



T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN YÜRÜYÜŞÜNÜ DESTEKLEYİCİ DIŞ İSKELET TASARIMI VE KONTROLÜ

ÜMİT ÖNEN

DOKTORA TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Haziran-2011
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Ümit ÖNEN tarafından hazırlanan "İnsan Yürüyüşünü Destekleyici Dış İskelet Tasarımı ve Kontrolü" adlı tez çalışması 03/06/2011 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği ile Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	**İmza**
Başkan Prof. Dr. Şahin YILDIRIM	.....
Danışman Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI	.....
Üye Prof. Dr. Ziya ŞAKA	.....
Üye Prof. Dr. Novruz ALLAHVERDİ	.....
Üye (2.Danışman) Doç.Dr. Mete KALYONCU	.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Bayram SADE
FBE Müdürü

Bu tez çalışması Sanayi Ve Ticaret Bakanlığı tarafından yürütülen SANTEZ Sanayi Tezleri Destekleme Programı kapsamında 00274.STZ.2008-1 nolu proje ile desteklenmiştir.

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all materials and results that are not original to this work.

Ümit ÖNEN

Tarih: 03.06.2011

ÖZET

DOKTORA TEZİ

İNSAN YÜRÜYÜŞÜNÜ DESTEKLEYİCİ DIŞ İSKELET TASARIMI VE KONTROLÜ

Ümit ÖNEN

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI
Yardımcı Danışman: Doç. Dr. Mete KALYONCU

2011, 181 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI
Prof. Dr. Ziya ŞAKA
Prof. Dr. Şahin YILDIRIM
Prof. Dr. Novruz ALLAHVERDİ
Doç. Dr. Mete KALYONCU

Bu tez çalışmasında ortopedik veya nörolojik rahatsızlıklar, travma, yaşlılık gibi sebeplerle yürüyemeyen veya yürüme zorluğu çeken insanların yürüyüşünü desteklemek amacıyla kullanılacak bir alt-ekstremite dış iskelet tasarımı ve prototip üretimi gerçekleştirilmiş, geliştirilen dış iskelet tasarımının doğrulaması ve geçerli kılınması amacıyla performans testleri yapılmıştır. Geliştirilen dış iskelet, "Yürüyüş Destekleyici Dış İskelet (YÜDİS)" olarak isimlendirilmiştir. YÜDİS'in kontrolü için "Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü" mimarisi kullanılmıştır. "Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü" mimarisi kullanıldığı için YÜDİS'i kullanan kişilerin bacak kaslarının aktivite düzeyinin cihazı kullanma konusunda her hangi bir etkisi bulunmamaktadır.

Tez çalışması; YÜDİS'in kinematik analizi, mekanik tasarımı, dinamik modellemesi, eyleyici sistem tasarımı, prototip imalatı, kontrol sistemi tasarımı ve performans testleri aşamalarından oluşmaktadır.

Tez çalışması kapsamında, klinik yürüyüş analizi (CGA) verileri kullanılarak normal insan yürüyüşünün kinematik tanımlaması yapılmış, YÜDİS'e ait serbestlik dereceleri ve her serbestlik derecesine ait hareket aralıkları belirlenmiştir. Solidworks ve Unigraphics yazılımları kullanılarak dış iskeletin mekanik tasarımı gerçekleştirilmiş, YÜDİS'in maksimum yüklemeye maruz kaldığı kritik konumlara ait gerilme tahkikleri ANSYS yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Solidworks ortamında oluşturulan YÜDİS katı modeli, MATLAB Simulink/Simmechanics ortamına aktarılarak yürüyüş benzetimleri (simülasyonları) gerçekleştirilmiştir. Prototip üretimi yapılan YÜDİS'in tasarım doğrulama ve geçerli kılma testleri, tez çalışması kapsamında tasarlanan oransal-türev (PD) ve aralık tip-2 bulanık mantık türünde iki farklı kontrolcü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Dış iskelet mafsal açılarının gerçekleşen değerleri klinik yürüyüş analizi verileri ile mukayese edilerek tasarımı yapılan kontrolcülerin ve YÜDİS'in performansı değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Alt ekstremite dış iskelet, aralık tip-2 kontrol, bulanık mantık kontrol, giyilebilir dış iskelet, insan yürüyüşü, modelleme, önceden programlanmış hareket kontrolü, PD kontrol, yürüyüş destekleyici dış iskelet.

ABSTRACT

Ph.D THESIS

DESIGN AND CONTROL OF EXOSKELETON SUPPORTING HUMAN WALKING

Ümit ÖNEN

The Graduate School of Natural and Applied Science
of Selçuk University
The Degree of Doctor of Philosophy
in Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI
Co-Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Mete Kalyoncu
2011, 181 Pages

Jury
Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI
Prof. Dr. Ziya ŞAKA
Prof. Dr. Şahin YILDIRIM
Prof. Dr. Novruz ALLAHVERDİ
Assoc. Prof. Dr. Mete KALYONCU

In this thesis, a wearable lower extremity exoskeleton -to be used for assisting walking of disabled individuals subjected to neural or orthopedic illnesses, trauma or aging- is designed and a prototype is constructed. Developed exoskeleton is subjected to performance tests for design verification and validation purposes. Developed exoskeleton is named as "Walking Supporting Exoskeleton (YÜDİS)". "Pre-programmed Motion Control" architecture is selected to be used in control of YÜDİS. Since, Pre-programmed Motion Control architecture is selected, level of muscular activity of the user has no significant effect on control of YÜDİS.

The thesis is composed of kinematic analysis, mechanical design, dynamic modeling, actuator system design, prototyping, control system design and performance test phases.

As a first step, kinematics of human gait is described by using Clinical Gait Analysis (CGA) data. Afterwards, degrees of freedom and range of motion of joint angles of YÜDİS are determined. Structural design of YÜDİS is accomplished by using Solidworks and Unigraphics software and stress analyses of YÜDİS under critical loading configurations are carried out by using ANSYS software. Solid model of YÜDİS created in Solidworks is transferred to MATLAB Simulink/Simmechanics Toolbox. Computer simulations for walking motion of YÜDİS are carried out by using MATLAB Simulink/Simmechanics Toolbox. A prototype of YÜDİS is constructed and subjected to design verification and validation tests. A proportional-derivative (PD) type and an interval type-2 fuzzy logic based controller are designed to be used in design verification and validation tests of YÜDİS. Measured joint angles of YÜDİS are compared with corresponding Clinical Gait Analysis (CGA) data and performance of YÜDİS and developed controllers are evaluated.

Keywords: Fuzzy logic control, human gait, interval type-2 control, lower extremity exoskeleton, modeling, PD control, pre-programmed motion control, walking assisting exoskeleton, wearable exoskeleton.

ÖNSÖZ

Öncelikle böylesine yenilikçi bir konuda çalışmam için beni yönlendiren ve tez çalışmamı yöneten danışmanım Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI'ya, çalışmanın her adımında benimle birlikte ter döken ve değerli yardımlarını esirgemeyen yardımcı tez danışmanım Doç. Dr. Mete KALYONCU'ya, bu tezin gerçekleşmesi konusunda önemli katkıları olan 00274.STZ.2008-1 Nolu "İnsan Yürüyüşünü Destekleyici Dış İskelet Tasarımı ve Kontrolü" başlıklı SAN-TEZ Projesi ekibinin diğer üyeleri Yrd. Doç. Dr. Nihat YILMAZ'a, Arş. Gör. Mustafa TINKIR'a ve Arş. Gör. Yusuf ŞAHİN'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Global piyasalardaki olumsuz ekonomik şartlara rağmen, 00274.STZ.2008-1 Nolu "İnsan Yürüyüşünü Destekleyici Dış İskelet Tasarımı ve Kontrolü" başlıklı SAN-TEZ Projesini başlatarak, proje kapsamında bu tez çalışmasına önemli düzeyde maddi ve manevi katkı sağlayan AMARTİS Sağlık Medikal İnşaat Sanayi ve Tic. Ltd. Şirketine ve şirket müdürü Sayın Selçuk Ahmet ATEŞ'e, SANTEZ Sanayi Tezleri Destek Programı kapsamında bu tezin gerçekleştirilmesi için önemli düzeyde finansman desteği sağlayan Sanayi ve Ticaret Bakanlığına ve Sanayi Ar-Ge Genel Müdürü Ziya Karabulut'a teşekkürü bir borç bilirim.

Son olarak, tüm stresli çalışmalar boyunca bana katlanan eşime ve tüm aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ümit ÖNEN
KONYA-2011

İÇİNDEKİLER

ÖZET iv
ABSTRACT v
1.GİRİŞ……. 1
2.KAYNAK ARAŞTIRMASI 5
3.İNSAN YÜRÜYÜŞÜ 27
3.1.Normal İnsan Yürüyüşü 27
3.2.Klinik Yürüyüş Analizleri 30
3.2.1.Kalça mafsalı 33
3.2.2.Diz mafsalı 36
3.2.3.Ayak mafsalı 39
4.YÜRÜYÜŞ DESTEKLEYİCİ DIŞ İSKELETİN MEKANİK TASARIMI 42
4.1.Mafsalların Serbestlik Derecesi ve Hareket Aralığının Belirlenmesi 43
4.2.YÜDİS Gövde Tasarımı 49
4.2.1.Bel Tasarımı 51
4.2.2.Üst bacak ve alt bacak tasarımı 52
4.2.3.Ayak tasarımı 55
4.2.4.Kalça ve diz mafsalı tasarımı 56
4.2.5.Ayak mafsalı tasarımı 57
4.2.6.YÜDİS gövde tasarımının özellikleri 58
4.3.İskelet Gövdenin Gerilme Analizleri 60
5.YÜDİS EYLEYİCİ SİSTEMİ 69
5.1.Eyleyici Tipinin Seçimi 69
5.2.Elektrik Motorunun Teorik Olarak Modellenmesi 72
5.3.Elektrik Motorunun Seçimi 73
5.4.YÜDİS Eyleyici Seçimi 73
6.ALT-EKSTREMİTE DIŞ İSKELETİN DİNAMİK MODELLENMESİ 82
6.1.Genel Formülasyon 82
6.2.Yürüyüş Modelleri 86
6.2.1.Çift ayak salınım hareketi modeli 86
6.2.2.Tek ayak destek hareket modeli 92
6.2.3.Çift ayak destek hareket modeli 100
6.2.4.Çift ayak destek (Tek ayak boşta) hareket modeli 108
6.2.5.Çift ayak destek (Çift ayak boşta) hareket modeli 116
6.3.YÜDİS Dinamik Modeli 120

7.YÜDİS KONTROLCÜ TASARIMI 126
7.1.YÜDİS Elektronik Sistem Tasarımı 126
7.2.Kontrol Mimarisinin Seçimi 128
7.3.Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü 132
7.3.1.Oransal-integral-türev (PID) kontrol 133
7.3.1.1.Oransal-integral-türev (PID) kontrol teorisi 133
7.3.1.2.YÜDİS oransal-türev (PD) kontrolcü tasarımı 136
7.3.2.Bulanık mantık kontrol (FLC) 137
7.3.2.1.Bulanık mantık kontrol (FLC) teorisi 137
7.3.2.2.Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol (ANFLC) teorisi 142
7.3.2.3.Aralık tip-2 bulanık mantık kontrol (IT2FLC) teorisi 147
7.3.2.4.YÜDİS aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü (IT2FLC) tasarımı 149
7.3.3.Performans testleri 162
8.SONUÇ VE DEĞERLENDİRME 166
KAYNAKLAR 171
EKLER 178
Ek 1.Farklı Üyelik Fonksiyonlarına Sahip ANFL Kontrolcüler İçin Yapılan Regresyon Analizleri 178
ÖZGEÇMİŞ 180

1. GİRİŞ

Dünya üzerinde felç, sinirsel hastalıklar, ortapedik hastalıklar, genetik hastalıklar, travma, yaşlılık vb. sebeplerle yürüme zorluğu çeken veya yürüyemeyen birçok insan bulunmaktadır. Günümüzde yürüme engelli insanların taşınmasında genellikle eyleyicisiz protezler veya tekerlekli sandalye ve benzeri cihazlar kullanılmaktadır. Eyleyicisiz protezler, kas aktivitesi düşük bireyler tarafından kullanılamamaktadır. Diğer yandan, tekerlekli cihazlar ile yokuş, merdiven, kaldırım gibi engelleri aşmak veya otomobil ve toplu ulaşım araçlarını kullanmak son derece zordur. Bu sebeple eyleyicisiz protez veya tekerlekli sandalye kullanmak zorunda olan birçok insanın sosyal hayatı büyük ölçüde kısıtlanmaktadır. Bu sorunun üstesinden gelmenin tek yolu, her türlü arazi şartında kullanılabilecek ve bundan daha önemlisi yürüme yetisini kaybetmiş insanlara tekrar yürüyebilme imkânı verebilecek dış iskeletlerin geliştirilmesidir.

1950'li yıllarda dünya nüfusunun sadece %4,9'luk bir kısmı 65 yaş ve üzerindeyken, günümüzde bu rakam yaklaşık %20 civarındadır. Artışın aynı hızla devam etmesi durumunda bu oranın 2050 yılında %35'lere ulaşması beklenmektedir (Bogue 2009). Dünya nüfusundaki hızlı yaşlanmanın etkisiyle yürüme zorluğu çeken insanların oranının günden güne artması, dış iskeletlerin geliştirilmesini neredeyse zorunlu hale getirmektedir. Bunun yanında dış iskeletlerin kullanım alanı sadece yürüyemeyen veya yürüme zorluğu çeken insanlar ile sınırlı kalmamaktadır. Piyade askerler, itfaiye çalışanları, cankurtaranlar, ağır yük işçileri gibi tehlikeli ve fiziksel güç gerektiren işlerde çalışan insanlara güç desteği sağlamak amacıyla da kullanılabilir olması, dış iskeletlerle ilgili çalışmaların önemini daha da artırmaktadır.

Dış iskeletler en genel ifadeyle giyilebilir robotlardır. Giyen kişiye ait alt ve/veya üst uzuvların kaybolmuş veya azalmış hareket kabiliyetini geri kazandırmak amacıyla kullanılabilecekleri gibi, sağlam uzuvların gücünü normalin ötesinde artırmak amacıyla da kullanılabilirler.

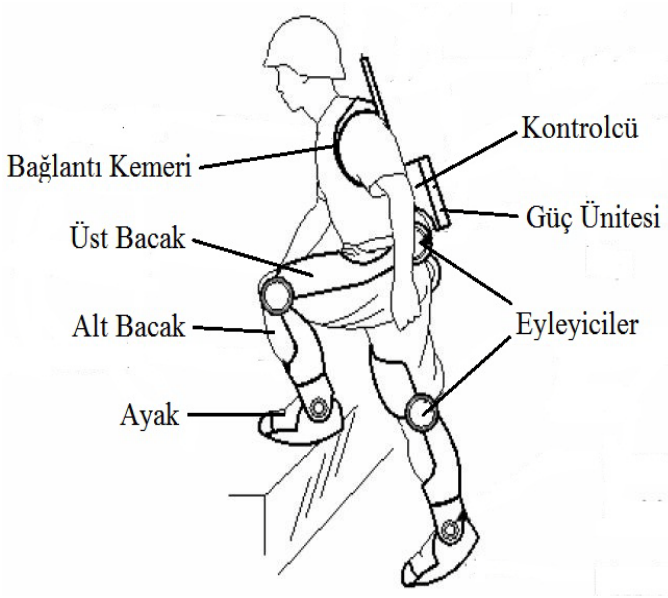
Dış iskeletlerin çalışma ilkesi, robotların sahip olduğu yüksek yük taşıma kabiliyeti ve dayanıklılık ile insanın doğuştan var olan üstün denge ve yörünge planlama yeteneğinin birleştirilmesi fikrine dayanmaktadır. Dış iskeletleri diğer giyilebilir robotlardan ayıran en önemli özellik, kinematik zincirinin insan

anatomisine tamamen uyumlu olmasıdır. Bu kinematik uyum, ergonomik bir insan-robot ara yüzünün oluşturulabilmesi için anahtar özelliktir. Ayrıca dış iskeletlerde, çoğu giyilebilir robot türünün tersine insan ile robot arasında yoğun bir etkileşim söz konusudur.

Dış iskeletler genel olarak alt-ekstremite, üst-ekstremite ve tüm gövde dış iskeletler olmak üzere üçe ayrılabilir. Alt-ekstremite dış iskeletler yapısal olarak birbirleriyle büyük farklılıklar göstersede, en genel haliyle Şekil 1.13'de görüldüğü gibi; iskelet gövde (ayak, alt bacak, üst bacak, bel), eyleyiciler, kontrolcü, algılayıcılar (sensorlar), bağlantı elemanları ve güç ünitesi gibi kısımlardan oluşur.

Hareket ve güç desteği sağlamak amacıyla belirli noktalardan kullanıcıya bağlanan iskelet gövdenin kullanıcıya rahatsızlık vermemesi için, insan anatomisine uyumlu olmasının yanında yeterli serbestlik derecesi ve hareket aralığına sahip olması gerekmektedir. Bununla beraber iskelet gövdenin, üzerine gelen yükleri taşıyabilecek kadar dayanıklı olması da şarttır.

Dış iskeletlerin hedeflenen hareketleri istenen hızda gerçekleştirebilmesi için gerekli kuvvet ve momentleri sağlayan eyleyiciler, tasarım gereksinimlerinden dolayı mümkün olduğunca küçük ve hafif olmalıdır. Dış iskelet uygulamalarında; elektrik motorları, hidrolik silindirler, pnömatik silindirler vb. birçok aktif eyleyici kullanılabileceği gibi yay, damper vb. pasif eyleyiciler de kullanılabilmektedir.



