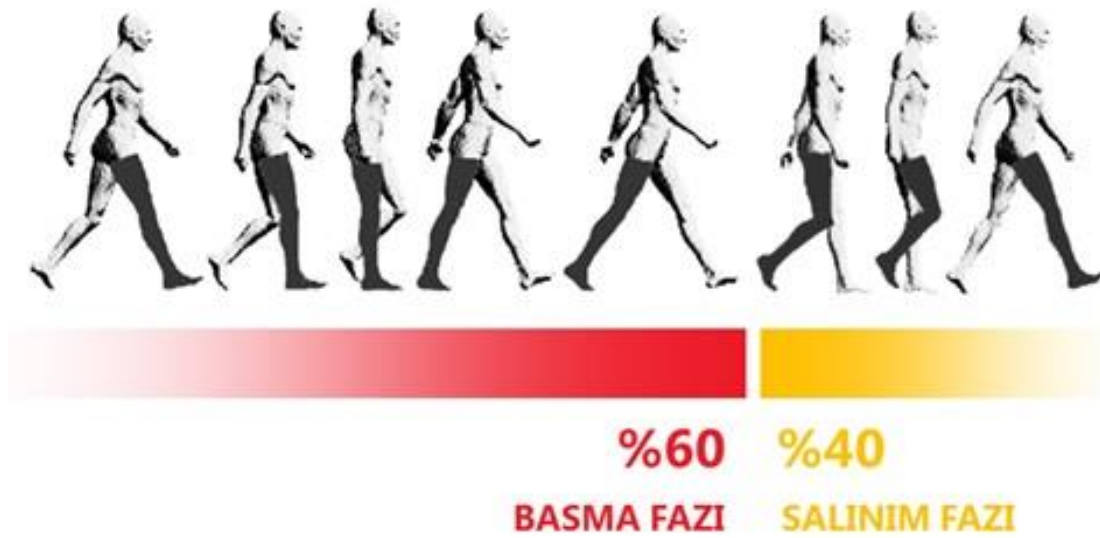
Yürüme öğrenilen bir davranıştır. Doğadaki birçok canlı doğumun hemen akabinde yürüme, koşma veya yüzme gibi karmaşık hareketleri yapabilirken sadece insanoğlu doğumdan sonra yürüme ve emekleme gibi hareketleri yardımsız yapamaz. Bu tarz hareketler insanlar tarafından doğumdan sonraki süreçte öğrenilir ve öğrenimden sonra yürüme hareketinin tüm kontrolü Santral patern jeneratörü tarafından yönetilmektedir. Yürümenin karakteristiği ile birlikte nörolojik olarak yürümenin nasıl kontrol edildiğinin de anlaşılması gerekmektedir. Santral patern jeneratörler (SPJ) duyuşal bildirim olmadan ritmik paternli hareketler üreten nöral bağlantılardır (Serel, 2013). Lokomotor santral patern jeneratörü (SPJ) “ ritim ve patern oluşturan motor nöron börsleri” olarak tanımlamıştır (Grillner, 1985; Sarıca ve Beyazova, 2014). Santral patern jeneratörleri yürüme, işeme, yutma, solunum, çiğneme ve benzeri gibi pek çok olgunun yürütülmesi ve kontrolünden sorumludur (Sarıca ve Beyazova,2014).

2.2. Yürüme Kinematiği

Karmaşık hareketler bütünü olan yürüme hareketi incelenirken, yürüme hareketinin kinematiğinin anlaşılması, doğru yürümenin gerçekleşmesi için ihtiyaç duyulan hareketler ve bu hareketlerin etkilerinin anlaşılmasını gerektirir.

2.2.1. Yürüme çevrimi

Yürüme esnasında gövdenin öne olan hareketinin sağlanabilmesi için bir ayak topuğunun yere ilk değme anı ile aynı topuğun yere ikinci kez değme hareketinin tamamlanması ve bu işlemin sürekli olması durumuna, yürüme çevrimi adı verilir (<http://www.podolojiturkiye.org/2014/10/yurume-siklusu-nedir.html>).

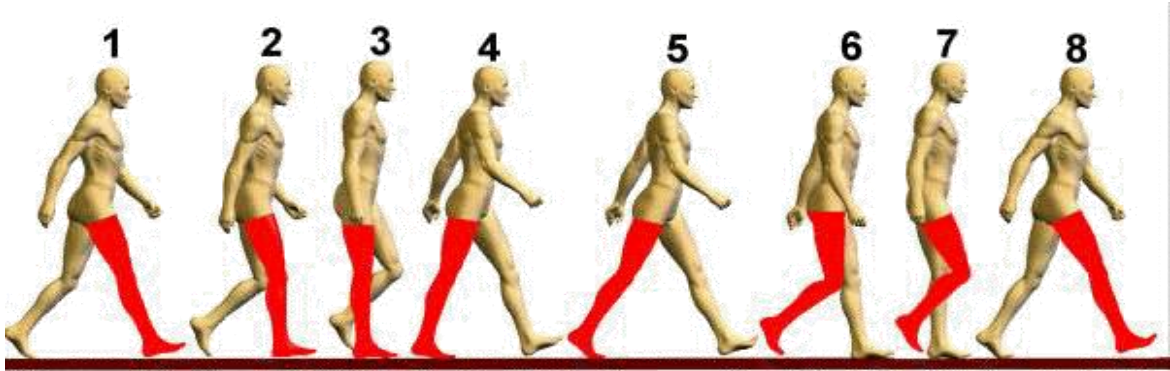


Şekil 2.6. Yürüme çevrimi(<http://www.podolojiturkiye.org/2014/10/yurume-siklusu-nedir.html>).

Şekil 2.6’ dan gösterildiği üzere, yürüme çevrimi % 60 basma, % 40 salınım fazı olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Yürüme simülatörü veya rehabilitasyon amaçlı cihazların amacına uygun çalışabilmesi için yürüme çevrimindeki fazları tam olarak destekleyebilecek şekilde tasarlanması gerekmektedir. Ancak tek başına yürüme çevriminin anlaşılması yürüme hareketi gibi karmaşık bir döngünün anlaşılabilmesi için yeterli olamamaktadır. Yürümenin doğru karakterize edilebilmesi için bu fazlar içerisindeki tekrarlı hareketlerin tam olarak anlaşılması ve tanımlanması gerekmektedir.

2.2.2. Yürümenin fazları

Yürümenin daha iyi anlaşılabilmesi ve simüle edilebilmesi için yürüme sırasında yapılan tekrarlı hareketler belirli fazlar halinde incelenmiştir. Bu sayede yürümenin bir bütün olarak karmaşıklığı giderilmeye çalışılmıştır. Her fazın kendi karakteristiği oluşturulmuştur. Böylelikle normal ve doğru yürümenin tam olarak anlaşılması sağlanmıştır. Şekil 2.7’ de yürüme çevrimindeki fazlar görülmektedir.



Şekil 2.7. Yürüme çevrimindeki fazlar (Özaras vd., 2001).

- 1- İlk değme (initial contact)
- 2- Yükleme (loading response)
- 3- Basma ortası (midstance)
- 4- Basma sonu (terminal stance)
- 5- Salınım öncesi (preswing)
- 6- Erken salınım (initial swing)
- 7- Salınım ortası (mid-swing)
- 8- Salınım sonu (terminal swing)

Yürümede ihtiyaç duyulan denge ve yürüme çevrimi hareketlerinin hastaya aktarılabilmesi için çeşitli cihazlar geliştirilmiştir. Farklı tiplerde olan bu cihazların en basit örneği Şekil 2.8’ de görülmektedir. Bu cihazlar başlangıçta hastaya sadece destek vermek üzere metal iskelet kullanmıştır. Daha sonraları gelişen teknoloji ile birlikte hastaya yürüme hareketinin yeniden öğretilmesi için robotik sistemler geliştirilmeye başlanmıştır. Mevcut çalışmalar Robot yardımlı yürüme eğitiminin etkinliğini göstermiştir (Lo vd., 2010; Hornby vd., 2005; Jezernik vd., 2003).



Şekil 2.8. Metal iskelet yürüme destek cihazı (<http://ep.yimg.com/ay/am/xl-rifton-pacer-gait-trainer-2.gif>).

Şekil 2.8’ de görüldüğü gibi hasta uzuvlarını hareket ettirebilmekte ancak, yürümede dengeyi sağlayamamaktadır. Bu tarz cihazlar yardımı ile hem hastanın hareketi zorlukla sağlanmakta hem de hastaya yürüme yeniden öğretilmemektedir.

2.3. Yürüme Simülatörleri

Yürüme kavramsal olarak sürekli bir yer değişimi içerdiğinden, hareketin yapılması, incelenmesi ve geliştirilmesi için geniş alanlara ihtiyaç duyulmaktadır. Yürüme ile ilgili geliştirilen simülatörlerin öncelikli amacı geniş alan ihtiyacını ortadan kaldırmak ve ihtiyaç duyulan yürüme hareketinin kullanıcıya aktarılmasını sağlamaktır.

Pek çok uygulamada olduğu gibi yürüme simülatörleri özellikle savunma sanayiinde askeri personelin eğitiminde gerçekleştirilmesi zor ve maliyetli olan yürüme ortamı olarak ve tehlike durumlarında uygulama kabiliyetini artırma şeklinde kullanılmaktadır. Süreç içerisinde itfaiye ve sporcuların eğitimleri için de farklı simülatörler geliştirilmiştir. Bu kapsamda geliştirilen cihazlar, Sarcos Treadport yürüme bandı, Omni Directional Treadmill yürüme simülasyonu, Sarcos uniport ve biport yürüme simülasyon cihazları, Gait Master yürüme cihazı şeklindedir. (Christensen vd., 2000; Darken vd., 1997; Brogan vd., 1997; Iwata, 1999).

Bu cihazların yürüme hareketi simülasyonunda gösterdiği başarı sayesinde, yürüme rehabilitasyonu için de kullanılabileceği fikri üzerine yoğunlaşmış ve bu amaçla fizik tedavi ve rehabilitasyon alanında kullanılmak üzere çeşitli robotik üniteler geliştirilmiştir. 2012 yılı itibari ile Dünya genelinde yaklaşık 650 milyon insan felç ve benzeri hareket kısıtlılığı ile hayatını sürdürmektedir (Sale vd., 2012). Özellikle serebral palsi (yürüme ve hareket merkezi bozukluğu), MS Multipl skleroz, Parkinson hastalığı, Travmatik beyin hasarı, spinal kord yaralanmaları motor hareket kısıtlanmasına neden olan en temel rahatsızlıkların başında gelmektedir. Bu rahatsızlıkların bakıma muhtaç hasta sayısını arttırması, ülkelerin de ekonomik ve sosyal yükümlülüklerini arttırmasına neden olmaktadır (Sale vd., 2011). Yürüme zorluğu ve nörolojik hasarlar, hastaların günlük aktivitelerini gerçekleştirmesi ve yaşam kalitesinde ciddi kayıplar oluşturmaktadır (Robinson vd., 2011). Yürüme kabiliyeti bireylerin toplumsal hayata katılımı ve kaliteli bir hayat sürmesinde çok önemli bir faktör olmasına rağmen, travmatik beyin hasarı ve spinal kord yaralanmalarının yürüme kabiliyeti üzerine ciddi olumsuz etkileri olmaktadır (Finlayson ve Peterson, 2010). Ayrıca bu tarz hastaların büyük bir kısmı rehabilitasyon sonrası ev veya işyerine geri dönebilmektedir (Schmidt vd., 2007). İnme sonrasında hastaların genelinde kaslarda zayıflama, kas yoğunluğunda azalma, denge ve his kaybı oluşmakta ve bu kayıp artarak devam etmektedir (Perry vd., 1995; Mulroy vd., 2003). Ancak alt ekstremitte rehabilitasyonu amacıyla gerçekleştiren tedavi sonrasında hastaların kaybettikleri yürüme kabiliyetinin yeniden kazanılması sağlanabilmektedir (Teixeira-Salmela vd., 1999; Sullivan vd., 2002; Patton ve Mussa-Ivaldi, 2004).

Hareket kaybı tedavisinin ayrılmaz bir parçası yürüme eğitimidir (Smania vd., 2011). Tüm bu çalışmalardan görüldüğü üzere, doğru yürüme eğitiminin alt ekstremitte de hastaların hareket kaybını minimize edebilmektedir. Tedavinin başarısı doğru ve etkin yürüme hareketinin hastaya aktarılabilmesi ve bunun ölçümlenebilmesi ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Bu nedenle çeşitli bilim adamları ve mühendisler insan robot etkileşimini optimize edebilmek amacı ile çalışmalarını sürdürmektedir (Semprini vd., 2009).

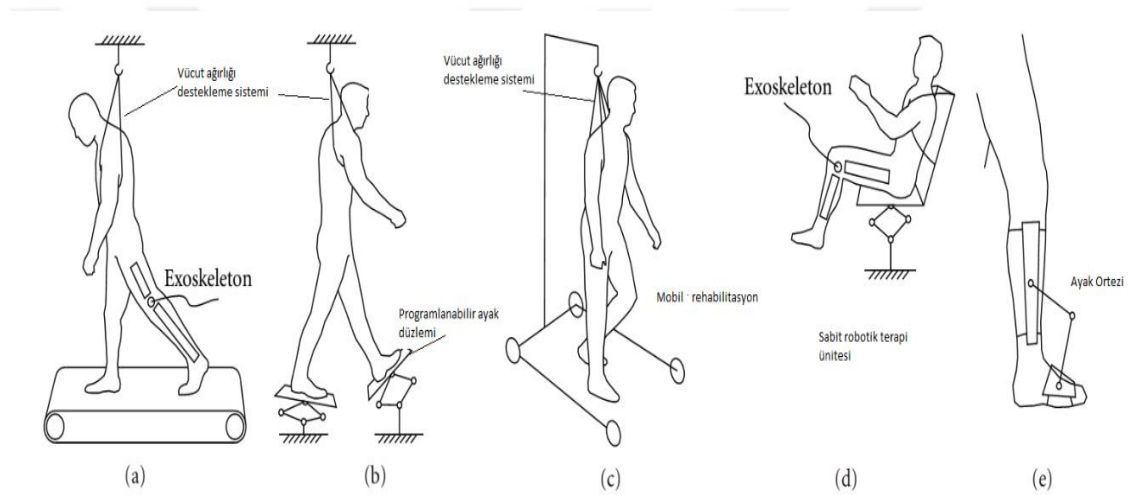
2.3.1. Robotik yürüme cihazları

Robotik yürüme cihazları yardımı ile hastanın yaşam kalitesi artmaktadır. Robotik teknolojiye gelişmeler sonucu hastanın yürüme hareketinin bilgisayar ve yazılımlarla kontrol edildiği, hastadan gelen tepkilerin ölçülünerek hastaya doğru yürüme karakteristiğinin öğretildiği cihazlar geliştirilmektedir. Fizik tedavi ve rehabilitasyon, uzuvlarda kaybedilen fonksiyonların yeniden kazanılmasına yardım etmektedir (Smith vd.,1981; Dam vd., 1993). Fizik tedavi rehabilitasyon egzersizlerinin amacı özel ve belirli hareketler yardımı ile hastanın motor

sinir sistemini uyarak, motor becerilerinin yeniden kazanılması ve fonksiyonel eksikliklerin minimize edilmesidir. Hareket rehabilitasyonu uzva bağımlıdır, etkilenen uzuv çalıştırılmalıdır (Schmidt vd., 2007). Anlamlı bir hareketlilik kazanmak yönünde rehabilitasyon süreci üç faza ayrılabilir (Carr ve Shepherd, 1987).

1. Yataklak hastaların tekerlekli sandalye ile mobilize edilmesi.
2. Yürümenin yeniden kazanılması
3. Günlük hareket gereksinimlerini karşılamak üzere yürümenin iyileştirilmesi

Alt ekstremitte rehabilitasyonu için kullanılan yöntemler Şekil 2.9' da verilmiştir.



Şekil 2.9. Alt ekstremitte rehabilitasyonu için kullanılan robotik sistemler (Diaz vd., 2011).

Şekil 2.9' da görülen alt ekstremitte rehabilitasyonu için kullanılan robotik sistemler

- a) Kayar zemin yardımcı yürüme rehabilitasyon cihazı,
- b) Programlanabilir ayak düzlemi ile yürüme rehabilitasyon cihazı,
- c) Mobil yürüme rehabilitasyon cihazı,
- d) Sabit robotik terapi ünitesi,
- e) Ayak ortezi,

şeklinde gruplandırılabilir.

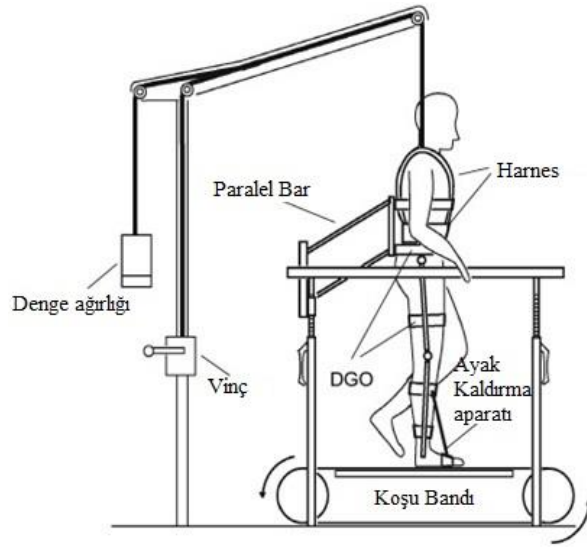
Kayar zemin yardımcı yürüme rehabilitasyon cihazı

Geleneksel terapi fonksiyonel hareketliliği geliştirmek için sıklıkla bu tarz cihazlara yoğunlaşmıştır (Wernig vd., 1995). Bahsedilen fizik tedavi ve rehabilitasyon faaliyetlerinin etkinliği ve tedavi sonuçları, tedaviyi uygulayan terapistin yetenek ve tecrübesi ile değişmektedir. Bu nedenle terapistin iş yükünü azaltmak ve tedavi verimliliğini arttırabilmek amacı ile robotik sistemler üzerine çalışılmaktadır (Galvez ve Reinkensmeyer, 2005). Önceleri hastaların felçli ayaklarının terapisi iki veya daha fazla terapist tarafından manuel olarak el ile yapılmaktaydı. Yürüme bandı kullanılan terapiler de yarı felçli veya belden aşağısı felçli hastalar üzerinde yapılan çalışmalar ile yürüme kabiliyetinin geliştirilebileceği kanıtlanmıştır. Çizelge 2.1’ de bu zamana kadar çalışılmış olan kayar zemin yardımcı yürüme cihazları gösterilmektedir.

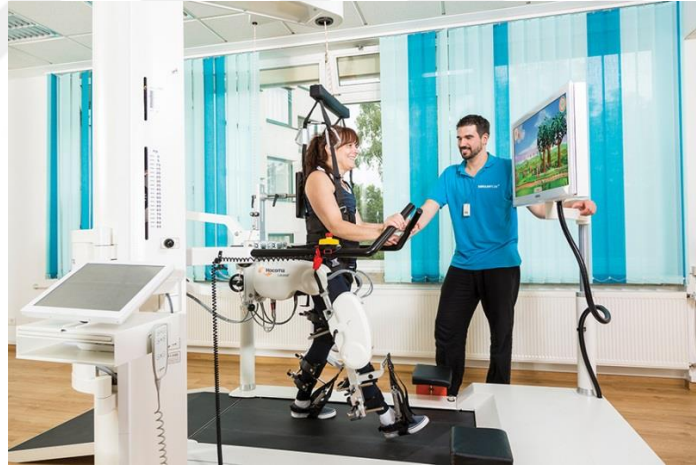
Çizelge 2.1. Kayar zemin yardımcı yürüme rehabilitasyon cihazları (Diaz vd., 2011 b).

Robotik sistemler	Üretici firma
Lokomat	Hocoma
LokoHelp	LokoHelp Grup
ReoAmbulator	Motorika
ARTHuR, POGO ve PAM, ALEX, LOPES, ALTRACO	X

Bu cihazlar yardımı ile hasta doğru yürüme karakteristiğinde hareket ettirilirken, sistem hasta hareketlerini sürekli izleyerek raporlamaktadır. Şekil 2.10’ da bu tarz cihazların temel çalışma prensibi şematik olarak sunulmuştur. Şekilden görüldüğü gibi hasta, koşum kıyafeti aracılığı ile ağırlık eksiltici mekanizmaya bağlanmıştır. Hasta bel desteği yardımı ile dik durmakta bacaklarına bağlanan robotik unsur yardımı ile kalça ve bacak hareketi sağlanmaktadır. Altta bulunan yürüme bandı sayesinde ileri gitme hareketi simüle edilmektedir. Hocoma firmasının üretmiş olduğu Lokomat isimli cihaz robotik yürüme ortezi ve gelişmiş ağırlık destekleme sistemini kayar zeminle birleştirerek kullanmaktadır (Colombo vd., 2000).



Şekil 2.10. Lokomat isimli cihazın şematik gösterimi (http://serebralpalsi.blogspot.com.tr/2007_11_01_archive.html).



Şekil 2.11. HOCOMA Lokomat rehabilitasyon cihazı (<https://www.hocoma.com/usa/us/media-center/media-images/lokomat/>).

Şekil 2.11’de Hocoma firmasının geliştirdiği cihaz görülmektedir. Bu cihazda hasta ağırlığı askı yardımı ile eksiltilmekte ve bacaklara bağlı olan robotik bacak mekanizması hastanın kalça ve diz eklemine hareket vermektedir. Yürüme bandı yardımı ile ileri gitme simülasyonu yapılabilmekte, sistem üzerinde bulunan sensörler yardımı ile hasta tepkilerini ölçümleyip raporlayabilmektedir. LOKOMAT ve benzer temel düşünceyle çalışan diğer terapi sistemleri esas olarak adaptif ortak tork geri bildirim fikrine göre çalışmaktadır (Ott vd.,2008; Albu-Schäffer vd.,2007). LokoHelp firması tarafından üretilen ve Şekil 2.12’de görülen LokoHelp isimli cihaz,

ağırlıklı olarak beyin travmalarından sonra oluşan yürüyüş problemlerini gidermek üzere geliştirilmiş bir elektromekanik cihazdır (Freivogel vd., 2008). LokoHelp rehabilitasyon cihazında, kayar bandın orta ekseninde yüzeye paralel yürüme doğrultusunda yerleştirilmiş ve kayar bandın ön tarafına sabitlenmiş pedal sistemi kullanılmıştır. Aynı zamanda bir ağırlık dengeleme mekanizmasına da sahiptir. Cihazın fizibilite ve etkinliği üzerine klinik çalışmalar Freivogel vd. (2009) tarafından yapılmıştır.



Şekil 2.12. PEDAGO LokoHelp rehabilitasyon cihazı (<https://www.fysiomed.cz/eng/rehabilitation-equipment/neurologic-stimulation/loko-help-pedago-gait-trainer/>).

Pedago Terapi cihazı temelde aynı prensibe sahip olsa da hasta ayak bileği ve ayak taban etkileşimini sağlayabilmek adına pedal sistemini uygulamaktadır. Bu sayede hastaya ayak zemin ilişkisi daha kontrollü aktarılabilmektedir. Ancak tasarlanmış olan sistemde kullanılan sistem farklı bacak boyları ve ayak numaraları için yetersiz kalmakta ve takip ettiği yürüme profili tam olarak yürüme çevrimini simüle edememektedir. Daha ziyade bisiklet binme hareketinin karakteristiğine sahip olmakla birlikte hareket sırasında geçişlerde ciddi boşluklar hissettirmektedir.

Şekil 2.13’ te görülen ReoAmbulator, Motorika firması tarafından üretilmiş olan rehabilitasyon cihazı, bir ağırlık dengeleme mekanizmasına sahip kayar bantlı robotik sistemdir (West, 2004).



Şekil 2.13. ReoAmbulator rehabilitasyon ünitesi.



Şekil 2.14. Walkbot Lokomat rehabilitasyon ünitesi.

Şekil 2.14’ te Güney Koreli bir firmanın geliştirmiş olduğu cihaz görülmektedir. Bu cihazda hasta ağırlığı askı yardımı ile eksiltilmekte ve bacaklara bağlı olan robotik bacak mekanizması hastanın kalça ve diz eklemine hareket vermektedir. Yürüme bandı yardımı ile ileri gitme simülasyonu yapılabilmekte, sistem üzerinde bulunan sensörler yardımı ile hasta tepkilerini ölçümleyip raporlayabilmektedir.

Bunların dışında halen araştırma ve geliştirme aşamasında olan cihazlarda mevcuttur. Ambulation-assisting Robotic Tool for Human Rehabilitation (ARTHuR) yürüme bandı üzerinde insan adımlarını ölçümleyip yönlendiren bir cihaz şeklinde tasarlanmıştır (Reinkensmeyer vd., 2002). ARTHuR terapi cihazı öncelikle, klinik olarak test edilmiştir (Emken vd.,2008) POGO: Pneumatically Operated Gait Orthosis bir çeşit robotik bacak tasarımıdır. Pelvic Assist Manipulator (PAM), yürüme ile birlikte doğal pelvis hareketini kontrol edebilmektedir (Reinkensmeyer vd., 2006).

Ayak düzlemi temelli yürüme rehabilitasyon cihazı

Yürüme rehabilitasyonunda bazı cihazlar terapiyi ayağın programlanabilen bir düzlem yardımı ile hareket ettirilmesi şeklinde gerçekleştirmektedir. Gangtrainer (GT) isimli cihaz ticari satışı olan tek cihazdır. Bu cihaz hastanın ağırlığını eksilterek hastanın bireysel kapasitesi ve hızına uyum sağlayarak hastanın hareket özgürlüğünü yeniden kazandırmaktadır (Surdilovic ve Bernhardt, 2004). Şekil 2.15'te görülen cihazda hastanın dengesi kuşak (harness) sistemi yardımı ile sağlanmakta, iki adet ayak bağlantı plakası yardımı ile yürüyüşteki duruş ve kayma fazları simüle edilmektedir. Ayrıca halatlar yardımı ile hastanın kütle merkezinin yatay ve dikey hareketleri kontrol edilmektedir. Dünyada bu cihaz ile yapılan rehabilitasyon etkileri üzerine birçok klinik çalışma yapılmıştır (Werner vd., 2002; Peurala vd., 2009).



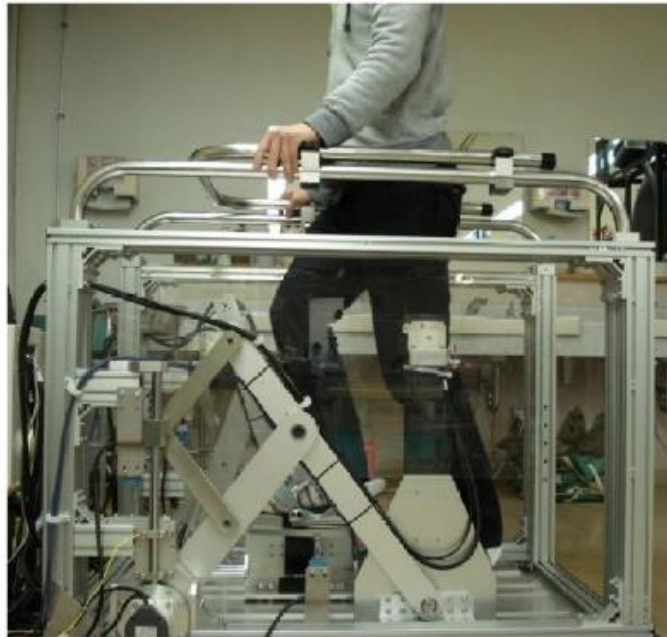
Şekil 2.15. Gait trainer (GT) yürüme rehabilitasyon cihazı.

HapticWalker haptik lokomotor hareket ara yüzüne sahip bir cihaz olup merdiven inip çıkma dâhil bozuk yolda yürümeye kadar simüle edebilmektedir (Schmidt, 2004). Şekil 2.16’ da görülen cihaz benzerlerine göre daha geniş bir alan kaplamaktadır.



Şekil 2.16. HapticWalker yürüme terapi cihazı.

Şekil 2.17’de GaitMaster5 (GM5) Tsukuba Üniversitesi akademisyenleri tarafından son yıllarda geliştirilen bir başka cihazdır (Yano vd., 2010).