Şekil 1.13. Alt-ekstremite dış iskeletlerin genel yapısı (Chu, 2005)

Dış iskelet uygulamalarında kullanılan kontrol yöntemleri, dış iskelet ve kullanıcıdan elde edilebilen giriş sinyallerine göre farklılık göstermektedir. Kontrolcü için gerekli olan giriş sinyalleri; enkoderler, kuvvet sensörleri, basınç sensörleri, EMG sensörleri, ivmeölçerler vb. birçok standart ölçme elemanı kullanılarak elde edilebilmektedir. Standart ölçme elemanlarının yeterli olmadığı bazı uygulamalarda, gerekli giriş sinyallerini ölçebilmek için özel olarak tasarlanmış sensorlar da kullanılmaktadır.

Özellikle dış ortamda kullanılması hedeflenen dış iskeletlerde, eyleyiciler ve diğer elektronik donanımın güç ihtiyacını yeterli süreyle temin edebilmek için, taşınabilir bir güç ünitesinin kullanılmasına ihtiyaç vardır.

Bu tez çalışmasının amacı, "YÜDİS (Yürüyüş Destekleyici Dış İskelet)" adı verilen bir alt-ekstremite dış iskeletin kinematik ve mekanik tasarımını, prototip imalatını ve kontrolcü tasarımını gerçekleştirmektir. YÜDİS'in aşağıdaki kullanım alanlarına sahip olması hedeflenmektedir.

- Çeşitli rahatsızlıklardan dolayı belden aşağısındaki kas aktivitesini tamamen kaybetmiş, bu sebeple tekerlekli sandalye kullanmak zorunda olan insanları yürütebilmek (Bu durumda el ve kol desteği gerekecektir),
- Yaşlılık, travma, kas zayıflığı vb. sebeplerle, belden aşağısındaki kas aktivitesini kısmen kaybetmiş ve bu yüzden yürüme bozukluğu çeken insanlara yürüyüş desteği sağlamak (Bu durumda el ve kol desteği gerekebilecektir),
- Kaza, travma, ameliyat vb. sonucunda oluşan hareket kısıtlılığı hallerinin tedavi ve rehabilitasyonunu sağlamak,
- Sağlıklı insanlara, yaptığı iş esnasında yorulmayı önleyici veya performans artırıcı yürüyüş desteği sağlamak (Bu destek, askerlik, endüstri, eğlence ile ilgili amaçlara yöenlik olarak kullanılabilecektir).

YÜDİS'in aşağıdaki özelliklere sahip olması hedeflenmektedir.

- Yürüyüş hareketinin istenilen hız ve performansta gerçekleştirilmesi,
- Kullanıcının rahat bir yürüyüş gerçekleştirmesini sağlayacak uyum özelliklerine ve ergonomik özelliklere sahip olması,

- Farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılar tarafından giyilebilecek şekilde kolayca ayarlanabilir olması,
- Hızlı ve kararlı davranan bir kontrolcüye sahip olması,
- Kullanıcıların zarar görmesini engelleyecek temel güvenlik özelliklerine sahip olması.

Yukarıda belirtilen hedefler doğrultusunda tez çalışmasının ikinci bölümünde, dış iskeletlerle ilgili olarak yapılmış teorik ve uygulamalı çalışmaları özetleyen geniş bir kaynak araştırması sunulmuştur. Üçüncü bölümde, Hong Kong Polytechnic Üniversitesi Normal Yürüyüş Veritabanından elde edilen klinik yürüyüş analizi (CGA) verileri kullanılarak, insan yürüyüşünün kinematik tanımlaması yapılmış ve yürüyüş hareketinin özellikleri ayrıntılı olarak incelenmiştir. Dördüncü bölümde, kinematik tanımlama sonuçları esas alınarak, geliştirilen dış iskeletin serbestlik derecesi ve hareket aralıkları belirlenmiştir. Mekanik sistem ve bileşenlerinin tasarımı Solidworks ve Unigraphics yazılımları kullanılarak yapılmıştır. ANSYS yazılımı kullanılarak, iskelet gövdenin maksimum yüke maruz kaldığı iki kritik durum için gerilme tahkikleri gerçekleştirilmiştir. Beşinci bölümde, dış iskelet uygulamalarında kullanılabilecek eyleyici tiplerinin karşılaştırmalı analizi yapılmıştır. Geliştirilecek yürüyüş destekleyici dış iskelet için eyleyici seçimi yapılmış ve seçilen eyleyicilerin uygunluğu incelenmiştir. Altıncı bölümde, Newton mekaniği ve Lagrange formülasyonu kullanılarak, yürüyüş hareketi yapan bir alt-ekstremite dış iskeletin dinamik modeli elde edilmiştir. Bu geleneksel modelleme tekniğine ek olarak Solidworks yazılımında elde edilmiş YÜDİS katı modeli, MATLAB yazılımının Simulink/Simmechanics ortamına aktarılarak daha gerçekçi bir dinamik model oluşturulmuştur. MATLAB yazılımının Simmechanics ortamında elde edilen YÜDİS dinamik modeli kullanılarak yürüyüş benzetimleri yapılmıştır. Yedinci bölümde, dış iskelet uygulamalarında kullanılabilecek kontrol mimarilerinin karşılaştırmalı analizi yapılmış ve YÜDİS için kullanılacak kontrol mimarisi seçilmiştir. Seçilen kontrol mimarisine uygun kontrolcü tasarımı yapılmıştır. Kontrolcü tasarımında iki farklı kontrol algoritması denenmiş ve elde edilen sonuçlar birbiriyle karşılaştırılmıştır.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Mekatronik biliminde yaşanan gelişmeler neticesinde, son yıllarda araştırmacıların yoğun olarak ilgisini çeken dış iskeletlerle ilgili ilk çalışmalar bundan 45 yıl öncesine dayanmaktadır. 1965 yılında General Electric şirketi tarafından geliştirilen "HARDIMAN" (Human Augmentation Research and Development Investigation) projesi, dış iskeletler ile ilgili ilk çalışmadır (Şekil 2.1). HARDIMAN, efendi-köle (master-slave) tip kontrol yöntemi kullanılarak toplam 680 kg yük taşıması hedeflenen bir tüm gövde dış iskelettir. Ancak, geliştirilen dış iskeletle yapılan denemeler kullanıcıya zarar verebilecek kontrolsüz hareketler ile sonuçlanmıştır. Başarısız birçok denemenin ardından cihazın sadece kol kısmına odaklanılmış ve HARDIMAN'in 340 kg yük taşıyabilen tek kollu bir prototipi geliştirilmiştir. Ancak, geliştirilen kolun sadece kendisinin bile yaklaşık 750 kg ağırlığa sahip olması, projenin 1970 yılında tamamlanamadan sonlandırılmasına sebep olmuştur.

1970 yılında Belgrad Mihajlo Pupin Enstitüsü tarafından, felçli hastaların rehabilitasyonu amacıyla "Belgrad Dış İskeleti" adı verilen bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirilmiştir (Şekil 2.2). Cihazın yürüyebilmesi için "Önceden Tanımlanmış Hareket" (Predefined Motion) kontrolü, dengede durabilmesi için ise "Sıfır Moment Noktası" (Zero Moment Point) kontrolü kullanılmıştır. Belgrad Dış İskeleti taşınabilir bir güç ünitesine sahip olmadığı için hiçbir zaman dış ortamlarda kullanılamasa da, cihazın denge kontrolü için geliştirilen Sıfır Moment Noktası kontrolü günümüzde hala daha insansı robotların kontrolünde kullanılmaktadır.

1980 yılında Los Alamos Ulusal Laboratuarlarında, insanlara güç desteği sağlamak amacıyla "Pitman" adı verilen bir tüm gövde dış iskelet geliştirilmiştir. Cihazın, kullanıcının miğferine yerleştirilen beyin-tarama sensorlarından elde edilen hareket bilgisi ile kontrol edilmesi hedeflenmiştir. Fakat kontrolcü için kullanılan bilgisayarların yeterince hızlı olmaması, elektromekanik eyleyicilerin çok yavaş ve büyük olması, cihaza monte edilebilecek kadar küçük ve hafif bir güç ünitesinin yapılamaması gibi temel teknolojik sorunlar sebebiyle Pitman projesi başarısızlıkla sonuçlanmıştır.



Şekil 2.1. General Electric şirketi tarafından geliştirilen "HARDIMAN"



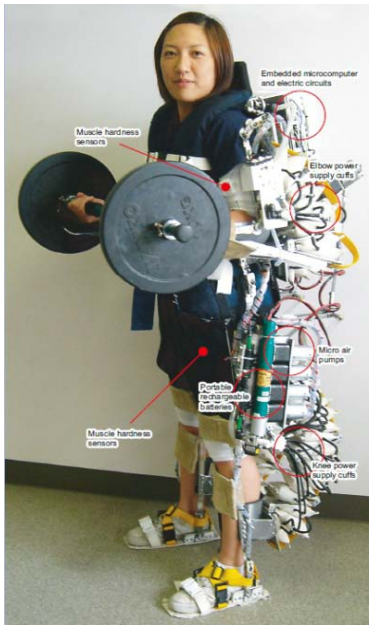
Şekil 2.2. Mihajlo Pupin Enstitüsü tarafından geliştirilen "Belgrad Dış İskeleti"

1993 yılında Berkeley Üniversitesi tarafından, insanlara güç desteği sağlamak amacıyla "Elektrikli Güç Artırıcı" isimli bir tüm gövde dış iskelet geliştirilmiştir. Cihazda eyleyici olarak elektrik motorları, insandan cihaza uygulanan kuvvetlerin ölçülmesi için ise kuvvet sensorları kullanmıştır. Ancak geliştirilen dış iskelet ile yapılan denemeler sonucunda, istenilen yürüyüş hareketi başarıyla gerçekleştirilememiştir.

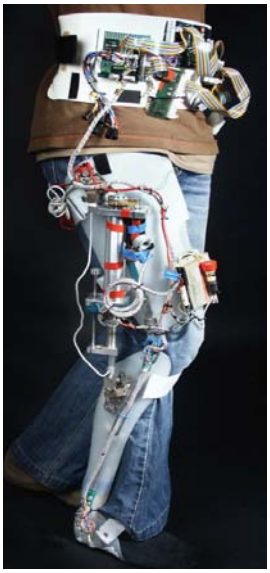
Yapılan birçok başarısız denemeden sonra dış iskeletlerle ilgili çalışmalara bir süre ara verilse de, gelişen teknolojiyle paralel olarak konuyla ilgili çalışmalar 2000'li yılların başında tekrar hız kazanmıştır.

Japonya'daki Kanagawa Teknoloji Enstitüsü tarafından, hemşirelerin hastaları kucaklarında taşıyabilmesini sağlamak amacıyla "Güç Elbisesi" adı verilen bir tüm gövde dış iskelet geliştirilmiştir (Şekil 2.3). Toplam ağırlığı 18 kg olan cihazın diz, dirsek ve bel mafsallarını hareket ettirmek için mikro pompalar tarafından beslenen 5 adet pnömatik eyleyici kullanılmıştır. Cihazın kontrolü ise kullanıcının belirli kas gruplarından ölçülen elektromiyografi (EMG) sinyalleri ile gerçekleştirilmiştir. Yapılan denemeler sonucunda cihazı giyen 64 kg ağırlığındaki bir hemşire 70 kg ağırlığındaki bir hastayı rahatlıkla taşıyabilmiştir.

Konuyla ilgili bir diğer çalışma ise Berlin Teknik Üniversitesi tarafından, belden aşağısı felçli hastaların rehabilitasyonu amacıyla yapılmıştır (Şekil 2.4). Cihaz, diz mafsallarına yerleştirilen doğrusal elektrikli eyleyiciler ile hareket ettirilmiştir. Cihazın kontrolü ise, kullanıcının belirli kas gruplarından ölçülen elektromiyografi (EMG) sinyalleri ile gerçekleştirilmiştir. Yürümenin yanında oturma-kalkma, merdiven inme ve çıkma hareketlerini de yapabilen dış iskelet, taşınabilir bir güç ünitesine sahip olmadığı için sadece kablolu güç desteği ile çalışabilmektedir.



Şekil 2.3. Kanagawa Teknoloji Enstitüsü tarafından geliştirilen "Güç Elbisesi"



Şekil 2.4. Berlin Teknik Üniversitesi tarafından geliştirilen dış iskelet

Dış iskeletlerin ağır yük taşıyan piyade askerlerini desteklemek amacıyla da kullanılabilir olması, özellikle Amerikan hükümetinin yoğun olarak ilgisini çekmiş ve İleri Savunma Araştırma Projeleri Dairesi (DARPA), farklı kuruluşlarda konuyla ilgili yapılan birçok projeye önemli destek vermiştir.

DARPA destekli ilk proje, Raytheon Sarcos şirketi tarafından geliştirilen bir tüm gövde dış iskelettir (Şekil 2.5). Askerlerin kötü arazi şartlarında atikliğini, dayanıklılığını ve gücünü artıran cihaz bunun yanında merdiven inip çıkma, futbol topuna, boks torbasına vurma gibi sıradan işleri de yapabilmektedir. Cihazda eyleyici olarak omuz, dirsek, kalça, diz ve ayak mafsallarına yerleştirilen elektrohidrolik eyleyiciler kullanılmıştır. Cihazın kontrolü ise, kullanıcı hareketlerini ölçerek buna uygun hareket desteği sağlayan mikrokontrolcüler ile sağlanmıştır. Ancak çoğu dış iskelet ve mobil robot uygulamasında olduğu gibi bu çalışmada da cihaz için gerekli gücü sağlayabilecek taşınabilir bir güç ünitesinin geliştirilememesi önemli bir problem olmuştur.

DARPA destekli bir diğer dış iskelet projesi ise Massachusetts Teknoloji Enstitüsü (MIT) Biomekatronik Grubu tarafından geliştirilmiştir (Şekil 2.6). Ağır sırt yükü taşıyan insanların hissettikleri yük miktarını azaltmayı hedefleyen bu alt ekstremite dış iskelet yaklaşık 11,8 kg ağırlığındadır ve taşınabilir bir güç ünitesine sahiptir. Cihazın kalça mafsallarında kuvvet kontrollü eyleyiciler, diz mafsallarında değişken damper mekanizmaları ve ayak mafsallarında ise pasif yaylar kullanılmıştır.

Yapılan testlerde, cihazın sırtta taşınan 35 kg yükü %90 oranında yere iletebildiği belirlenmiştir. Ancak kullanıcının cihaza uyum sağlamak için gösterdiği eforun, normalden %10 daha fazla oksijen tüketimine sebep olduğu görülmüştür. Devam eden çalışmalarda insan bacağı hareketlerini daha iyi taklit edebilecek bir tasarımın elde edilmesi hedeflenmektedir.



Şekil 2.5. Raytheon Sarcos şirketi tarafından geliştirilen dış iskelet



Şekil 2.6. MIT tarafından geliştirilen dış iskelet

Berkeley Üniversitesi, “BLEEX” (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) projesi ile 2000 yılından itibaren DARPA destekli dış iskelet geliştirme çalışmalarına dâhil olmuştur. Bu proje ile dünyanın ilk yük taşıyabilen otonom dış iskeleti BLEEX üretilmiştir (Şekil 2.7). Cihazın kalça, diz ve ayak mafsalları elektrohidrolik silindirler ile hareket ettirilirken, kontrol için birbirlerine ağ yapısı şeklinde bağlanmış 40’dan fazla sensor kullanılmıştır. BLEEX, hantal yapısı nedeniyle manevra kabiliyetinin zayıf olması ve eyleyicilerinin bazı durumlarda yeterli gücü sağlayamaması gibi eksikliklere rağmen dış iskelet çalışmalarına önemli katkılarda bulunmuşdur. BLEEX projesinde, dış iskeletlerde kullanılabilecek birçok eyleyici tipi ve kontrol algoritması denenmiş ve birbiriyle karşılaştırılmıştır.

BLEEX projesi, Berkeley Bionics adlı şirket tarafından devam ettirilmiş ve “HULC” (Human Universal Load Carrier), “ExoHiker” ve “ExoClimber” adları verilen üç yeni dış iskelet geliştirilmiştir. Şekil 2.8’de görülen HULC, sadece diz mafsallarına yerleştirilen elektro-hidrolik eyleyiciler ile hareket ettirilmiştir. Yapılan denemeler neticesinde cihazın saatte 2 mil hız ile yüksüz olarak yürüyen bir kullanıcının oksijen tüketimini yaklaşık %5-12 oranında azalttığı görülmüştür. Bu oran aynı hızda 35 kg sırt yükü taşıyan kullanıcı için ise yaklaşık %15 olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.7. Berkeley Üniversitesi tarafından geliştirilen “BLEEX”



Şekil 2.8. Berkeley Bionics şirketi tarafından geliştirilen "HULC"

Japon Cyberdyne Inc. şirketi, yürüyemeyen kişilere ve ağır yük işçilerine güç desteği sağlamak amacıyla HAL (Hybrid Assistive Limb) adı verilen bir tüm gövde dış iskelet geliştirilmiştir (Şekil 2.9). Toplam 23 kg ağırlığındaki cihaz; omuz, dirsek, kalça ve diz mafsallarına yerleştirilen elektrik motorları ile hareket ettirilmiş ve 3 saate kadar enerji verebilen 100 V AC pil ile güçlendirilmiştir. İskeletin kontrolü, belirli kas gruplarına yerleştirilmiş sensorlar tarafından ölçülen kas sinyalleri (myoelectric) ile sağlanmıştır. Cihazın güç destek oranının % 0-100 arasında ayarlanabilmesi, HAL'in hem normal insanlar hem de felçli hastalar tarafından kullanabilmesini sağlamıştır.