Şekil 2.17. GaitMaster5 (GM5) yürüme terapi cihazı.

Ayrıca eyleticişiz proteş veya tekerlekli sandalye kullanmak zorunda olan ve rehabilitasyon sonucunda yeniden yürüme imkânı bulunmayan birçok insanın yaşam şartlarını iyileştirmek amacı ile her türlü arazi şartında kullanılabilecek ve yürüme yetisini kaybetmiş insanlara cihaz ile tekrar yürüyebilme imkânı verebilecek dış iskeletler geliştirilmiştir. Ülkemizde bu amaçla yapılan ilk cihazlardan biri “Yürüyüş Destekleyici Dış İskelet (YÜDİS)” olarak isimlendirilmiştir (Önen vd., 2011). Ancak bu tarz cihazlar rehabilitasyon amaçlı değil, gündelik yaşamda yürüme fonksiyonlarını yerine getirebilmek amacı ile tasarlanmakta ve üretilmektedir.



3. TASARIM VE METOD

3.1. Tasarıma Etki Eden Faktörler

Robotik yürüme cihazı ağırlıklı olarak tam veya yarı omurilik yaralanması (Spinal Cord Injury), inme veya Serebral palsi rahatsızlıklarının tedavisine yönelik olarak tasarlanır. Bunun yanı sıra diğer etmenlere bağlı yürüyüş bozukluklarında da hekim öngörüsüne uygun olarak kullanılabilir. Yürüme rehabilitasyonu amaçlı cihaz tasarımında en önemli noktalardan biri yürüme hareketi ve yürüme çevriminin tüm aşamalarının tam ve doğru sağlanmasıdır. Aynı zamanda, hastaya doğru ve kontrollü bir biçimde bu hareketlerin aktarılabilmesi önemli bir parametredir.

Önceki bölümde anlatılan sistemler incelendiğinde hasta doğru yürüme hareketi öğretimi açısından tedavi edilirken, ayak zemin ilişkisi tam sağlanamamaktadır. Terapinin başlangıç evrelerinde hastanın ayak tabanı fizik tedavi uzmanları tarafından zemine bastırılarak hastanın ayak zemin etkileşimini kavraması öğretilmeye çalışılmıştır. Bu durum Şekil 3.1’ de kolayca görülmektedir.



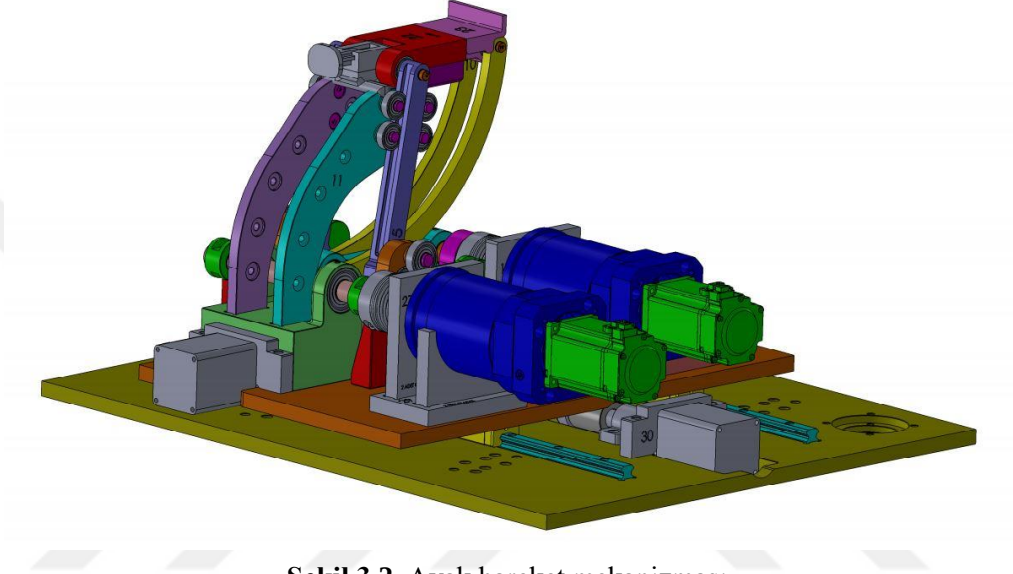
Şekil 3.1. Hasta ayak zemin iletişimi eğitimi.

Burada temel sebep yürümede çok önemli bir fonksiyon olan ayak parmaklarının büküm noktasında meydana gelen moment kuvvetidir. Ayak parmakları ve ayak bileği hareketi hastaya tam olarak öğretilemediğinde, terapi sonrası hastada ‘Düşük ayak sendromu’ adı verilen, ayak

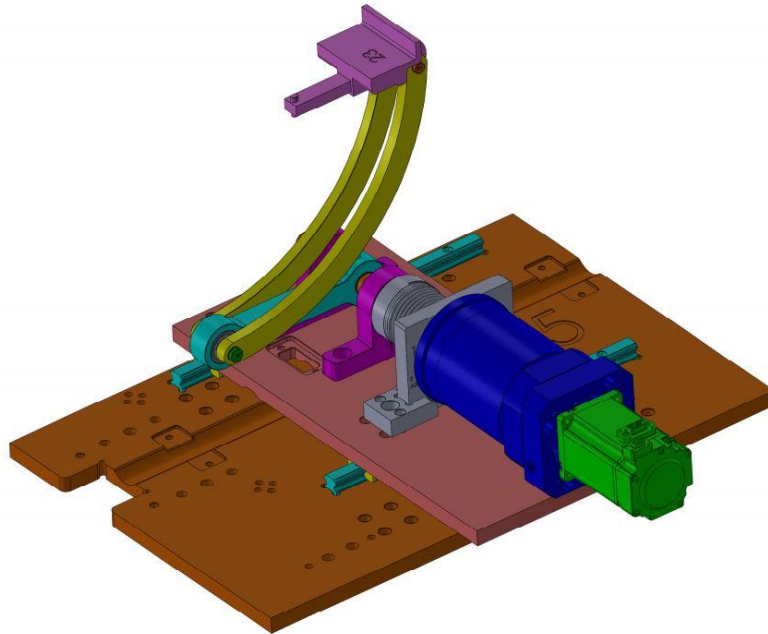
bileğinden ayağını sürüyerek yürüme başlamakta ve bu sebeple tedavi süreci uzamaktadır. Mevcut rehabilitasyon cihazlarında ayak tabanı hareketi yürüme bandı üzerinde pasif olarak kontrol edilmeye çalışılmıştır. Şekil 2.12’ de görülen Pedago isimli cihaz da bu problemi ortadan kaldırmak için pedal sistemi uygulanmıştır. Bu sayede ayak zemin etkileşimi kontrol edilmeye çalışılmıştır. Ancak sistem farklı bacak boyu ve ayak numarasına sahip hastalarda doğru yürüme eğrisini oluşturamamaktadır. Doğru yürüme eğrisini oluşturabilmek için yürüme çevrimi içerisinde, ayağın kinematik analizinin de özellikle tasarım parametresi olarak değerlendirilmesi gerektiği görülmüştür. Ayağın kinematik analizi için farklı yöntemlerin kullanıldığı pek çok çalışma yapılmıştır. Birçoğu marker işaretlemelerini kullanarak deneysel yapılan ve ayak bileşenlerinin faz değerlerini tespit eden çalışmalardır (MacWilliams vd. (2003), Kitaoka vd. (2006), Nester vd. (2007) ve Leardini vd. (2007)). MacWilliams vd. (2003) yaptıkları çalışma ile yürüme esnasında ayağın tek bağlantı modeli ile hesaplanmasının bilek eklemi değerlerini fazla hesapladığını göstermişlerdir. Ayrıca yürüme sırasında, bilek eklemi tarafından üretilen enerjinin momentlerin dengesi için ayak parmakları (ya da ayağın ön kısmı) tarafından absorbe edildiğini tespit ettiler. Simon vd. (2006) Bodybuilder ve Matlab programlarını kullanan Heidelberg ayak ölçüm metodunu (HFMM) kullanarak ayak ve bileğin kinematikliğini analiz ettiler. Simon vd. (2006) tarafından elde edilen sonuçlar, MacWilliams vd. (2003) ile Leardini vd. (2007) tarafından bulunan sonuçlara benzerdir. Kitaoka vd. (2006) bilek-topuk ve ayağın orta kısımlarının üç-boyutlu hareketi üzerine çalıştılar. Nester vd. (2007) ayağın kinematik analizini, marker uygulamaları ile deri, ayak bileşenleri, kemikler ve yer düzlemi terimlerinde gerçekleştirdiler. Leardini vd. (2007) sekiz kamera ile ayak bileşenlerini inceledi ve tüm vücudun yürüme analizinin destek fazını tanımladılar. Bunlara ilave olarak, Carden açısı ve helis eksenini yaklaşımı ile ayak gerilmeleri Graf vd. (2012) tarafından hesaplanmıştır. Yapılan bu çalışmalardan yürüme rehabilitasyon cihazlarının performansını iyileştirmek için ayağın bağlantı kinematikğine göre modellenmesi ve rijid bir cisim gibi modellenmemesi gerektiği görülmektedir. Farklı sensör mekanizmalarının kullanımı ile yapılan yürüme analizlerini ayrıntılı inceleyen derleme çalışması Tao vd. (2012) tarafından yapılmıştır. Bu çalışma ile sensör mekanizmaları olan gyroscope, magnetoresistive ve GRF sistemlerinin insan yürüme karakteristiğindeki ölçüm etkileri de karşılaştırılmıştır. Buna göre prototipin tasarımında, benzer cihazlarda tedavi görmüş hastalar ve tedavide bulunan fizyoterapistlerle görüşülmüş, tedavi başarısını etkileyen parametreler tespit edilmiştir. Hasta ve tedaviyi yürütecek doktorların taleplerine göre cihaz tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Bu tez kapsamında tasarımı ve üretimi yapılan cihaz ise, 100 kg hasta taşıma kapasitesine ve ayak numarası 22 – 47 aralığındaki hastaların terapisine uygun şekilde dizayn edilmiştir.

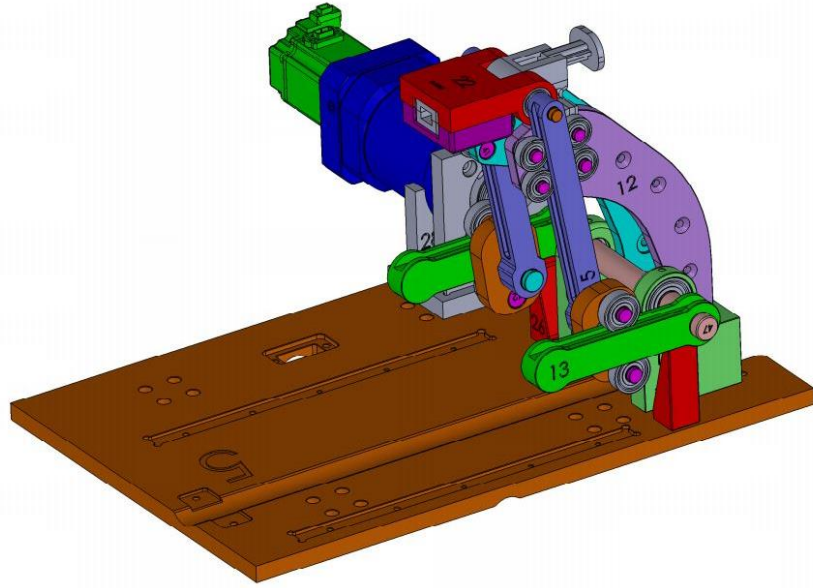
Prototipi üretilen cihaz ile farklı fiziksel özelliklere sahip tüm hastalar için yürüme çevrimi hareketlerinin elde edilebildiği mekanizma ortaya konmuştur. Şekil 3.2’ de tasarlanan mekanizmanın montaj resmi görülmektedir. Şekil 3.3’ de ayak topuk kaldırma mekanizması, Şekil 3.4’ te ise ayak ön kaldırma mekanizması montaj resimleri görülmektedir.



Şekil 3.2. Ayak hareket mekanizması.



Şekil 3.3. Arka topuk kaldırma mekanizması.



Şekil 3.4. Ön ayak kaldırma mekanizması.

3.2. Prototip Cihazın Resimleri ve Diğer Cihazlarla Kıyaslanması

Bu çalışma kapsamında üretilen prototip yürüme terapi cihazının fotoğrafı Şekil 3.5’ te verilmektedir.



Şekil 3.5. Yürüme eğitimi için tasarlanan ve üretilen cihazın gerçek resmi.

Birebir ölçekli prototip imalatı yapılmış olan cihazın benzerlerinden en temel farklılığı yürüme sırasında oluşan ayak zemin etkileşiminin hastaya tam olarak aktarılabilmesidir. Patent başvurusu yapılmış olan mekanizma sayesinde 22- 47 ayak numarasına sahip bireylerin yürüme sırasında topuk basışı ve parmaklarda meydana gelen itme fazı da dahil olmak üzere yürüme çevriminde ayak bileği ve parmakların rehabilitasyonu tam olarak sağlanabilmektedir. Şekil 3.6’ da üretilmiş prototipte elde edilen ayak parmak ve bilek hareketleri gösterilmektedir. Şekil 3.7’ de ise tedavi amaçlı kullanılan benzer bir cihazda elde edilen ayak bileği hareketini göstermektedir. Şekiller 3.6 ve 3.7 karşılaştırıldığında, diğer cihazda ayak ve ayak bileği, hareket ettirilen zeminle belirli bir oranda hareket ettirilebilmektedir. Ancak, bu oran ihtiyaç duyulan yürüme çevrimini tamamlama özelliğini karşılayamamaktadır. Yani cihaz yürümedeki Basma Sonu (terminal stance) ve Salınım Öncesi (preswing) fazlarını gerçekleştirememektedir.



Şekil 3.6. Tasarlanan cihaz ile ayak parmağı ve ayak bileği hareketi.



Şekil 3.7. Benzer rehabilitasyon cihazındaki ayak bileği hareketi.

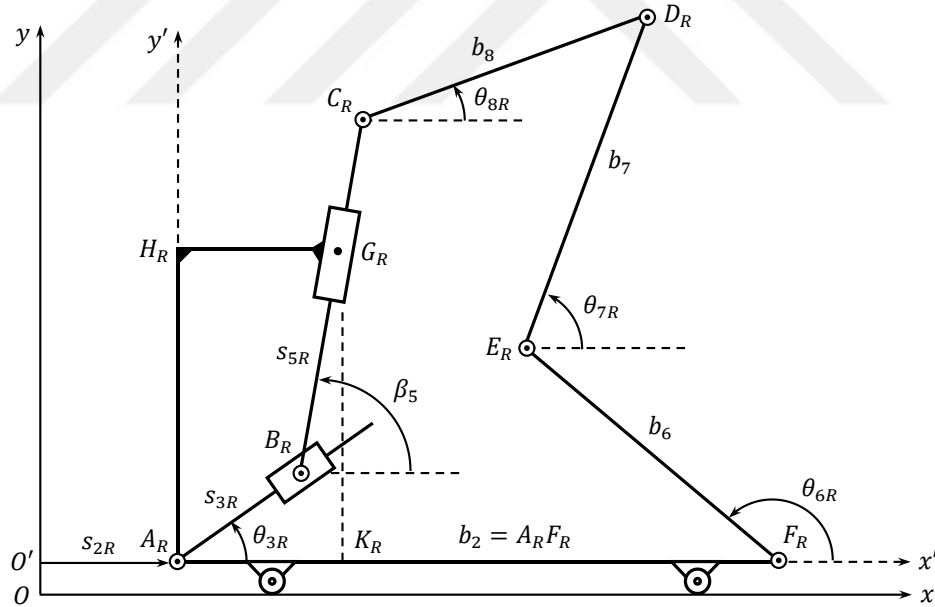
Şekil 3.8’ de ise yürüme bandı temelli başka bir cihazda hastanın ayak zemin etkileşimi görülmektedir. Şekilden de anlaşıldığı gibi hasta, ayağı ile zemine basamamakta cihaz hastaya sadece kalça ve diz ekleminde hareket etmeyi öğretmektedir.



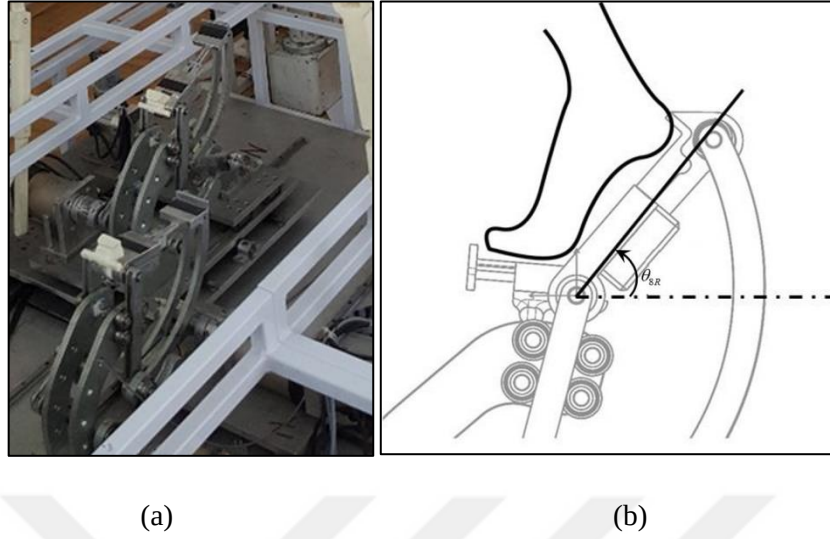
Şekil 3.8. Benzer bir cihazda hasta ayak basma anı.

3.3. Tasarlanan Mekanizmanın Kinematik Analizi

Kinematik analizin yapılabilmesi için önce serbestlik derecesi tanımlanmalı ve sistemin döngü kapanım denkleminin yazılması gerekmektedir. Tez kapsamında üretilen robotik rehabilitasyon cihazı sağlıklı bir insanın yürüme hareketinin, fizyoterapik olarak yürüme bozukluğu olan hastalara aktarılması amacı ile tasarlanmıştır. Cihaz, sağ ve sol ayak rehabilitasyonu için birbirinin özdeşi iki adet ayak hareket mekanizması içermektedir. Bu mekanizmaların her biri 3-DoF (üç serbestlik dereceli) düzlemsel paralel manipülatör olarak tasarlanmıştır. Tasarlanan mekanizmalar, rehabilitasyonu sağlamak amacı ile koordineli bir şekilde sağ ve sol ayak hareketlerini uygun bir faz farkı içinde gerçekleştirmektedir. Cihaz 6 adet servo-motor ile tahrik edilmektedir. Hastanın her bir ayağı ilgili manipülatörün platformuna (ayak düzlemi plakasına) gerekli bağlantı yapılarak platform tarafından hareket ettirilir. Her bir platformun hareketi, yanal (sagittal) düzlemde sağlıklı bir ayak hareketini tedavi edilmesi planlanan hastaya aktarmak üzere çalışmaktadır.



Şekil 3.9. Tasarlanan ayak hareket mekanizmasının kinematik diyagramı.



Şekil 3.10. Ayak hareket mekanizması (a) ve ayak destek birimi (b).

Sağ ve sol ayağın hareketi için kullanılan mekanizmalar birbirinin aynı olduğundan dolayı, bu kısımdaki hesaplamalar sağ ayak mekanizması üzerinden gösterilecektir. Sol ayak mekanizması için kinematik denklemler, alt indis olarak R yerine L kullanılmak sureti ile rahatlıkla tanımlanabilecektir. Sağ ayak hareket mekanizması düzlemsel bir paralel manipülatör olup, $l_m = 7$ hareketli uzuv içerir. Bu uzuvlar şunlardır: $L_2 = A_R F_R$, $L_3 = A_R B_R$, $L_4 = B_R$ (kayar yatak), $L_5 = B_R C_R$, $L_6 = F_R E_R$, $L_7 = E_R D_R$, ve $L_8 = C_R D_R$ (ayak düzlemi platformu). L_5 uzvunun kılavuzu, G_R merkezinden L_2 uzvuna sabitlenmiştir. L_1 sabit uzuv olarak tanımlanmıştır. Uzuvlar, birbirine $j_{pr} = 9$ adet prizmatik ve dönel eklemlerle bağlanmıştır. Prizmatik olanlar, J_{12} , J_{34} , ve J_{25} eklemleridir. Dönel olanlar ise, J_{23} , J_{45} , J_{58} , J_{26} , J_{67} , ve J_{78} eklemleridir. Mekanizmanın serbestlik derecesi (f), *Kutzbach-Grübler* formülüne göre aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$f = 3l_m - 2j_{pr} = 3 \times 7 - 2 \times 9 = 3 \quad (3.1)$$

L_8 platformundaki D_R noktasının konumu, aşağıda gösterildiği gibi üç denklemlerle tanımlanabilir.

$$\overrightarrow{O'D_R} = \overrightarrow{O'A_R} + \overrightarrow{A_RB_R} + \overrightarrow{B_RC_R} + \overrightarrow{C RD_R} \quad (3.2)$$

$$\overrightarrow{O'D_R} = \overrightarrow{O'A_R} + \overrightarrow{A_RF_R} + \overrightarrow{F RE_R} + \overrightarrow{E RD_R} \quad (3.3)$$

$$\overrightarrow{O'D_R} = \overrightarrow{O'A_R} + \overrightarrow{A_R K_R} + \overrightarrow{K_R G_R} + \overrightarrow{G_R C_R} + \overrightarrow{C RD_R} \quad (3.4)$$

Bağımsız döngü sayısı, $n_L = j_{pr} - l_m = 9 - 7 = 2$ olarak belirlenir. Döngü kapanım denklemleri, $\{(3.2), (3.3)\}$ ve $\{(3.2), (3.4)\}$ denklem çiftleri kullanılarak aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\overrightarrow{A_R B_R} + \overrightarrow{B_R C_R} + \overrightarrow{C_R D_R} = \overrightarrow{A_R F_R} + \overrightarrow{F_R E_R} + \overrightarrow{E_R D_R} \quad (3.5)$$

$$\overrightarrow{A_R B_R} + \overrightarrow{B_R G_R} = \overrightarrow{A_R K_R} + \overrightarrow{K_R G_R} \quad (3.6)$$

Hareketli uzuvların pozisyonlarını tanımlamak için $n_V = 2n_L + f = 2 \times 2 + 3 = 7$ adet eklem değişkeni gerekli ve yeterlidir. Bu eklem değişkenleri şekil 3.9 'da gösterilmiş ve $s_{2R} = O'A_R$, $s_{3R} = A_R B_R$, $s_{5R} = B_R G_R$, $\theta_{3R} = \angle(\overrightarrow{A_R B_R})$, $\theta_{6R} = \angle(\overrightarrow{F_R E_R})$, $\theta_{7R} = \angle(\overrightarrow{E_R D_R})$, ve $\theta_{8R} = \angle(\overrightarrow{C_R D_R})$ olarak belirlenmiştir.

Mekanizmanın sabit parametreleri ise, $c_1 = A_R K_R = H_R G_R$, $h_1 = A_R H_R = K_R G_R$, $b_2 = A_R F_R$, $b_5 = B_R C_R$, $b_6 = F_R E_R$, $b_7 = E_R D_R$, $b_8 = C_R D_R$, ve $\beta_5 = \angle(\overrightarrow{B_R C_R})$ şeklinde tanımlanmıştır.

Vektöriyel döngü kapanım denklemleri olan denklem (3.5) ve (3.6), sabit parametreler ve eklem değişkenleri cinsinden aşağıdaki dört skalar denklem ile ifade edilir

$$s_{3R} \cos \theta_{3R} + b_5 \cos \beta_5 + b_8 \cos \theta_{8R} = b_2 + b_6 \cos \theta_{6R} + b_7 \cos \theta_{7R} \quad (3.7)$$

$$s_{3R} \sin \theta_{3R} + b_5 \sin \beta_5 + b_8 \sin \theta_{8R} = b_6 \sin \theta_{6R} + b_7 \sin \theta_{7R} \quad (3.8)$$

$$s_{3R} \cos \theta_{3R} + s_{5R} \cos \beta_5 = c_1 \quad (3.9)$$

$$s_{3R} \sin \theta_{3R} + s_{5R} \sin \beta_5 = h_1 \quad (3.10)$$

Denklem (3.2) ve (3.3) yardımıyla, metatarsal (metatarsophalangeal) eklem merkezi olan C_R noktasının koordinatları (x_{C_R} ve y_{C_R}) ve topuk (calcaneus) merkezi olan D_R noktasının koordinatları (x_{D_R} and y_{D_R}) aşağıdaki denklemlerle ifade edilir.

$$x_{C_R} = s_{2R} + s_{3R} \cos \theta_{3R} + b_5 \cos \beta_5 \quad (3.11)$$

$$y_{C_R} = s_{3R} \sin \theta_{3R} + b_5 \sin \beta_5 \quad (3.12)$$

$$x_{D_R} = x_{C_R} + b_8 \cos \theta_{8R} \quad (3.13)$$

$$y_{D_R} = y_{C_R} + b_8 \sin \theta_{8R} \quad (3.14)$$

$$x_{D_R} = s_{2R} + b_2 + b_6 \cos \theta_{6R} + b_7 \cos \theta_{7R} \quad (3.15)$$

$$y_{D_R} = b_6 \sin \theta_{6R} + b_7 \sin \theta_{7R} \quad (3.16)$$

Denklem (3.9) ve (3.10), denklem (3.11) ve (3.12) 'de yerine konularak aşağıdaki şekilde sadeleştirilebilir.

$$x_{C_R} = s_{2R} + c_1 + (b_5 - s_{5R}) \cos \beta_5 \quad (3.17)$$

$$y_{C_R} = h_1 + (b_5 - s_{5R}) \sin \beta_5 \quad (3.18)$$

3.3.1. İleri kinematik çözümleme

Burada amaç, ayak düzleminin konumunu $(x_{C_R}, y_{C_R}, \theta_{8R})$ aktif eklem değişkenleri $(s_{2R}, \theta_{3R}, \theta_{6R})$ ve pasif eklem değişkenleri $(s_{3R}, s_{5R}, \theta_{7R})$ cinsinden belirlemektir. Çözümlemeye s_{3R} ve s_{5R} elde etmek amacı ile denklem (3.9) ve (3.10) kullanılarak başlanabilir.

$$\begin{bmatrix} \sin \theta_{3R} & \sin \beta_5 \\ \cos \theta_{3R} & \cos \beta_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_{3R} \\ s_{5R} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_1 \\ c_1 \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

Denklem (3.19) daki katsayı matrisinin determinantı hesaplandığında

$$D = \sin(\theta_{3R} - \beta_5) \quad (3.20)$$

Açıkça görüldüğü gibi, $D \neq 0$ ve $\theta_{3R} \neq \beta_5$ ise denklem (3.19) çözülebilir.

$$s_{3R} = (h_1 \cos \beta_5 - c_1 \sin \beta_5) / \sin(\theta_{3R} - \beta_5) \quad (3.21)$$

$$s_{5R} = (c_1 \sin \theta_{2R} - h_1 \cos \theta_{2R}) / \sin(\theta_{3R} - \beta_5) \quad (3.22)$$

$D = 0$ yani $\theta_{3R} = \beta_5$ olursa, tekillik meydana gelir. Ancak, mekanizma tasarımında β_5 ($\beta_5 = 80^\circ$) değeri, mekanizmanın normal çalışma bölgesinde θ_{3R} değerinden her zaman büyüktür ve bu nedenle tekillik ortaya çıkmaz.

s_{3R} 'nin bulunması ile birlikte denklem (3.7) ve (3.8) aşağıdaki şekilde yazılabilir.

$$b_8 \cos \theta_{8R} = b_7 \cos \theta_{7R} - x_{78} \quad (3.23)$$

$$b_8 \sin \theta_{8R} = b_7 \sin \theta_{7R} - y_{78} \quad (3.24)$$

Denklem (3.23) ve (3.24) 'te ifade edilen x_{78} ve y_{78} bilinenler olarak aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$x_{78} = s_{3R} \cos \theta_{3R} + b_5 \cos \beta_5 - (b_2 + b_6 \cos \theta_{6R}) \quad (3.25)$$

$$y_{78} = s_{3R} \sin \theta_{3R} + b_5 \sin \beta_5 - b_6 \sin \theta_{6R} \quad (3.26)$$

Denklem (3.43) denklem (3.23) ve (3.24) ten aşağıdaki şekilde türetilir.

$$x_{78} \cos \theta_{7R} + y_{78} \sin \theta_{7R} = f_{78} \quad (3.27)$$

Denklem (3.27) de ifade edilen f_{78} denklem (3.28) te ifade edilmektedir ve bilinmektedir.

$$f_{78} = (x_{78}^2 + y_{78}^2 + b_7^2 - b_8^2)/(2b_7) \quad (3.28)$$

θ_{7R} açısı denklem (3.27) 'den aşağıdaki gösterildiği şekilde elde edilir.

$$\theta_{7R} = \phi_{7R} + \psi_{7R} \quad (3.29)$$

Denklem (3.29) da bulunan ifadelerin açık hali aşağıda gösterildiği şekildedir.

$$\phi_{7R} = \text{atan}_2(y_{78}, x_{78}) = \angle(\overrightarrow{E_R C_R}) \quad (3.46)$$

$$\psi_{7R} = \sigma_7 \text{atan}_2[(1 - \xi_{7R}^2)^{1/2}, \xi_{7R}]; \sigma_7 = \pm 1 \quad (3.47)$$

$$\xi_{7R} = f_{78}/(x_{78}^2 + y_{78}^2)^{1/2} \quad (3.48)$$

Diğer taraftan Şekil 3.9' dan $\theta_{7R} < \phi_{7R}$ olduğu görülmektedir. Bu nedenle $\sigma_7 = -1$ seçilmiştir. Sonuçta denklem (3.24) ve (3.25)'ten θ_{8R} başka bir işaret belirsizliği olmadan aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

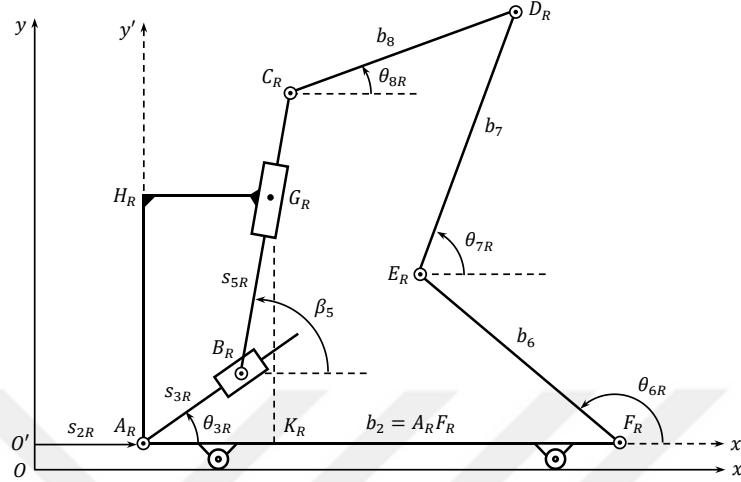
$$\theta_{8R} = \text{atan}_2[(b_7 \sin \theta_{7R} - y_{78}), (b_7 \cos \theta_{7R} - x_{78})] \quad (3.49)$$

Metatarsal (metatarsophalangeal) eklem merkezi olan C_R noktasının koordinatları, denklem (3.11) ve (3.12) yardımı ile aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$x_{C_R} = s_{2R} + s_{3R} \cos \theta_{3R} + b_5 \cos \beta_5 \quad (3.11)$$

$$y_{C_R} = s_{3R} \sin \theta_{3R} + b_5 \sin \beta_5 \quad (3.12)$$

3.3.2. Ters kinematik analiz



Şekil 3.11. Ters kinematik analiz diyagramı.