Tarım işçilerinin yarısının 65 yaş ve üzeri olduğu Japonya'da; çim yolma, toprak sürme ve ağaç budama gibi fiziksel güç isteyen işlere yardımcı olması için Tokyo Tarım ve Teknoloji Üniversitesi tarafından bir tüm gövde dış iskelet geliştirilmiştir (Şekil 2.10). Cihazın omuz, dirsek, kalça ve diz mafsallarını hareket ettirmek için 8 adet elektrik motoru kullanılmıştır. Toplam 25 kg ağırlığındaki cihazın kontrolü için iskelet gövdeye, kullanıcının hareketlerini belirleyebilecek 16 adet sensor yerleştirilmiştir. Ayrıca cihaza yerleştirilen ses algılama sensorları ile dış iskeletin, kullanıcının verdiği ses komutlarına göre hareket edebilmesi sağlamıştır.



Şekil 2.9. Cyberdyne Inc. şirketi tarafından geliştirilen "HAL"



Şekil 2.10. Tokyo Tarım ve Teknoloji Üniversitesi tarafından geliştirilen dış iskelet

Bir İsrail şirketi olan Argo Medical, tekerlekli sandalye kullanan insanların yürütülmesi amacıyla "ReWalk" adı verilen bir alt ekstremite dış iskelet geliştirmiştir (Şekil 2.11). Taşınabilir bir güç ünitesine sahip olan cihazda eyleyici olarak kalça ve diz mafsalarına yerleştirilmiş elektrik motorları kullanışmıştır. ReWalk, kullanıcının koluna bağlanan bir kontrol ünitesinden seçilebilen yürüme, merdiven inme-çıkma, oturma-kalkma gibi önceden tanımlanmış hareketleri gerçekleştirebilmektedir. Cihazın harekete başlaması için gerekli aktivasyon sinyali ise kullanıcının üst gövde hareketlerinden belirlemektedir.



Şekil 2.11. Argo Medical şirketi tarafından geliştirilen "Rewalk"

Bir diğer alt ekstremite dış iskelet ise bir Yeni Zelanda şirketi olan Rex Bionics tarafından 7 yıllık bir çalışma sonucunda geliştirilmiştir (Şekil 1.12). "REX" adı verilen cihaz tekerlekli sandalye kullanıcılarına yürüme, merdiven inme-çıkma, oturma-kalkma gibi hareketleri yapabilme imkanı sağlamaktadır. Yaklaşık 38 kg ağırlığında olan REX, taşınabilir bir güç ünitesine sahiptir. Cihazda eyleyici olarak kalça ve diz mafsallarına yerleştirilmiş elektrik motorları kullanılmaktadır. Cihazın hareket kontrolü ise bel kısmına bağlanmış bir joystick vasıtasıyla sağlanmaktadır.



Şekil 2.12. Rex Bionics şirketi tarafından geliştirilen "REX"

Bugüne kadar yapılan birçok dış iskelet uygulamasının eyleyici sistemi ve kontrol yöntemi bakımından karşılaştırması Çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Geliştirilen bazı dış iskeletletlerin; kullanım amacı, eyleyici sistemi ve kontrol yöntemi bakımından karşılaştırılması

Ad	Tip	Amaç	Eyleyici Sistemi	Kontrol Sistemi
Kanagawa Tek. Ens. Güç Elbisesi (*)	Tüm Gövde	Hasta taşıyan hemşirelere destek olma	Diz, dirsek ve bel mafsallarını hareket ettirilen 5 adet pnömatik eyleyici	Niyetlenen Hareket Kontrolü (EMG sinyalleri ile)
Berlin Tekn. Üniv. Dış İskeleti (**)	Alt-Ekstremite	Rehabilitasyon	Sadece diz mafsallarını hareket ettiren 2 adet doğrusal elektrikli eyleyici	Niyetlenen Hareket Kontrolü (EMG sinyalleri ile)
HAL 5 (*)	Tüm Gövde	Engellilerin yürütülmesi ve yük taşıma	Omuz, dirsek, kalça ve diz mafsallarını hareket ettiren 8 adet elektrik motoru	Niyetlenen Hareket Kontrolü (EMG sinyalleri ile)
Raytheon Sarcos (*)	Tüm Gövde	Askerlere destek olma ve yük taşıma	Omuz, dirsek, kalça, diz ve ayak mafsallarını hareket ettiren elektrhidrolik eyleyiciler	Niyetlenen Hareket Kontrolü (Dış İskeletten elde edilen sinyaller ile)
MIT Exoskeleton (**)	Alt-Ekstremite	Yük taşıma	Kalça mafsallarında kuvvet kontrollü eyleyiciler, diz mafsallarında değişken damper mekanizmaları ve ayak mafsallarında pasif yaylar	Niyetlenen Hareket Kontrolü (Dış İskeletten elde edilen sinyaller ile)
BLEEX (**)	Alt-Ekstremite	Yük taşıma	Kalça, diz ve ayak mafsallarını hareket ettiren 6 adet elektrohidrolik eyleyici	Niyetlenen Hareket Kontrolü (Dış İskeletten elde edilen sinyaller ile)
HULC (*)	Alt-Ekstremite	Yük taşıma	Sedece diz mafsallarını hareket ettiren 2 adet elektrohidrolik eyleyici	Niyetlenen Hareket Kontrolü (Dış İskeletten elde edilen sinyaller ile)
Tokyo Tarım ve Tekn. Üniv. Dış İskeleti (*)	Tüm Gövde	Tarım işçilerine destek olma	Omuz, dirsek, kalça ve diz mafsallarını hareket ettiren 8 adet elektrik motoru	Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü
ReWalk (*)	Alt-Ekstremite	Engellilerin yürütülmesi	Kalça ve diz mafsallarını hareket ettiren elektrikli eyleyiciler	Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü
REX (*)	Alt-Ekstremite	Engellilerin yürütülmesi	Kalça ve diz mafsallarını hareket ettiren elektrik motorları	Kullanıcı Komutlu Kontrol

* Çalışma ile ilgili bilgiler internet ortamından elde edilmiştir.
** Çalışma ile ilgili bilgiler bilimsel çalışmalardan elde edilmiştir.

Yukarıda anlatılan dış iskelet uygulamalarına ek olarak, konuyla ilgi birçok bilimsel çalışma yapılmıştır. Alt-ekstremite dış iskeletler ile ilgili olarak son yıllarda yapılmış bilimsel çalışmalardan oluşan kaynak araştırması aşağıda verilmiştir.

Agrawal ve ark. (2007), kullanıcı bacağının geometri ve ataletine göre ayarlanabilen; rijit uzuvlar, mafsallar ve yaylardan oluşan bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Geliştirilen dış iskelet, herhangi bir eyleyici taşımamasına rağmen kullanıcıya etki eden yer çekimi kuvvetlerini sıfırlamaktadır. Cihazın çalışma ilkesi, kullanıcı-dış iskelet sisteminin potansiyel enerjisini sabitlemektir. Cihaz, alüminyumdan yapılmış bir gövde, üst bacaklar ve alt bacaklardan oluşmaktadır ve bir yürüyüş platformuna 3 serbestlik dereceli olarak bağlanmıştır. Bacaklara yerleştirilen paralel yay mekanizması ile cihazın destek oranı, %0 ile %100 arasında ayarlanabilmektedir. Kontrol için gerekli olan veriler, enkoderler ve tork sensorlarından elde edilmiştir. Geliştirilen dış iskelet, 6 hafta boyunca kronik felçli hastalar üzerinde, destek oranı %100'den %0'a aşamalı olarak indirilerek denenmiştir. Yapılan denemeler sonucunda hastaların yürüyüş hızı ve hareket aralığında önemli iyileşmeler görülmüştür.

Banala ve ark. (2007), yürüyüş bozukluğuna sahip hastaların rehabilitasyonu için "Aktif Bacak Dış İskeleti (ALEX)" adı verilen bir cihaz geliştirmişlerdir. Geliştirilen dış iskelet, 2 serbestlik dereceli üst bacaklar, 1 serbestlik dereceli alt bacaklar ve 1 serbestlik dereceli ayaklardan oluşmaktadır. Cihazın gövde kısmı, 4 serbestlik dereceli olarak bir yürüyüş bandına bağlanmıştır. Diz ve kalça mafsalları, doğrusal eyleyiciler kullanılarak eylenmiştir. Diğer tüm serbestlik dereceleri, yay mekanizmaları kullanılarak pasif olarak eylenmiştir. Çalışmada, bacağın istenilen yörüngede yürüyebilmesini sağlamak amacıyla bir kuvvet-alan kontrolcüsü tasarlanmıştır. Güvenli ve etkin bir yürüyüş elde edebilmek için, kullanıcı ile cihaz arasındaki etkileşim kuvvetleri hesaplanmıştır. ALEX ile yapılan denemeler sonucunda, yürüyüş bozukluğuna sahip bir bireyin yürüyüşü, yaklaşık 45 dakikada içerisinde önemli oranda düzeltilmiştir.

Bogert (2003), çeşitli makara sistemleri yardımıyla pasif olarak eylenen bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmiş ve farklı makara yapıları için cihazın destek oranındaki değişimi incelemiştir. Çalışmada, değişik sayıda makaranın kullanıldığı dört farklı sistem incelenmiştir. Yapılan denemeler sonucunda, bacak başına 12

makaradan oluşan en karmaşık sistem; mafsal torklarını %71, mafsal güçlerini %74 oranında azaltırken, bacak başına 3 makaradan oluşan en basit sistem ise, mafsal torklarını %46, mafsal güçlerini ise %47 oranında azaltmıştır.

Chu (2005), "Berkeley Alt Ekstremite Dış İskeleti (BLEEX)" adı verilen yük taşımaya yardımcı bir alt-ekstremite dış iskeletin tasarımını gerçekleştirmiştir. Dış iskeletin; ayak, diz ve kalça mafsallarını eylemek için 6 adet çift etkili hidrolik silindir kullanılmıştır. Eyleyici seçiminde, klinik yürüyüş analizlerinden elde edilen veriler kullanılmıştır. Hareket aralığı ve serbestlik derecelerinin belirlenmesi için bir maket model kullanılmıştır. BLEEX, taşınabilir bir güç ünitesinine sahiptir. Geliştirilen dış iskelet, 1.3 m/s hızda yaklaşık 30 dakika yürütülerek test edilmiştir. Kalça mafsalında kullanılan eyleyicilerden yeterli performans elde edilse de, ayak ve diz mafsallarında kullanılan eyleyiciler bazı durumlarda gerekli torkları sağlayamamıştır.

Costa ve Caldwell (2006), nörolojik veya ortopedik hastalıklardan dolayı yürüyüş bozukluğu çeken hastaların rehabilitasyonu için, eyleyici olarak pnömatik kasların kullanıldığı bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Cihazın bel mafsalı 2 serbestlik derecesine, diz ve ayak mafsalları ise 1 serbestlik derecesine sahiptir. Geliştirilen dış iskeletin kontrolü, Matlab/Simulink ortamında tasarlanan bir PID kontrolcü ile sağlanmıştır. Kontrol için gerekli sinyaller, basınç ve tork sensorlarından elde edilmiştir. Yapılan denemeler sonucunda cihazın önemli derecede gecikme gösterdiği ve diz eyleyicisinin yeterli performansı sağlayamadığı görülmüştür.

Ekkelenkamp ve ark. (2005), LOPES adı verilen bir yürüyüş rehabilitasyon cihazına VMC (Virtual Mode Control) kontrol uygulamışlardır. Kontrolcü; yürüyüş için gerekli kuvvetleri, robot-hasta arayüzündeki fiziksel etkileşimlerden belirlemiştir. Bu etkileşimler, yay ve damper gibi sanal fiziksel modellere çevrilmiştir. Bu sanal modellerden elde edilen sanal etkileşim kuvvetleri, mafsal torklarına çevrilmiştir. VMC kontrol uygulandıktan sonra yapılan denemeler sonucunda, kullanıcının cihazı hissetmeden normal bir yürüyüş gerçekleştirebildiği görülmüştür.

Ghan (2006), BLEEX adı verilen alt-ekstremite dış iskeletin sistem tanımlaması için bir grup deney gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, gövde parçalarının

kütle ve atalet özelliklerinin yanında sürtünme, rijitlik ve sönüm kuvvetleri gibi ideal olmayan elemanlar da tanımlanmıştır. Sistem tanımlaması sonucunda elde edilen dinamik modelin, dış iskeletin gerçek dinamik modeline oranla çok daha başarılı olduğu görülmüştür.

Gordon ve Ferris (2006), yürüyüş bozukluğuna sahip insanlara yürüyüş desteği sağlamak amacıyla, sadece ayak mafsalı hareketli ve eyleyici olarak pnömatik kas kullanılan bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Cihazın kontrolü için gerekli olan sinyaller, ayağa bağlanan EMG sensorlarından elde edilmiştir. Çalışmada, 10 sağlıklı birey üzerinde 3 gün boyunca denemeler yapılmış ve kullanıcıların cihazla olan uyumları incelenmiştir. Yapılan denemeler sonucunda, kullanıcıların belli bir süre sonra cihazı kullanmayı öğrendikleri ve ayak kas gücü gereksinimlerinin yaklaşık %35 oranında azaldığı görülmüştür.

Gordon (2005), sadece ayak mafsalı hareketli ve eyleyici olarak pnömatik kas kullanılan bir alt-ekstremite dış iskeletin kullanıcıya adaptasyonunu incelemiştir. Yapılan ilk denemelerde cihazın, normal yürüyüş için gerekli ayak bükülme torkunun yaklaşık %70'ini, ayak bükülme gücünün de yaklaşık %60'ını karşıladığı görülmüştür. Yapılan ikinci denemelerde ise cihazın, kullanıcının ayak kaslarını önemli derecede güçlendirdiği görülmüştür. Eklenen mekaniksel gücün ilk başta ayak hareketlerini bozduğu gözlense de, kullanıcının belirli bir süre sonra cihaza uyum sağlamasıyla birlikte bu sorun çözülmüştür.

Gui ve ark. (2007), NAEIES adı verilen yük taşımaya yardımcı bir alt-ekstremite dış iskeletin prototip geliştirme ve kontrolcü tasarımı üzerine çalışmışlardır. NAEIES, rijit bir şekilde kullanıcıya bağlanan bir sırt desteği, üst bacaklar, alt bacaklar ve yine rijit bir şekilde kullanıcının ayağına bağlanan ayakkabılardan oluşmaktadır. Tüm gövde parçaları alüminyum malzemeden imal edilmiştir. Cihazın 2 serbestlik dereceli kalça mafsalı, gazlı silindir ile pasif olarak eylenirken 1 serbestlik dereceli diz mafsalı ise harmonik redüktörlü DC motor ile aktif olarak eylenmiştir. 3 serbestlik dereceli ayak mafsalı ise eylenmemiştir. Cihazda mafsal ivmelerinin pozitif geri beslemesine dayalı bir kuvvet kontrolü kullanılmıştır. Yapılan denemelerde geliştirilen dış iskelet prototipi, 15 kg sırt yükünü yaklaşık 1 saat taşıyabilmiştir.

Hayashi ve ark. (2005), HAL adı verilen yürüyüş yardımcısı bir robotun kontrolü için, kullanıcının hareket bilgisine dayalı bir kontrol yöntemi geliştirmişlerdir. Bu yöntemde, kullanıcının kaslarından ölçülen EMG sinyalleri kullanılarak gerekli mafsal torkları hesaplanmıştır. Buna ek olarak anlık parametre belirleme yöntemi kullanılarak; cihazın viskoelastisitesi, operatörün viskoelastisitesi ile orantılı olacak şekilde ayarlanmıştır. Geliştirilen kontrol yönteminin etkinliği, salınım hareketi yapan bacak üzerinde denenmiştir. HAL; salınım hareketi esnasında, kullanıcının bacağıyla birlikte hareket ederek, kullanıcının kas aktivitesini belirli oranda azaltmıştır.

He ve Kiguchi (2007), kas zayıflığı olan insanların bacak hareketlerini destekleyecek bir dış iskelet için, EMG sinyallerine dayalı bir neuro-fuzzy kontrol yöntemi geliştirmişlerdir. Cihaz; üst bacaklar, alt bacaklar ve ayaklardan oluşmaktadır. Ayak mafsalları pasif, diz ve kalça mafsalları DC motorlar kullanılarak aktif olarak eylenmiştir. Dış iskelet, kullanıcının günlük hareketlerini (oturma-kalkma, merdiven inip-çıkma ve yürüme) desteklemektedir. Çalışma sonunda yapılan denemelerde; tasarlanan neuro-fuzzy kontrolcünün, kullanıcının niyetlendiği hareketleri belirleyerek bu hareketleri başarıyla desteklediği görülmüştür.

Hollander (2005), kendisine has elastik yapısından dolayı eyleyiciler için gerekli olan güç ve enerji ihtiyacını azaltan Jack yayı mekanizmasının dış iskeletlerde kullanılabilirliği incelemiştir. Çalışmada, sadece ayak mafsalı eylenmiş ve eyleyici olarak elektrik motoru kullanılan bir dış iskelet incelenmiştir. Yapılan denemeler sonucunda, cihazın ayak mafsalına bağlanan motorun maksimum güç ihtiyacı, Jack yayı mekanizması sayesinde 247 W'dan 85 W'a düşürülmüştür. Ayrıca enerji gereksinimi de her adım için 51 J'den 26 J'e düşürülmüştür.

Kazerooni ve ark. (2006), çalışmalarında BLEEX dış iskeletinin mekanik tasarımı, eyleyici seçimi, güç hesaplamaları, imalatı ve kontrolcü tasarımını gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada ayrıca cihazdan elde edilen deneysel sonuçlar verilmiştir. Sonuç olarak kullanılan meyil ölçme yönteminin hızlandırılması, güvenlik ve dengeyle ilgili konuların geliştirilmesi gerektiği belirtilmiştir.

Kong ve Jeon (2006), hasta ve yaşlı insanların hareketlerini desteklemek için, EXPOS adı verilen bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Cihazın diz ve kalça mafsalları, elektrik motorları ve makara sistemleri kullanılarak eylenmiştir.

Ayak mafsalları ise serbesttir. Dış iskeletin hafifletilmesi için; motorlar, sürücüler, kontrolcü ve güç ünitesi, iskeletten ayrı bir tekerlekli yürüteç yardımıyla taşınmaktadır. Diz ve kalça mafsallarında kullanılan eyleyicilerin kontrolü bulanık mantık ile yapılmıştır. Her eyleyici için ayrı kural tablosu kullanılmıştır. Kontrol için gerekli sinyaller, mafsallara bağlanan potansiyometrelerden ve kullanıcının bacaklarına bağlanan EMG sensorlarından elde edilmiştir.. EXPOS ile yaşlı insanlar üzerinde yapılan denemeler sonucunda oldukça başarılı sonuçlar elde edilse de, cihazın mekanik tasarımı ve kontrolcü tasarımında geliştirilmesi gereken birçok kısım olduğu görülmüştür.

Liu ve ark. (2004), NTU adı verilen bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Geliştirilen ilk prototipte, cihazın kontrolü için gerekli sinyaller, ayağa bağlanan enkoderlar ile ölçülmüştür. Yapılan ilk denemelerde yer tepki kuvvetleri ve Sıfır Moment Noktası (ZMP) yörüngeleri kaydedilmiştir. Bu denemeler sonucunda, kullanılan enkoderların boyutlarının büyük olması sebebiyle, dış iskelet ve kullanıcının ayağından elde edilen ölçümlerde büyük sapmalar olduğu gözlenmiş ve sonraki denemelerde enkoder yerine açıölçer kullanılmasına karar verilmiştir.

Low ve ark. (2005), NTU adı verilen yük taşımaya yardımcı bir dış iskelet geliştirmişlerdir. Cihaz; kontrol için gerekli sinyallerin ölçüldüğü, kullanıcının bacağına bağlanan bir iç iskelet ve yükü taşıyan bir dış iskeletten oluşmaktadır. Ölçme elemanı olarak iç iskelete bağlanan enkoderlar, eyleyici olarak da dış iskeletin kalça, diz ve ayak mafsallarına bağlanan elektrik motorları ve sırt kısmına bağlanan hidrolik silindirler kullanılmıştır. Cihazın kontrolü, Sıfır Moment Noktası (ZMP) yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Adams ve Matlab yazılımları kullanılarak Sıfır Moment Noktası (ZMP) yöntemine dayalı geri beslemeli kontrol şeması ve benzetim modeli oluşturulmuştur. Çalışma sonucunda daha hafif, rahat ve esnek bir cihaz tasarımının yapılabileceği belirtilmiştir. Ayrıca kontrol sisteminde gerçek zamanlı bir öğrenme yöntemi kullanılmasıyla, cihazın kendisini giyen kullanıcıya adapte olarak daha iyi bir kontrol sağlanabileceği belirtilmiştir.

Low ve ark. (2006), LEE adı verilen yük taşımaya yardımcı bir alt-ekstremite dış iskeletin tasarım ve kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. LEE; kullanıcının hareketlerini ölçen bir iç iskelet ve yükü taşıyan bir dış iskeletten oluşmaktadır. Cihazda, kullanıcıya ait sıfır moment noktalarını ölçmek için özel bir ayakkabı

kullanılmıştır. Kullanıcıdan ölçülen sıfır moment noktası (ZMP) değerleri referans olarak kullanılarak, cihazın sıfır moment noktası değerleri, kararlı bir yürüme sağlayacak şekilde kontrol edilmiştir. COTS yazılımı ve MATLAB/xPC Target ortamında yapılan gerçek zamanlı yürüyüş kontrolü, cihaza başarıyla uygulanmıştır. Yapılan denemelerde, tasarlanan sıfır moment noktasına dayalı kontrolcünün cihazı kararlı bir şekilde yürütebildiği görülmüştür.

Mankala ve ark. (2007), omurilik rahatsızlığı olan hastalara yürüyüş desteği sağlamak amacıyla pasif bir dış iskelet geliştirmişlerdir. Bu cihazın amacı, yürüyüş bandı eğitimi boyunca terapistlerin ihtiyaç duyduğu fiziksel kuvvet gereksinimini azaltmaktır. Cihaz, uyluk kemiği ve kaval kemiği şeklinde iki kısımdan oluşmaktadır. Kalça ve diz mafsalları, burulma yayları bağlanarak pasif olarak eylenmiştir. Yayların rijitliği, tasarım parametresi olarak kabul edilmiş ve bu parametrelerin belirlenmesi için optimizasyon yapılmıştır. Ayak ise noktasal kütle olarak kabul edilmiştir. Cihazın etkinliğini incelemek için yapılan testler neticesinde, saatte 2 mil hızla yürütülen cihaz, kalçadaki maksimum tork gereksinimini etkin olarak düşürürken, dizde önemli bir değişim sağlayamamıştır. Saatte 4 mil hızla yürütülürken ise cihaz hem kalça hem de dizdeki tork gereksinimini önemli derecede azaltmıştır.

Misuraca ve Mavroidis (2001), insan kas güçlendiricisi (HME) adı verilen bir dış iskeletin mekanik tasarımını ve kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Ayak ve kalça kısmından kullanıcıya bağlanan cihaz, pnömatik eyleyicilerle hareket ettirilmektedir. Cihazın kontrolü için gerekli sinyaller, diz mafsallarına bağlanan enkoderlar ve ayakkabılara yerleştirilen Myo-Pnömatic (MP) sensorlardan elde edilmektedir.. Cihazın kontrolü için sabit ve değişken katsayılı PID kontrol kullanılmıştır. Açık ve kapalı çevrim kontrolcüler denenmiştir. Çalışmada, HME dış iskeletinin denenmeleri bir test cihazı kullanılarak yapılmıştır. Denemeler sonucunda HME cihazının insan üzerinde denenmesi gerektiği belirtilmiştir. İnsan üzerinde yapılacak testler sonucunda, cihaz tasarımının iyileştirilebileceği ve ayak bağlantı elemanlarının, farklı insan tiplerine göre daha iyi tasarlanabileceği belirtilmiştir. Ayrıca bel bağlantı kemerinin de daha konforlu olacak ve daha kolay sökülüp takılacak şekilde yeniden tasarlanması gerektiği belirtilmiştir.

Moreno ve ark. (2005), dış ortamda kullanılabilecek bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Farklı hasta grupları için, zayıflamış yürüyüş özelliklerini artırmak için çeşitli stratejiler geliştirilmiştir. Çalışmada, robot-insan ara yüzü için konfor gereksinimleri incelenmiştir. İnsana ait kas-iskelet sisteminin biyomekanik analizi yapılarak, diz ve ayak mafsalları için yarı aktif eyleyiciler geliştirilmiştir. Elde edilen dış iskelet, 3 kilogramdan daha hafiftir. Kontrol sistemi için kablosuz iletişim kurabilen ve veri toplayabilen bir sensor sistemi kullanılmıştır. Çalışma sonucunda, kullanıcının hareketlerine uygun şekilde davranabilen ve kullanıcının kas gücününün tamamını kullanabilmesini sağlayan bir dış iskelet geliştirilmiştir. Yapılan denemelerde, geliştirilen kontrolcünün kullanıcının hareketlerine uyum sağlayabilmesi için belirli bir süre geçmesi gerektiği görülmüştür.

Moromugi (2003), bacak ve parmak hareketlerini desteklemek amacıyla iki farklı tip dış iskelet geliştirmişlerdir. Bacak iskeletinde, her bir mafsalı hareket ettirmek için dört adet pnömatik yapay kas, parmak iskeletinde ise bir adet pnömatik silindir kullanılmıştır. Cihazın kontrolü için, yeni geliştirilen bir kas rijitlik sensorundan elde edilen kas hareket bilgisine dayalı ileri beslemeli PD kontrol algoritması kullanılmıştır. Kullanılan sensorların avantajları, dış gürültüye olan yüksek dayanıklılıkları ve insan kas aktivitelerini ölçmedeki başarılarıdır. Bacak iskeletinin etkinliği iki farklı denemeyle incelenmiştir. Birinci denemede, cihazın insan gücünü artırmadaki başarısı; ikinci denemede ise, cihazın tekrarlanan bacak hareketlerinde operatörün yorgunluğunu azaltmadaki başarısı incelenmiştir. Yapılan denemeler sonucunda, geliştirilen dış iskeletin insan gücünü ve dayanıklılığını artırdığı gözlenmiştir.

Racine (2003), BLEEX dış iskeletine sanal tork kontrolü uygulamıştır. Sanal tork kontrolü, makine ile kullanıcı arasında herhangi bir sensor ara yüzüne veya doğrudan insandan ölçülen bir kontrol sinyaline ihtiyaç duymamaktadır. Geliştirilen kontrol algoritması, dış iskeletin dinamik modelini kullanarak, insan-makine etkileşim kuvvetlerini hesaplamakta, böylece insan ara yüzünün sistem performansına olan etkisini minimuma indirmektedir. Çalışmada ayrıca eyleyici ve kontrol sisteminde kullanılan yazılım ve donanımlar ayrıntılı olarak incelenmiştir.

Reinicke ve ark. (2005), kullanıcının niyetlendiği hareketi belirleyerek, dış iskeletin buna uygun şekilde hareket etmesini sağlayacak bir kontrol algoritması

geliştirmişlerdir. Kontrol için gerekli verilerin elde edilmesi için EMG ve kuvvet sensorları gibi kalibrasyonu zor cihazlar yerine, çift eksenli ivmeölçerler kullanılmıştır. Niyetlenilen hareketi belirlemek için, sağlıklı bacaktan elde edilen veriler kullanılmıştır. Kontrol algoritması, sağlıklı bacaktan elde edilen referans veriler ile anlık veriler arasında hatayı minimum yapacak şekilde bir korelasyon yapmaktadır. Böylece, niyetlenilen hareket belirlenip sağlıklı bacağın bu hareketi gerçekleştirmek için izlediği yörünge hesaplanarak, hasta bacağın refernas yörüngeyi izlemesi sağlanmıştır. Yapılan denemelerde, referans yörünge ile gerçekleşen yörüngenin birbiri ile neredeyse aynı olduğu gözlenmiştir. Fakat gerçekleştirilen testlerin hepsi sağlıklı insanlar üzerinde yapılmış olup, hasta insanlar üzerindeki testler ilerideki çalışmalara bırakılmıştır.

Steger (2006), BLEEX dış iskeleti için "Sensitivity Amplification Control" ismi verilen bir kontrol algoritması geliştirmiştir. Bu kontrolde, kapalı çevrim sistemin duyarlılığı artırılarak kuvvet ve torkların, kullanıcıdan herhangi bir ölçüm (kuvvet pozisyon veya EMG sinyali) alınmadan belirlenmesi sağlanmıştır. Gerekli ölçümlerin tamamı iskeletin kendisinden alınmıştır. Kullanıcı değişkenlerini ölçmek için herhangi bir sensor kullanılmaması, kesin bir dinamik model ihtiyacına ve parametre değişimlerine karşı gürbüzlüğe gereksinim duymaktadır. Yapılan denemeler sonucunda, geliştirilen kontrolcünün iskelete önemli derecede manevra yeteneği kazandırdığı ve değişen insan dinamiklerinden etkilenmediği görülmüştür.

Sun ve ark. (2007), WPAL adı verilen dış iskeletin sensor sistemini tasarlamışlardır. Çalışmada, kullanıcının niyetlendiği hareketi belirleyerek buna uygun şekilde hareket desteği sağlayabilecek bir kontrolcü için, gerekli ölçümleri yapabilecek bir sensor sistemi geliştirilmiştir. Cihazı kontrol etmek için gerekli etkileşim kuvvetleri belirlenip analiz edildikten sonra; bacak tepki kuvveti (LRF) sensorları, yer tepki kuvveti (GRF) sensorları ve mafsal açısı sensorlarından oluşan bir kuvvet sensoru sistemi tasarlanmıştır. Sensor sistemi, temas kuvvetlerini ve mafsal açılarını anlık olarak ölçerek kontrolcüye iletmektedir. Yapılan denemeler sonucunda, WPAL iskeleti için geliştirilen bu kuvvet sensoru sisteminin, cihazın kararlı bir şekilde kontrol edilmesini sağladığı görülmüştür.

Suzuki ve ark. (2005), felçli hastaların yürütülebilmesi için geliştirilen HAL-3 dış iskeletinde kullanılmak üzere, niyetlenilen hareketi belirleyebilen bir kontrolcü

tasarlamışlardır. Çalışmada sadece yürüyüşe başlama ve durma değil, yürüyüş çevriminin tamamı niyet olarak dikkate alınmıştır. HAL-3 dış iskeletinin kontrolünde daha önceki çalışmalarda kullanılan miyoelektrik sinyallerinin felçli hastalardan elde edilmesi çok zor olduğu için; bu çalışmada niyetlenilen hareketin tespitinde, yer tepki kuvvetleri ve gövde duruşu gibi farklı yöntemler kullanılmıştır. Kontrol algoritmasının etkinliği, iki farklı hasta tipi üzerinde yapılan denemeler ile incelenmiştir. Geliştirilen kontrolcü, birinci denemede ayaklarında hareket kaybı olmayıp sadece his kaybı olan hastalar üzerinde, ikinci denemede ise her iki ayağında da his ve hareket kaybı olan hastalar üzerinde denenmiştir. Denemeler sonucunda, HAL-3 iskeletinin hastaların niyetlendiği hareketi konforlu bir şekilde sağlayabildiği görülmüştür.

Valiente (2005), yaklaşık 35 kg sırt yükü taşıyabilen pasif bir dış iskelet geliştirmiştir. Cihazın kalça ve ayak mafsallarında tek yönlü yaylar, diz mafsalında ise değişken sönümlü bir diz mafsalı kullanılmıştır. Bu çalışmada tasarlanan pasif dış iskeletin metabolik verimliliği, 35 kg yük taşırken incelenmiştir. Denemeler düz bir zeminde, rastgele hızda yürüyen bir kullanıcının oksijen gereksinimi ölçülerek gerçekleştirilmiştir. Denemeler sonucunda, 35 kg yük taşıyan bir kullanıcının geliştirilen cihazı giymesi durumunda, metabolik ihtiyacının %39 oranında azaldığı görülmüştür. Dış iskeletin değişken sönümlü diz mafsalları, normal mafsallar ile değiştirildiğinde ise bu oran %34'e düşmüştür.

Van der Koij ve ark. (2006), "LOPES" adı verilen yürüyüş rehabilitasyon cihazı geliştirmişlerdir. Çalışmada ayrıca rehabilitasyon cihazlarında uysal eyleyici kullanmanın avantajları incelenmiştir. Cihaz, yürüyüş platformuna bağlı bir gövde ve gövdeye bağlı üst bacak ve alt bacaktan oluşmaktadır. Cihazın kalça ve diz mafsalları yan düzlemde, platforma bağlandığı sırt mafsalı ise ön düzlemde eylenmiştir. Cihazda, kütleyi minimize etmek ve yüksek eyleyici kuvveti sağlamak için empedans kontrolü uygulanmıştır. Çalışmada, pnömatik eyleyiciler ve seri elastik eyleyiciler, hem oluşturulan genel bir model üzerinde hem de deneysel olarak karşılaştırılmıştır. Seri elastik eyleyicilerin kontrolünün daha kolay olmasından dolayı pnömatik eyleyicilere göre biraz daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Ayrıca motorların cihazdan ayrılarak, ağırlığın azaltıldığı alternatif bir tasarım yapılmıştır. Bu tasarımda motorlar, esnek Bowden kabloları ile mafsallara bağlanmıştır. Yapılan

denemelerde, oluşturulan tasarımın sağladığı kuvvet aralığının ve düşük empedansın, bir rehabilitasyon robotunun gereksinimleri karşılayabileceği görülmüştür.

Veneman ve ark. (2007), "LOPES" adı verilen bir yürüyüş rehabilitasyon cihazının tasarım ve kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Cihazın, ikisi kalça kısmında birisi ise diz kısmında olmak üzere eylenen toplam üç döner mafsalı vardır. Ayak mafsalı ise serbest bırakılmıştır. Tahrik, motorlara bağlanan elastik Bowden kablolarıyla sağlanmıştır. Cihaz, dengeyi sağlamak amacıyla bir platforma bağlanmıştır. Kontrol için gerekli sinyaller, bacaktaki sekiz önemli kasa bağlanan EMG sensörleri ile elde edilmiştir. Kontrolcü, sağlıklı bir insandan elde edilen veriler kullanılarak eğitilmiştir. Geliştirilen cihaz ile yapılan denemelerde, kullanıcının rahat bir yürüyüş gerçekleştirebildiği görülmüştür.

Yang ve ark. (2005), insanın yürüyüşünü destekleyici bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Cihazın diz ve kalça mafsallarına pnömatik eyleyiciler bağlanmıştır. Kontrol için, adaptif ağ tabanlı bulanık çıkarım sistemi (ANFIS) kullanılmıştır. Çalışmada, yürüyüş bozukluğu olmayan normal bir kullanıcıtarafından giyilerek yürütülen cihazdan; potansiyometreler, kuvvet sensorları ve görüntü yakalama sistemleri kullanılarak elde edilen veriler, ANFIS ağının eğitiminde kullanılmıştır. Dört eyleyici için dört ayrı ANFIS ağı eğitilmiştir. Çalışma sonucunda eğitilmiş ANFIS tabanlı kontrolcüden elde edilen eğrilerin, gerçek mafsal eğrileriyle neredeyse tamamen uyuştuğu görülmüştür.

Walsh ve ark. (2006), yük taşımaya yardımcı, düşük ağırlıklı bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirmişlerdir. Cihazın diz ve kalça mafsalları eylenmiş, ayak mafsalı ise serbest bırakılmıştır. Kalça mafsallarında doğrusal seri elastik eyleyiciler, diz mafsallerında ise değişken damper mekanizmaları kullanılmıştır. Cihaz ile yapılan ilk denemelerde, eyleyiciler çıkarılarak kalça eyleyicileri yerine burulma yayları, diz eyleyicileri yerine ise değişken empedans aygıtları takılarak ölçüm yapılmıştır. Daha sonraki denemelerde ise eyleyiciler cihaza bağlanmış ve kuvvet desteğinin yük taşıma esnasındaki yürüyüşe etkileri incelenmiştir.