Tasarlanan mekanizmanın insan yürüyüşünü simüle edebilmesi amacı ile, cihaza aktarılması gereken yörünge için ayak metatarsal (metatarsophalangeal) eklemler merkezinin (C_R noktasının) koordinatları (x_{C_R} ve y_{C_R}) ve ayak açısı (θ_{8R}), sağ ayak için elde edilen yürüme çevriminden zamanın fonksiyonu olarak elde edilir. Yürüme çevriminin elde edilişi, bölüm 3.4 'te açıklanmıştır. Denklem (3.13) ve (3.14) kullanılarak topuk (calcaneus) merkezinin (D_R noktasının) koordinatları (x_{D_R} ve y_{D_R}) tanımlanabilir. Yukarıda verilen bilgilerle birlikte, aktif eklemler değişkenleri (s_{2R} , θ_{3R} , ve θ_{6R}) ve pasif eklemler değişkenleri (s_{3R} , s_{5R} , ve θ_{7R}), bölüm 3.1 'de türetilen denklemler kullanılarak elde edilebilir.

Bu amaçla denklem (3.18) yardımı ile s_{5R} aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$s_{5R} = b_5 - (y_{C_R} - h_1) / \sin \beta_5 \quad (3.50)$$

s_{5R} bulunduktan sonra denklem (3.17) yardımı ile s_{2R} aşağıdaki gibi hesaplanır

$$s_{2R} = (x_{C_R} - c_1) - (y_{C_R} - h_1) / \tan \beta_5 \quad (3.51)$$

s_{2R} 'nin bulunması ile denklem (3.11) ve (3.12) aşağıdaki şekilde yazılabilir.

$$s_{3R} \cos \theta_{3R} = x_{C_R} - s_{2R} - b_5 \cos \beta_5 \quad (3.52)$$

$$s_{3R} \sin \theta_{3R} = y_{C_R} - b_5 \sin \beta_5 \quad (3.53)$$

Her zaman $s_{3R} > 0$ 'dır. Denklem (3.52) and (3.53) yardımı ile s_{3R} ve θ_{3R} aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$s_{3R} = \sqrt{(x_{C_R} - s_{2R} - b_5 \cos \beta_5)^2 + (y_{C_R} - b_5 \sin \beta_5)^2} \quad (3.54)$$

$$\theta_{3R} = \text{atan}_2[(y_{C_R} - b_5 \sin \beta_5), (x_{C_R} - s_{2R} - b_5 \cos \beta_5)] \quad (3.55)$$

Sonuçta, θ_{6R} ve θ_{7R} denklem (3.15) ve (3.16) yardımı ile aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

$$b_7 \cos \theta_{7R} = z_{D_R} - b_6 \cos \theta_{6R} \quad (3.56)$$

$$b_7 \sin \theta_{7R} = y_{D_R} - b_6 \sin \theta_{6R} \quad (3.57)$$

Denklem (3.56)' daki z_{D_R} , aşağıdaki denklem (3.58)' te gösterildiği gibidir ve bilinmektedir.

$$z_{D_R} = x_{D_R} - s_{2R} - b_2 \quad (3.58)$$

Denklem (3.56) ve (3.57)' nin kareleri alınıp taraf tarafa toplanması ile, aşağıdaki denklem (3.59) elde edilir.

$$z_{D_R} \cos \theta_{6R} + y_{D_R} \sin \theta_{6R} = f_{D_R} \quad (3.59)$$

Denklem (3.59)' daki f_{D_R} değeri, şu ifadeyle bilinmektedir.

$$f_{D_R} = (z_{D_R}^2 + y_{D_R}^2 + b_6^2 - b_7^2)/(2b_6) \quad (3.60)$$

The angle θ_{6R} açısı denklem (3.59) yardımı ile aşağıda açıklandığı şekilde elde edilir.

$$\theta_{6R} = \phi_{6R} + \psi_{6R} \quad (3.61)$$

Denklem (3.61) denklem (3.59) da yerine konulursa, aşağıdaki değişkenler belirlenmiş olur.

$$\phi_{6R} = \text{atan}_2(y_{D_R}, z_{D_R}) = \angle(\overrightarrow{F_R D_R}) \quad (3.62)$$

$$\psi_{6R} = \sigma_R \text{atan}_2[(1 - \xi_{6R}^2)^{1/2}, \xi_{6R}]; \sigma_R = \pm 1 \quad (3.63)$$

$$\xi_{6R} = f_{D_R} / (z_{D_R}^2 + y_{D_R}^2)^{1/2} \quad (3.64)$$

Diğer taraftan Şekil 3.9' dan $\theta_{6R} > \phi_{6R}$ olduğu görülmektedir. Bu nedenle $\sigma_R = +1$ seçilmiştir.

θ_{6R} bulunduktan sonra, denklem (3.56) ve (3.57)'den θ_{7R} açısı başka bir işaret belirsizliği olmadan aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

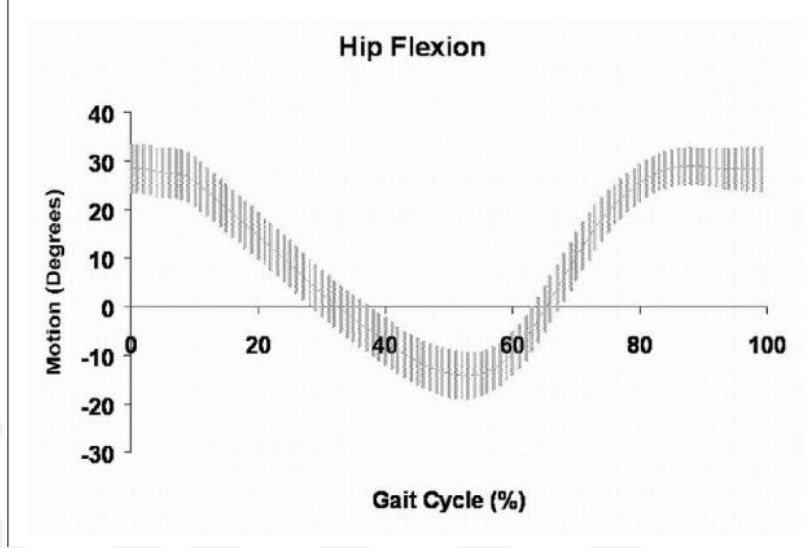
$$\theta_{7R} = \text{atan}_2[(y_{D_R} - b_6 \sin \theta_{6R}), (z_{D_R} - b_6 \cos \theta_{6R})] \quad (3.65)$$

3.4. Rehabilitasyon Yörüngesinin Planlanması

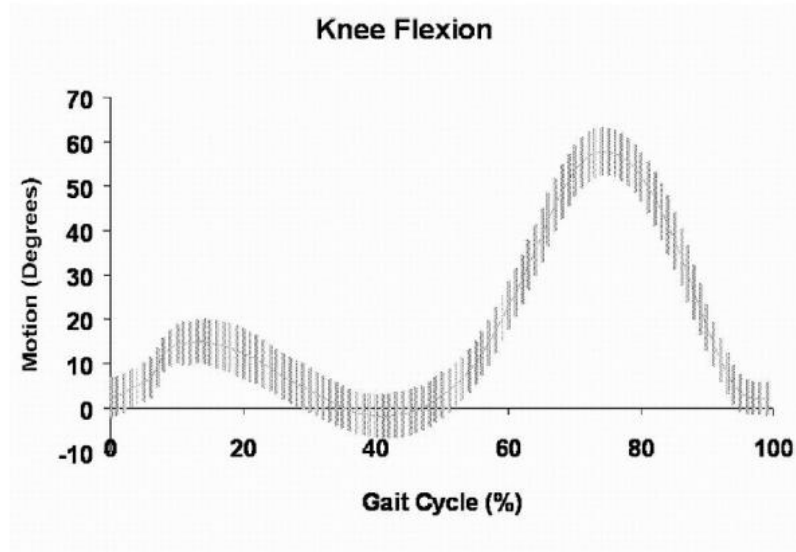
Tasarlanıp imalatı yapılan cihaz insan ile etkileşimde bulunup, hasta veya sağlıklı bireye doğru yürüme hareketinin öğretilmesi için kullanılacaktır. İnsan bacağının kinematik yapısı yürüme dışında birçok farklı hareketi yapabilecek kapasitededir. Yürümenin karakteristik özellikler taşıması sebebi ile her insan yürüyüşü birbirinden farklılıklar gösterebilmektedir. Yürüme çevrimi içerisinde kalmak kaydı ile bu farklılıklar sorun teşkil etmemektedir. Doğru yürüme, iki bacağın senkronize olarak doğru pozisyonlanması ve eklem açılarının değerlerinin zamana göre bunu sağlayacak biçimde değişmesine bağlıdır. Tasarlanan mekanizmanın insan yürüyüşünü simüle edebilmesi için, ayak metatarsophalangeal eklem merkezi C_R koordinatları (x_{C_R} ve y_{C_R}) ve ayak açısı (θ_{8R})'nin yürüme çevriminden zamanın fonksiyonu olarak belirlenmesi gerekmektedir. Bu kısımda cihaza aktarılması planlanan yörünge için ayak metatarsophalangeal eklem merkezi C_R koordinatları (x_{C_R} ve y_{C_R}) ve ayak açısı (θ_{8R})'nin zamanın fonksiyonu olarak nasıl belirlendiği anlatılacaktır.

3.4.1. Norm yürümenin oluşturulması

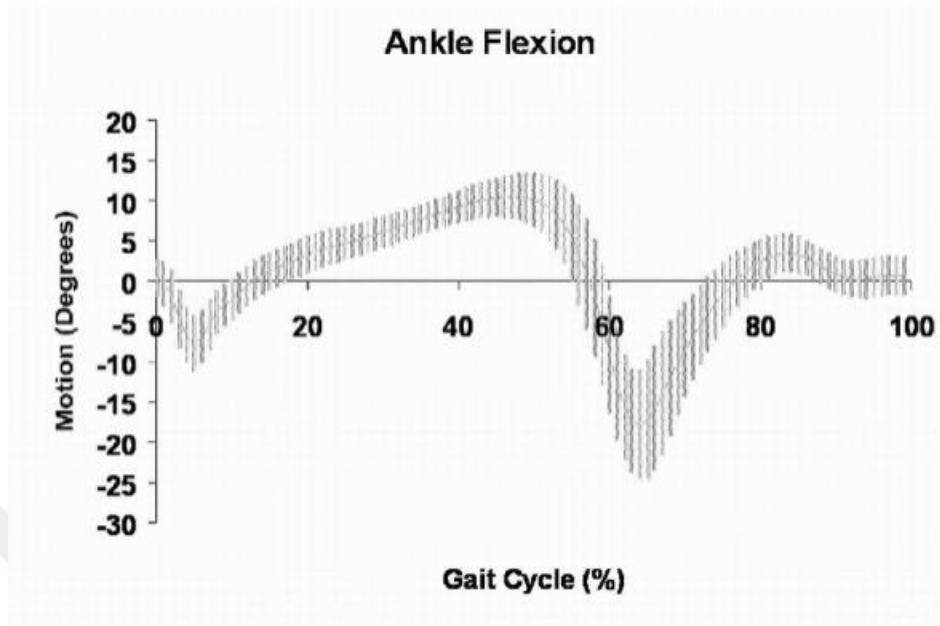
Tez kapsamında tasarlanıp üretilen cihazın amacı saggital düzlemde her bir ayak için sağlıklı ayak hareketini oluşturmaktır. Bu nedenle standart yürüme kalıbının oluşturulması için literatürde bulunan yürüme çevriminin 8 fazı incelenmiştir. Literatürde yapılan çalışmalarda sağlıklı insan yürüyüşü sırasında kalça eklemi açısı değişimleri Şekil 3.12'de diz eklemi açısı değişimleri, Şekil 3.13 'de bilek eklem açısı değişimleri ise Şekil 3.14 'de verilmiştir.



Şekil 3.12. Doğal yürüyüş esnasında kalça eklem açısı değişimi (Rose, 2006).



Şekil 3.13. Doğal yürüyüş esnasında diz eklem açısı değişimi (Rose, 2006).



Şekil 3.14. Doğal yürüyüş esnasında ayak bileği eklem açısı değişimi (Rose, 2006).

Bu grafiklerde kalça açısı $\theta_K = \theta_{U/G}$ (uyluğun gövde ile yapmış olduğu açı), diz açısı $\theta_D' = \theta_{K/U}$ (kaval kemiğinin uyluk ile yapmış olduğu açı) ve ayak bileği açısı $\theta_B = \theta_{A/KN}$ (ayak düzleminin kaval kemiğinin normali ile yapmış olduğu açı) şeklindedir.

Bölge problemlerini ortadan kaldırmak için;

θ_K = fleksiyonda (-), ekstansiyonda (+)

θ_D' = fleksiyonda (+), ekstansiyonda (-)

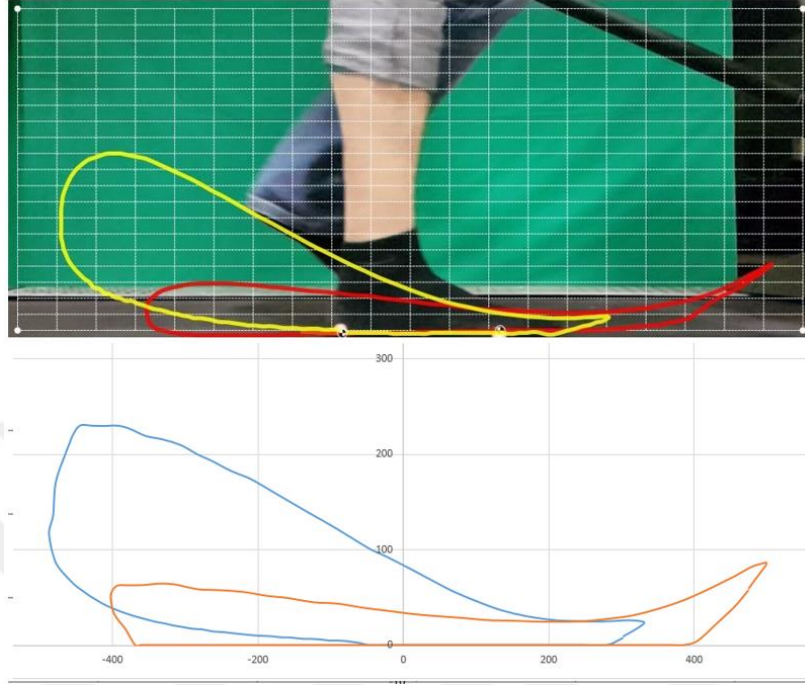
θ_B = Plantar fleksiyonda (+), dorsal fleksiyonda (-) değer almaktadır.

Sağlıklı yürüme sağ ve sol bacakların belirli bir zaman farkı ile periyodik olarak uyumlu hareket etmesi ile mümkün olmaktadır. Sağ ve sol bacak faz farkı ile tekrarlı olarak aynı hareketi yaptığından dolayı, bu kısımda yörünge sağ ayak için hesaplanmıştır. Yürüme çevrimi içerisinde bulunan 8 fazın gerçekleşme yüzdeleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Yürüme çevriminde bulunan 8 ana fazın yürüme sırasında yüzdelik değişimi (Sağ ve Sol bacak için).

	Sağ Ayak				Sol Ayak			
	Faz	Oranı %	Net oran	Faz ismi	Faz	Net oran	Oranı %	Faz ismi
Basma Fazı	1	0-2	2	İlk değme	5	10	50-60	Salınım öncesi
	2	2-10	8	Yüklenme	6	13	60-73	Erken salınım
	3	10-30	20	Basma ortası	7	14	73-87	Salınım ortası
	4	30-50	20	Basma sonu	8	13	87-100	Salınım sonu
	5	50-60	10	Salınım öncesi	1	2	0-2	İlk değme
Salınım Fazı	6	60-73	13	Erken salınım	2	8	2-10	Yüklenme
	7	73-87	14	Salınım ortası	3	20	10-30	Basma ortası
	8	87-100	13	Salınım sonu	4	20	30-50	Basma sonu

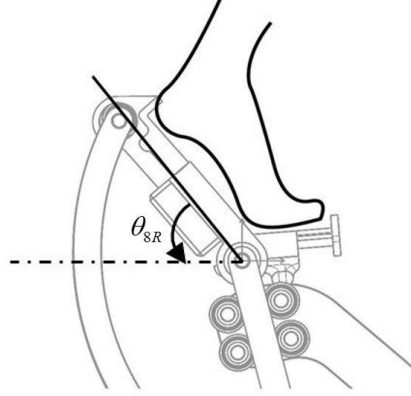
Yukarıda verilen grafiklerden elde edilen kalça, diz, ayak bileği açı değerleri ve Çizelge 3.1 yardımı ile yürüme çevrimi sağ ayak hareketi, zamanın fonksiyonu olarak hesaplanmıştır. Deneysel olarak elde edilen gerçek yürüme yörüngesi ile hesaplama sonucunda elde edilen yörüngenin kıyaslanması Şekil 3.15’te gösterilmiştir.



Şekil 3.15. Hesaplama sonucunda elde edilen yürüme yörüngesinin gerçek yürüme yörüngesi ile kıyaslanması (Kırmızı yörünge = parmak yörüngesi, Mavi yörünge=Topuk yörüngesidir).

3.4.2. Norm yürümeye uygun (x_{CR} ve y_{CR}) ve ayak açısı (θ_{8R}) 'nin hesaplanması

Hesaplama amacı ile getirilen yaklaşımda; sağ ayak gözlenen, sol ayak referans ayak olarak tanımlanmıştır. Yürüme çevrimi boyunca ayaklardan bir tanesi her zaman yer ile temas halindedir. Aynı zamanda sağ ayak ve sol ayakların yer düzlemine göre gövde yüksekliği (y_G) her zaman birbirine eşittir. Sağ ayak basma fazında iken parmak veya topuk bölgesi yer ile temas halindedir. Bu sayede basma fazı boyunca (x_{CR} ve y_{CR}) rahatlıkla hesaplanabilir. Sağ ayak salınım fazını gerçekleştirmeye başladığında referans ayağın sahip olduğu y_{GL} değeri kullanılarak, salınım fazındaki ayağın yerden yüksekliği (y_{CR}) hesaplanmaktadır. Şekil 3.16' da literatürden alınan açı değerleri ile hesaplama esas modifiye edilmiş insan yürüyüşünün kinematik modeli verilmiştir.



Şekil 3.17. $\theta_{8R} = 180 - \theta_p$ açısının gösterimi.

Öte yandan, θ_p açısı $\theta_p = 90 + \theta_s - \theta_B$ şeklinde hesaplanabilir (Winter, 2009). Buradaki θ_s açısı ise, $\theta_s = 90 - \theta_D$ şeklindedir. Şekil 3.18’de θ_p açısının şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.18. θ_p açısının şematik gösterimi.

θ_p açısı bulunduğundan sonra metatarsal (metatarsophalangeal) eklem merkezi olan C_R noktasının koordinatlarının (x_{C_R} ve y_{C_R}) hesaplanmasına geçilebilir. Bu amaçla öncelikle

sistemin G noktasında kapanan kinematik döngü denklemleri, Şekil 3.16 ‘dan aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$\overrightarrow{OC'} + \overrightarrow{C'C} + \overrightarrow{CT} + \overrightarrow{TD} + \overrightarrow{ED} = \overrightarrow{OG} \quad (3.66)$$

Buradaki kinematik ifadede kullanılan açılar, Bölüm 3.4.1’ de anlatılan norm yürümenin oluşturulabilmesi amacı ile literatürden elde edilen açılar olduğu için modifiye edilmiş denklemler aşağıdaki şekilde yazılabilir.

$$x_C + b_{AR} \cos \theta_P + b_{SR} \sin \theta_D + b_{TR} \sin \theta_K = 0 \quad (3.67)$$

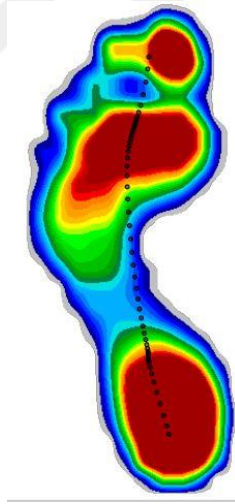
$$y_C + b_{AR} \sin \theta_P + b_{SR} \cos \theta_D + b_{TR} \cos \theta_K = y_G \quad (3.68)$$

$$x_C = -b_{AR} \cos \theta_P - b_{SR} \sin \theta_D - b_{TR} \sin \theta_K \quad (3.69)$$

$$y_C = y_G - b_{AR} \sin \theta_P - b_{SR} \cos \theta_D - b_{TR} \cos \theta_K \quad (3.70)$$

4. SANKİ - STATİK HESAP

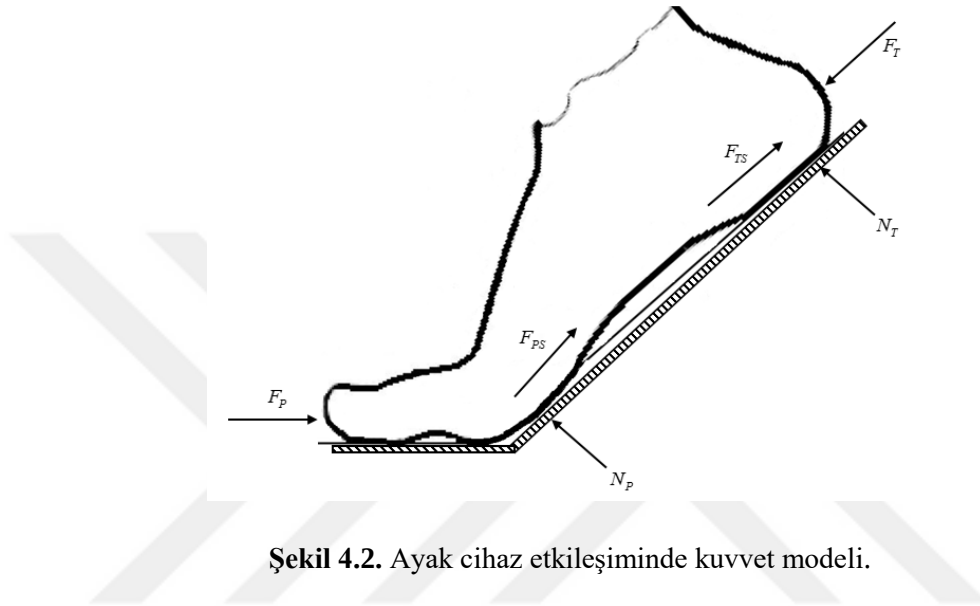
Yürümenin doğru ve tam olarak simüle edilebilmesi, doğru kinematik modelin yanında, imalatı yapılan cihaza yürüme sırasında etki eden kuvvet ve momentlerin de doğru ve tam olarak anlaşılabilmesini gerektirmektedir. Bu bölümde yürüme karakteristiğine uygun olarak cihaz üzerine aktarılan kuvvetler ve bu kuvvetlerin etkileri tanımlanıp cihaza etki eden kuvvet ve momentler hesaplanacaktır. Cihaz tasarımında kullanılan bileşenlerin her birinin ağırlığı rehabilite edilmesi planlanan kişinin ağırlığına kıyasla çok düşük olduğundan ihmal edilebilmektedir. Bu sayede cihaz üzerine etki eden kuvvetlerin hesabında statik hesaplama kullanılabilecektir. Yürüme sırasında vücut ağırlığı ayak tabanları aracılığı ile zemine aktarılmaktadır. Şekil 4.1' de yürüme sırasında ayak tabanında meydana gelen basınç durumu gösterilmektedir. Şekilden anlaşılacağı üzere vücut ağırlığı zemine, ağırlıklı olarak metatarsal eklem ve topuk bölgesinden aktarılmaktadır. Parmak bölgesinde meydana gelen basınç metatarsal eklem bölgesinde meydana gelen basınca kıyasla daha küçük olduğundan toplam basınç metatarsal eklem bölgesinden uygulanmış gibi kabul edilebilir.



Şekil 4.1. Ayak tabanı basınç dağılımı.

Yürüme sırasında, cihaz üzerinde bulunan ayağın cihaz zemini üzerinde kaymasını önlemek için ön ve arkada küçük sınırlayıcılar mevcut olup, zemin sürtünmeli bir yüzey ile kaplanmıştır. Sınırlayıcılar, sürtünme yeterli değilse, yürüme çevriminin erken salınım döneminde parmak ucuna F_P kuvvetini, yürüme çevriminin ilk değme kısmında ise, topuğun arkasına F_T kuvvetini uygular. Tüm bu açıklamalara göre oluşturulan model Şekil 4.2'de gösterilmiştir. Şekil 4.2'de yürüme esnasında ayak ve cihaz arasında oluşan etkileşim sonucunda

meydana gelen kuvvetleri göstermektedir. Burada ayak tabanı cihaz ile tam temas halindedir. N_T ve N_P kuvvetleri, bu bölümün son kısmında açıklanacağı üzere ya ölçülerek ya da Bölüm 5'teki dinamik analiz aracılığıyla bilinmektedir. Dolayısıyla, bu kuvvetlerin girdi olarak kullanılmasıyla cihaz için ihtiyaç duyulan motor torkları aşağıda açıklanan biçimde belirlenebilir.