Walsh ve ark. (2006), yük taşımaya yardımcı düşük ağırlıklı iki farklı tip dış iskelet yapısı geliştirmişlerdir. İlk yapıda, kalça ve ayak mafsallarında yaylar ve diz mafsalında ise değişken empedans cihazı kullanılmıştır. İkinci yapıda ise kuvvet desteğinin yürüyüş çevrimine etkilerini incelemek için, kalça mafsalındaki yayların

yerine korunumsuz eyleyiciler yerleştirilmiştir. Cihaza, mafsal açıları ve yer tepki kuvvetlerine dayalı bir kontrol uygulanmıştır. Kontrolcü, insan yürüyüşünden elde edilen referans verileri kullanarak, yürüyüş esnasında dış iskelet için gerekli kuvvetleri hesaplamaktadır. Yapılan denemeler sonucunda; tasarlanan kontrolcünün, yürüyüş esnasında kullanıcıya etki eden yükleri etkin bir şekilde yere iletebildiği görülmüştür.

Wheeler ve ark. (2006), ticari olarak satılan basınç sensorlarının BLEEX dış iskeletinin kontrolü için gerekli bant genişliği ve doğruluğu sağlayamamasından dolayı yeni bir yer temas basınç dağılım sensoru geliştirmişlerdir. Geliştirilen sensorda kullanılan MEMS basınç dönüştürücüleri, hava geçirmeyecek şekilde yalıtılmış boşluk katmanlarına yerleştirilmiştir. Yapılan denemeler sonucunda, geliştirilen sensorların yer temas basınçlarını doğru ve yeterli bant genişliğinde ölçebildiği gözlenmiştir.

Zoss (2006), BLEEX dış iskeletinin eyleyici sistem tasarımını gerçekleştirmiştir. Cihaz için hem hidrolik hem de elektrikli eyleyiciler denenmiştir. Eyleyici sistemlerinin tasarımında, klinik yürüyüş analizi verileri kullanılmıştır. Elektrikli eyleyicilerin daha yüksek mafsal güçleri sağlasa da, hidrolik eyleyicilere göre daha fazla güç sarf ettiği görülmüştür. Güç verimliliğini artırmak için 3. tip elektro-hidrolik eyleyici sistemi denenmiştir. Çalışma sonucunda hidrolik eyleyicilerin günümüz taşınabilir güç üniteleri için çok yüksek güç tüketimine sahip olduğu görülmüştür. Bu tip eyleyicilerin ancak atık gücün geri kazanılmasını sağlayacak bazı yardımcı elemanlar ile birlikte 1 saatten az süreler için kullanılabileceği belirtilmiştir. Elektrikli eyleyicilerin ise güç verimliliğinde %135 artış sağlarken, eyleyici kütlesinde %95 artışa sebep olduğu görülmüştür.

Yapılan kaynak araştırmasından görülmektedir ki, alt-ekstremite dış iskeletler genel olarak iki temel amaç için kullanılmaktadır. Bu amaçlardan ilki çeşitli hastalıklar, travma veya yaşlılık sebebiyle yürüyemeyen veya yürüme zorluğu çeken insanlara yürüyüş desteği sağlamak, ikincisi ise yük taşımak zorunda olan insanlara hissettikleri yük miktarını azaltacak şekilde güç desteği sağlamaktır.

İncelenen çalışmalardan görülmektedir ki, geliştirilen dış iskeletler kinematik ve mekanik tasarım açısından birbirleriyle büyük farklılıklar göstermektedir. Bazı çalışmalarda sadece ayak veya sadece diz mafsallarının eylenmesi yeterli görülürken,

bazı çalışmalarda ise ayak, diz, kalça hatta bel mafsallarının tümünün eylendiği görülmektedir. Fakat serbestlik derecesi, hareket aralığı ve eyleyici sayısı ne kadar artırılırsa artırılsın, bu tür bir mekanik sistemin insanın esnek yapısına ve hareket kabiliyetine erişebilmesi günümüz teknolojisiyle imkânsızdır.

İncelenen dış iskelet çalışmalarında kullanılan eyleyici tipleri de büyük farklılıklar göstermektedir. Çalışmaların çoğunda; elektrik motorları, hidrolik silindirler, pnömatik silindirler vb. aktif eyleyicilerin kullanıldığı görülürken, bazı çalışmalarda ise yay, damper vb. pasif eyleyiciler kullanılmıştır. Pasif eyleyiciler, her ne kadar kullanıcıya belirli oranda artı güç desteği sağlayabilse de, ağır yük taşıma uygulamalarında ve kas aktivitesi çok düşük kullanıcılara hareket desteği sağlamada yetersiz kalmaktadır. Aktif eyleyici kullanılmasıyla, istenilen artı güç desteği elde edilebilse de; eyleyicilerin kendisinin ve ek donanımlarının oldukça büyük ve ağır olması, önemli tasarım problemlerine sebep olmaktadır.

Dış ortamda kullanılması hedeflenen dış iskeletlerde aktif eyleyicilerin kullanılması, taşınabilir güç ünitesi gereksinimini de beraberinde getirmektedir. Dış iskeletlerle ilgili yapılan ilk çalışmaların birçoğu taşınabilir güç ünitesi sebebiyle başarısızlıkla sonuçlansa da, son yıllarda yapılan bazı uygulamalarda bu sorunun üstesinden gelindiği görülmektedir.

İncelenen çalışmalardan, dış iskeletlerde kullanılan kontrol yöntemlerinin kullanıcı ve dış iskeletten elde edilebilecek giriş sinyallerine bağlı olarak değiştiği görülmektedir. Başarılı bir kontrol için; ya son derece doğru bir matematiksel model oluşturmak ya da dış iskelet ve/veya kullanıcıdan çok sayıda ölçüm almak gerekmektedir. Yürüyüş vb. birçok hareketi kullanıcıyla etkileşim içerisinde gerçekleştirecek bir dış iskelet için, doğru bir matematiksel model elde etmek son derece zordur. Diğer yandan, matematiksel model kullanılmadığı durumlarda dış iskelet ve/veya kullanıcıdan birçok ölçüm yapılması, dolayısıyla çok sayıda sensor kullanılması gerekmektedir. Farklı tipte ve çok sayıda sensorun bir arada kullanılması ise dış iskeletlerin mekanik ve elektronik sistem tasarımını oldukça zorlaştırmaktadır. Bunun yanında, incelenen bazı çalışmalarda kullanılan standart ölçme elemanlarının dış iskeletlerin kontrolü için gerekli bilgiyi sağlamakta yetersiz kaldığı, bu sebeple insan-makine arayüz kuvvetlerini ve ayak basınç dağılımlarını ölçen özel tip sensorların tasarlandığı görülmektedir.

3. İNSAN YÜRÜYÜŞÜ

3.1. Normal İnsan Yürüyüşü

Bir yerden başka bir yere gidebilmek amacıyla gövdenin ilerletilmesi hareketine "yürüme" denir. Yürüme, yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık bir hareketler zinciridir (Kaufman ve Sutherland, 2006). İnsan yürüyüşü bazı benzetimler kullanılarak basitleştirilmeye çalışılmıştır. Yürüyüş esnasında ayak hareketleri pedal çevirmeye (Basmajian, 1976), sarkaç hareketine ve kontrollü düşmeye benzetilmiştir. Lettre ve Contini (1967) insan ve hayvan yürüyüşünü üç ayrı aşamada incelemişlerdir:

- Hızlanma aşaması (durgun halden belirli bir hıza)
- Ritmik aşama (sabit bir ortalama hızda)
- Yavaşlama aşaması (belirli bir hızdan durgun hale geçme)

Genel olarak insan yürüyüşünün büyük kısmı ritmik aşamadan oluştuğu için araştırmacıların çoğu yürüyüşün ritmik kısmı ile ilgilenmişlerdir. Yapılan araştırmalar insan yürüyüşünün ritmik aşamasının doğrudan bireyin verimliliğine bağlı olduğunu ve verimli bir yürüyüş için kütle merkezinin düzgün bir yörünge izlemesi gerektiğini göstermiştir (Kaufman ve Sutherland, 2006).

Kütle merkezi, tek ayak destek periyodunun başında yükselmeye başlar ve destek ayağı dik konuma geldiğinde en yüksek seviyeye ulaşır. Bu durumda potansiyel enerji maksimum, kinetik enerji ise minimumdur. Çift ayak destek periyodunda bacaklar en eğimli pozisyondayken, kütle merkezi en düşük seviyededir. Bu kez kinetik enerji maksimum, potansiyel enerji ise minimumdur. Potansiyel enerji ve kinetik enerji arasındaki bu ilişki daima korunur.

Yürüyüş esnasında gövdeyi öne doğru ilerletebilmek için bacaklarda sürekli tekrarlanan bir dizi hareket meydana gelir. Bu hareketler zincirine "yürüyüş çevrimi" adı verilir.

Yürüyüş çevrimi genel olarak;

- Ayak basma (AB),
- Ayak kaldırma (AK),
- Karşı ayağı basma (KAB),
- Karşı ayağı kaldırma (KAK)

aşamalarından meydana gelir. Temel yürüyüş çevriminin tamamı, bu temel tekrarlı hareketler cinsinden ifade edilebilir (Sutherland ve Cooper, 1980; Sutherland, 1984).

Normal bir yürüyüş çevriminin aşamaları, Şekil 3.1'de görülmektedir. İlk ayak basma yürüyüş çevriminin %0'ı, aynı ayağın ikinci kez basması ise yürüyüş çevriminin %100'ü olarak kabul edilir. Karşı ayak 180 derece faz farkıyla aynı hareket sırasını takip ettiği için; karşı ayağı basma, yürüyüş çevriminin %50'sinde ve ikinci kez karşı ayağı basma ise %150'sinde gerçekleşir.

Yürüyüş çevrimi, destek ve salınım olmak üzere iki fazdan oluşur. Destek fazı, ayak basmadan (%0) ayak kaldırmaya (%62) kadar geçen periyodu kapsar ve ayağın yer ile temasta olduğu yürüyüş çevrimi yüzdesini ifade eder. Salınım fazı ise ayak kaldırmadan (%62) aynı ayağı basmaya (%100) kadar geçen periyodu kapsar ve ayağın havada olduğu yürüyüş çevrimi yüzdesini ifade eder.

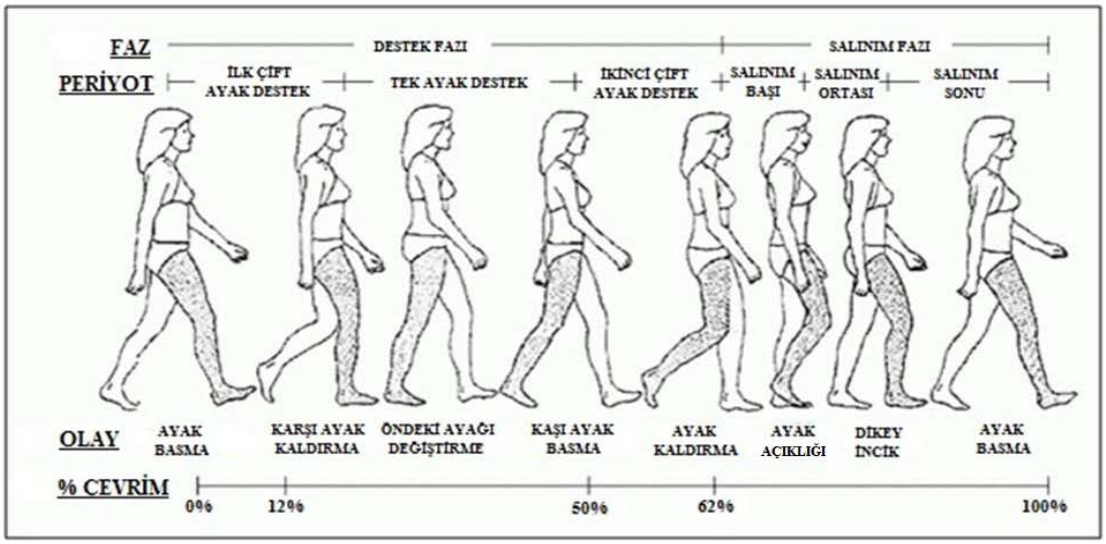
Yürüyüş çevriminin destek fazı 3 periyottan meydana gelir:

- İlk çift ayak destek periyodu (ayak basmadan - karşı ayak kaldırmaya)
- Tek ayak destek periyodu (karşı ayak kaldırmadan - karşı ayak basmaya)
- İkinci çift ayak destek periyodu (karşı ayak basmadan - ayak kaldırmaya)

Yürüyüş çevriminin salınım fazı ise yine 3 periyoda ayrılabilir.

- Erken salınım periyodu (ayak kaldırmadan - ayak açıklığına),
- Salınım ortası periyodu (ayak açıklığından - dikey inciğe),
- Salınım sonu periyodu (dikey incikten - ayak basmaya).

Yürüyüş çevrimin; fazları, periyotları ve olayları Çizelge 3.1'de özetlenmiştir.



Şekil 3.1. Normal bir yürüyüş çevriminin fazları, periyotları ve olayları (Chu, 2005)

Çizelge 3.1. Yürüyüş çevriminin fazları, periyotları ve olayları (Kaufman ve Sutherland 2006)

Olay	% Çevrim	Periyot	Faz
Ayak Basma	0	İlk Çift Ayak Destek	Destek, Çevrimin %62'si
Karşı Ayak Kaldırma	12	Tek Ayak Destek	
Karşı Ayak Basma	50	İkinci Çift Ayak Destek	
Ayak Kaldırma	62	Salınım Başı	Salınım, Çevrimim %38'i
Ayak Açıklığı	75	Salınım Ortası	
Dikey İncik	85	Salınım Sonu	
İkinci Ayak Basma	100		

Yürüyüş çevriminin destek fazında meydana gelen olaylar aşağıdaki gibi özetlenebilir.

- İlk çift ayak destek periyodunda, öndeki bacağa çok hızlı bir yüklenme olur, vücut yavaşlar ve diz bir şok emici gibi davranarak oluşan şoku emer.
- Tek ayak destek periyodunda, karşı ayak salınım fazına geçtiği için yükü destek ayağı taşır. Destek ayağının üzerinde dönen kütle merkezi, maksimuma erişene kadar yükselir, ileri ve dikey hızları ise azalır. Destek ayağı gövdenin önünden arkasına geçtikten sonra, kütle merkezi alçalır, ileri ve dikey hızları artar. Destek ayağının gövdenin önünden arkasına geçişi,

basma ortasında (yürüyüş çevriminin yaklaşık %30) olur. Kütle merkezi, basma ortasında maksimum yüksekliktedir ve tek ayak destek periyodunun sonunda, karşı ayak basmaya kadar (yürüyüş çevriminin %50'si) alçalır.

- İkinci çift ayak destek periyodu "salınım öncesi" olarak adlandırılır. Ağırlık çok çabuk bir şekilde öndeki bacağa aktarıldığından arkadaki bacak salınım hareketine hazırlık için geriye bükülmeyi sonlandırır. Salınım yapan bacağın ivmelenmesi için gerekli hazırlık genellikle bu periyotta yapılır. Yine bu periyotta, ayak kaldırmaya hazırlık için diz, kalça ve ayak mafsalları bükülür.

Salınım fazında meydana gelen hareketler ise özel bir sarkaç mekanizmasının salınım hareketine benzetilebilir. Bu özel sarkacın periyodu, dolayısıyla yürüyüşün dakikadaki adım sayısı, kas hareketleriyle değişebilmektedir (Gage, 1990; Mena ve ark., 1981). Salınım süresi, gövde parçalarının kütle atalet momentlerinden ve pozisyonlarından belirlenebilir (Hicks ve ark., 1985).

Günümüzde kabul gören genel yaklaşım, yürüyüş çevrimini süre yerine yüzde ile tanımlamaktır. Çünkü yürüyüş olayları bütün bireylerde neredeyse aynı sıra ile meydana gelmektedir ve zamandan bağımsızdır. Bu özellik farklı bireyler için yürüyüş verilerinin normalize edilebilmesini sağlar.

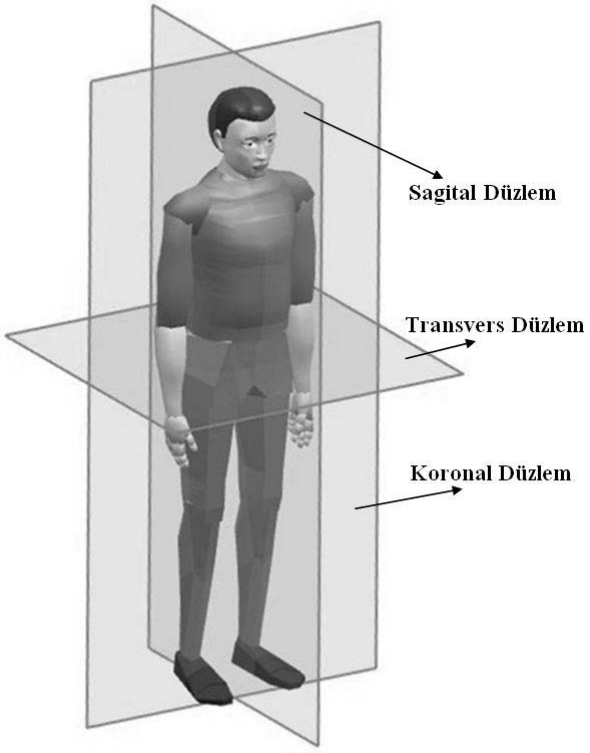
3.2. Klinik Yürüyüş Analizleri

Dış iskeletlerin tasarımında ve eyleyici seçiminde kullanılan en önemli araçlardan birisi, insan hareketinin analizinden elde edilen klinik yürüyüş analizi verileridir. Dış iskeletler kullanıcısının hareketlerini taklit ettikleri için, insan hareketlerini karakterize eden klinik veriler incelenerek bir dış iskeletin yapması gereken hareketler tespit edilebilir.