Şekil 4.2. Ayak cihaz etkileşiminde kuvvet modeli.

Şekil 4.2'de gösterilen kuvvetler, aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

F_p = Parmak sınırılama kuvveti

F_{ps} = Parmak metatarsal bölgesi sürtünme kuvveti

F_{ts} = Topuk sürtünme kuvveti

N_p = Parmak metatarsal bölgesi reaksiyon kuvveti

N_t = Topuk bölgesi reaksiyon kuvveti

Şekilden anlaşılacağı üzere ayağın öne eğimli olduğu durumda $F_t = 0$ ve arkaya eğimli olduğu durumda ise $F_p = 0$ olarak gerçekleşecektir. Ayrıca sürtünmeler eşik değeri aşmadığı müddetçe F_t ve F_p sıfır alınabilir. Burada ifade edilen F_{ps} ve F_{ts} sürtünme kuvvetlerinin eşik değerleri (F_{ps}^* ve F_{ts}^*) ise normal kuvvetlere bağlı olarak aşağıda gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$F_{PS}^* = \mu \times N_P \quad (4.1)$$

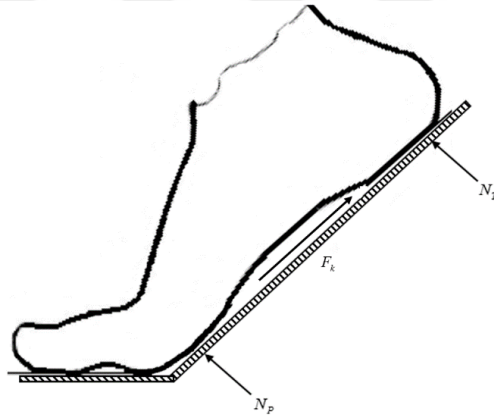
$$F_{TS}^* = \mu \times N_T \quad (4.2)$$

Tüm bu bilgiler ışığında şekil 4.2' de gösterilen F_P, F_T, F_{PS}, F_{TS} kuvvetleri, F_K ile ifade edilen kuvvete indirgenmiş ve ayağın pozisyonuna göre etki etmektedir. Bu kuvvetler yardımı ile hastanın ağırlığı dengelenerek ayak platform düzlemi üzerinde kaymadan durabilmektedir.

F_K = Kaymayı engelleyen toplam kuvvet ise, şöyle ifade edilir.

$$F_K = F_{PS} + F_{TS} + F_T + F_P \cos \theta_{8R} \quad (4.3)$$

Şekil 4.3 yeni durumdaki ayak cihaz etkileşiminde kuvvet modelinin şematik gösterimidir. Bu modele göre, F_P kuvvetinin sıfır olmadığı bir durumda normal yönde ortaya çıkan $F_P \sin \theta_{8R}$ bileşeninin N_P kuvveti ile entegre edildiği varsayılmıştır.



Şekil 4.3. Yeni durum ayak cihaz etkileşiminde kuvvet modeli.

$\vec{F}_{78}$ kuvvetinin hesaplanması amacı ile C_R noktasına göre moment alındığında, şu sonuç elde edilir.

$$F_{78} \times b_8 \sin(\theta_{7R} - \theta_{8R}) - N_T \times b_8 = 0 \quad (4.4)$$

$$F_{78} = \frac{N_T \times b_8}{b_8 \sin(\theta_{7R} - \theta_{8R})} \quad (4.5)$$

Öte yandan, Newton'un hareket kanunlarına göre;

$$F_{78} = F_{87} = F_{67} = F_{76} \quad (4.6)$$

Denklem (4.6) yardımı ile F_{76} kuvvetinin değeri bulunduktan sonra F_R noktasına göre moment alındığında T_{26} motor torkunun aşağıdaki değeri hesaplanmış olur.

$$F_{76} \times b_6 \times \sin(\theta_{6R} - \theta_{7R}) - T_{26} = 0 \quad (4.7)$$

$$T_{26} = F_{76} \times b_6 \times \sin(\theta_{6R} - \theta_{7R}) \quad (4.8)$$

$\vec{F}_{58}$ kuvvetinin yönünü ve şiddetini hesaplamak amacı ile şekil 4.5' ten denge denklemleri şöyle yazılır:

$$F_{58} \times \cos \eta = N_p + N_T - F_{78} \times \sin(\theta_{7R} - \theta_{8R}) \quad (4.9)$$

$$F_{58} \times \sin \eta = F_{78} \times \cos(\theta_{7R} - \theta_{8R}) - F_K \quad (4.10)$$

Buradan önce kuvvetin yön açısı bulunur. Şöyle ki,

$$\eta = \arctan \left[\frac{F_{78} \times \cos(\theta_{7R} - \theta_{8R}) - F_K}{N_p + N_T - F_{78} \times \sin(\theta_{7R} - \theta_{8R})} \right] \quad (4.11)$$

Daha sonra, D_R noktasına göre moment alınarak kuvvetin şiddeti, aşağıdaki gibi bulunur:

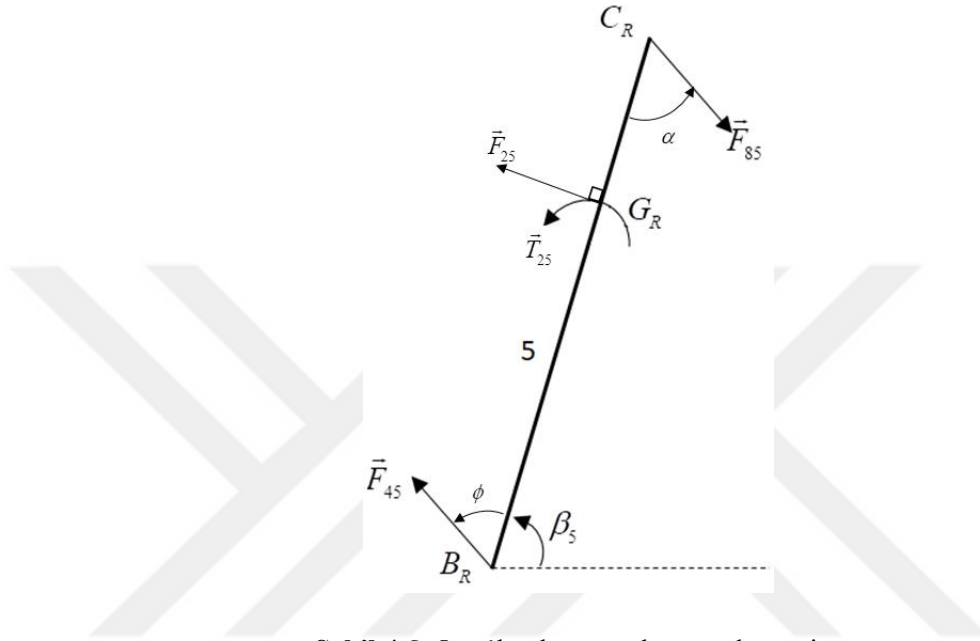
$$N_p \times b_8 - F_{58} \times \cos \eta \times b_8 = 0 \quad (4.12)$$

$$F_{58} = \frac{N_p}{\cos \eta} \quad (4.13)$$

Öte yandan, etki-tepki kanununa göre,

$$F_{58} = F_{85}$$

F_{45} 'in hesaplanabilmesi için ise, şekil 4.6' da 4 no'lu elemanın serbest cisim diyagramı verilmiştir.



Şekil 4.6. 5 no'lu elemanın kuvvet dengesi.

Burada β_5 açısı bilinmektedir ve sabittir. F_{45} kuvveti her zaman 4 no'lu elemana dik olmak zorundadır. Bu bilgiler ışığında ϕ ve α açıları rahatlıkla bulunabilir.

$$\alpha = \eta + (90 - \beta_5) \quad (4.14)$$

$$\phi = \theta_{3R} + (90 - \beta_5) \quad (4.15)$$

4 no'lu eleman için denge denklemleri yazılarak F_{45} ve F_{25} kuvvetleri bulunur:

$$F_{85} \times \cos \alpha - F_{45} \times \cos \phi = 0 \quad (4.16)$$

$$F_{45} = \frac{F_{85} \times \cos \alpha}{\cos \phi} \quad (4.17)$$

$$F_{85} \times \sin \alpha - F_{45} \times \sin \phi - F_{25} = 0 \quad (4.18)$$

$$F_{25} = F_{85} \times \sin \alpha - F_{45} \times \sin \phi \quad (4.19)$$

B_R noktasına göre moment alındığında ise, T_{25} reaksiyon momenti bulunur:

$$s_{5R} = B_R G_R \text{ dir.}$$

$$T_{25} + F_{25} \times s_{5R} - F_{85} \times \sin \alpha \times b_5 = 0 \quad (4.20)$$

$$T_{25} = F_{85} \times \sin \alpha \times b_5 - F_{25} \times s_{5R} \quad (4.21)$$

Bu arada, Newton'un üçüncü kanununa göre;

$$F_{45} = F_{43} \quad (4.22)$$

Denklem (4.22) yardımı ile F_{43} 'nin değeri bulunduktan sonra A_R noktasına göre moment alınarak T_{23} motor torku bulunur:

$$s_{3R} = A_R B_R$$

$$T_{23} - F_{43} \times s_{3R} = 0 \quad (4.23)$$

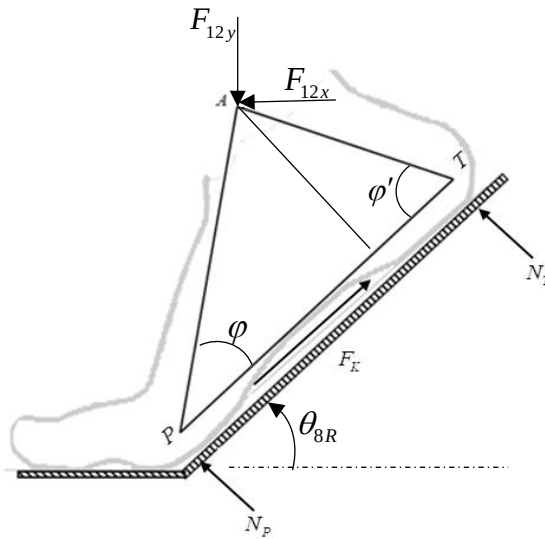
$$T_{23} = F_{43} \times s_{3R} \quad (4.24)$$

Tüm bu hesaplamalar yardımı ile motor tork değerleri hesaplanabildiği gibi, tork değerleri ölçüldüğü takdirde, tersine hesaplamalarla, hastaya etki eden kuvvetler de hesaplanabilecektir.

4.1. Ayak-Makina Etkileşimi Hakkında Ek Açıklamalar

Bölüm başında N_T ve N_P değerlerinin bilindiği ve hesaplamanın buna göre yapıldığından bahsedilmişti. Yürüme esnasında oluşan N_T ve N_P değerlerinin tespiti için iki ana yöntem kullanılabilir. Bunlardan birincisi ayak ile ayağın bastığı düzlem arasına kuvvet sensörleri yerleştirip, değerlerin buradan elde edilmesi şeklindedir. İkinci yöntem ise uygun bir dinamik model yardımı ile oluşacak reaksiyon kuvvetlerinin hesaplanmasıdır. Tez kapsamında yapılan çalışmada ikinci yöntem benimsenmiştir. Bunun nedeni oluşturulacak dinamik model yardımı ile cihaz ve rehabilite edilen kişi arasında meydana gelecek etkileşim karakteristiğinin de ortaya konulabilecek olmasıdır. Bilindiği üzere bu tezin amacı; rehabilitasyon amaçlı bir robotik cihaz üretimidir. Bu nedenle cihaz ile ilgili kullanılan tüm parametrelerin, rehabilite edilmesi planlanan kişi ve grupların ihtiyaçlarına (rahatsızlık çeşitlerine) göre oluşturulup incelenmesi gerekmektedir. Bölüm 5'te yapılan dinamik hesaplamalar yardımı ile çok çeşitli rehabilitasyon senaryolarının önceden simüle edilip, tedaviyi yöneten doktor veya fizyoterapistin rehberlik

edebilmesi amaçlanmıştır. Başlangıç çalışması olarak dinamik analiz için, zayıf eyletimli bir denek modeli kurgulanmıştır. Burada amaç eklemlerinde eyletim problemi yaşayan kişilerin, eyletim sorun profiline göre cihaz ile etkileşimlerinin en verimli olacak biçimde ortaya konmasıdır. Bu amaçla Bölüm 5'te "Zayıf Eyletimli Bir Denek İçin Dinamik Analiz" başlığı altında oluşturulan dinamik model yardımı ile reaksiyon kuvvetlerinin nasıl tespit edildiği ve rehabilite edilen kişinin cihaz ile etkileşiminin nasıl simüle edildiği ortaya konmaya çalışılmıştır. Şekil 4.7 dinamik analiz ile yapılan hesaplama sonucunda sağ ayak için elde edilen F_{12x} ve F_{12y} değerlerinin N_T ve N_P değerlerinin hesaplanmasında nasıl aktarıldığını şematik olarak göstermektedir. Bu sayede tüm tedavi sürecinin tedavi başlamadan önce planlanması ve tedavi süreci için fizyoterapistlere rehberlik edebilecek teknik altyapıya ulaşılması umulmaktadır.



Şekil 4. 7 Dinamik analiz sonuçlarının sanki statik analize aktarımı.

Şekil 4.7' ye göre $AP = c_3$ ve $AT = k_3$ tanımları kullanılarak denge denklemleri aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$N_P \cos \theta_{8R} + N_T \cos \theta_{8R} - F_{12y} + F_K \sin \theta_{8R} = 0 \quad (4.25)$$

$$-N_P \sin \theta_{8R} - N_T \sin \theta_{8R} - F_{12x} + F_K \cos \theta_{8R} = 0 \quad (4.26)$$

$$N_T k_3 \cos \phi' - N_P c_3 \cos \phi + F_K c_3 \sin \phi = 0 \quad (4.27)$$

Yukarıdaki denklemler topluca aşağıdaki şekliyle de yazılabilir:

$$\begin{bmatrix} \cos \theta_{8R} & \cos \theta_{8R} & \sin \theta_{8R} \\ -\sin \theta_{8R} & -\sin \theta_{8R} & \cos \theta_{8R} \\ -c_3 \cos \varphi & k_3 \cos \varphi' & c_3 \sin \varphi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N_P \\ N_T \\ F_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{12y} \\ F_{12x} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

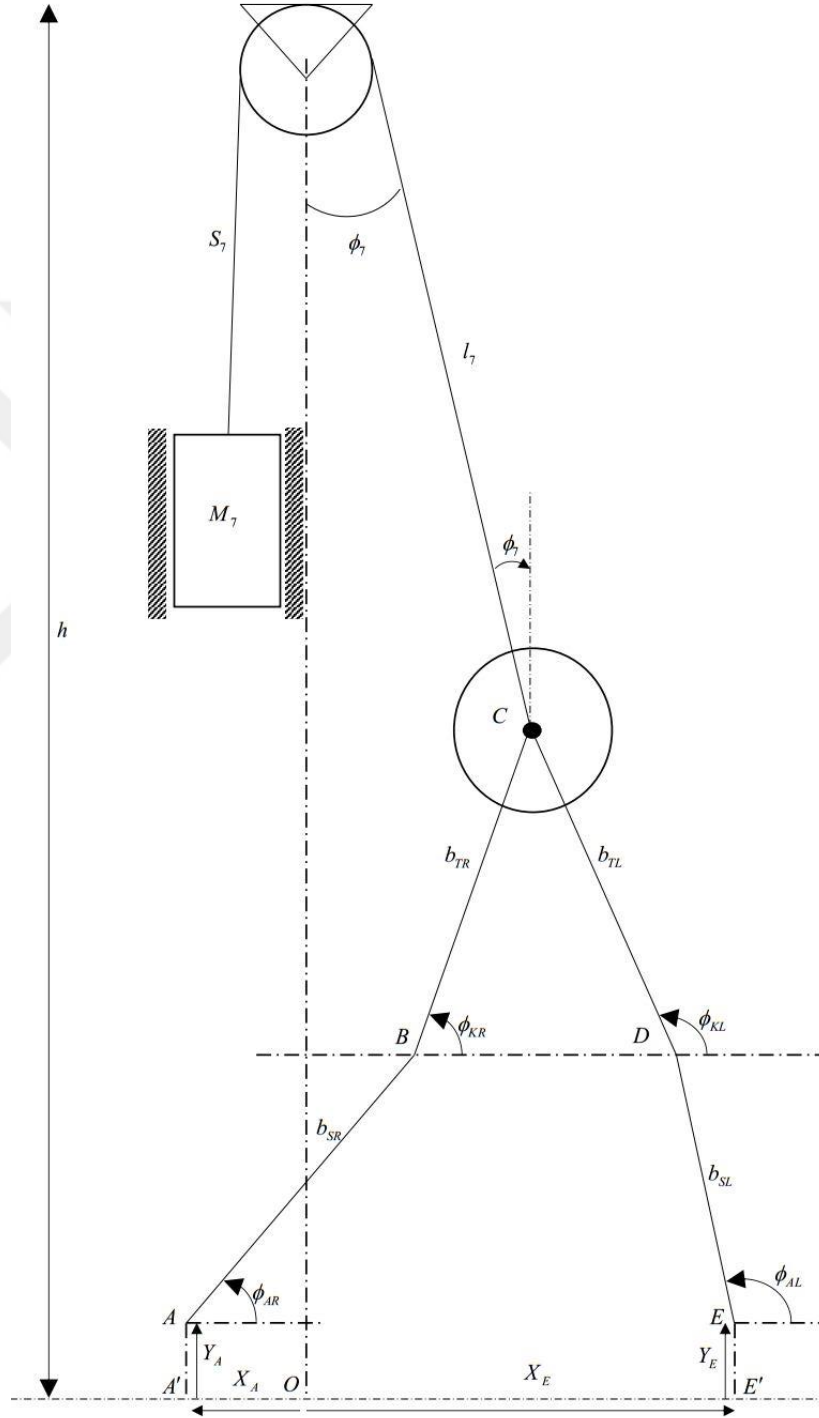
Buradan şu çözüm elde edilir:

$$\begin{bmatrix} N_P \\ N_T \\ F_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_{8R} & \cos \theta_{8R} & \sin \theta_{8R} \\ -\sin \theta_{8R} & -\sin \theta_{8R} & \cos \theta_{8R} \\ -c_3 \cos \varphi & k_3 \cos \varphi' & c_3 \sin \varphi \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} F_{12y} \\ F_{12x} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.29)$$

5. ZAYIF EYLETİMLİ BİR DENEK İÇİN DİNAMİK ANALİZ

Bu kısımda yapılan dinamik çözümleme yardımı ile önceki bölümlerde oluşturulmuş olan yürüme çevriminin yörüngesi, tasarımı yapılan cihaz ile hastaya aktarılırken, bir yürüme çevriminde $\phi_{AR}, \phi_{AL}, \phi_{KR}, \phi_{KL}$ değerlerinin hesaplama sonucu bulunması ve gerçek yürümede meydana gelen değerler ile kıyaslanması amaçlanmıştır. Bu kıyas yardımı ile hesaplanan yörüngenin, cihaz üzerinde bulunan zayıf eyletimli denek üzerine etkileri yorumlanmaya çalışılmıştır. Denklemler zayıf eyletimli bir denek için geliştirilmiştir. Zayıf eyletimden kasıt; eklemlerinde eyletim torku hiç olmayan veya sınırlı olan şeklindedir. Bu bölümde, elimizde henüz eyletim torklarını belirleyecek kontrol modeli bulunmadığından; hesabı yapılan simülasyon durumu, öncelikli olarak eyletimsiz denek kabulü ile yapılmıştır. İlerleyen çalışmalarda eyletim torklarını belirleyecek uygun bir kontrol modeli oluşturulup, eyletimli simülasyonlar da yapılması planlanmaktadır. Simülasyona esas olarak modellenen sistem, iki serbestlik dereceli olarak kurgulanmıştır. Sağ ve sol ayak bileklerinin hareketleri, yani A ve E noktalarının zamanla değişen koordinatları, sağlıklı bir insana ait yürüme yörüngesinden bilinmektedir. Simülasyon amacıyla yapılan dinamik analizde, bağımsız değişkenler olarak ϕ_{AR} ve ϕ_{AL} açıları alınmıştır. Bu açıların belirlenebilmesi için önce Newton – Euler denklemleri yazılarak $\ddot{\phi}_{AR}$ ve $\ddot{\phi}_{AL}$ ivmeleri belirlenmiştir. Daha sonra, $\ddot{\phi}_{AR}$ ve $\ddot{\phi}_{AL}$ ivmelerine ait diferansiyel denklemler tümlemlenerek ϕ_{AR} ve ϕ_{AL} bulunmuştur. Simülasyonların makul bir yaklaşıklıkla yapılabilmesi için oluşturulan dinamik model, Şekil 5.1’de gösterilmiştir. Dinamik modele uygun olarak eklem değişkenlerinin ve karşı ağırlığın ivmeleri olan $\ddot{\phi}_{KR}, \ddot{\phi}_{KL}$ ve $\ddot{S}_7$ ’nin bağımsız değişkenler olan $\ddot{\phi}_{AR}$ ve $\ddot{\phi}_{AL}$ cinsinden ifade edilmesi gerekmektedir. Buna göre, önce sırasıyla konum, hız ve ivme ilişkileri oluşturulmuş ardından da Newton – Euler denklemleri yazılmıştır. Böylece, dinamik analiz için “zayıf eyletimli denek” dinamik modeli oluşturulmuştur. Modele ait konum değişkenleri de Şekil 5.1’ de gösterilmiştir. Bu değişkenler, $\phi_{AR} = \angle(\overrightarrow{AB})$, $\phi_{KR} = \angle(\overrightarrow{BC})$, $\phi_{KL} = \angle(\overrightarrow{DC})$, $\phi_{AL} = \angle(\overrightarrow{ED})$, S_7 = karşı ağırlık hareket stroğu, ve ϕ_7 = karşı ağırlık halat açısıdır. Sabit parametreler ise, $b_{SR} = AB$, $b_{TR} = BC$, $b_{TL} = CD$, $b_{SL} = DE$ simgeleriyle gösterilen bacak boylarıdır. Değişimi bilinen koordinatlar şunlardır: x_A = sağ ayak bilek noktasının yatay koordinatı, x_E = sol ayak bilek noktasının yatay koordinatı, y_A = sağ ayak bilek noktasının

dikey koordinatı, y_E = sol ayak bilek noktasının dikey koordinatı. Bu koordinatlar, Bölüm 3.4’ ten elde edilen norm yürüme yörüngesinden bilinmektedir.



Şekil 5.1. Zayıf eyletimli denek dinamik analiz modeli.

5.1. Kinematik Analiz

5.1.1. Konum analizi

Öncelikle sistemin C (kalça) noktasında kapanan kinematik döngü denklemleri şöyle yazılır:

$$\overrightarrow{OA'} + \overrightarrow{A'A} + \overrightarrow{AB} + \overrightarrow{BC} = \overrightarrow{OE'} + \overrightarrow{E'E} + \overrightarrow{ED} + \overrightarrow{DC} \quad (5.1)$$

Buradan aşağıdaki skalar denlemler elde edilir.

$$x_A + b_{SR} \cos \phi_{AR} + b_{TR} \cos \phi_{KR} = x_E + b_{SL} \cos \phi_{AL} + b_{TL} \cos \phi_{KL} \quad (5.2)$$

$$y_A + b_{SR} \sin \phi_{AR} + b_{TR} \sin \phi_{KR} = y_E + b_{SL} \sin \phi_{AL} + b_{TL} \sin \phi_{KL} \quad (5.3)$$

Gerekli hesaplamaların yapılabilmesi için diz açılarının (ϕ_{KR} , ϕ_{KL}), ayak bileği açıları (ϕ_{AR} , ϕ_{AL}) cinsinden ifade edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla, yukarıdaki denklemler şöyle düzenlenebilir.

$$b_{TR} \cos \phi_{KR} = (x_E - x_A + b_{SL} \cos \phi_{AL} - b_{SR} \cos \phi_{AR}) + b_{TL} \cos \phi_{KL} = f_{LR} + b_{TL} \cos \phi_{KL} \quad (5.4)$$

$$b_{TR} \sin \phi_{KR} = (y_E - y_A + b_{SL} \sin \phi_{AL} - b_{SR} \sin \phi_{AR}) + b_{TL} \sin \phi_{KL} = g_{LR} + b_{TL} \sin \phi_{KL} \quad (5.5)$$

ϕ_{KR} açısını aradan çıkarmak amacıyla (5.4) ve (5.5) denklemlerinin karelerinin toplamı alınır:

$$b_{TR}^2 = f_{LR}^2 + g_{LR}^2 + b_{TL}^2 + 2b_{TL} (f_{LR} \cos \phi_{KL} + g_{LR} \sin \phi_{KL}); \quad (5.6)$$

Buradan, $b_{TL} = b_{TR}$ olduğu için, aşağıdaki denklem elde edilir.

$$f_{LR} \cos \phi_{KL} + g_{LR} \sin \phi_{KL} = -(f_{LR}^2 + g_{LR}^2) / (2b_{TL}) \quad (5.7)$$

ϕ_{KL} açısını bulmak amacıyla, aşağıdaki trigonometrik dönüşüm yapılır.

$$f_{LR} = h_{LR} \cos \beta_{KL}, \quad g_{LR} = h_{LR} \sin \beta_{KL} \quad (5.8)$$

$$h_{LR} = \sqrt{f_{LR}^2 + g_{LR}^2}, \quad \beta_{KL} = \text{atan}_2(g_{LR}, f_{LR}) \quad (5.9)$$

Buna göre, (5.6) denkleminin dönüşmüş biçimleri şöyle olur:

$$\cos(\phi_{KL} - \beta_{KL}) = -\xi_{KL}; \quad \xi_{KL} = (f_{LR}^2 + g_{LR}^2) / (2b_{TL}h_{LR}) \quad (5.10)$$

$$\sin(\phi_{KL} - \beta_{KL}) = \eta_{KL} = \sigma \sqrt{1 - \xi_{KL}^2}; \quad \sigma = \pm 1 \quad (5.11)$$

(5.10) ve (5.11) denklemlerinden ϕ_{KL} açısı aşağıdaki ifadeyle elde edilir:

$$\phi_{KL} = \beta_{KL} + \text{atan}_2(\eta_{KL}, -\xi_{KL}) = \beta_{KL} + \sigma \text{atan}_2(\sqrt{1 - \xi_{KL}^2}, -\xi_{KL}) \quad (5.12)$$

Şekil 5.1' deki duruşa göre, yani sol diz (D) sağ dizden (B 'den) ileride iken, insanın ayakta (kalça-yukarıda) duruşu için, $\sigma = +1$ olarak seçilmelidir. Eğer hareketin bir başka evresinde dizler yer değiştirirse, yine ayakta duruş için bu kez $\sigma = -1$ olarak seçilmelidir.

Öte yandan insanın çömelmiş (kalça-aşağıda) duruşu söz konusu olsaydı, o zaman da σ için yukarıda belirtilen seçenekleri tersine çevirmek gerekirdi.