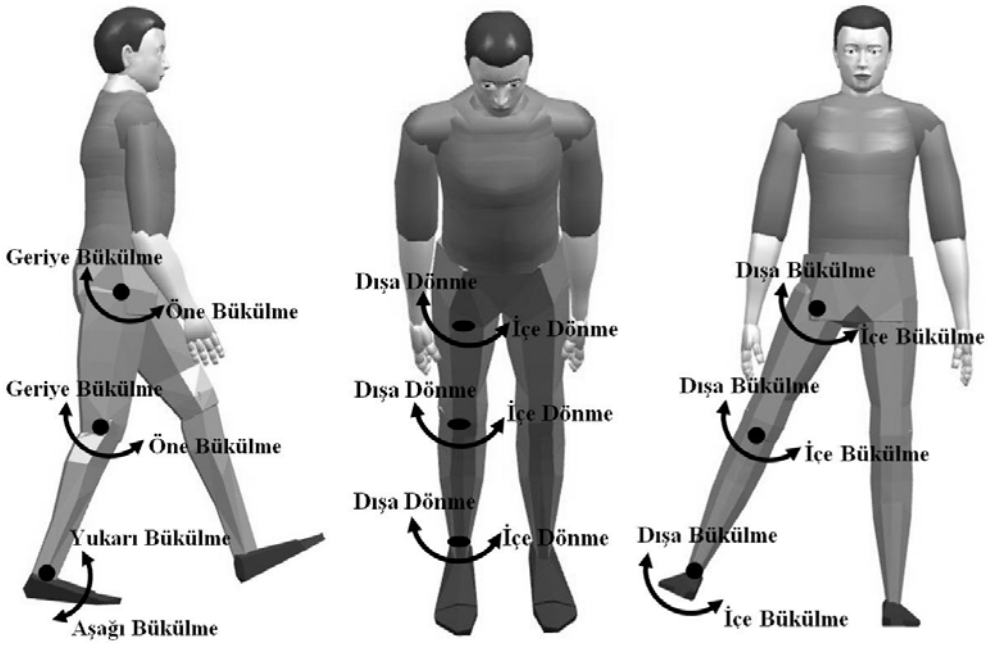
Klinik yürüyüş analizi (CGA) verileri genellikle mafsal açılarını ölçen hareket yakalama kameraları ve yer tepki kuvvetlerini ölçen kuvvet plakaları kullanılarak elde edilir. Kameralardan elde edilen görüntüler analiz edilerek, CGA mafsal açıları bulunur. Tahmini uzuv kütleleri ve ataletleri ile ölçülen açı ve yer tepki kuvvetleri dinamik denklemlerde yerlerine yazılarak, CGA mafsal torkları hesaplanır.

Tez çalışmasının bu bölümünde, insan yürüyüşünün iyi bir şekilde anlaşılabilmesi için HongKong Polytechnic Üniversitesinin Normal Yürüyüş veritabanından (Kirtley, 2006) elde edilmiş klinik yürüyüş analizleri incelenmiştir. Bu veriler aşağıdaki özelliklere sahiptir.

- Verilerin hepsi düz zeminde yapılan yürüyüşten elde edilmiştir.
- Zaman yerine % yürüyüş çevrimi kullanılmıştır.
- Normalize edilmiş mafsal momentleri kullanılmıştır. Gerçek mafsal momentleri ise normalize momentler ile toplam ağırlığın çarpımına eşittir.
- Mafsal açıları, Şekil 3.2'de gösterilen standart anatomik düzlemlerde tanımlanmıştır.
- Ölçülen mafsal hareketleri, Şekil 3.3'de gösterilmiştir.
- Elde edilen veriler, mühendislik "sağ el kuralı" kullanılarak işaretlendirilmiştir. Mafsal hareketleri için kullanılan işaret gösterimi, Çizelge 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.2. Standart anatomik düzlemler



Şekil 3.3. Standart anatomik düzlemlerdeki mafsal hareketleri

Çizelge 3.2. Mafsal hareketleri için kullanılan işaret gösterimi

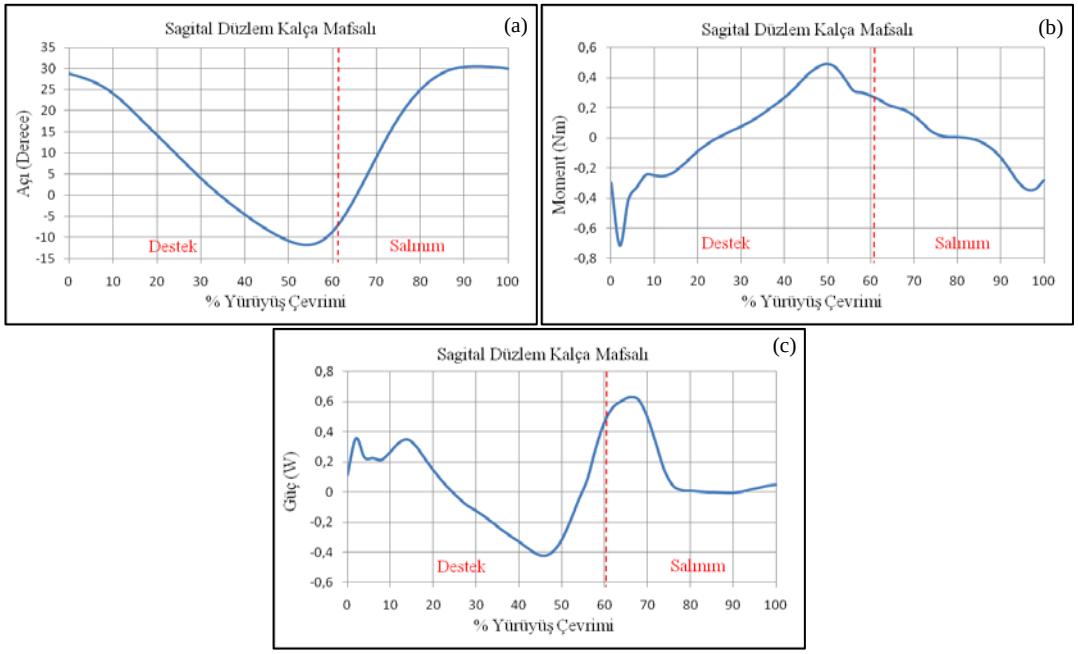
Mafsal	**Düzlem**	**Hareket**	**İşaret**
Kalça Mafsalı	Sagital Düzlem	Öne Bükülme	+
		Arkaya Bükülme	-
	Koronal Düzlem	İçe Bükülme	+
		Dışa Bükülme	-
	Transvers Düzlem	İçe Dönme	+
		Dışa Dönme	-
Diz Mafsalı	Sagital Düzlem	Öne Bükülme	+
		Arkaya Bükülme	-
	Koronal Düzlem	İçe Bükülme	+
		Dışa Bükülme	-
	Transvers Düzlem	İçe Dönme	+
		Dışa Dönme	-
Ayak Mafsalı	Sagital Düzlem	Yukarı Bükülme	+
		Aşağı Bükülme	-
	Koronal Düzlem	İçe Bükülme	+
		Dışa Bükülme	-
	Transvers Düzlem	İçe Dönme	+
		Dışa Dönme	-

3.2.1. Kalça mafsalı

Kalça mafsalının sagital düzlemki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.4'de verilmiştir. Şekil 3.4-a'da görüldüğü gibi kalça mafsalı, ayak basma esnasında yaklaşık 30° öne büküktür ve destek fazı boyunca vücudu destek ayağı üzerinde ilerletecek şekilde arkaya bükülür. Destek fazının sonunda yaklaşık 12° arkaya bükülme açısına ulaşır. Kalça mafsalı, salınım fazı boyunca öne bükülerek salınımın sonunda yaklaşık 30° öne bükülme açısına ulaşır.

Şekil 3.4-b'de görüldüğü gibi kalça mafsalı, ayak basmadan hemen sonra gövdeyi desteklemek için yaklaşık 0,7 Nm'lik ani bir arkaya bükülme momenti oluşturur. Bu moment azalarak destek fazının ortasında sıfırlanır ve destek fazının sonunda yaklaşık 0,5 Nm'ye ulaşan bir öne bükülme momenti oluşur. Bu moment, salınım fazı boyunca azalır ve salınımın ortasında sıfırlanır. Salınım fazının sonunda oluşan 0,3 Nm'lik ani bir öne bükülme momenti ayağı yere basmaya hazırlar.

Şekil 3.4-c'de görüldüğü gibi kalça mafsalı, destek fazı boyunca enerji emer ve ayak kaldırma esnasında gövdeyi öne itmek için enerji verir. Net güç pozitif olduğundan yürüyüş çevrimi boyunca kalçada güç üretimi gerçekleşir.

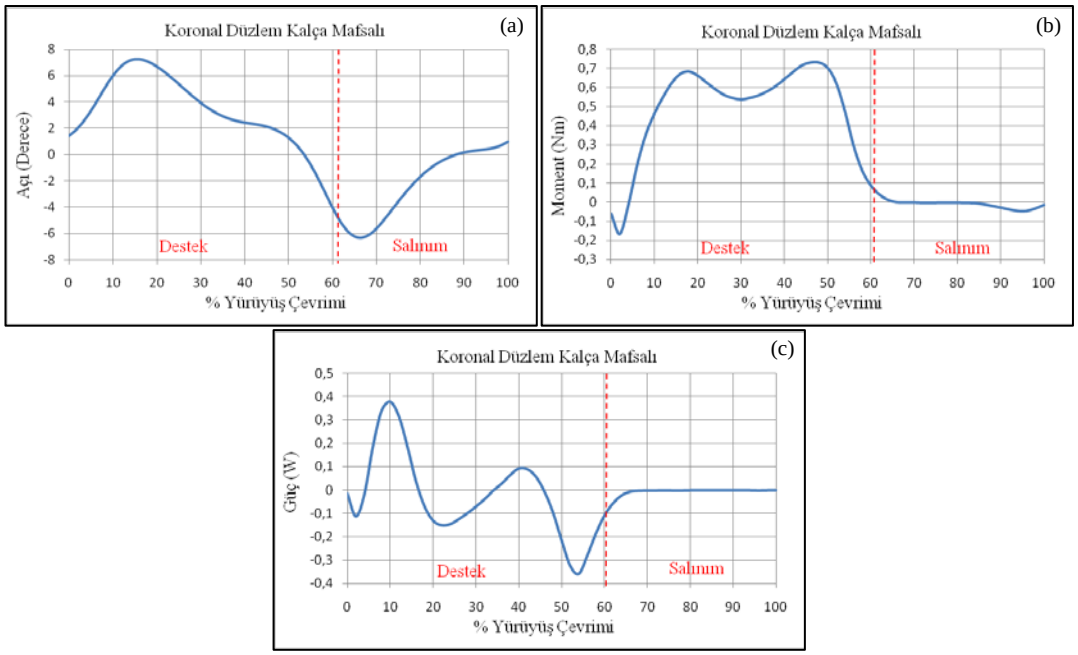


Şekil 3.4. Kalça mafsalının sagital düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

Kalça mafsalının koronal düzlemdeki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.5'de verilmiştir. Koronal düzlem hareketleri, sagital düzlem hareketlerine göre çok daha küçüktür. Şekil 3.5-a'dan görüldüğü gibi kalça mafsalı, ayak basmadan hemen sonra içe bükülmeye başlar ve çevrimin yaklaşık %15'inde yaklaşık 7° içe bükülme açısına ulaşır. Bu noktadan sonra destek fazı boyunca dışa bükülür ve salınım fazının hemen başında 6° dışa bükülme açısına ulaştıktan sonra salınım fazı boyunca içe bükülür.

Şekil 3.5-b'den görüldüğü gibi, ayak basmadan hemen sonra vücut ağırlığını dengelemek için kalça mafsalında yaklaşık 0,15 Nm ani bir dışa bükülme momenti oluşur. Bunu, yürüyüş çevriminin yaklaşık %15'inde 0,7 Nm'ye ulaşan ani bir içe bükülme momenti izler. Bu içe bükülme momenti, destek fazının sonunda bacağı salınıma hazırlamak için ani bir şekilde azalarak sıfırlanır. Salınım fazı boyunca koronal düzlemdeki kalça mafsalı momenti yaklaşık sıfırdır.

Kalça mafsalının koronal düzlemdeki hareketleri küçük olsa da, momentlerin büyük olması, Şekil 3.5-c'de görüldüğü gibi güç değerlerinin oldukça büyümesine sebep olur. Ayak basmadan hemen sonra anlık güç +0,4W, ayak kaldırmadan hemen önce ise -0,4W değerindedir. Sagital düzlem güçleri kadar yüksek olmasa da bu güç değerleri vücudun dengesini sağlamak için gereklidir.

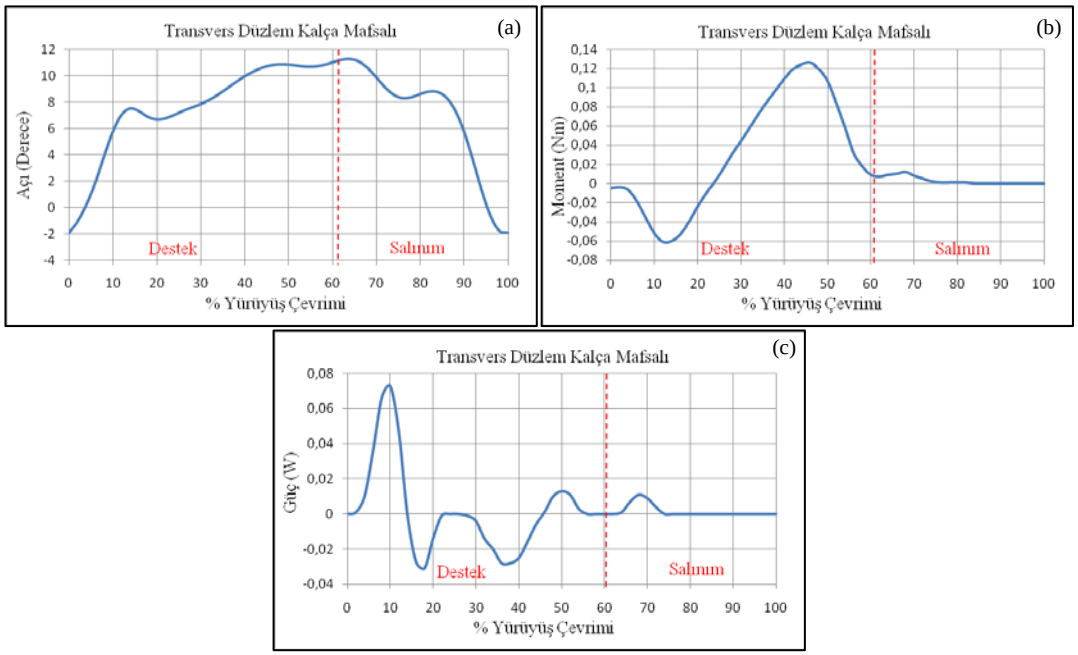


Şekil 3.5. Kalça mafsalının koronal düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

Kalça mafsalının transvers düzlemdeki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.6'da verilmiştir. Şekil 3.6-a'dan görüldüğü gibi yere basma anında kalça mafsalı, yaklaşık 2° dışa dönmüş durumdadır ve destek fazının sonuna kadar içe döner. Destek fazının sonunda ve salınım fazının başında ise yaklaşık 11° içe dönmüş durumdadır. Kalça mafsalı, salınım fazının sonunda ayağı yere basmaya hazırlamak için ani bir şekilde dışa döner.

Şekil 3.6-b'de görüldüğü gibi kalça mafsalının transvers düzlemdeki moment değerleri, sagital ve koronal düzlemdeki moment değerlerinin yanında son derece küçüktür. Ayak yere bastıktan hemen sonra çok küçük bir içe dönme momenti oluşur ve bunu ani bir dışa dönme momenti takip eder. Bu moment artarak, yürüyüş çevriminin %15'inde yaklaşık 0,12 Nm maksimum değere ulaşır ve sonra azalarak, salınım fazının başında sıfırlanır. Salınım fazı boyunca moment yaklaşık sıfırdır.

Hem açı değerlerinin hem de moment değerlerinin çok küçük olması sebebiyle kalça mafsalının transvers düzlemdeki güç değerleri, Şekil 3.6-c'de görüldüğü gibi son derece küçüktür. Kalça mafsalı; destek fazının başında güç verirken, ortasında ve sonunda güç emilimi gerçekleştirir. Salınım fazı boyunca ise güç değerleri yaklaşık olarak sıfırdır. Net güç pozitif olduğu için, kalça mafsalında yürüyüş çevrimi boyunca güç üretimi meydana gelir..