Artık bilinen ϕ_{KL} açısı aracılığıyla (5.4) ve (5.5) denklemlerinden ϕ_{KR} açısı şöyle elde edilir:

$$\phi_{KR} = \text{atan}_2[(g_{LR} + b_{TL} \sin \phi_{KL}), (f_{LR} + b_{TL} \cos \phi_{KL})] \quad (5.13)$$

C noktasına sağdan ve soldan ulaşmak üzere aşağıdaki denklem yazılır:

$$\overrightarrow{OC} = \overrightarrow{OA'} + \overrightarrow{A'A} + \overrightarrow{AB} + \overrightarrow{BC} = \overrightarrow{OE'} + \overrightarrow{E'E} + \overrightarrow{ED} + \overrightarrow{DC} \quad (5.14)$$

Bu denklemden de C noktasının koordinatlarını hesaplamak üzere aşağıdaki skalar denklemler elde edilir:

$$x_C = x_A + b_{SR} \cos \phi_{AR} + b_{TR} \cos \phi_{KR} \quad (5.15)$$

$$y_C = y_A + b_{SR} \sin \phi_{AR} + b_{TR} \sin \phi_{KR} \quad (5.16)$$

$$x_C = x_E + b_{SL} \cos \phi_{AL} + b_{TL} \cos \phi_{KL} \quad (5.17)$$

$$y_C = y_E + b_{SL} \sin \phi_{AL} + b_{TL} \sin \phi_{KL} \quad (5.18)$$

5.1.2. Hız analizi

Hız analizi amacıyla (5.2) ve (5.3) denklemlerinin türevleri alındığında, aşağıdaki denklemler elde edilir:

$$\dot{x}_A - b_{SR}\dot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - b_{TR}\dot{\phi}_{KR} \sin \phi_{KR} = \dot{x}_E - b_{SL}\dot{\phi}_{AL} \sin \phi_{AL} - b_{TL}\dot{\phi}_{KL} \sin \phi_{KL} \quad (5.19)$$

$$\dot{y}_A + b_{SR}\dot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} + b_{TR}\dot{\phi}_{KR} \cos \phi_{KR} = \dot{y}_E + b_{SL}\dot{\phi}_{AL} \cos \phi_{AL} + b_{TL}\dot{\phi}_{KL} \cos \phi_{KL} \quad (5.20)$$

(5.19) ve (5.20) denklemleri, matris denklemi biçiminde ortaklaşa şöyle yazılır:

$$\begin{bmatrix} b_{TL} \sin \phi_{KL} & -b_{TR} \sin \phi_{KR} \\ -b_{TL} \cos \phi_{KL} & b_{TR} \cos \phi_{KR} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\phi}_{KL} \\ \dot{\phi}_{KR} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x}_E - \dot{x}_A + b_{SR}\dot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - b_{SL}\dot{\phi}_{AL} \sin \phi_{AL} \\ \dot{y}_E - \dot{y}_A - b_{SR}\dot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} + b_{SL}\dot{\phi}_{AL} \cos \phi_{AL} \end{bmatrix} \quad (5.21)$$

(5.21) denklemindeki katsayı matrisi şudur.

$$A = \begin{bmatrix} b_{TL} \sin \phi_{KL} & -b_{TR} \sin \phi_{KR} \\ -b_{TL} \cos \phi_{KL} & b_{TR} \cos \phi_{KR} \end{bmatrix} \quad (5.22)$$

Bu matrisin determinantı ise şudur:

$$\begin{aligned} \det(A) &= b_{TL}^2 \sin \phi_{KL} \cos \phi_{KR} - b_{TL}^2 \cos \phi_{KL} \sin \phi_{KR} \Rightarrow \\ \det(A) &= b_{TL}^2 \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR}) \end{aligned} \quad (5.23)$$

Eğer $\det(A) = 0$, yani $\phi_{KL} = \phi_{KR}$ olursa, iki diz yan yana gelmiş olur ve sistemde bir tekillik oluşur. Ancak, hareket devam ederken bu tekillik bir an için oluşur ve sistemi etkilemeye fırsat bulamadan geçer. Dolayısıyla, burada ayrıca bir tekillik analizi yapılmamıştır.

Eğer $\det(A) \neq 0$ ise, (5.21) denklemi şöyle çözülür:

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_{KL} \\ \dot{\phi}_{KR} \end{bmatrix} = \frac{1}{\det A} \begin{bmatrix} b_{TL} \cos \phi_{KR} & b_{TL} \sin \phi_{KR} \\ b_{TL} \cos \phi_{KL} & b_{TL} \sin \phi_{KL} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_E - \dot{x}_A + b_{SR}\dot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - b_{SL}\dot{\phi}_{AL} \sin \phi_{AL} \\ \dot{y}_E - \dot{y}_A - b_{SR}\dot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} + b_{SL}\dot{\phi}_{AL} \cos \phi_{AL} \end{bmatrix} \quad (5.24)$$

$\dot{\phi}_{KR}$ 'nin bağımsız eklem değişkenlerinin hızları $(\dot{\phi}_{AR}, \dot{\phi}_{AL})$ cinsinden ifadesi şöyledir:

$$\dot{\phi}_{KR} = g_{32}\dot{\phi}_{AR} + g_{36}\dot{\phi}_{AL} + Z_{KR} \quad (5.25)$$

Denklem (5.25)'teki Z_{KR} ile hız etki katsayıları (g_{32}, g_{36}) , şöyle tanımlanmışlardır:

$$g_{32} = \frac{b_{SR} \sin(\phi_{AR} - \phi_{KL})}{b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})} \quad (5.26)$$

$$g_{36} = \frac{b_{SL} \sin(\phi_{KL} - \phi_{AL})}{b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})} \quad (5.27)$$

$$Z_{KR} = \frac{(\dot{x}_E - \dot{x}_A) \cos \phi_{KL} + (\dot{y}_E - \dot{y}_A) \sin \phi_{KL}}{b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})} \quad (5.28)$$

$\dot{\phi}_{KL}$ 'nin bağımsız eklem değişkenlerinin hızları $(\dot{\phi}_{AR}, \dot{\phi}_{AL})$ cinsinden ifadesi, şöyledir:

$$\dot{\phi}_{KL} = g_{52} \dot{\phi}_{AR} + g_{56} \dot{\phi}_{AL} + Z_{KL} \quad (5.29)$$

Denklem (5.29)'daki Z_{KL} ile hız etki katsayıları (g_{52}, g_{56}) , şöyle tanımlanmışlardır:

$$g_{52} = \frac{b_{SR} \sin(\phi_{AR} - \phi_{KR})}{b_{TL} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})} \quad (5.30)$$

$$g_{56} = \frac{b_{SL} \sin(\phi_{KR} - \phi_{AL})}{b_{TL} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})} \quad (5.31)$$

$$Z_{KL} = \frac{(\dot{x}_E - \dot{x}_A) \cos \phi_{KR} + (\dot{y}_E - \dot{y}_A) \sin \phi_{KR}}{b_{TL} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})} \quad (5.32)$$

Daha sonra Şekil 5.1 yardımı ile öncelikle ϕ_7 ve ardından $\dot{s}_7$ aşağıda gösterildiği şekilde ifade edilir.

$$l_7 \sin \phi_7 = x_C \quad (5.33)$$

$$l_7 \cos \phi_7 = h - y_C \quad (5.34)$$

$$\phi_7 = \text{atan}_2(x_C, h - y_C) \quad (5.35)$$

$$s_7 + l_7 = L_7 = \text{sabit (askı halatının sabit boyu)} \quad (5.36)$$

(5.36) denklemine göre $l_7 = L_7 - s_7$ olduğu için, (5.33) ve (5.34) denklemleri şöyle de yazılabilir.

$$(L_7 - s_7) \sin \phi_7 = x_C \quad (5.37)$$

$$(L_7 - s_7) \cos \phi_7 = h - y_C \quad (5.38)$$

Denklem (5.37) ve (5.38)' in birinci türevleri aşağıdaki denklemleri verir.

$$-\dot{s}_7 \cos \phi_7 + s_7 \dot{\phi}_7 \sin \phi_7 = -\dot{y}_C \quad (5.39)$$

$$-\dot{s}_7 \sin \phi_7 - s_7 \dot{\phi}_7 \cos \phi_7 = \dot{x}_C \quad (5.40)$$

Burada (5.39) no'lu denklem $\cos \phi_7$ ile (5.40) no'lu denklem $\sin \phi_7$ ile çarpılıp, $\dot{\phi}_7$ terimleri yok edildiğinde, aşağıdaki denklem elde edilir.

$$\dot{s}_7 = \dot{y}_C \cos \phi_7 - \dot{x}_C \sin \phi_7 \quad (5.41)$$

Böylece $\dot{s}_7$ hızı, bağımsız eklem değişkenlerinin hızları $(\dot{\phi}_{AR}, \dot{\phi}_{AL})$ cinsinden aşağıda gösterildiği gibi ifade edilebilir.

$$\begin{aligned} \dot{s}_7 &= (b_{SR} \dot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} + b_{TR} \dot{\phi}_{KR} \cos \phi_{KR}) \cos \phi_7 \\ &\quad - (-b_{SR} \dot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - b_{TR} \dot{\phi}_{KR} \sin \phi_{KR} + \dot{x}_A) \sin \phi_7 \end{aligned} \quad (5.42)$$

Yukarıdaki denklemde $\dot{\phi}_{KR}$ ifadesi yerine konduğunda ise, $\dot{s}_7$ için aşağıdaki ifade elde edilir.

$$\dot{s}_7 = g_{72} \dot{\phi}_{AR} + g_{76} \dot{\phi}_{AL} + Z_s \quad (5.43)$$

Denklem (5.43)'teki Z_s ve hız etki katsayıları $(g_{72}$ ve $g_{76})$ şöyle tanımlanmışlardır:

$$g_{72} = (b_{SR} \cos \phi_{AR} + b_{TR} g_{32} \cos \phi_{KR}) \cos \phi_7 - (-b_{SR} \sin \phi_{AR} - b_{TR} g_{32} \sin \phi_{KR}) \sin \phi_7 \quad (5.44)$$

$$g_{76} = b_{TR} g_{36} \cos \phi_{KR} \cos \phi_7 + b_{TR} g_{36} \sin \phi_{KR} \sin \phi_7 \quad (5.45)$$

$$Z_s = Z_{KR} \cos \phi_{KR} \cos \phi_7 + Z_{KR} \sin \phi_{KR} \sin \phi_7 - \dot{x}_A \sin \phi_7 \quad (5.46)$$

5.1.3. İvme analizi

$\ddot{\phi}_{KR}$ ivmesinin bağımsız eklem değişkenlerinin ivmeleri $(\ddot{\phi}_{AR}, \ddot{\phi}_{AL})$ cinsinden ifadesi için, $\dot{\phi}_{KR}$ ifadesinin türevi alındığında aşağıdaki denklem elde edilir.

$$\ddot{\phi}_{KR} = \dot{g}_{32} \dot{\phi}_{AR} + g_{32} \ddot{\phi}_{AR} + \dot{g}_{36} \dot{\phi}_{AL} + g_{36} \ddot{\phi}_{AL} + \dot{Z}_{KR} \quad (5.47)$$

Denklem (5.47)'deki $\dot{Z}_{KR}$ ve ivme etki katsayıları $(\dot{g}_{32}$ ve $\dot{g}_{36})$ aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

$$\dot{g}_{32} = \frac{\begin{pmatrix} b_{TR} b_{SR} [(\dot{\phi}_{AR} - \dot{\phi}_{KL}) \cos(\phi_{AR} - \phi_{KL}) \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})] \\ -(\dot{\phi}_{KL} - \dot{\phi}_{KR}) \cos(\phi_{KL} - \phi_{KR}) \sin(\phi_{AR} - \phi_{KL}) \end{pmatrix}}{[b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})]^2} \quad (5.48)$$

$$\dot{g}_{36} = \frac{\begin{pmatrix} b_{TL} b_{SL} [(\dot{\phi}_{KL} - \dot{\phi}_{AL}) \cos(\phi_{KL} - \phi_{AL}) \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})] \\ -(\dot{\phi}_{KL} - \dot{\phi}_{KR}) \cos(\phi_{KL} - \phi_{KR}) \sin(\phi_{KL} - \phi_{AL}) \end{pmatrix}}{[b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})]^2} \quad (5.49)$$

$$\dot{Z}_{KR} = \frac{Z_{1KR} - Z_{2KR}}{[b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})]^2} \quad (5.50)$$

$$Z_{1KR} = \begin{pmatrix} (\ddot{x}_E - \ddot{x}_A) \cos \phi_{KL} - (\dot{x}_E - \dot{x}_A) \dot{\phi}_{KL} \sin \phi_{KL} \\ +(\ddot{y}_E - \ddot{y}_A) \sin \phi_{KL} + (\dot{y}_E - \dot{y}_A) \dot{\phi}_{KL} \cos \phi_{KL} \end{pmatrix} b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR}) \quad (5.51)$$

$$Z_{2KR} = b_{TR} (\dot{\phi}_{KL} - \dot{\phi}_{KR}) \cos(\phi_{KL} - \phi_{KR}) [(\dot{x}_E - \dot{x}_A) \cos \phi_{KL} + (\dot{y}_E - \dot{y}_A) \sin \phi_{KL}] \quad (5.52)$$

$\ddot{\phi}_{KL}$ ivmesinin bağımsız eklem değişkenlerinin ivmeleri $(\ddot{\phi}_{AR}, \ddot{\phi}_{AL})$ cinsinden ifadesi için, $\dot{\phi}_{KL}$ ifadesinin türevi alındığında aşağıdaki denklem elde edilir.

$$\ddot{\phi}_{KL} = \dot{g}_{52} \dot{\phi}_{AR} + g_{52} \ddot{\phi}_{AR} + \dot{g}_{56} \dot{\phi}_{AL} + g_{56} \ddot{\phi}_{AL} + \dot{Z}_{KL} \quad (5.53)$$

Denklem (5.53)'teki $\dot{Z}_{KL}$ ve ivme etki katsayıları $(\dot{g}_{52}$ ve $\dot{g}_{56})$ aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

$$\dot{g}_{52} = \frac{\begin{pmatrix} b_{TL} b_{SR} [(\dot{\phi}_{AR} - \dot{\phi}_{KR}) \cos(\phi_{AR} - \phi_{KR}) \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})] \\ -(\dot{\phi}_{KL} - \dot{\phi}_{KR}) \cos(\phi_{KL} - \phi_{KR}) \sin(\phi_{AR} - \phi_{KR}) \end{pmatrix}}{[b_{TR} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})]^2} \quad (5.54)$$

$$\dot{g}_{56} = \frac{\begin{pmatrix} b_{TL} b_{SL} [(\dot{\phi}_{KR} - \dot{\phi}_{AL}) \cos(\phi_{KR} - \phi_{AL}) \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})] \\ -(\dot{\phi}_{KL} - \dot{\phi}_{KR}) \cos(\phi_{KL} - \phi_{KR}) \sin(\phi_{KR} - \phi_{AL}) \end{pmatrix}}{[b_{TL} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})]^2} \quad (5.55)$$

$$\dot{Z}_{KL} = \frac{Z_{1KL} - Z_{2KL}}{[b_{TL} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR})]^2} \quad (5.56)$$

$$Z_{1KL} = \left(\begin{array}{l} (\ddot{x}_E - \ddot{x}_A) \cos \phi_{KR} - (\dot{x}_E - \dot{x}_A) \dot{\phi}_{KR} \sin \phi_{KR} \\ + (\ddot{y}_E - \ddot{y}_A) \sin \phi_{KR} + (\dot{y}_E - \dot{y}_A) \dot{\phi}_{KR} \cos \phi_{KR} \end{array} \right) b_{TL} \sin(\phi_{KL} - \phi_{KR}) \quad (5.57)$$

$$Z_{2KL} = b_{TL} (\dot{\phi}_{KL} - \dot{\phi}_{KR}) \cos(\phi_{KL} - \phi_{KR}) [(\dot{x}_E - \dot{x}_A) \cos \phi_{KR} + (\dot{y}_E - \dot{y}_A) \sin \phi_{KR}] \quad (5.58)$$

$\ddot{s}_7$ ivmesinin bağımsız eklem değişkenlerinin ivmeleri $(\ddot{\phi}_{AR}, \ddot{\phi}_{AL})$ cinsinden ifadesi için, $\dot{s}_7$ ifadesinin türevi alındığında aşağıdaki denklem elde edilir.

$$\ddot{s}_7 = \dot{g}_{72} \dot{\phi}_{AR} + g_{72} \ddot{\phi}_{AR} + \dot{g}_{76} \dot{\phi}_{AL} + g_{76} \ddot{\phi}_{AL} + \dot{Z}_S \quad (5.59)$$

Burada,

$$\begin{aligned} \dot{g}_{72} = & (-b_{SR} \dot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - b_{TR} g_{32} \dot{\phi}_{KR} \sin \phi_{KR} + b_{TR} \dot{g}_{32} \cos \phi_{KR}) \cos \phi_7 \\ & - (b_{SR} \cos \phi_{AR} + b_{TR} g_{32} \cos \phi_{KR}) \dot{\phi}_7 \sin \phi_7 + b_{SR} \dot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} \\ & + (b_{TR} g_{32} \dot{\phi}_{KR} \cos \phi_{KR} + b_{TR} \dot{g}_{32} \sin \phi_{KR}) + (b_{SR} \sin \phi_{AR} + b_{TR} g_{32} \sin \phi_{KR}) \dot{\phi}_7 \cos \phi_7 \end{aligned} \quad (5.60)$$

$$\begin{aligned} \dot{g}_{76} = & (b_{TR} g_{36} \sin \phi_{KR} \cos \phi_7 - b_{TR} g_{36} \cos \phi_{KR} \sin \phi_7) \dot{\phi}_7 \\ & + (b_{TR} \cos \phi_{KR} \cos \phi_7 + b_{TR} \sin \phi_{KR} \sin \phi_7) \dot{g}_{36} \\ & + (b_{TR} g_{36} \cos \phi_{KR} \sin \phi_7 - b_{TR} g_{36} \sin \phi_{KR} \cos \phi_7) \dot{\phi}_{KR} \end{aligned} \quad (5.61)$$

Yukarıdaki denklemlerde yer alan $\dot{\phi}_7$, Denklem (5.39) ve (5.40) kullanılarak aşağıda görülen biçimde ifade edilmiştir.

$$\dot{\phi}_7 = \frac{\dot{x}_c \cos \phi_7 - \dot{y}_c \sin \phi_7}{s_7} \quad (5.62)$$

5.1.4. Kütle merkezlerinin konum, hız ve ivmeleri

Sağ baldırın (2 nolu bilek-diz bağlantı elemanının) G_2 ağırlık merkezine ait konum (x_2, y_2) , hız $(\dot{x}_2, \dot{y}_2)$ ve ivme $(\ddot{x}_2, \ddot{y}_2)$ denklemleri aşağıda yazılmıştır.

$$x_2 = r_2 \cos \phi_{AR} + x_A \quad (5.63)$$

$$y_2 = r_2 \sin \phi_{AR} + y_A \quad (5.64)$$

$$\dot{x}_2 = -r_2 \dot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} + \dot{x}_A \quad (5.65)$$

$$\dot{y}_2 = r_2 \dot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} + \dot{y}_A \quad (5.66)$$

$$\ddot{x}_2 = -r_2 \ddot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - r_2 \dot{\phi}_{AR}^2 \cos \phi_{AR} + \ddot{x}_A \quad (5.67)$$

$$\ddot{y}_2 = r_2 \ddot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} - r_2 \dot{\phi}_{AR}^2 \sin \phi_{AR} + \ddot{y}_A \quad (5.68)$$

Sağ uyluğun (3 nolu diz-kalça bağlantı elemanının) G_3 ağırlık merkezine ait konum (x_3, y_3) , hız $(\dot{x}_3, \dot{y}_3)$ ve ivme $(\ddot{x}_3, \ddot{y}_3)$ denklemleri aşağıda yazılmıştır.

$$x_3 = b_{SR} \cos \phi_{AR} + r_3 \cos \phi_{KR} + x_A \quad (5.69)$$

$$\dot{x}_3 = -b_{SR} \dot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - r_3 \dot{\phi}_{KR} \sin \phi_{KR} + \dot{x}_A \quad (5.70)$$

$$y_3 = b_{SR} \sin \phi_{AR} + r_3 \sin \phi_{KR} + y_A \quad (5.71)$$

$$\dot{y}_3 = b_{SR} \dot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} + r_3 \dot{\phi}_{KR} \cos \phi_{KR} + \dot{y}_A \quad (5.72)$$

$$\ddot{x}_3 = -b_{SR} \ddot{\phi}_{AR} \sin \phi_{AR} - b_{SR} \dot{\phi}_{AR}^2 \cos \phi_{AR} - r_3 \ddot{\phi}_{KR} \sin \phi_{KR} - r_3 \dot{\phi}_{KR}^2 \cos \phi_{KR} + \ddot{x}_A \quad (5.73)$$

$$\ddot{y}_3 = b_{SR} \ddot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} - b_{SR} \dot{\phi}_{AR}^2 \sin \phi_{AR} + r_3 \ddot{\phi}_{KR} \cos \phi_{KR} - r_3 \dot{\phi}_{KR}^2 \sin \phi_{KR} + \ddot{y}_A \quad (5.74)$$

Gövdenin (kalçada yoğunlaşmış olduğu varsayılan 4 nolu elemanın) $G_4 = C$ ağırlık merkezine ait konum (x_4, y_4) , hız $(\dot{x}_4, \dot{y}_4)$ ve ivme $(\ddot{x}_4, \ddot{y}_4)$ denklemleri aşağıda yazılmıştır.

$$x_4 = x_c \quad (5.75)$$

$$\dot{x}_4 = \dot{x}_c \quad (5.76)$$

$$\ddot{x}_4 = \ddot{x}_c \quad (5.77)$$

$$y_4 = y_c \quad (5.78)$$

$$\dot{y}_4 = \dot{y}_c \quad (5.79)$$

$$\ddot{y}_4 = \ddot{y}_c \quad (5.80)$$

Sol uyluğun (5 nolu kalça-diz bağlantı elemanının) G_5 ağırlık merkezine ait konum (x_5, y_5) , hız $(\dot{x}_5, \dot{y}_5)$ ve ivme $(\ddot{x}_5, \ddot{y}_5)$ denklemleri aşağıda yazılmıştır.

$$x_5 = b_{SL} \cos \phi_{AL} + r_5 \cos \phi_{KL} + x_E \quad (5.81)$$

$$\dot{x}_5 = -b_{SL} \dot{\phi}_{AL} \sin \phi_{AL} - r_5 \dot{\phi}_{KL} \sin \phi_{KL} + \dot{x}_E \quad (5.82)$$

$$y_5 = b_{SL} \sin \phi_{AL} + r_5 \sin \phi_{KL} + y_E \quad (5.83)$$

$$\dot{y}_5 = b_{SL} \dot{\phi}_{AL} \cos \phi_{AL} + r_5 \dot{\phi}_{KL} \cos \phi_{KL} + \dot{y}_E \quad (5.84)$$

$$\ddot{x}_5 = -b_{SL} \ddot{\phi}_{AL} \sin \phi_{AL} - b_{SL} \dot{\phi}_{AL}^2 \cos \phi_{AL} - r_5 \ddot{\phi}_{KL} \sin \phi_{KL} - r_5 \dot{\phi}_{KL}^2 \cos \phi_{KL} + \ddot{x}_E \quad (5.85)$$

$$\ddot{y}_5 = b_{SR} \ddot{\phi}_{AR} \cos \phi_{AR} - b_{SR} \dot{\phi}_{AR}^2 \sin \phi_{AR} + r_5 \ddot{\phi}_{KR} \cos \phi_{KR} - r_5 \dot{\phi}_{KR}^2 \sin \phi_{KR} + \ddot{y}_A \quad (5.86)$$

Sol baldırın (6 nolu diz-bilek bağlantı elemanının) G_6 ağırlık merkezine ait konum (x_6, y_6), hız ($\dot{x}_6, \dot{y}_6$) ve ivme ($\ddot{x}_6, \ddot{y}_6$) denklemleri aşağıda yazılmıştır.

$$x_6 = r_6 \cos \phi_{AL} + x_E \quad (5.87)$$

$$\dot{x}_6 = -r_6 \dot{\phi}_{AL} \sin \phi_{AL} + \dot{x}_E \quad (5.88)$$

$$y_6 = r_6 \sin \phi_{AL} + y_E \quad (5.89)$$

$$\dot{y}_6 = r_6 \dot{\phi}_{AL} \cos \phi_{AL} + \dot{y}_E \quad (5.90)$$

$$\ddot{x}_6 = -r_6 \ddot{\phi}_{AL} \sin \phi_{AL} - r_6 \dot{\phi}_{AL}^2 \cos \phi_{AL} + \ddot{x}_E \quad (5.91)$$

$$\ddot{y}_6 = r_6 \ddot{\phi}_{AL} \cos \phi_{AL} - r_6 \dot{\phi}_{AL}^2 \sin \phi_{AL} + \ddot{y}_E \quad (5.92)$$

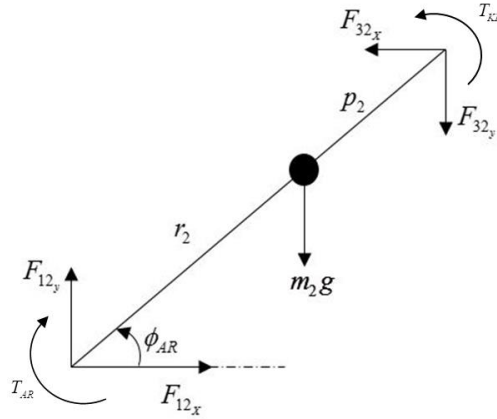
Karşı ağırlığın (7 nolu elemanın) G_7 ağırlık merkezine ait konum (y_7), hız ($\dot{y}_7$) ve ivme ($\ddot{y}_7$) denklemleri aşağıdaki yazılmıştır.

$$y_7 = h - s_7 \quad (5.93)$$

$$\dot{y}_7 = -\dot{s}_7 \quad (5.94)$$

$$\ddot{y}_7 = -\ddot{s}_7 \quad (5.95)$$

5.2. Newton-Euler Denklemleri ile Dinamik Analiz



Şekil 5.2. Sağ baldır (2 nolu bilek-diz bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.

2 nolu elemana ait Newton-Euler denklemleri şunlardır:

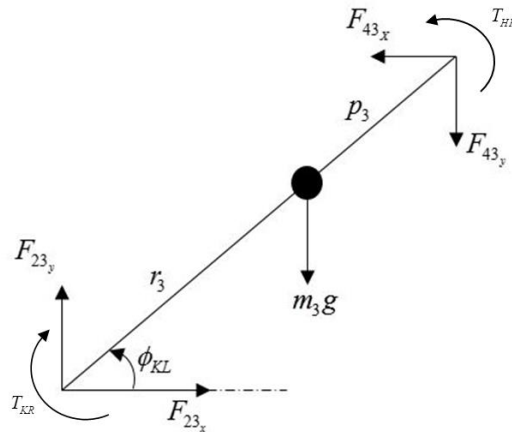
$$m_2 \ddot{x}_2 = F_{12_x} - F_{32_x} ; F_{23_x} = F_{32_x} \Rightarrow \quad (5.96)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 = F_{12_x} - F_{23_x} \quad (5.97)$$

$$m_2 \ddot{y}_2 = F_{12_y} - F_{32_y} - m_2 g ; F_{23_y} = F_{32_y} \Rightarrow \quad (5.98)$$

$$m_2 \ddot{y}_2 = F_{12_y} - F_{23_y} - m_2 g \quad (5.99)$$

$$J_2 \ddot{\phi}_{AR} = F_{12_x} r_2 \sin \phi_{AR} - F_{12_y} r_2 \cos \phi_{AR} + F_{23_x} p_2 \sin \phi_{AR} - F_{23_y} p_2 \cos \phi_{AR} - T_{AR} + T_{KR} \quad (5.100)$$



Şekil 5.3. Sağ uyluk (3 nolu diz-kalça bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.