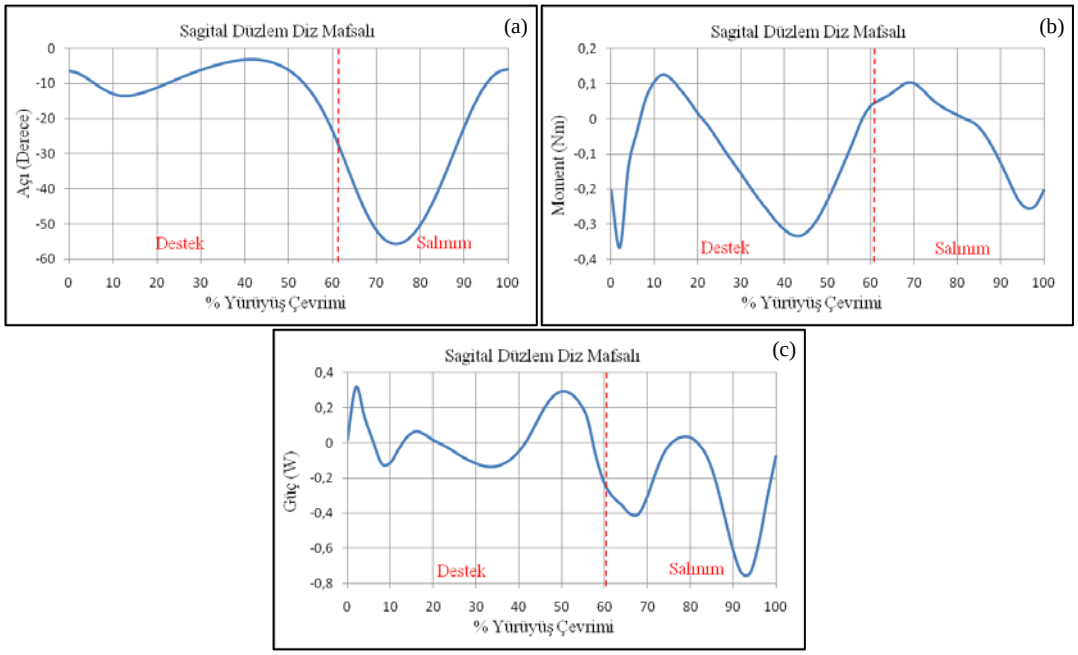
Şekil 3.6. Kalça mafsalının transvers düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

3.2.2. Diz mafsalı

Diz mafsalının sagital düzlemdeki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.7'de verilmiştir. Şekil 3.7-a'da görüldüğü gibi diz mafsalı, ayak basmadan hemen sonra topuk temasının etkisini sönümlemek için arkaya bükülür ve sonra bir miktar öne bükülür. Destek fazının sonunda ise ani olarak arkaya bükülmeye başlar ve salınım fazının ortasında yaklaşık 60° arkaya bükülerek, bacağın boyunu etkin bir şekilde kısaltır ve karşı ayağın yere basmasını sağlar. Bu noktadan sonra diz mafsalı, ayak basmaya hazırlık için bacağın boyunu artıracak şekilde öne bükülür.

Şekil 3.7-b'de görüldüğü gibi ayak yere bastıktan hemen sonra, topuk temasının etkisini sönümlemek için diz mafsalında 0,35 Nm'lik bir arkaya bükülme momenti oluşur. Bunu, yürüyüş çevriminin %10'unda 0.12 Nm'ye ulaşan ani bir öne bükülme momenti izler. Destek fazının ortasında bir arkaya bükülme momenti, sonunda ise ani bir öne bükülme momenti meydana gelir. Salınım fazı boyunca ise diz mafsalında, artan bir arkaya bükülme momenti oluşur.

Şekil 3.7-c'de görüldüğü gibi diz mafsalında; destek fazı boyunca güç üretimi, salınım fazı boyunca ise güç emilimi gerçekleştirir. Net güç negatif olduğundan, diz mafsalında yürüyüş çevrimi boyunca güç emilimi meydana gelir.

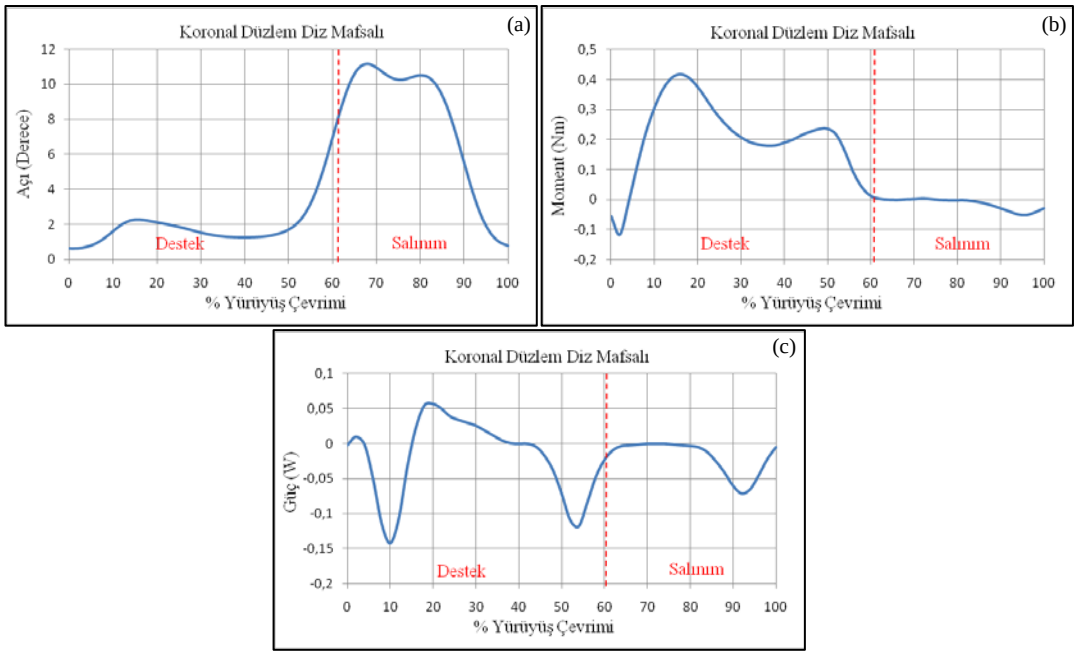


Şekil 3.7. Diz mafsalının sagital düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

Koronal düzlemdeki diz mafsalı açıları Şekil 3.8-a'da görüldüğü gibi son derece küçüktür. Diz mafsalı, destek fazı boyunca yaklaşık 1° civarında içe bükülmüş durumdadır. Destek fazının sonunda ve salınım fazının başında ani bir şekilde içe bükülür ve 11° içe bükülme açısına ulaşır. Salınım sonunda ise ayağı yere basmaya hazırlamak için ani bir dışa bükülme yapar.

Koronal düzlemdeki diz mafsalı moment eğrileri, kalça mafsalınınkine çok benzer (Şekil 3.8-b). Sadece, ağırlık vektörünün tesir çizgisinin diz ve kalça mafsallarına olan uzaklığı farklı olduğu için, değerler kalça mafsalından bir miktar küçüktür. Ayak yere bastıktan hemen sonra vücut ağırlığını dengelemek için diz mafsalında yaklaşık 0,1 Nm'lik ani bir dışa bükülme momenti oluşur. Bunu, ani bir içe bükülme momenti izler ve bu moment artarak yürüyüş çevriminin %15'inde 0,4 Nm'ye ulaşır. Daha sonra destek fazının sonuna kadar azalır ve salınımdan hemen önce sıfırlanır. Salınım fazı boyunca koronal düzlemdeki diz mafsalı momenti yaklaşık olarak sıfırdır.

Koronal düzlemdeki mafsal açılarının oldukça küçük olmasından dolayı diz mafsalının güç değerleri de çok küçüktür. Şekil 3.8-c'den görüldüğü gibi destek fazının başında, sonunda ve salınım fazının sonunda diz mafsalında güç emilimi olur ve yürüyüş boyunca oluşan net güç negatiftir.

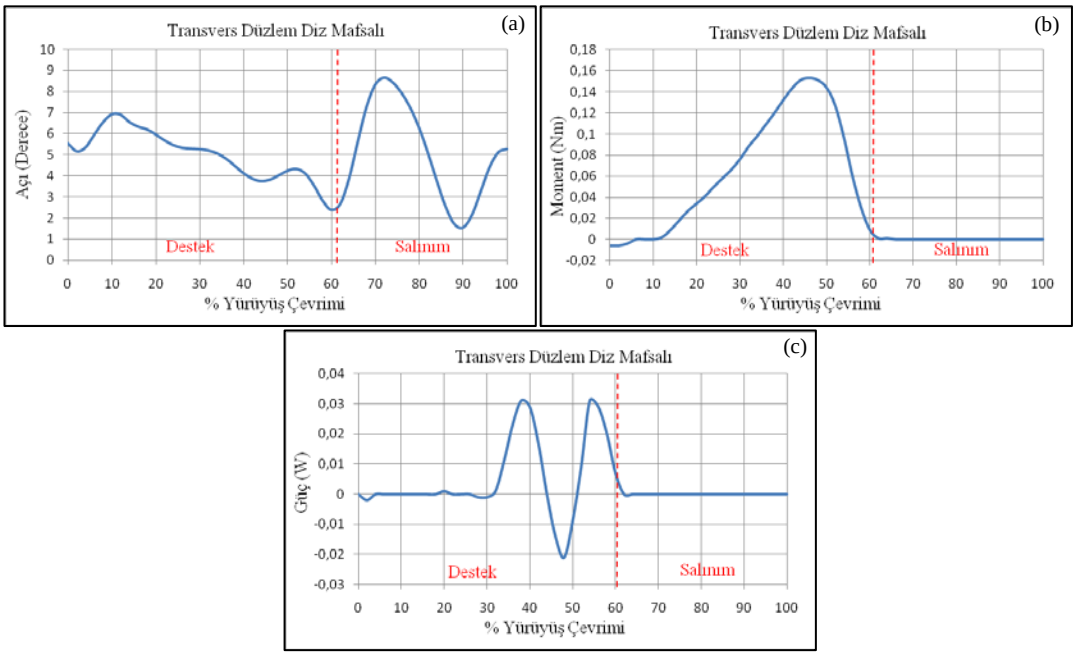


Şekil 3.8. Diz mafsalının koronal düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

Diz mafsalının transvers düzlemdeki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.9'da verilmiştir. Şekil 3.9-a'da görüldüğü gibi diz mafsalı, ayak basmadan hemen sonra içe dönmeye başlar ve yürüyüş çevriminin %15'inde 7° içe dönmüş durumdadır. Destek fazının geri kalanında diz mafsalı dışa döner. Salınım fazında ise diz mafsalı; önce 6° dışa, sonra 7° içe, daha sonra da 4° dışa dönme hareketi yapar.

Şekil 3.9-b'de görüldüğü gibi diz mafsalı transvers düzlemde destek fazı boyunca bir öne bükülme momenti uygular ve yürüyüş çevriminin %45'inde 0,15 Nm maksimum değere ulaşır. Bu noktadan sonra ani bir geri bükülme momenti oluşur ve salınım fazının başında moment sıfırlanır. Salınım boyunca ise diz mafsalındaki momentler sıfırdır.

Diz mafsalının transvers düzlemdeki güç eğrisi ise Şekil 3.9-c'de görülmektedir. Dizin güç değerleri, maksimum 0,03 olacak şekilde son derece küçüktür. Destek fazında diz mafsalındaki net güç pozitiftir ve güç üretimi meydana gelir. Salınım fazında ise dizin güç değerleri sıfırdır. Net güç pozitif olduğu için yürüyüş çevrimi boyunca diz mafsalında güç üretimi meydana gelir.



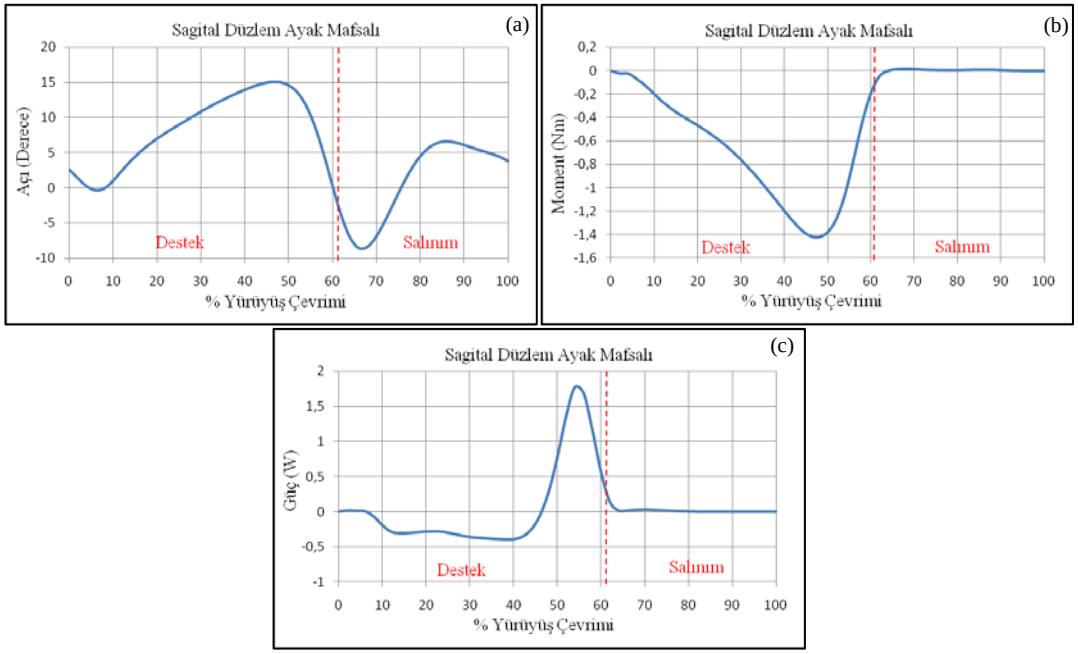
Şekil 3.9. Diz mafsalının transvers düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

3.2.3. Ayak mafsalı

Ayak mafsalının sagital düzlemdeki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.10'da verilmiştir. Şekil 3.10-a'da görüldüğü gibi ayak mafsalı, ayak basmadan hemen sonra 4° derece aşağı büküldükten sonra yürüyüş çevriminin %50'sinde 15° maksimum bükülme açısına ulaşana kadar yukarı bükülür. Destek fazının sonunda ve salınım fazının başında ise ani olarak aşağı bükülür ve yürüyüş çevriminin %65'inde 15° aşağı bükülme açısına ulaşır. Ayak mafsalı, salınım fazının geri kalanında ise yukarı bükülür.

Şekil 10-b'de görüldüğü gibi ayak mafsalında, gövdeyi ilerletebilmek için destek fazı boyunca artan bir aşağı bükülme momenti oluşur. Bu moment, yürüyüş çevriminin % 50'sinde yaklaşık 1,4 Nm'ye ulaşır ve destek fazının sonunda azalarak sıfırlanır. Salınım boyunca ayak mafsalının sagital düzlem momenti sıfırdır.

Şekil 3.10-c'den görüldüğü gibi destek fazının başında ve ortasında güç emilimi, sonunda ise güç üretimi vardır. Mafsallar için en yüksek güç değeri yaklaşık 1,7 W ile sagital düzlemde ayak mafsalında elde edilir. Net güç pozitif olduğu için yürüyüş çevrimi boyunca ayak mafsalında güç üretimi meydana gelmektedir.

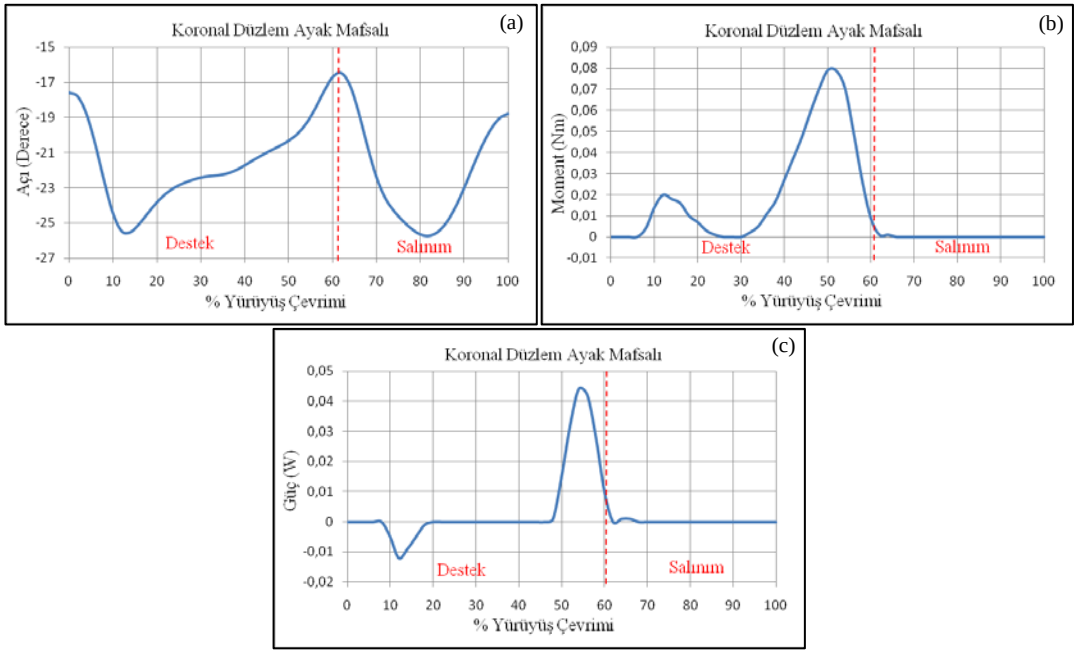


Şekil 3.10. Ayak mafsalının sagital düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

Ayak mafsalının koronal düzlemdeki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.11'de verilmiştir. Şekil 3.11-a'da görüldüğü gibi ayak mafsalı, ayak basmadan hemen sonra ani olarak dışa bükülür ve yürüyüş çevriminin %15'inde yaklaşık 26° maksimum dışa bükülme açısına ulaşır. Destek fazının geri kalanında ise ayak mafsalı içe bükülür. Ayak mafsalı, salınım fazının başında ani olarak dışa bükülüp 26° dışa bükülme açısına ulaştıktan sonra salınım fazının sonunda yaklaşık 7° içe bükülür.