3 nolu elemana ait Newton-Euler denklemleri şunlardır:

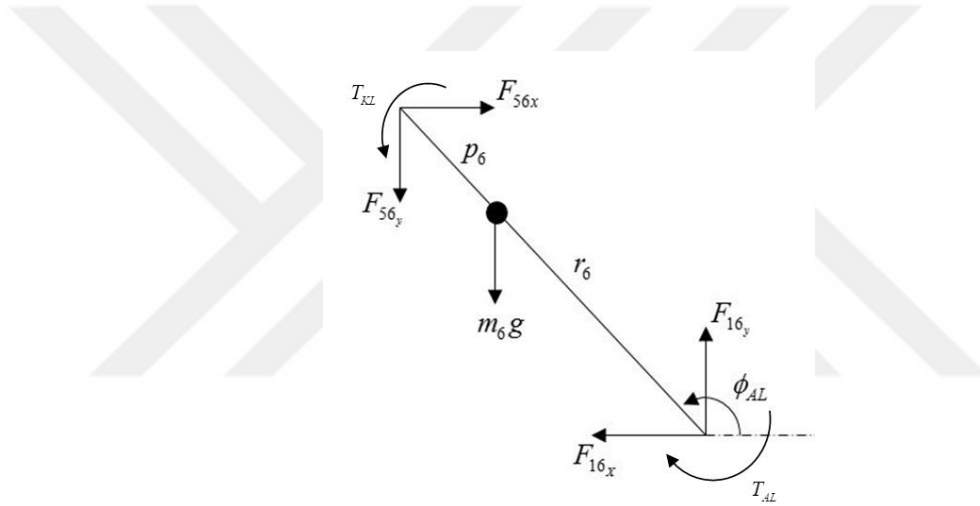
$$m_3 \ddot{x}_3 = F_{23_x} - F_{43_x} ; F_{34_x} = F_{43_x} \Rightarrow \quad (5.101)$$

$$m_3 \ddot{x}_3 = F_{23_x} - F_{34_x} \quad (5.102)$$

$$m_3 \ddot{y}_3 = F_{23_y} - F_{43_y} - m_3 g ; F_{34_y} = F_{43_y} \Rightarrow \quad (5.103)$$

$$m_3 \ddot{y}_3 = F_{23_y} - F_{34_y} - m_3 g \quad (5.104)$$

$$J_3 \ddot{\phi}_{KR} = F_{23_x} r_3 \sin \phi_{KR} - F_{23_y} r_3 \cos \phi_{KR} + F_{34_x} p_3 \sin \phi_{KR} - F_{34_y} p_3 \cos \phi_{KR} - T_{KR} + T_{HR} \quad (5.105)$$



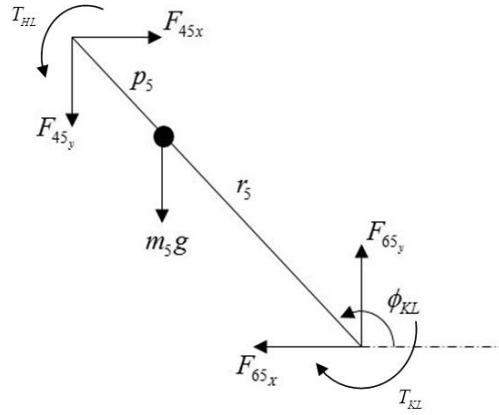
Şekil 5.4. Sol baldır (6 nolu diz-bilek bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.

6 nolu elemana ait Newton-Euler denklemleri şunlardır:

$$m_6 \ddot{x}_6 = -F_{16_x} + F_{56_x} \quad (5.106)$$

$$m_6 \ddot{y}_6 = F_{16_y} - F_{56_y} - m_6 g \quad (5.107)$$

$$J_6 \ddot{\phi}_{AL} = -F_{16_x} r_6 \sin(180 - \phi_{AL}) + F_{12_y} r_6 \cos(180 - \phi_{AL}) - F_{56_x} p_6 \sin(180 - \phi_{AL}) + F_{56_y} p_6 \cos(180 - \phi_{AL}) - T_{AL} + T_{KL} \quad (5.108)$$



Şekil 5.5. Sol uyluk (5 nolu kalça-diz bağlantı elemanı) için serbest cisim diyagramı.

5 nolu elemana ait Newton-Euler denklemleri şunlardır:

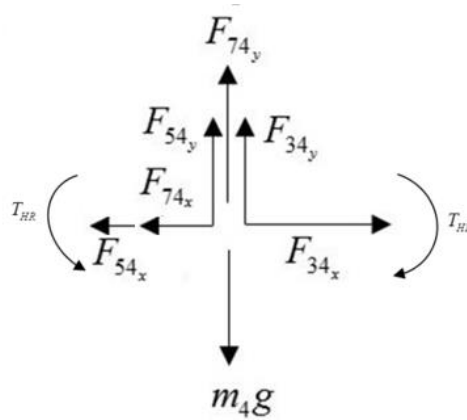
$$m_5 \ddot{x}_5 = -F_{65_x} + F_{45_x} ; F_{56_x} = F_{65_x} \Rightarrow \quad (5.109)$$

$$m_5 \ddot{x}_5 = -F_{56_x} + F_{45_x} \quad (5.110)$$

$$m_5 \ddot{y}_5 = F_{65_y} - F_{45_y} - m_5 g ; F_{56_y} = F_{65_y} \Rightarrow \quad (5.111)$$

$$m_5 \ddot{y}_5 = F_{56_y} - F_{45_y} - m_5 g \quad (5.112)$$

$$J_5 \ddot{\phi}_{KL} = -F_{56_x} r_5 \sin(180 - \phi_{KL}) + F_{56_y} r_5 \cos(180 - \phi_{KL}) - F_{45_x} p_5 \sin(180 - \phi_{KL}) + F_{45_y} p_5 \cos(180 - \phi_{KL}) - T_{KL} + T_{HL} \quad (5.113)$$



Şekil 5. 6 Gövde (kalçada yoğunlaşmış 4 nolu eleman) için serbest cisim diyagramı.

4 nolu elemana ait Newton-Euler denklemleri şunlardır:

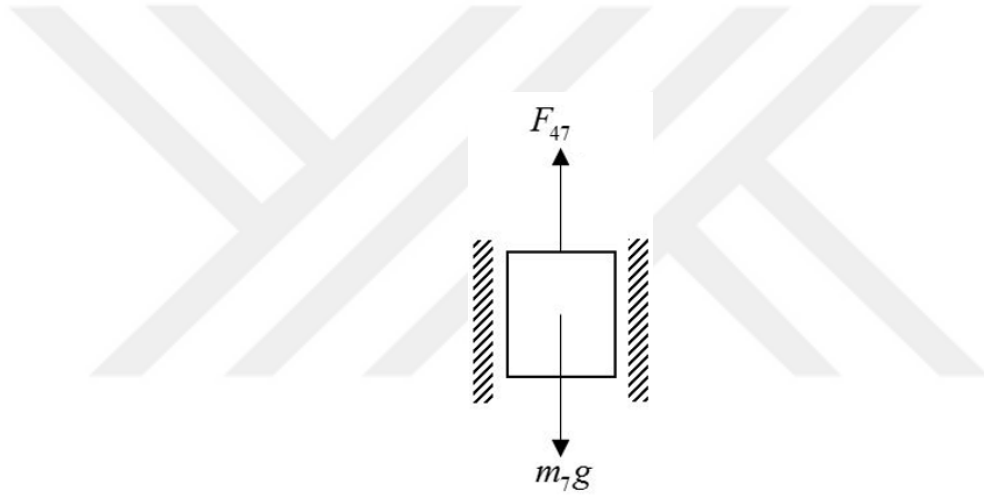
$$m_4 \ddot{x}_4 = F_{34_x} - F_{54_x} - F_{74_x} ; F_{45_x} = F_{54_x} \Rightarrow \quad (5.114)$$

$$m_4 \ddot{x}_4 = F_{34_x} - F_{45_x} - F_{74} \sin \phi_7 \quad (5.115)$$

$$m_4 \ddot{y}_4 = F_{34_y} + F_{45_y} + F_{74_y} - m_4 g ; F_{45_y} = F_{54_y} \Rightarrow \quad (5.116)$$

$$m_4 \ddot{y}_4 = F_{34_y} + F_{45_y} + F_{74} \cos \phi_7 - m_4 g \quad (5.117)$$

$$J_4 \ddot{\phi}_4 = T_{HL} - T_{HR} = 0 \quad (5.118)$$



Şekil 5. 7 Karşı ağırlık (7 nolu eleman) için serbest cisim diyagramı.

7 nolu elemana ait Newton-Euler denklemleri şunlardır:

$$m_7 \ddot{y}_7 = F_{47} - m_7 g ; F_{74} = F_{47} \quad (5.119)$$

$$m_7 \ddot{y}_7 = F_{74} - m_7 g \quad (5.120)$$

Yukarıda serbest cisim diyagramlarından elde edilen denklemler yeniden düzenlenerek, 15 öğeli skalar denklem sistemi aşağıda gösterilen biçimde birarada yazılabilir.

$$J_2 \ddot{\phi}_{AR} = F_{12_x} r_2 \sin \phi_{AR} - F_{12_y} r_2 \cos \phi_{AR} + F_{23_x} p_2 \sin \phi_{AR} - F_{23_y} p_2 \cos \phi_{AR} - T_{AR} + T_{KR} \quad (5.121)$$

$$J_3 \ddot{\phi}_{KR} = F_{23_x} r_3 \sin \phi_{KR} - F_{23_y} r_3 \cos \phi_{KR} + F_{34_x} p_3 \sin \phi_{KR} - F_{34_y} p_3 \cos \phi_{KR} - T_{KR} + T_{HR} \quad (5.122)$$

$$J_5 \ddot{\phi}_{KL} = -F_{56_x} r_5 \sin(180 - \phi_{KL}) + F_{56_y} r_5 \cos(180 - \phi_{KL}) - F_{45_x} p_5 \sin(180 - \phi_{KL}) + F_{45_y} p_5 \cos(180 - \phi_{KL}) - T_{KL} + T_{HL} \quad (5.123)$$

$$J_6 \ddot{\phi}_{AL} = -F_{16_x} r_6 \sin(180 - \phi_{AL}) + F_{12_y} r_6 \cos(180 - \phi_{AL}) - F_{56_x} p_6 \sin(180 - \phi_{AL}) + F_{56_y} p_6 \cos(180 - \phi_{AL}) - T_{AL} + T_{KL} \quad (5.124)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 = F_{12_x} - F_{23_x} \quad (5.125)$$

$$m_2 \ddot{y}_2 = F_{12_y} - F_{23_y} - m_2 g \quad (5.126)$$

$$m_3 \ddot{x}_3 = F_{23_x} - F_{34_x} \quad (5.127)$$

$$m_3 \ddot{y}_3 = F_{23_y} - F_{34_y} - m_3 g \quad (5.128)$$

$$m_4 \ddot{x}_4 = F_{34_x} - F_{45_x} - F_{74} \sin \phi_7 \quad (5.129)$$

$$m_4 \ddot{y}_4 = F_{34_y} + F_{45_y} + F_{74} \cos \phi_7 - m_4 g \quad (5.130)$$

$$m_5 \ddot{x}_5 = -F_{56_x} + F_{45_x} \quad (5.131)$$

$$m_5 \ddot{y}_5 = F_{56_y} - F_{45_y} - m_5 g \quad (5.132)$$

$$m_6 \ddot{x}_6 = -F_{16_x} + F_{56_x} \quad (5.133)$$

$$m_6 \ddot{y}_6 = F_{16_y} - F_{56_y} - m_6 g \quad (5.134)$$

$$m_7 \ddot{s}_7 = F_{74} - m_7 g \quad (5.135)$$

Burada bilinmeyenler şunlardır:

$$F_{12_x}, F_{12_y}, F_{23_x}, F_{23_y}, F_{34_x}, F_{34_y}, F_{45_x}, F_{45_y}, F_{56_x}, F_{56_y}, F_{16_x}, F_{16_y}, F_{74}, \ddot{\phi}_{AR}, \ddot{\phi}_{AL}$$

5.3. Diferansiyel Denklemlerin ve Tepki Kuvvetlerinin Belirlenmesi

Şekil 5.1' de şematik gösterimi ortaya konulan dinamik model ile eklem merkezi hareketleri ve eklemlerdeki tepki kuvvetleri ile eklem eyletici torklarının arasındaki ilişkilerin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bu ilişkiler, yukarıda yazılan denklemler aracılığı ile bağımsız eklem değişkenleri (ϕ_{AR}, ϕ_{AL}) ile onların hızlarına $(\dot{\phi}_{AR}, \dot{\phi}_{AL})$ ve ivmelerine $(\ddot{\phi}_{AR}, \ddot{\phi}_{AL})$ bağlı

olarak ifade edilmiştir. Bu kısımda ise, öncelikle $(\ddot{\phi}_{AR}, \ddot{\phi}_{AL})$ ivmelerinin ve yan ürün olarak da eklem tepki kuvvetlerinin sistemin girdilerine (verilen ayak bileği hareketlerine ve zayıf da olsa eklem eyletim torklarına) bağlı olarak bulunması istenmektedir. Bu amaçla, yukarıdaki 15 skalar denklem, aşağıdaki matris denklemi biçiminde topluca yazılabilir (Özgören, 2018).

$$\hat{N}\ddot{\bar{q}} = \hat{B}\bar{Q} + \hat{D}\bar{R} + \bar{f}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}, t) \quad (5.136)$$

Bu denklemde, şu tanımlar kullanılmıştır:

$$\bar{q} = \begin{bmatrix} \phi_{AR} \\ \phi_{AL} \end{bmatrix} : \text{bağımsız değişkenler dikeysıra matrisi} \quad (5.137)$$

$$\bar{Q} = \begin{bmatrix} T_{AR} \\ T_{KR} \\ T_{HR} \\ T_{AL} \\ T_{KL} \\ T_{HL} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{sağ bilek eklemi eyletim torku} \\ \text{sağ diz eklemi eyletim torku} \\ \text{sağ kalça eklemi eyletim torku} \\ \text{sol bilek eklemi eyletim torku} \\ \text{sol diz eklemi eyletim torku} \\ \text{sol kalça eklemi eyletim torku} \end{bmatrix} \quad (5.138)$$

$$\bar{R} = \begin{bmatrix} F_{12_x} \\ F_{12_y} \\ F_{23_x} \\ F_{23_y} \\ \vdots \\ F_{74} \end{bmatrix} : \text{eklemler ve askı halatındaki tepki kuvvetleri dikeysıra matrisi} \quad (5.139)$$

$$\bar{f}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}, t) : \begin{array}{l} \text{eklem değişkenleri ve hızları ile zamana} \\ \text{bağlı terimleri içeren dikeysıra matrisi} \end{array} \quad (5.140)$$

$$\hat{N}, \hat{B}, \hat{D} : \text{yalnızca konuma bağlı ilgili katsayı matrisleri} \quad (5.141)$$

Bu matrisler ile $\bar{f}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}, t)$ dikeysıra matrisinin elemanlarıyla birlikte açık ifadeleri aşağıda gösterilmiştir.

$$\hat{D} = - \begin{bmatrix} -r_2 \sin \phi_{AR} & r_2 \cos \phi_{AR} & -p_2 \sin \phi_{AR} & p_2 \cos \phi_{AR} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -r_3 \sin \phi_{KR} & r_3 \cos \phi_{KR} & -p_3 \sin \phi_{KR} & p_3 \cos \phi_{KR} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & p_5 \sin(\phi'_{KL}) & -p_5 \cos(\phi'_{KL}) & -r_5 \sin(\phi'_{KL}) & -r_5 \cos(\phi'_{KL}) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & p_6 \sin(\phi'_{AL}) & -p_6 \cos(\phi'_{AL}) & r_6 \sin(\phi'_{AL}) & -r_6 \cos(\phi'_{AL}) & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \sin \phi_7 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\cos \phi_7 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

(5.142)

$$\hat{N} = \begin{bmatrix}
J_2 & 0 \\
J_3 g_{32} & J_3 g_{36} \\
J_5 g_{52} & J_5 g_{56} \\
0 & J_6 \\
m_2 (-r_2 \sin \phi_{AR}) & 0 \\
m_2 (-r_2 \cos \phi_{AR}) & 0 \\
m_3 (-b_{SR} \sin \phi_{AR} - r_3 \sin \phi_{KR} g_{32}) & m_3 (-r_3 \sin \phi_{KR} g_{36}) \\
m_3 (b_{SR} \cos \phi_{AR} + r_3 \cos \phi_{KR} g_{32}) & m_3 (r_3 \cos \phi_{KR} g_{36}) \\
m_4 (b_{SR} \sin \phi_{AR} - b_{TR} \sin \phi_{KR} g_{32}) & m_4 (-b_{TR} \sin \phi_{KR} g_{36}) \\
m_4 (b_{SR} \cos \phi_{AR} + b_{TR} \cos \phi_{KR} g_{32}) & m_4 (b_{TR} \cos \phi_{KR} g_{36}) \\
m_5 (-b_{SL} \sin \phi_{AL} - r_5 \sin \phi_{KL} g_{52}) & m_5 (-r_5 \sin \phi_{KL} g_{56}) \\
m_5 (b_{SL} \cos \phi_{AL} + r_5 \cos \phi_{KL} g_{52}) & m_5 (r_5 \cos \phi_{KL} g_{56}) \\
0 & m_6 (-r_6 \sin \phi_{AL}) \\
0 & m_6 (r_6 \cos \phi_{AL}) \\
-m_7 ((b_{SR} \cos \phi_{AR} + b_{TR} \cos \phi_{KR} g_{32}) \cos \phi_7 + (b_{SR} \sin \phi_{AR} + b_{TR} \sin \phi_{KR} g_{32}) \sin \phi_7) & -m_7 ((b_{TR} \cos \phi_{KR} g_{36}) \cos \phi_7 + (b_{TR} \sin \phi_{KR} g_{36}) \sin \phi_7)
\end{bmatrix} \quad (5.143)$$

$$\hat{B} = \begin{bmatrix} -1 & +1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & +1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & +1 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & +1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.144)$$

$$\bar{f} = \begin{bmatrix} 0 \\ -(\phi_{KR})' \\ -(\phi_{KL})' \\ 0 \\ m_2(X'_2) \\ m_2(Y'_2) - m_2g \\ m_3(X'_3) \\ m_3(Y'_3) - m_3g \\ m_4(X'_4) \\ m_4(Y'_4) - m_4g \\ m_5(X'_5) \\ m_5(Y'_5) - m_5g \\ m_6(X'_6) \\ m_6(Y'_6) - m_6g \\ m_7(Y'_7) - m_7g \end{bmatrix} \quad (5.145)$$

Yukarıda kullanılan çeşitli kısaltmaların açık ifadeleri aşağıda verilmiştir.

$$(\phi_{KR})' = (\dot{g}_{32}\dot{\phi}_{AR} + \dot{g}_{36}\dot{\phi}_{AL} + \dot{Z}_{KR}) \quad (5.146)$$

$$(\phi_{KL})' = (\dot{g}_{52}\dot{\phi}_{AR} + \dot{g}_{56}\dot{\phi}_{AL} + \dot{Z}_{KL}) \quad (5.147)$$

$$(X_2') = (r_2\dot{\phi}_{AR}^2 \cos \phi_{AR} - \ddot{x}_A) \quad (5.148)$$

$$(Y_2') = (r_2\dot{\phi}_{AR}^2 \sin \phi_{AR} - \ddot{y}_A) \quad (5.149)$$

$$(X_3') = (b_{SR}\dot{\phi}_{AR}^2 \cos \phi_{AR} + r_3\dot{\phi}_{KR}^2 \cos \phi_{KR} - \ddot{x}_A + r_3 \sin \phi_{KR} (\phi_{KR})') \quad (5.150)$$

$$(Y_3') = (b_{SR}\dot{\phi}_{AR}^2 \sin \phi_{AR} + r_3\dot{\phi}_{KR}^2 \sin \phi_{KR} - \ddot{y}_A - r_3 \cos \phi_{KR} (\phi_{KR})') \quad (5.151)$$

$$(X_4') = (b_{SR}\dot{\phi}_{AR}^2 \cos \phi_{AR} + b_{TR}\dot{\phi}_{KR}^2 \cos \phi_{KR} - \ddot{x}_A + b_{TR} \sin \phi_{KR} (\phi_{KR})') \quad (5.152)$$

$$(Y_4') = (b_{SR}\dot{\phi}_{AR}^2 \sin \phi_{AR} + b_{TR}\dot{\phi}_{KR}^2 \sin \phi_{KR} + \ddot{y}_A - b_{TR} \cos \phi_{KR} (\phi_{KR})') \quad (5.153)$$

$$(X_5') = (b_{SL}\dot{\phi}_{AL}^2 \cos \phi_{AL} + r_5\dot{\phi}_{KL}^2 \cos \phi_{KL} - \ddot{x}_E + r_5 \sin \phi_{KL} (\phi_{KL})') \quad (5.154)$$

$$(Y_5') = (b_{SL}\dot{\phi}_{AL}^2 \sin \phi_{AL} + r_5\dot{\phi}_{KL}^2 \sin \phi_{KL} - \ddot{y}_E - r_5 \cos \phi_{KL} (\phi_{KL})') \quad (5.155)$$

$$(X_6') = (r_6\dot{\phi}_{AL}^2 \cos \phi_{AL} \cos \phi_{AL} - \ddot{x}_E) \quad (5.156)$$

$$(Y_6') = (r_6\dot{\phi}_{AL}^2 \cos \phi_{AL} \sin \phi_{AL} - \ddot{y}_E) \quad (5.157)$$

$$(Y_7') = -(\dot{s}_{32}\dot{\phi}_{AR} + \dot{s}_{36}\dot{\phi}_{AL} + \dot{Z}_S) \quad (5.158)$$

5.4. Diferansiyel Denklemlerin Çözümü ve Hareket Simülasyonları

Denklem (5.136) çözüme hazırlamak amacıyla şöyle de yazılabilir.

$$\begin{bmatrix} \hat{N} \\ \vdots \\ -\hat{D} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\bar{q}} \\ \bar{R} \end{bmatrix} = \hat{B}\bar{Q} + \bar{f}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}, t) \quad (5.159)$$

Eğer sistem dinamik bir tekillik durumunda değilse, yani $\det \begin{bmatrix} \hat{N} \\ \vdots \\ -\hat{D} \end{bmatrix} \neq 0$ ise, (5.159)

denklemini aşağıda gösterilen biçimde çözülerek $\ddot{\bar{q}}$ ile $\bar{R}$ birlikte elde edilmiş olur.

$$\begin{bmatrix} \ddot{\bar{q}} \\ \ddot{\bar{R}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{N} & \vdots & -\hat{D} \end{bmatrix}^{-1} [\hat{B}\bar{Q} + \bar{f}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}, t)] \quad (5.160)$$

Yukarıdaki çözüm elde edildikten sonra, bu bölümde, eyletimsiz bir denek için çeşitli simülasyonlar yapılmıştır. Böyle bir denek, eklemelerinde tork üretemeyeceği için, $\bar{Q} = \bar{0}$ olur. Dolayısıyla, (5.160) denklemi, eyletimsiz bir deneğin hareketini simüle etmek üzere aşağıdaki diferansiyel denklemi verir.

$$\ddot{\bar{q}} = \bar{a}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}, t) \quad (5.161)$$

Simülasyonları yaparken deneği taşıyan cihaz, sağlıklı bir insanın ayak hareketlerini oluşturacak biçimde çalıştırılmıştır. Diğer bir deyişle, sistemin girdisini oluşturan sağ ve sol ayak bileklerinin hareketleri sağlıklı bir insanın yürüyüşüne göre verilmiştir.

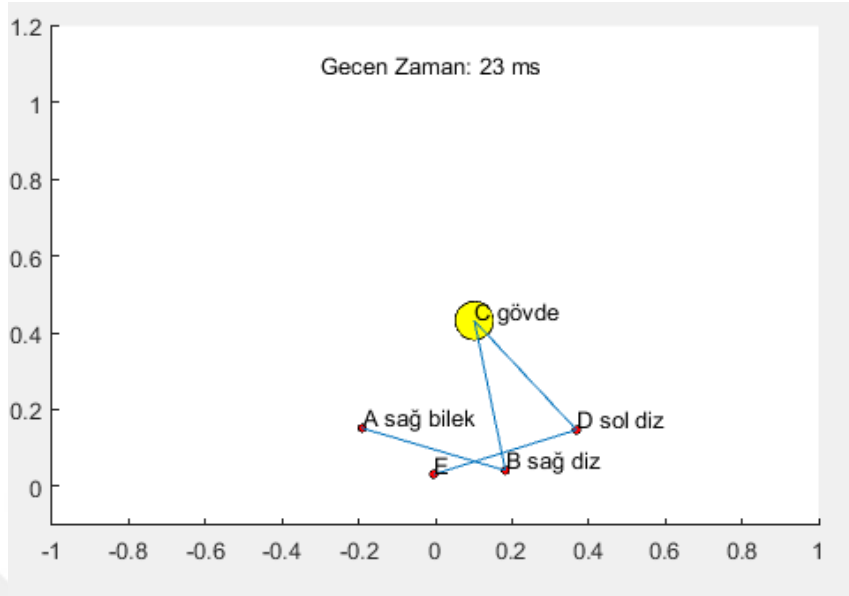
Bu çalışmadaki simülasyonları yapmak üzere, (5.161) diferansiyel denklemi, en basit sayısal tümlevleme yöntemlerinden biri olan "modifiye edilmiş Euler yöntemi" ile tümlevlenerek önce $\dot{\bar{q}}$, ardından da $\bar{q}$ aşağıda gösterilen formülasyonla elde edilmiştir. Ancak, eğer gerek duyulursa, daha gelişmiş bir tümlevleme yöntemi de kullanılabilir.

$$\dot{\bar{q}}(t + \Delta t) = \dot{\bar{q}}(t) + \ddot{\bar{q}}(t)(\Delta t) \quad (5.162)$$

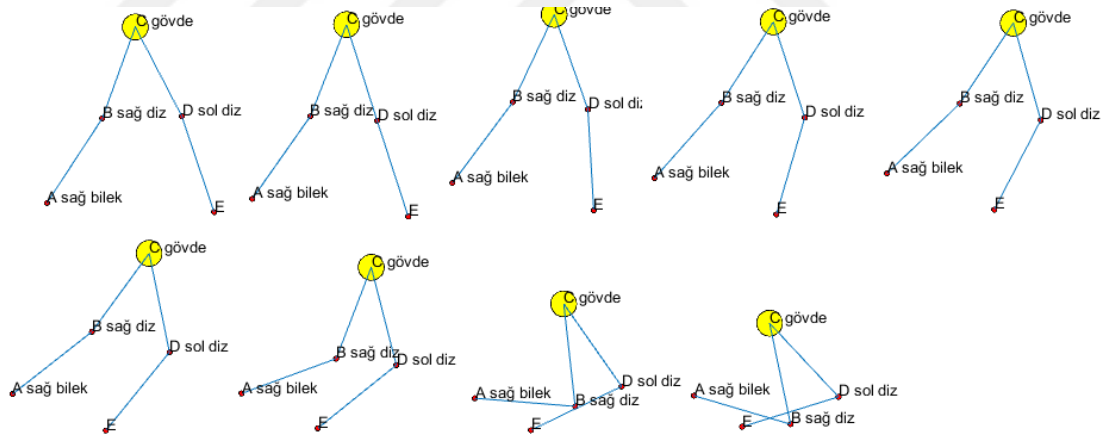
$$\bar{q}(t + \Delta t) = \bar{q}(t) + \dot{\bar{q}}(t)(\Delta t) + \frac{1}{2} \ddot{\bar{q}}(t)(\Delta t)^2 \quad (5.163)$$

Yukarıdaki denklemlerle belirlenen $\dot{\bar{q}}$ ve $\bar{q}$, $\Delta t = 1$ milisaniyelik zaman adımlarıyla ve Matlab programı kullanılarak yenilemeli olarak hesaplanmış ve böylece eyletimsiz deneğin hareketleri simüle edilmiştir. Simülasyonlar, karşı ağırlığa bağlı olarak iki çeşit durum için yapılmıştır.

Birinci durum, karşı ağırlığın denek ağırlığından daha düşük olduğu durumdur. Simülasyonun sonuna doğru deneğin ulaştığı duruş, Şekil 5.8' de verilmiştir. Bu simülasyon esnasında ortaya çıkan ardışık görüntüler ise Şekil 5.9' da gösterilmiştir. Bu simülasyonun sonunda, yani hareket başladıktan 25 ms sonra eyletimsiz denek, beklendiği üzere, tam olarak düşmüştür.

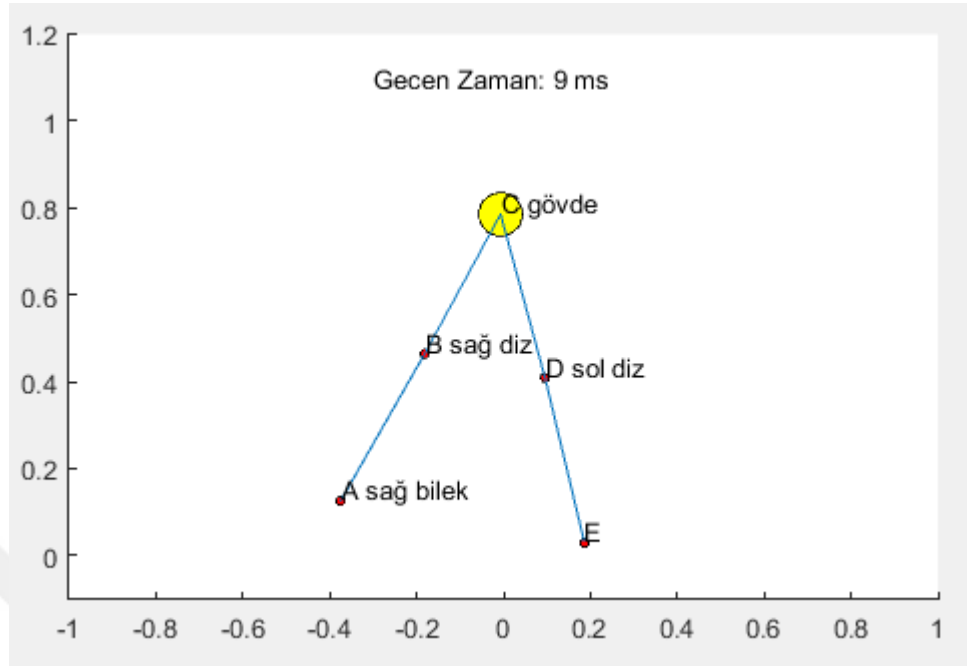


Şekil 5.8. Birinci durum simülasyonunda eyletsiz deneğin düşüş görüntüsü.

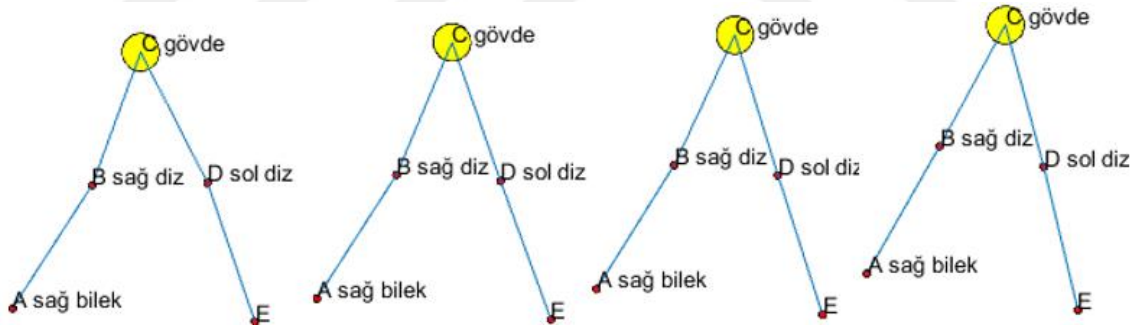


Şekil 5.9. Birinci durum simülasyonunda eyletsiz deneğin ardışık görüntüleri.

İkinci durum, karşı ağırlığın denek ağırlığından daha fazla olduğu durumdur. İkinci durum simülasyonunun sonundaki görüntü Şekil 5.10’ da verilmiştir. Bu durumda, karşı ağırlık, eyletsiz deneğin ağırlığından fazla olduğu için deneğin gövdesini yukarı doğru çeker. Nitekim, bu durumu yansıtan simülasyonda, hareket başladıktan 9 ms sonra, eyletsiz deneğin gövdesi maksimum yüksekliğe ulaşmıştır. Denek ayak tabanlarından yürütme cihazına sabitlendiği için, bu noktadan sonra da ayaklarla cihazın bağlantısı kopmayacağından dolayı, hareket simülasyonu durdurulmuştur. Bu simülasyon esnasında ortaya çıkan ardışık görüntüler ise Şekil 5.11’ de gösterilmiştir.



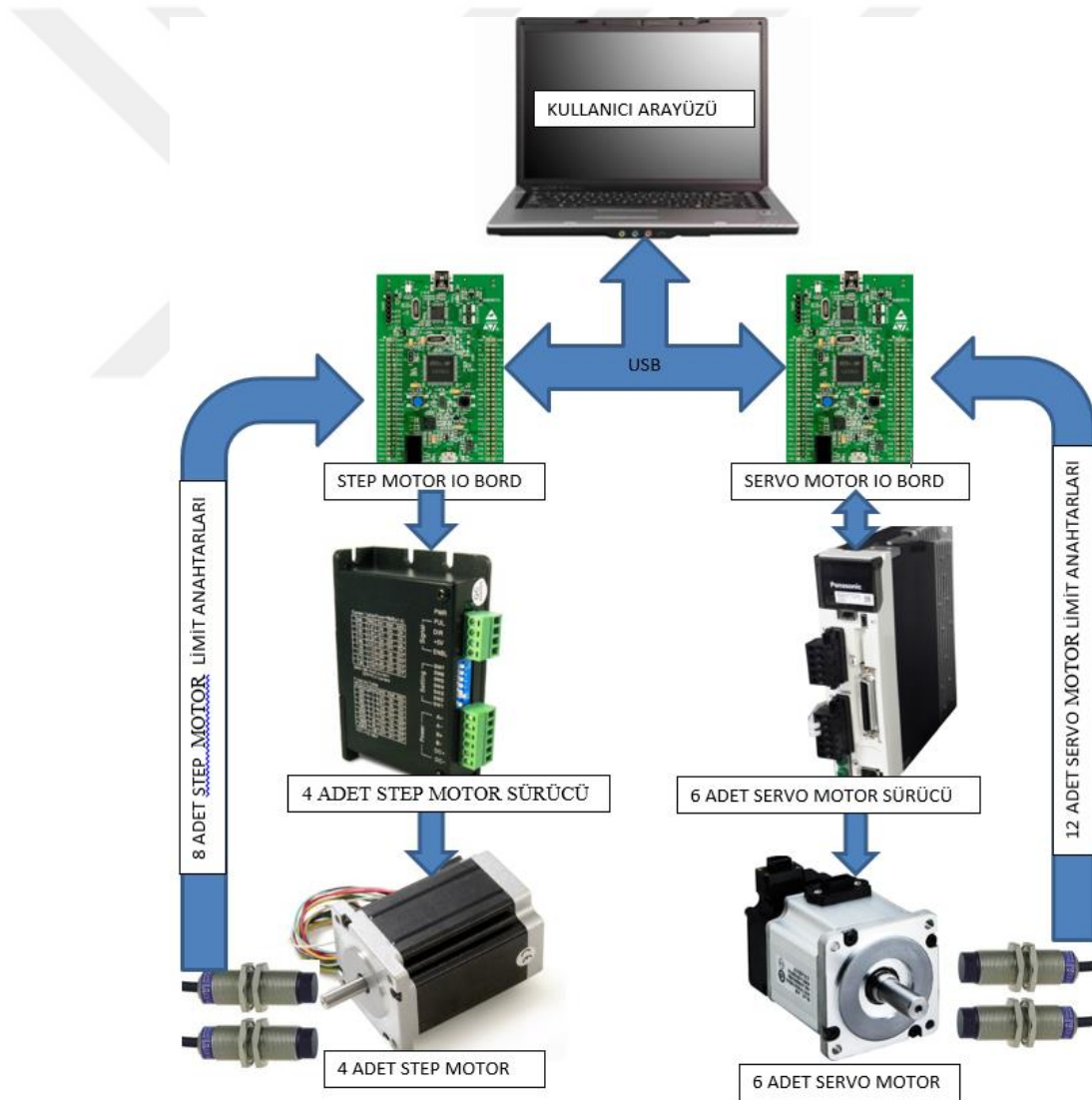
Şekil 5.10. İkinci durum simülasyonunda eyletsiz deneğin ulaştığı son duruş.



Şekil 5.11. İkinci durum simülasyonunda eyletsiz deneğin ardışık görüntüleri.

6. KONTROL SİSTEMİ VE MOTORLAR

Tasarlanan robotik cihazın hasta rehabilitasyonunu doğru ve etkili bir biçimde gerçekleştirebilmesi, cihazın ayak destek platformlarının önceki bölümlerde hesaplanan yörüngeye uygun hareket edebilmesi ile mümkündür. Bu ise, yeterince güçlü ve güvenilir bir hareket kontrol sistemini gerektirir. Böyle bir kontrol sistemini oluşturmak üzere, Panasonic Minas serisi servo motor ve sürücüleri kullanılmıştır. Motor sürücüleri kendi içlerinde kontrolör ünitesini barındırdıklarından dolayı tez kapsamında ayrıca kontrolör tasarımı ve devresi oluşturulmamıştır. Sistem bileşenleri mevcut sürücü yapısına uygun olarak kontrol edilmiştir.



Şekil 6.1. Cihazda kullanılan sürücü ve motor donanımı.

Çizelge 6.1. Donanım özellikleri tablosu.

Donanımın adı	Özellikleri	Makinada Kullanıldığı yer
Step Motor IO kartı	STM32F407VGT6 microcontroller ,32-bit ARM® Cortex® -M4 with FPU core,, 1-Mbyte Flash memory, 192-Kbyte RAM	Bilgisayardan gelen komutları Step Motor Sürücülere ve Limit anahtarlardan gelen sinyalleri bilgisayara iletmekte kullanılıyor.
Servo Motor IO kartı	STM32F407VGT6 microcontroller ,32-bit ARM® Cortex® -M4 with FPU core,, 1-Mbyte Flash memory, 192-Kbyte RAM	Bilgisayardan gelen verilere Servo Motor Sürücüler yardımı ile motorların sürülmesini, motor tork, hız ve limit anahtar verilerinin bilgisayara aktarılmasında kullanılıyor.
Step Motor 1	Nema 23 Step Motor, 3.0 Amper, 2.2Nm	Sol ayak taban uzunluğunu ayarlama
Step Motor 2	Nema 23 Step Motor, 3.0 Amper, 2.2Nm	Sol ayak bacak açıklığını ayarlama
Step Motor 3	Nema 23 Step Motor, 3.0 Amper, 2.2Nm	Sağ ayak taban uzunluğunu ayarlama
Step Motor 4	Nema 23 Step Motor, 3.0 Amper, 2.2Nm	Sağ ayak bacak açıklığını ayarlama
Servo Motor 1	Panasonic AC Servomotor 3000 RPM 400W Incremental Encoder 200VAC	Sol ayak parmak kalkışı
Servo Motor 2	Panasonic AC Servomotor 3000 RPM 400W Incremental Encoder 200VAC	Sol ayak topuk kalkışı
Servo Motor 3	Panasonic AC Servomotor 3000 RPM 400W Incremental Encoder 200VAC	Sol ayak adım atışı
Servo Motor 4	Panasonic AC Servomotor 3000 RPM 400W Incremental Encoder 200VAC	Sağ ayak parmak kalkışı
Servo Motor 5	Panasonic AC Servomotor 3000 RPM 400W Incremental Encoder 200VAC	Sağ ayak topuk kalkışı
Servo Motor 6	Panasonic AC Servomotor 3000 RPM 400W Incremental Encoder 200VAC	Sağ ayak adım atışı

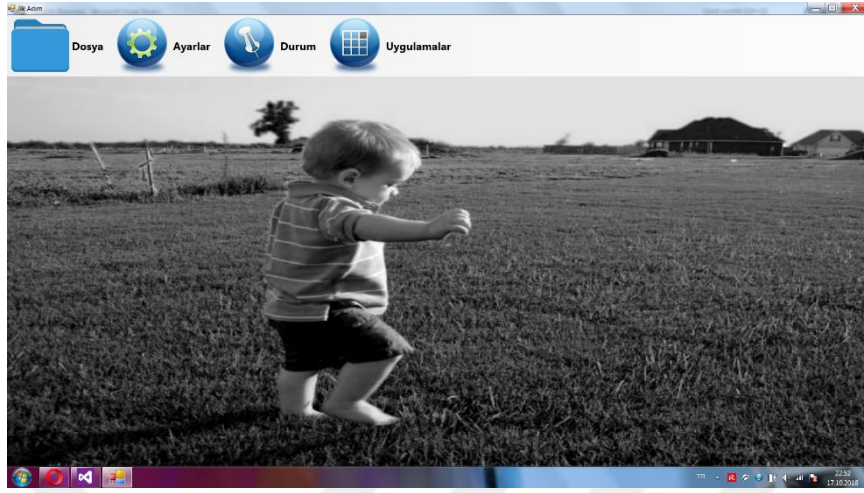
6.1. Kullanıcı Arayüzü

Tasarlanan robotik cihazın kullanımı, şu aşamalardan geçilerek gerçekleştirilmektedir: Rehabilit edilecek kişinin uzuv uzunlukları kullanılarak, literatürden alınan yürüme verilerine göre kişiye özel yürüme paterni hesaplanmaktadır. Hesaplanan veriler yardımı ile parmak ve topuk yörüngeleri elde edilmektedir. Elde edilen veriler uygulama aracılığı ile veri tabanında saklanmaktadır. Kullanıcı arayüzü operatörün cihaz ile ilgili tüm işlemleri gerçekleştirmesini

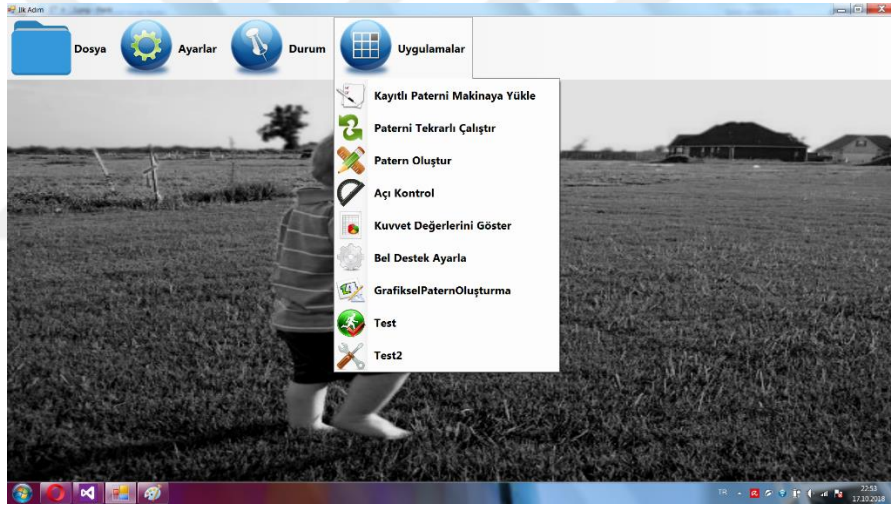
sağlayan C Sharp programlama dili kullanılarak yazılmış bir uygulamadır. Uygulama, aşağıda açıklanan dört temel işlevi yerine getirmektedir.

- 1- Hasta kayıt: Makinayı kullanacak her hastanın verileri, uygulama aracılığı ile veri tabanında saklanmaktadır. Uygulama bu verileri kullanarak cihazı hastanın beden ölçülerine göre otomatik ayarlamaktadır. Sistem Step Motor IO kartı yardımı ile step motor1, step motor2, step motor3 ve step motor4 konumlandırılarak ayak büyüklüğü, ayak açıklığı ayarlanmaktadır. Hesaplanan yürüme yörüngesi rehabilitasyona başlamadan önce bilgisayardan Servo Motor IO karta yüklenmektedir. IO kartı bu verileri kullanarak fizyoterapistin seçmiş olduğu değişik hız modlarında rehabilitasyon işlemini gerçekleştirmektedir.
- 2- Patern oluşturma: Bu tez kapsamında oluşturulan insan yürüme modeli ile ölçüleri alınan hastanın verilerinden faydalanarak servo motor1, servo motor2, servo motor3, servo motor4, servo motor5 ve servo motor6 için yön ve tur verileri oluşturulur. Oluşturulan bu veriler Servo Motor IO kartına yüklenerek Patern Tekrarı için cihaz hazırlanır.
- 3- Patern Tekrarı: Servo Motor IO kartı, bilgisayardan yüklenen hastaya ait yürüme patern verilerini kullanarak her motorun uygun zaman diliminde gerekli hareketi yapması için Servo Motor Sürücülere uygun komutları gönderir. Ayrıca bu komutların icra edilmesi esnasında 6 servo motordan elde ettiği tork değerleri ile limit anahtarlara ait sinyallerini ayrı ayrı bilgisayara göndermektedir. Bu sayede operatör hastanın geçmiş verileri ile başlattığı terapinin verilerini karşılaştırarak hastanın iyileşme sürecini gözlemleyebilmektedir.
- 4- Servo Motor IO Bord Gömülü Yazılımı: Bu gömülü yazılım, cihaz üzerindeki sensör verilerinin arayüz uygulamasına gönderilmesi, arayüz uygulamasından gelen komutların cihaza aktarılması ve arayüz programında oluşturulmuş, her hasta için ayrı olan yürüme patern verilerini kullanarak 6 servo motoru senkronize çalıştırmak için kullanılmaktadır.

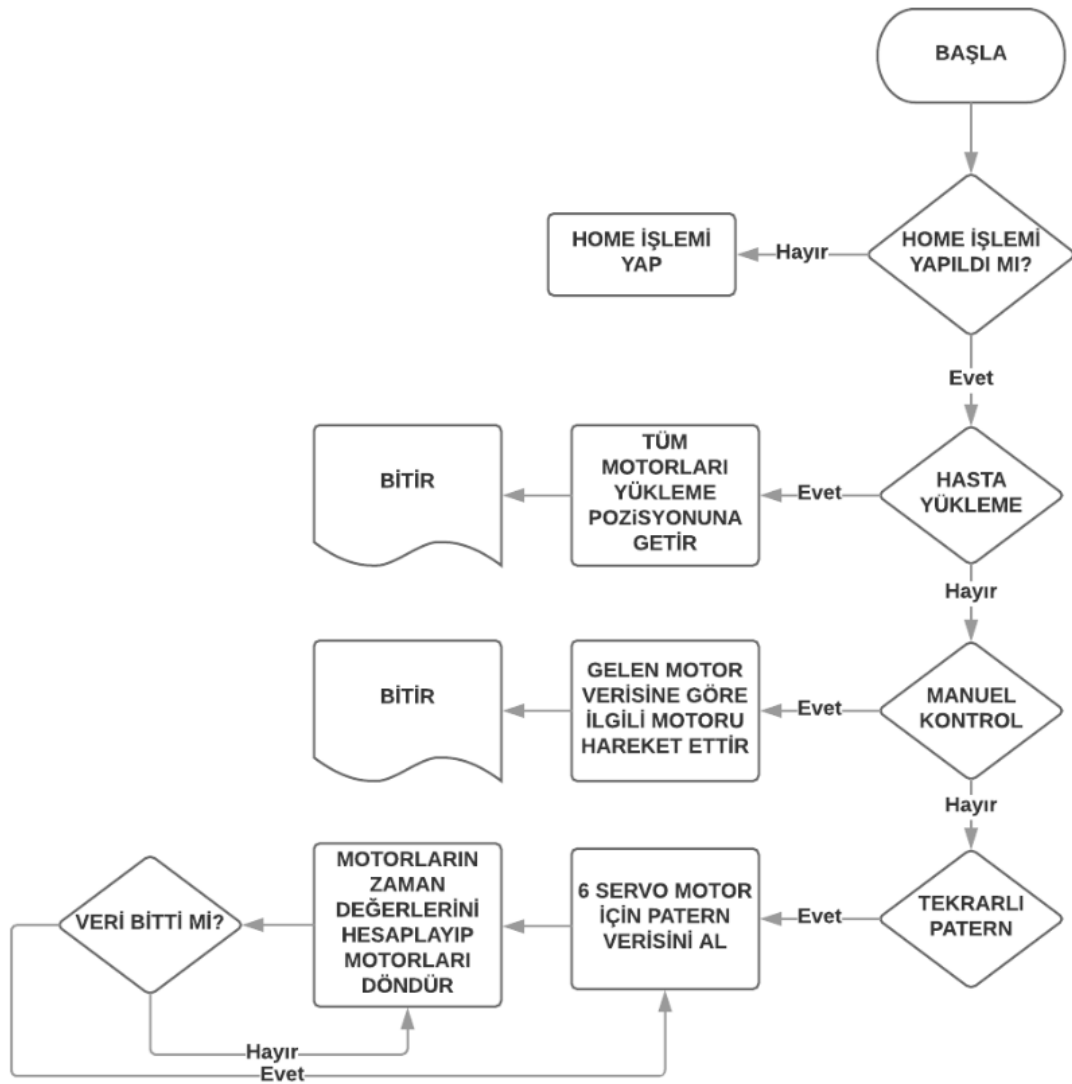
Cihaz kontrol yazılımı yardımı ile cihaz, her hasta için ayrı ayrı ayarlanıp programlanabilmektedir. Tedavi başlamadan önce Fizyoterapist veya teknisyen, hastanın fizyolojisi ve tedavi gereklerine göre cihazı ayarlayabilmektedir. Tedavinin tekrarlanan dönemlerinde bu kayıt dosyası teknisyen tarafından çok hızlı ve kısa sürede cihaza yeniden yüklenebilmektedir. Şekil 6.2 ve Şekil 6.3'te yazılıma ait kullanıcı arayüz ekranları görülmektedir. Şekil 6.4'te ise, yazılıma ait "komut döngüsü akış diyagramı" görülmektedir.



Şekil 6.2. Kullanıcı arayüzü görüntüsü (a).



Şekil 6.3. Kullanıcı arayüzü görüntüsü (b).



Şekil 6.4. Komut döngüsü akış diyagramı.

6.2. Motorlar

Cihaz üzerinde yürüme çevrimine göre hastaya yürüme hareketini yaptıracak ana mekanizma için 6 adet servo motor kullanılmıştır. Bu motorlar 0,4 kW Panasonic MINAS A5 Serisi motorlar olarak seçilmiştir. Bu motorlardan her biri aşağıda belirtilen özelliklere sahiptir.

1. 20 bit/devir niteliğindeki enkoderi ile bir turda 1.04 milyon puls çözünürlüğe ulaşır.
2. Maksimum hız: 6000dev/dak.
3. Düşük "cogging" torku.
4. Koruma sınıfı: IP67.

Servo sürücüsünün özellikleri ise, şöyle sıralanabilir:

1. Ultra-yüksek tepki frekansı: 2kHz bant genişliği
2. Kontrol puls giriş hızı: 4Mpps 'e kadar çıkabilir.
3. Gerçek zamanlı otomatik kazanç ayarı yapılabilir.
4. 4 notch filtresi: manuel/otomatik
5. 4 damping filtresi: manuel/otomatik
6. Ücretsiz PANATERM V5.0 yazılımı ile online hareket verebilme özelliği.
7. Avrupa standartlarına uygunluk gereği ISO EN 13849-1'e uygunluk sağlar.
8. Düşük parazit değerlerine sahiptir

Şekil 6.5' te seçilen motor ile ilgili katalog değerleri verilmiştir.

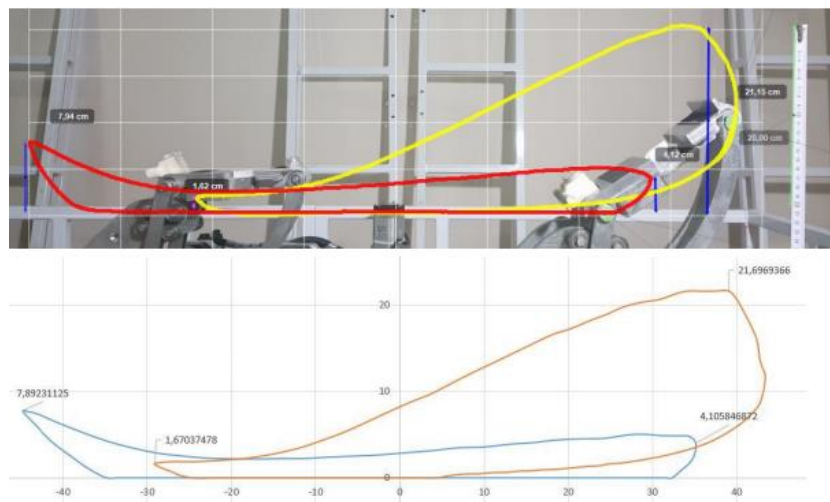
MINAS A5	
Motor çeşitleri / Sürücü ve motor kombinasyonları	
Motor çeşitleri	
Motor	Yüksek Ataletli
	MHMD
	
Nominal mil gücü [kW]	0.2 0.4 0.75
Nominal hız (Maks. hız) [dev./dk.]	3000 (5000) için 750W 3000 (4500)
Enkoder 20 bit incremental 17 bit Absolute	Ø Ø
Koruma tipi	IP65 (*)
Özellikler	• Kablo tip • Küçük kapasite • Düşük sürtünmeli kayışlı makineler için uygun
Uygulamalar	• Konveyör • Robot

Şekil 6.5. Panasonic MINAS A5 katalog değerleri.

Cihazın hasta boyutlarına göre ayarlanabilmesi amacı ile 6 adet step motor kullanılmıştır. Bu motorlar sayesinde mekanizma hastanın ayak genişlik ve büyüklüğüne göre otomatik olarak ayarlanabilmektedir. Böylece, cihazın hastaya göre ayarlanabilme süresi kısalmaktadır.

7. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Tez kapsamında tasarlanıp üretimi yapılan robotik yürüyüş rehabilitasyon cihazı, ilk olarak cihaz üzerinde herhangi bir insan bulunmadan boş olarak denenmiştir. Boş olarak denenilen cihazın bölüm 3.3.2’ de ayrıntılı olarak verilen ters kinematik çözümlemeye uygun olarak ve doğru parmak ve topuk yörüngeleriyle hareket edip edemediği test edilmiştir. Daha sonra test sağlıklı ve farklı kişilerle birçok kez tekrar edilmiştir. Cihaza aktarılan yörüngeler, metatarsal (metatarsophalangeal) eklem merkezi ile topuk (calcaneus) merkezine ait olduğu için, test sırasında, cihaz tarafından oluşturulan yörüngeleri gözlemek üzere metatarsal eklem merkezi ile topuk merkezine birer imleyici (marker) yerleştirilmiş ve ağır çekim kamera ile kayıt edilmiştir. Görüntü üzerinde KİNOVEA adlı açık kaynak kodlu yazılım aracılığıyla analizler yapılarak metatarsal eklem merkezi ile topuk merkezi yörünge eğrileri oluşturulmuştur. Böylelikle cihaza aktarılan referans yürüme yörüngeleri ile cihazın oluşturmuş olduğu yörüngeler kıyaslanmıştır. Şekil 7.1’ de cihaza aktarılan referans yürüme yörüngeleri ile cihazın oluşturmuş olduğu yörüngeler görülmektedir. Şekil 7.1’ den görüleceği üzere oluşturulan yürüme yörüngeleri ile referans yürüme yörüngeleri, pratik anlamda uyumlu ve rakamsal olarak da çok yakındırlar. Yapılan deneysel çalışmalarda topuk yörüngesinin maksimum yüksekliğe ulaştığı durumda hesaplanan yörünge ile cihaz yörüngesi arasında oluşan maksimum hata %2,55, parmak yörüngesinin maksimum yüksekliğe ulaştığı durumda hesaplanan yörünge ile cihaz yörüngesi arasında oluşan maksimum hata % 1 şeklinde gerçekleşmiştir.



Şekil 7.1. Cihazla oluşturulan yürüme yörüngeleri ile referans yürüme yörüngelerinin kıyaslanması.

Yapılan testlerde hareket aktarımı için rijit ayak modeli yerine, metatarsal eklemden bükülebilen ayak destek birimi kullanılması ile yürüme çevrimi içinde, çift destek fazı da dahil olmak üzere 8 fazın gerçekleştirildiği tespit edilmiştir. Cihazın en büyük etkinliği salınım öncesi ve erken salınım fazlarını gerçekleştirmesi ve bunun sonucunda propriyoseptif girdiyi arttırmasıdır. Salınım öncesi ve erken salınım fazları, yürüyüş esnasında gövde ağırlığının bir bacadan diğer bir bacağa kontrollü olarak aktarılması ve yürüme sırasında dengenin öğrenilmesi açısından çok önemlidir. Cihazın boş olarak yapılan testlerinin ardından, cihaza iki fizyoterapist bindirilmiş ve cihazın yürüme etkinliği hakkındaki görüşleri alınmıştır. Fizyoterapistler, cihaz tarafından oluşturulan yürüme hareketinin normal yürüme hareketine çok yakın olduğunu belirtmişlerdir. Özellikle metatarsal eklemin bükülmesi ile oluşan kuvvet aktarımı ve yürüme hareketi hislerinin, diğer rehabilitasyon amaçlı yürüme simülasyon cihazlarına kıyasla çok daha gerçekçi olduğunu, birebir yürüme çevrimini aktardığını ve insana hissettirdiğini belirtmişlerdir.

Fizyoterapist Dr. Öğr. Üyesi Meltem Işıntaş Arık cihaz ile ilgili görüşünü şöyle belirtmiştir:

“Cihaz normal yürüme yörüngesine oldukça yakın bir yörüngeye sahip. Ayrıca yürüme esnasında benzer cihazlara kıyasla ağırlık aktarımını başarılı bir şekilde gerçekleştirmektedir. Bu da yürüme eğitimine oldukça katkı sağlayacaktır. Parmak kalkışı sırasında metatarsal eklemden itme fazını yapıyor olması da normal yürüme açısından oldukça önemlidir. Benzer cihazlardan farklı olarak proksimal yerine distali desteklemesi de, hem ayak tabanından propriyoseptif duyu girdisi açısından hem de distalden proksimal bölgeleri aktif hale getirmesi açısından önemlidir.”

Uzman fizyoterapist Gülce Kallem Seyyar ise, cihazı deneyimledikten sonra cihaz ve rehabilitasyon kabiliyeti ile ilgili olarak şunları söylemiştir:

“Yürüme rehabilitasyonu için kullanılan benzer diğer cihazlar, robotik yürüme ortezi ve vücut ağırlığı destek sisteminin bir koşu bandı ile kombine edilmesinden oluşan, vücut ağırlığı desteklenerek yürüme sırasında ayakta duruş ve sallanma fazları boyunca kalça ve diz hareketlerine izin veren cihazlardır. Benim görüşüme göre, gövdenin üstten desteklenip CPM (continuous passive motion) cihazı gibi alt ekstremitenin istenen düzeyde aktif veya pasif hareket ettirilmesine odaklı bir cihazdır ve daha çok kalça ve diz hareketlerine odaklıdır. Oysaki normal yürüyüş alt ekstremitenin tüm eklemlerinin, pelvisin ve gövdenin bütüncül ve ritmik hareketlerini içerir. Benzer cihazların buradaki yetersizliği, normal yürüyüş sırasındaki ağırlık aktarımını yeteri kadar sağlayamaması ve ağırlık aktarımı ile birlikte proksimal ve distal segmentlerin olağan hareketlerine yeteri kadar izin vermemesidir. Distalden ayak bileği hareketlerini destekleyen bu cihaz ise, normal yürüyüş sırasında daha iyi ağırlık aktarımını

sağlamaktadır. Duruş fazında olan daha iyi ağırlık aktarımı da daha olağan sallanma fazına imkan vermektedir. Ayrıca distal anahtar nokta kullanımı ile proksimal segmentlerde aktivasyonu uyarmaktadır. Bu avantajları ile birlikte sadece ayak bileği değil diğer eklemlerde de daha normale yakın eklem hareketlerine izin vermektedir. Özellikle subakut dönemde yürüme eğitimine ihtiyaç duyan hemiplejik hastalar için adaptif motor öğrenme sağlayan bir robotik cihaz olabileceğini düşünmekteyim. “.

Şekil 7.2 ve Şekil 7.3'te, fizyoterapist Gülce Kallem Seyyar ile yapılan deneysel çalışmalar sırasında kaydedilen görüntüler verilmiştir.



Şekil 7.2. Cihazla yürüme deneyi sırasında gerçekleştirilen fazlardan bir örnek.



(a)

(b)

(c)

Şekil 7.3. Cihazla yürüme deneyi sırasında gerçekleştirilen çeşitli fazlardan örnekler.

Şekil 7.3 (a) ve (b)'de cihazla yürüme deneyi sırasında "metatarsal eklem bükülmesi" ile gerçekleşen fazlardan "basma sonu" ve "salınım öncesi" fazlarının görselleri verilmiştir. Şekil 7.3 (c)'de ise "salınım ortası" fazının görseli verilmiştir.

Cihaz henüz yürüme konusunda bir engeli veya rahatsızlığı bulunan insanlarla test edilmemiştir. Ancak gerekli etik kurul raporu ve izinler alınmasının hemen ardından bu testlere de başlanması planlanmıştır. Tasarlanıp üretilen cihaz Türk Patent Enstitüsünde Belge no: TR 2014 10105 B ile patentlenmiştir. Ayrıca Avrupa Patent Ofisinde EP15760313.5 no' lu başvurusu yapılmış olup, patentlenme süreci devam etmektedir.



8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması kapsamında nörolojik veya ortopedik nedenlerle yürüme yeteneğini kısmen veya tamamen kaybetmiş hastalara yürüme öğretimi için ayak hareketi esaslı bir robotik yürüyüş eğitim cihazı tasarlanmış ve imal edilmiştir. Cihaz ayak destek ünitesi modüler yapısı ile 22 – 47 ayak numarası aralığında erkek, kadın ve çocuk kullanıcılar tarafından kullanılabilir. Tasarlanıp prototip üretimi yapılmış cihaz ile getirilen yeni yaklaşımda, rehabilitasyon sırasında ayağın hareketini sağlayan ayak destek ünitesinin rijid bir yapı olarak modellenmesi yerine, iki eklemlili bir yapıda, ayağın gerçek karakteristiğine uygun olarak modellenmesi benimsenmiştir. Bu yaklaşıma göre ortaya çıkarılan cihaz, benzerlerinden farklı olarak yürüme sırasında ayak metatarsal eklemde oluşan bükülmeyi sağlamaktadır. Ayrıca tez kapsamında üretilen cihaz, sağ ve sol bacakları ayrı ayrı ve bağımsız bir şekilde rehabilite edebilecek modüler bir yapıda tasarlanmıştır. Böylelikle cihaz, farklı rehabilitasyon senaryolarına cevap verebilecek esneklik kazanmıştır. Aynı zamanda cihaz bacak boyları birbirinden farklı kişileri de rehabilite edebilecektir. Bölüm 7’ de ayrıntılı olarak incelendiği üzere bu cihaz ile yapılan deneysel çalışmalar sonucunda da görülmüştür ki, cihaz yürüme çevriminin tüm aşamalarını gerçekleştirebilmektedir. Devam eden çalışmalarda fizyoterapist ve doktorların taleplerine göre farklı rahatsızlıkların tedavisine yönelik yeni rehabilitasyon senaryoları oluşturulabilecektir.

Tez kapsamında ayrıca “zayıf eyletimli” bir denek için dinamik model oluşturulmuştur. Yürümenin dinamiği üzerine önceki yapılan çalışmaların neredeyse tamamında Lagrange denklemleri kullanılmıştır. Bu tez kapsamında ise, Newton – Euler denklemleri çözüm metodu olarak tercih edilmiştir. Bu sayede eklemlerde meydana gelen reaksiyon kuvvetleri de yürüme analizinin yanısıra belirlenebilmektedirler. Ortaya konan model yardımı ile tedavi süreci ve gereklilikleri hakkında fizyoterapist ve doktorlara rehberlik edebilecek bir matematiksel ortam oluşturmak istenmiştir. Bu model kullanılarak şimdilik tamamen eyletimsiz bir denek için bölüm 5’ te ayrıntılı olarak incelenen çeşitli simülasyon çalışmaları yapılmış ve alınan sonuçların beklentilere uygun olduğu görülmüştür. İlerleyen çalışmalarda, ayak hareket ünitesi üzerine kuvvet sensörleri yerleştirilerek elde edilen veriler yardımı ile oluşturulan dinamik modelin geliştirilmesi planlanmaktadır. Bu geliştirme kapsamında, zayıf eyletimli insanların uygulayabileceği eklem torklarının nitelikleri ve bu niteliklerin zamanla nasıl değişebileceği belirlenmeye çalışılacaktır. Bu çalışmalar, cihazın yürüme tedavisi sırasında en verimli nasıl kullanılabilirliği konusunda yol gösterici olacaktır.

KAYNAKLAR DİZİNİ

Albu-Schäffer A., Ott C, Hirzinger G., (2007). A unified passivity-based control framework for position, torque and impedance control of flexible joint robots. *International Journal of Robotics Research*; 26(1):23–39.

Aristotle (2004). *On the Gait of Animals*. Kessinger Publishing. ISBN 1-4191-3867-7.

Barr, A. E. (2002). Biomechanics and Gait. In: *Orthopaedic Knowledge Update 7*, 31-37

Brogan, D. C., R. A. Metoyer ve J. K. Hodgins, (1997). Dynamically Simulated Characters in Virtual Environments, *SIGGRAPH Visual Proc.*, s.216.

Carr J., Shepherd R. (1987). *A Motor Relearning Program for Stroke*, Aspen Publishers.

Christensen, R. R., Hollerbach J. M., Xu Y., Meek S. G., (2000). Inertial-Force Feedback for the Treadport Locomotion Interface, *Presence*, C.9, No. 1, s.1-14.

Colombo G., Joerg M., Schreier R., Dietz V. (2000). Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, C.37, No. 6, s. 693–700.

Dam, M., Tonin, P., Casson, S., Ermani, M., Pizzolato, G., Iaia, V., Battissin, L., (1993). The effects of long-term rehabilitation therapy on post stroke hemiplegic patients, *Stroke*, C. 24, no. 8, s. 1186–1191.

Darken, R. P., Cockayne, W. R., Carmein, D. (1997). The Omni-Directional Treadmill: A Locomotion Device for Virtual Worlds” *Banff, Canada October 14-17*, s. 213-221.

Darken, R., W. Cockayne, D. Carmein. (1997). The Omni-Directional Treadmill: A Locomotion Device for Virtual Words, *Proc. of User Interface Software Technology (UIST 97)*, s.213-222.

Díaz, I., Gil J. J., Sánchez, E. (2011). Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges, *Journal of Robotics*, s.1-11.

Emken, J. L., Harkema, S. J., Beres-Jones, J. A., Ferreira, C. K., Reinkensmeyer, D. J. (2008). Feasibility of manual teach-and replay and continuous impedance shaping for robotic locomotor training following spinal cord injury, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, C.55, no. 1, s.322–334.

Finlayson, M. L, Peterson, E. W. (2010). Falls, aging, and disability. *Phys Med Rehabil Clin N Am*; 21:357-73.

Fischer, O., Braune, W. (1895). *Der Gang des Menschen: Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen, Band 1.* (in German). Hirzel Verlag.

Freivogel, S., Mehrholz, J., Husak-Sotomayor, T., Schmalohr D. (2008). Gait training with the newly developed “LokoHelp”-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study,” *Brain Injury*, C.22, no. 7-8, s.625– 32.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Freivogel, S., Schmalohr, D., Mehrholz, J., (2009). Improved walking ability and reduced therapeutic stress with an electromechanical gait device, Journal of Rehabilitation Medicine, C. 41, no. 9, s.734–739,

Galvez, J. A., Reinkensmeyer, D. J., (2005). Robotics for gait training after spinal cord injury, Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation, C.11, No. 2, s.18–33.

Graf, E. S., Wright, I. C., Stefanyshyn D.J., (2012). Effect of relative marker movement on the calculation of the foot torsion axis using a combined carden angle and helical axis approach, Computational and Mathematical Methods in Medicine, Article ID 368050.

Güler, H. C. (2000). Yürüyüş analizi: temel kavramlar ve uygulama, fiziksel tıp ve rehabilitasyon, Beyazova M, Gökçe-Kutsal Y., Güneş Kitabevi. Ankara, 401-426, 478-480

Hornby. T. G., Zemon, D. H., Campbell, D. (2005). Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. Physical Therapy;85(1):52–66.

<http://aleksstreltsov.narod.ru/Track.html>

<http://ep.yimg.com/ay/am/xl-rifton-pacer-gait-trainer-2.gif>

http://serebralpalsi.blogspot.com.tr/2007_11_01_archive.html

<http://www.bilgiustam.com/omurga-sistemi-nasil-calisir-omurgayi-olusturan-kisimler-nelerdir/>

<http://www.bilimvesaglik.com/sinir-sistemi/sinir-hucresinin-norunun-yapisi-ve-gorevleri.html>

<http://www.fysiomed.cz/eng/rehabilitation-equipment/neurologic-stimulation/loko-help-pedagogait-trainer/>

<http://www.nettedavi.com/SayfaDetay/Omurilik-Yaralanmalari/472/>

<http://www.omurilik.gen.tr/omurilik-sinirleri.html>

<http://www.podolojiturkiye.org/2014/10/yurume-siklusu-nedir.html>

<http://www.tofd.org.tr/>

https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/28/ARL_ODT.jpg

<https://www.hocoma.com/usa/us/media-center/media-images/lokomat/>

<https://www.kinovea.org/>

Iwata, H., (1999). The GaitMaster: Locomotion Interface for Uneven Virtual Surface, Proc. of 4th VRSJ Annual Conf., s.345-348.

Jezernik, S., Schärer, R., Colombo, G., Morari, M. (2003). Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: a clinical study in spinally injured individuals. Spinal Cord;41(12):657–66.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Kitaoka, H. B., Crevoisier, X. M., Hansen, D., Katajarvi, B., Harbst, K., Kaufman K., (2006). Foot and Ankle Kinematics and Ground Reaction Forces During Ambulation, Foot & Ankle International, October, C. 27 No:10.
- Leardini. A., Benedetti. M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativio, R., Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot during the stance phase of gait, Gait & Posture 25 453-462.
- Lo, A. C., Chang, V. C., Gianfrancesco, M. A., Friedman, J. H., Patterson, T. S., Benedicto, D. F. (2010). Reduction of freezing of gait in Parkinson's disease by repetitive robot-assisted treadmill training: a pilot study. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation:51.
- MacWilliams, B. A., Cowley, M., Nicholson, D. E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait, Gait & Posture 214-224.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review, Gait & Posture 29 360-369.
- Mulroy, S., Gronley, J., Weiss, W., Newsam, C., Perry, J. (2003). Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. Gait Posture; 18:114-25.
- Nester, C., Jones, R. K., Liu, A., Howard, D., Lundberg, A., Arndt, A., Lundgren, P., Stacoff, A., Wolf, P. (2007). Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers, Journal of Biomechanics 40 3412-3423.
- Ott, C., Albu-Schäffer, A., Kugi, A., Hirzinger, G. (2008). On the passivity-based impedance control of flexible joint robots. IEEE Transactions on Robotics; 24(2):416–29.
- Özgören, M. K. (2016). Robot manipulatorların dinamiği ve kontrolü, MakTeD elektronik kitabı, ISBN: 978-605-84220-2-5,
- Özaras N., Yalçın S. (2001), “Yürüme analizi”, Avrupa tıp kitapçılık,
- Önen, Ü., Botsalı, M. F., Kalyoncu, M., Tinkır, M., Yılmaz, N., Şahin, Y. (2014). Design and Actuator Selection of a Lower Extremity Exoskeleton”, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, C.19.
- Patton, J. L., Mussa-Ivaldi, F. A. (2004). Robot-assisted adaptive training custom force fields for teaching movement patterns. IEEE Trans Biomed Eng; 51:636-46.
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J., Mulroy, S. J. (1995). Classification of walking handicap in the stroke population. Stroke; 26 982-9.
- Peurala, S. H., Airaksinen, O., Huuskonen, P., Jäkälä, P., Juhakoski, M., Sandel, K., Tarkka I. M., Sivenius, J., (2009). Effects of intensive therapy using gait trainer or floor walking exercises early after stroke, Journal of Rehabilitation Medicine, C.41, no. 3, s.166–173.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Reinkensmeyer, D. J., Aoyagi, D., Emken, J. L., Galvez J.A, Ichinose W, Kerdanyan G, Maneekobkunwong S, Minakata K, Nessler J.A, Weber R, Roy R.R, de Leon R, Bobrow J.E, Harkema S.J, Edgerton V.R., (2006). Tools for understanding and optimizing robotic gait training,” Journal of Rehabilitation Research and Development, C. 43, no. 5, s.657–670,

Reinkensmeyer, D., Wynne, J., Harkema, S., (2002). A robotic tool for studying locomotor adaptation and rehabilitation, in Proceedings of the 2nd Joint Meeting of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and the Biomedical Engineering Society, October, C.3, s. 2013–2353.

Robinson, C. A., Shumway-Cook, A., Ciol, M. A., Kartin, D., (2011). Participation in Community Walking Following Stroke: Subjective Versus Objective Measures and the Impact of Personal Factors Phys Ther; 91:1865-76.

Rose J., Gamble J. G., (2006). Human Walking, Lippincott Williams and Wilkins; 3rd Edition.

Sale, P., Zampolini, M., Juocevicius, A., Lains, J. M., Giustini, A., Negrini, S., Franceschini, M., (2011). The role of the European physiatrist in traumatic brain injury. Am J Phys Med Rehabil; 90:83-6.

Sale, P., Franceschini, M., Waldner, A., Hesse, S., (2012). Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury, Eur J Phys Rehabil Med; 48:111-21.

Sarıca, Y., Beyazova, M., (2014). Yürüme bozuklukları ve düşme, Güneş tıp kitapçevleri, ISBN:978-975-277-553-4

Schmidt, H., Werner, C., Bernhardt, R., Hesse, S., Krüger, J., (2007). Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. J Neuroeng Rehabil; 4:2.

Schmidt, H., (2004). “Hapticwalker a novel haptic device for walking simulation,” in Proceedings of the EuroHaptics Conference, June, s.60–67, Munich, Germany.

Schmidt, H., Werner, C., Bernhardt, R., Hesse, S., Krüger, J. (2007). Gait rehabilitation machines based on programmable footplates, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, C.4, article 2.

Semprini, R, Sale, P., Foti, C., Fini, M., Franceschini, M. (2009). Gait impairment in neurological disorders: a new technological approach Funct Neurol; 24:179-83.

Serel, S., (2013). Yutma-solunum-postür üçgeni, Hacettepe üniversitesi fizyoterapi seminerleri, ISBN:978-605-88879-1-6

Simon, J., Doederlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G., Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment, Gait & Posture 23 411-424.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Smania, N., Gambarin, M., Paolucci, S., Girardi, P., Bortolami, M., Fiaschi, A., Santilli, V., Picelli, A., (2011). Active ankle dorsiflexion and the Mingazzini manoeuvre: two clinical bedside tests related to prognosis of postural transferring, standing and walking ability in patients with stroke. *Eur J Phys Rehabil Med*; 47:435-40.

Smith, D. S., Goldenberg, E., Ashburn, A., Kinsella, G., Sheikh, K., Brennan, P. J., Meade, T. W., Zutshi, D. W. Perry, J. D., Reeback, J. S., (1981). Remedial therapy after stroke: a randomised controlled trial,” *The British Medical Journal*, C.282, no. 6263, s.517–520.

Sullivan, K. J., Knowlton, B. J., Dobkin, B. H., (2002). Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. *Arch Phys Med Rehabil*; 83:683-91.

Surdilovic, D., Bernhardt, R., (2004). “STRING-MAN: a new wire robot for gait rehabilitation,” in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May, C.2, s. 2031–2036.

Tao, W., Liu, T., Zheng, R., Feng, H., (2012). Gait analysis using wearable sensors, *Sensors* 12, 2255-2283.

Teixeira-Salmela, L. F., Olney, S. J., Nadeau, S., Brouwer, B. (1999). Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors, *Arch Phys Med Rehabil*; 80:1211-8.

Werner, C., Von Frankenberg, S., Treig, T., Konrad, M., Hesse, S. (2002). Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: a randomized crossover study, *Stroke*, C.33, no. 12, s.2895–2901.

Wernig, A., Muller, S., Nanassy, A., ve Cagol, E. (1995). Laufband therapy based on “rules of spinal locomotion” is effective in spinal cord injured persons, *European Journal of Neuroscience*, C.7, No. 4, s.823–829.

West, G. R. (2004). Powered gait orthosis and method of utilizing same, Patent number 6689 075.

Whittle, M. (2007). “Gait Analysis”.Elsevier Ltd.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley; 4th Edition,

Yano, H., Tamefusa, S., Tanaka, N., Saitou, H., Iwata, H. (2010). Gait rehabilitation system for stair climbing and descending, in *Proceedings of the IEEE Haptics Symposium*, March, (HAPTICS '10), s.393–400, Waltham, Mass, USA.

Yıldırım, M., (2003). Lokomotor sistem anatomisi, Nobel tıp kitapçevleri, ISBN:975-420-266-4.

Yoon, J., (2005). Design and Control of a Reconfigurable Virtual Walking Machine and Its Applications to Locomotion Interface and Lower Limb Rehabilitation, Gwangju Institute of Science and Technology, Ph D Thesis.

ÖZGEÇMİŞ

Kemal Cem KÖSE

KİŞİSEL BİLGİLER

Uyruğu : T.C

Doğum Yeri : Antakya

Doğum Tarihi : 05/07/1979

Askerlik Durumu : 4/2008 - 4/2009 arasında Topçu Yedek Subay olarak, 54. Mek. P. Tug. K. Yrd. Süloğlu, EDİRNE

Medeni Durum : Evli

Cep: (530) 223 91 82

E-posta: kcem.kose@dpu.edu.tr

AMACI

Sahip olduğum bilgi, beceri ve yeteneklerimle, gelişen teknolojide mühendislik ve tasarım kabiliyetlerinin en etkin kullanımını sağlayarak mevcut sistemleri geliştirmek, her alanda proses verimliliğini ön planda tutarak insan konforuna yönelik sistemlere çözüm üretmek.

EĞİTİM

2009 – 2018 : Dumlupınar Üniv. Fen Bil. Enst. Mak. Teorisi ve Din. Anabilim Dalı, KÜTAHYA, Doktora Eğitimi

2004 – 2007 : Dumlupınar Üniv. Fen Bil. Enst. Mak. Teorisi ve Din. Anabilim Dalı, KÜTAHYA, Yüksek Lisans Eğitimi

1997 – 2003 : Dumlupınar Üniv. Müh. Fak. Makine Müh. Böl., KÜTAHYA , Lisans Eğ

1993 – 1995 : Merkez 23 Temmuz Lisesi, HATAY

DOKTORA TEZİ

— “Ayak Hareketi Esaslı Robotik Yürüyüş Eğitim Cihazı Tasarım Ve İmalatı” 2018 Dumlupınar Üniv. Fen Bil. Enst. Mak. Teorisi ve Din. Anabilim Dalı, KÜTAHYA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

—Ameliyat Simülasyonu İçin Haptic (Dokunma hissi veren) Kol Tasarımı · 2007
Dumlupınar Üniv. Fen Bil. Enst. Mak. Teorisi ve Din. Anabilim Dalı, KÜTAHYA

LİSANS TEZİ

—Bilgisayar Destekli (Catia V5R9) Santrifüj Pompa Tasarımı 2003
Dumlupınar Üniv. Müh. Fak. Makine Müh. Böl., KÜTAHYA

İŞ DENEYİMİ

06/2013 – devam ediyor: Kemal Cem KÖSE Adım robot teknoloji firma sahibi ve Genel Müdür
06/2013– devam ediyor: Tasarım Teknokent A.Ş, Kütahya, Kemal Cem KÖSE Adım robot teknoloji firma sahibi ve Genel Müdür
06/2012- 06/2013 : Bilkent / Cyberpark Ankara , Tasarım Teknokent A.Ş Kütahya
Kemal Cem KÖSE Adım robot teknoloji firma sahibi ve Genel Müdür
12/2003 – devam ediyor : Dumlupınar Üniv. Müh. Fak. Makine Müh. Böl.
Mak. Teorisi ve Din. Anabilim Dalında Araştırma Görevlisi Olarak
2001 – 2003 :Dumlupınar Üniv. Müh. Fak. CAD / CAM LAB. Teknik Sorumlu
Danışman Öğrenci Olarak Lab. Kullanımı, Bilgisayarların Bakımı ve Programların Kullanımı ile ilgili olarak öğrencilere yardım edilmesi

KATILDIĞI YARIŞMALAR ve ALDIĞI ÖDÜLLER

— III. NECDET ERASLAN PROJE YARISMASI 2007, II. ROBOTİKTE BİLİM VE TEKNOLOJİ YARIŞMASI, 08 Aralık 2007, Yıldız Teknik Üniv. İSTANBUL

“7 SERBESTLİK DERECELİ DOKUNSAL CİHAZ TASARIMI “Projesi ile Jüri Özel Ödülü

XI. Teknoloji Ödülleri ve Kongresi Yarı finalist,

“Felç Geçirmiş Veya Doğuştan Yürüme Problemlili Hastalara Yürüme Öğretimi İçin R Yürüyüş Simülatörü Tasarımı Ve İmalatı “ 2014

KATILDIĞI PROJELER

“Felç Geçirmiş Veya Doğuştan Yürüme Problemlili Hastalara Yürüme Öğretimi İçin Robotik Yürüyüş Simülatörü Tasarımı Ve İmalatı “, Proje Yürütücüsü

Teknogirişim Sermaye Desteği Programı 2012, Proje No: **1504.TGSD.2012**

“KABLOSUZ SINIFLAR: Dumlupınar Üniv. Müh. Fak. Kablosuz (Wireless) sınıflar “ adlı projede yardımcı araştırmacı

YAYINLAR

31. Ulusal Çocuk Cerrahisi Kongresi “**LAPAROSKOPİK CERRAHİ EĞİTİMİNDE DOKUNMA HİSSİNİ AKTARABİLEN (HAPTİK) ROBOTİK UNSUR DESTEKLİ SİMÜLATÖR CİHAZLARIN YERİ**” Davetli konuşmacı 31.10.2013

7 Serbestlik Dereceli Dokunsal Cihaz Tasarımı , III. Necdet Eraslan Proje Yarışması

2007 II. Robotikte Bilim ve Teknoloji dergisi 2007

İDARİ GÖREVLER

MMO Kütahya İl Temsilciliği Yönetim Kurulu Üyeliği, 2004 – 2006, KÜTAHYA

KATILDIĞI SEMİNERLER

- 06/2002 Üreten Türkiye İçin Teknolojinin Önemi “ Product first “, Pro / Engineer Semineri, İSTANBUL
- 03/2004 Bırakın Yerinize CATIA tasarlasın, Beceren Hotel, BURSA
- 03/2004. Net Yazılım Geliştiriciler Zirvesi, Hilton Otel, ANKARA
- 01/2007. Akademik Bilişim 2007, Dumlupınar Üni., KÜTAHYA
- 11/2009. İnsan Simülasyonları, ODTU Tekmer, ANKARA

ALDIĞI EĞİTİMLER

- Solidworks 2003, 18 – 22 Ağustos 2003, UMTAŞ, İSTANBUL
- Cimatron E 4.2, 20 – 24 Kasım 2003, UMTAŞ, İSTANBUL
- ANSYS Part I, 12 – 14 Ekim 2004, FİGES, KÜTAHYA
- CATIA V5, 25 - 27 Ağustos 2005, CADEM, BURSA
- “Arama, Kurtarma ve İlk Yardım “ eğitimi, 28 Nisan – 05 Mayıs 2006, Afyon Savunma Arama ve Kurtarma Birlik Müdürlüğü, AFYON
- TÜBİTAK 1601 Destekli KOBİ Mentor eğitimi “Mentors Network Turkey MDA Teknoloji ve Yatırım” “2015” Mentor Eğitimi

YABANCI DİL

İngilizce: İyi seviyede IELTS : 6.0 (2012)

BİLGİSAYAR BİLGİSİ

Windows win 7/Xp/2000/98/ME, TCP / IP Protokolleri, WAN/LAN, Kablosuz (Wireless Network) MS Office 2003, Catia V5 R21, Solidworks 2000,Autocad 2002, İleri Düzeyde Donanım Bilgisi

YETENEK ve BECERİLER

Gitar Çalmak, Endüstriyel Tasarım, 3 Boyutlu Düşünme, İletişim Kabiliyeti, Analitik Düşünme

İLGİ ALANLARI

Dağcılık, Basketbol, Vücut Geliştirme, Gitar Çalmak, Akvaryum Balıkçılığı, Süs ve Bahçe Bitkileri, Köpek Eğitimi, Tiyatro, Bilgisayar Sist., İnsan Psikolojisi