Şekil 3.11-b'de görüldüğü gibi destek fazının başında ayak mafsalında moment sıfırdır. Yürüyüş çevriminin %8'inde küçük bir dışa bükülme momenti oluşur ve sonra sıfırlanır. Destek fazının ortasında ise bir dışa bükülme momenti oluşur ve bu moment artarak yürüyüş çevriminin %50'sinde 0,08 Nm maksimum değere ulaştıktan sonra ani bir şekilde azalarak salınımın hemen başında sıfırlanır. Salınım fazı boyunca ayak mafsalının koronal düzlemdeki momenti sıfırdır.

Şekil 3.11-c'de görüldüğü gibi ayak mafsalında, detek fazının başında güç emilimi olurken destek fazının sonunda ise bir güç üretimi meydana gelir. Net güç pozitif olduğu için yürüyüş çevrimi boyunca ayak mafsalında güç üretimi meydana gelir.

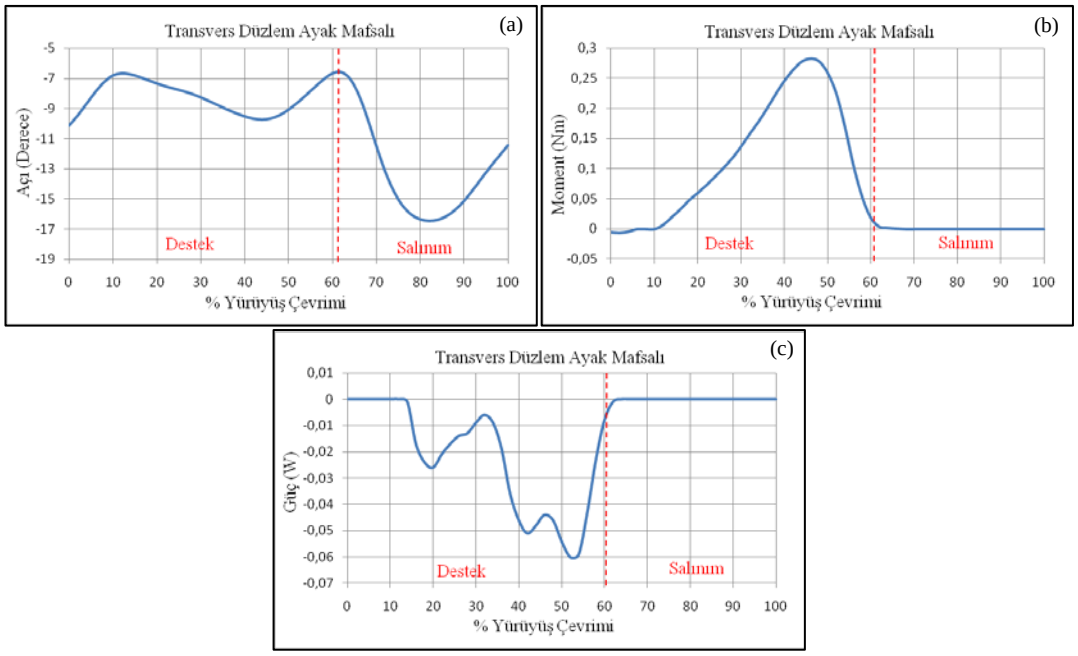


Şekil 3.11. Ayak mafsalının koronal düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

Ayak mafsalının transvers düzlemdeki açı, normalize moment ve güç eğrileri Şekil 3.12'de verilmiştir. Şekil 3.12-a'da görüldüğü gibi ayak basma esnasında ayak mafsalı yaklaşık 10° dışa dönük durumdadır ve destek fazı boyunca yaklaşık 10° civarında salınım yapar. Salınım fazının başında ayak mafsalı, ani bir şekilde dışa döner ve salınım ortasında 17° maksimum dışa dönme açısına ulaştıktan sonra salınım sonunda yaklaşık 5 derece içe döner.

Şekil 3.12-b'de görüldüğü gibi destek fazının başında ayak mafsalı momentleri yaklaşık sıfırdır. Yürüyüş çevriminin %20'sinde bir içe dönme momenti oluşur ve bu moment çevrimin %45'inde 0,28 Nm maksimum değere ulaştıktan sonra ani bir şekilde azalarak, salınımdan hemen önce sıfırlanır. Salınım fazı boyunca transvers düzlemdeki ayak mafsalı momenti sıfırdır.

Şekil 3.12-c'de görüldüğü gibi detek fazı boyunca ayak masfalında bir güç emilimi meydana gelir. Salınım fazında ise güç değerleri sıfırdır.



Şekil 3.12. Ayak mafsalının transvers düzlemdeki açı (a), moment (b) ve güç (c) eğrileri

4. YÜRÜYÜŞ DESTEKLEYİCİ DIŞ İSKELETİN MEKANİK TASARIMI

Bir alt-ekstremite dış iskeletin kullanıcıyla etkileşim içinde bulunan ve onu taşıyan ana kısmı iskelet gövdedir. Başarıyla tasarlanmış bir iskelet gövde; kullanıcıya bağlandığı noktalar ile zemin arasında bir kuvvet yolu oluşturarak, kullanıcının bacaklarına etki eden ağırlığı doğrudan yere iletir. Böylelikle kullanıcıyı yer çekimi etkisinden kurtarır.

İskelet gövde, birbirine mafsallarla bağlanmış rijit parçalardan meydana gelen bir manipülatördür. Bu manipülatörü diğerlerinden ayıran en önemli özellik, kinematik yapısının insanın anatomik yapısına birebir uyumlu olmasıdır.

Bir alt-ekstremite dış iskelet gövdesi; bel, üst bacaklar, alt bacaklar, ayaklar gibi ana parçalardan ve bunları birbirine bağlayan mafsallarından oluşur. İskelet gövdeyi oluşturan ana parçaların, aşağıda belirtilen bazı temel özelliklere sahip olması gerekmektedir.

Rahatlık: Bir dış iskelet, kullanıcıyla etkileşim içinde ve eş zamanlı olarak birçok hareket yapar. Bu hareketleri yaparken kullanıcıyı rahatsız etmemesi çok önemlidir. Kullanıcının hareketlerini kısıtlamaması için, iskelet gövdenin kinematik yapısı insanın anatomik yapısıyla uyumlu olmalıdır ve iskelet gövde mafsallarının serbestlik derecesi ve hareket aralığı da uygun şekilde seçilmelidir.

Ayarlanabilirlik: Farklı vücut ölçülerinde birçok birey tarafından kullanılması hedeflenen bir alt-ekstremite dış iskeletin gövdesini oluşturan parçaların boyutları, farklı kullanıcılara uyum sağlayabilecek şekilde ayarlanabilir olmalıdır.

Dayanıklılık: Bir iskelet gövde, kullanıcının ağırlığının yanında kendi gövde ağırlığını ve varsa sırt yükünü de taşımak zorunda olduğundan oldukça yüksek kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu sebeple; iskelet gövdeyi oluşturan parçalar, üzerlerine gelen kuvvetleri taşıyabilecek kadar dayanıklı olmalıdır.

Hafiflik: Bir dış iskeletin istenilen hareketleri yapabilmek için ihtiyaç duyduğu eyleyici momentleri, iskelet gövdenin taşıdığı toplam ağırlık ile orantılı olarak artmaktadır. İstenilen mafsal momentleri ne kadar artarsa kullanılması gereken eyleyicilerin boyutu, ağırlığı ve güç gereksinimi de o kadar artar. Bu sebeple iskelet gövde parçaları, mümkün olduğunca dayanıklı fakat bir o kadar da hafif olmalıdır.

YÜDİS'in kinematik ve mekanik tasarım çalışması, yukarıda belirtilen gereksinimler göz önünde bulundurularak aşağıdaki üç temel adımda gerçekleştirilmiştir.

1. Mafsalların serbestlik derecesi ve hareket aralığının belirlenmesi
2. Gövde parçalarının ayrıntılı tasarımları
3. Tasarlanan gövde parçalarının gerilme analizleri

4.1. Mafsalların Serbestlik Derecesi ve Hareket Aralığının Belirlenmesi

Dış iskelet mafsallarının serbestlik derecesi ve hareket aralığının, kullanıcıya rahatsızlık vermeyecek ve kullanıcı hareketlerini kısıtlamayacak şekilde seçilmesi çok önemlidir. Aslında dış iskelet mafsallarının serbestlik derecesi ve hareket aralığı ne kadar artarsa, kullanıcının hareketleri de o kadar rahatlar. Fakat serbestlik derecesi ve hareket aralığının gereğinden fazla seçilmesi, özellikle kas aktivitesi çok düşük olan kullanıcılar için bazı problemlere yol açabilir. Örneğin serbestlik derecesinin gereğinden fazla seçilmesi; cihazın, kullanıcının isteği dışında hareketler yapmasına sebep olabilir. Hareket aralığının gereğinden fazla seçilmesi ise, olası bir problemde eyleyicilerin mafsalları aşırı çevirmesi sonucunda ciddi sakatlanmalara sebep olabilir. Bu sebeplerle dış iskelet mafsallarının serbestlik derecesi ve hareket aralığı, hem kullanıcıya rahatsızlık vermeyecek hem de güvenlik problemlerine yol açmayacak şekilde seçilmelidir. Dış iskelet mafsallarının serbestlik derecesi ve hareket aralığının doğru şekilde belirlenmesi için kullanılabilecek en uygun araç, klinik yürüyüş analizleridir (CGA). Klinik yürüyüş analizi verileri kullanılarak, insan anatomik mafsallarının serbestlik derecesi ve hareket aralığı kolaylıkla belirlenebilir. Bir dış iskelet, kullanıcının hareketlerini taklit edeceği için; klinik yürüyüş analizleri, dış iskelet mafsallarının serbestlik derecesi ve hareket aralığının belirlenmesi için de kullanılabilir.

Tez çalışmasının bu bölümünde; YÜDİS mafsallarının serbestlik dereceleri ve hareket aralıkları, Bölüm 3.2'de verilen klinik yürüyüş analizleri ve Unigraphics yazılımındaki insan modeli kullanılarak belirlenmiştir.

YÜDİS mafsallarının serbestlik dereceleri belirlenmeden önce insan anatomik mafsallarının serbestlik derecelerinin incelenmesinde yarar vardır. İnsanın alt gövdesi genellikle; ayak mafsalında 3, diz mafsalında 1 ve kalça mafsalında 3 adet olmak üzere toplamda bacak başına 7 serbestlik dereceli olarak modellenir. Bu serbestlik dereceleri aşağıdaki gibidir.

- Ayak mafsalı;
  - Sagital düzlemde dönme (yukarı bükülme - aşağı bükülme)
  - Koronal düzlemde dönme (içe bükülme - dışa bükülme)
  - Transvers düzlemde dönme (içe dönme - dışa dönme)
- Diz mafsalı;
  - Sagital düzlemde dönme (öne bükülme - geriye bükülme)
- Kalça mafsalı;
  - Sagital düzlemde dönme (öne bükülme - arkaya bükülme)
  - Koronal düzlemde dönme (içe bükülme - dışa bükülme)
  - Transvers düzlemde dönme (içe dönme - dışa dönme)

Bölüm 3.2'de verilen klinik yürüyüş analizleri ve Unigraphics yazılımındaki insan modeli kullanılarak, yürüme ve oturma-kalkma hareketleri için gerekli maksimum ve minimum anatomik mafsal açıları Çizelge 4.2'deki gibi elde edilir.

Çizelge 4.2 kullanılarak YÜDİS mafsalları için hem kullanıcı hareketlerini kısıtlamayacak hem de güvenlik problemlerine yol açmayacak serbestlik dereceleri belirlenebilir. Yürüyüş hareketi incelendiğinde, standart anatomik düzlemlerdeki hareketlerin her birisinin farklı bir amaç için yapıldığı anlaşılabilir. Bu sebeple mafsal hareketlerinin her anatomik düzlemde ayrı ayrı incelenmesinde fayda vardır.

Çizelge 4.2. Yürüme ve oturma-kalkma hareketleri için anatomik mafsal hareket aralıkları

	Yürüme			**Oturma Kalkma**
	Sagital Düzlem	**Koronal Düzlem**	**Transvers Düzlem**	**Sagital Düzlem**
Kalça	-13 ~ 30	-7 ~ 7	-6 ~ 6	0 ~ 90
Diz	-75 ~ -15	-0,5 ~ 8	-6 ~ 8	-90 ~ 0
Ayak	-15 ~ 12	-15 ~ -2	-17 ~ -9	-15 ~10

Sagital Düzlem: Sagital düzlemdeki mafsal hareketleri, vücudun ilerletilmesini sağlayan asıl hareketlerdir. Bu düzlemdeki hareketler; bir yandan vücudun destek ayağı üzerinde ötelenmesini sağlarken, diğer yandan salınım ayağının bir sarkaç gibi vücudun arkasından önüne geçmesini sağlar. Çizelge 4.2 incelendiğinde sagital düzlemdeki anatomik mafsal hareket aralıklarının kalça mafsalı için; yürürken 43°, oturup-kalkarken 90°, diz mafsalı içinse; yürürken 60°, oturup-kalkarken 90° olduğu görülmektedir. Nispeten daha küçük olan ayak mafsalı hareket aralıklarının ise; yürürken 27°, oturup-kalkarken 25° olduğu görülmektedir. Bu büyük hareket miktarları göstermektedir ki, yürüme ve oturma-kalkma hareketlerini gerçekleştirebilmesi için; YÜDİS'in kalça, diz ve ayak mafsalları sagital düzlemde kesinlikle serbest bırakılmalıdır.

Koronal Düzlem: Kalça mafsalının koronal düzlem hareketi, yürüyüş esnasında vücudun dengesini sağlamak amacıyla yapılır. Dengeli bir yürüyüş için vücut kütle merkezinin iz düşümünün, koronal düzlemde ölçülen ayak açıklığının içinde kalması şarttır. Vücut kütle merkezi, herhangi bir sebepten dolayı yana doğru kayar ve iz düşümü ayak açıklığının dışına çıkarsa, vücut o tarafa doğru devrilmeye meyleder. Bunu engellemek için, kalça mafsalı koronal düzlemde dışa doğru bükülerek ayak açıklığını genişletir ve kütle merkezinin bu alanın dışına çıkmasını engelleyerek dengede kalmayı sağlar. Dengeli bir yürüyüş sağlamak için kalça mafsalının koronal düzlem hareketi gerekli olsa da, kas aktivitesi düşük olan YÜDİS kullanıcılarının koltuk değneği kullanacak olması, denge ile ilgili koronal düzlem hareketinin gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. Bu sebeple, YÜDİS'in kalça mafsalının koronal düzlemdeki hareketi kısıtlanmıştır. Çizelge 4.2'den yürüyüş esnasında kalça mafsalının koronal düzlemde yaklaşık 14° hareket ettiği görülmektedir. Dolayısıyla bu kadar küçük bir hareketin kısıtlanması, kullanıcının hissetmeyeceği kadar az bir rahatsızlığa sebep olacaktır.

Ayak mafsalının koronal düzlem hareketi ise, eğimli ve engebeli zeminlerde ayak tabanının yere düz şekilde basmasını sağlamak içindir. Yürüyüş esnasında herhangi bir sebepten dolayı ayağın zemine düz bir şekilde basmaması, yürüyen kişiye oldukça büyük bir rahatsızlık verecektir. Bu sebeple YÜDİS'in ayak mafsalı, koronal düzlemde serbest bırakılmıştır.

Transvers Düzlem: Transvers düzlemde kalça mafsalı hareketi, yürüyüşün yönünü değiştirmek için yapılır. Kalça mafsalı, yürüyüş esnasında transvers düzlemde içe veya dışa dönerek, bacağın basma açısını ve dolayısıyla ilerleme yönünü değiştirir. Aslında yürüyüş yönü; gövdenin, basma noktası üzerinde çevrilmesiyle de değiştirilebilir. Kollardan destek alınması durumunda bu hareket çok daha kolaylaşır. Dolayısıyla koltuk değneği kullanan dış iskelet kullanıcıları için yürüyüş yönünün; vücudun, basma noktası üzerinde döndürülmesiyle değiştirilmesi, kalça mafsalının transvers düzlemdeki hareketinin gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. Bu sebeple, YÜDİS'in kalça mafsalının transvers düzlemdeki hareketi kısıtlanmıştır. Çizelge 4.2'den yürüyüş esnasında kalça mafsalının transvers düzlemde yaklaşık 12° hareket ettiği görülmektedir. Bu kadar küçük bir hareket için, yapılan kısıtlamanın kullanıcıyı rahatsız etmeyeceği açıktır.

Ayak mafsalının transvers düzlemdeki hareketinin ise yürüyüşe katkısı olmayıp, tamamen kişinin duruşuyla ilgilidir. Normal şartlarda bu hareketin kısıtlanmasında hiçbir sakınca yoktur. Fakat her insanın ayak basma açısı farklıdır. Bazı insanlar yere ayakları dışa dönük basarken, bazı insanlar içe dönük basar. Bu sebeple, farklı kullanıcılar tarafından kullanılması hedeflenen bir dış iskelet için, ayak basma açısının kullanıcının normal duruşuna göre ayarlanması şarttır. Dolayısıyla YÜDİS'in ayak mafsalı hareketi, cihazın farklı kullanıcılara adapte olabilmesini sağlayabilmek için transvers düzlemde serbest bırakılmıştır.

YÜDİS mafsalları için seçilen serbestlik derecelerinin, anatomik mafsalların serbestlik dereceleri ile karşılaştırması Çizelge 4.3'de verilmiştir. Buna göre, YÜDİS'in, insandan farklı olarak sadece kalça mafsalının koronal ve transvers düzlem hareketleri kısıtlanmıştır.

Çizelge 4.2'den yararlanılarak, YÜDİS'in yürüme ve oturma-kalkma hareketlerini gerçekleştirebilmesi için gerekli mafsal hareket aralıkları belirlenmiştir. YÜDİS'in mafsal hareket aralıklarının, anatomik mafsal hareket aralıkları ile karşılaştırması Çizelge 4.4'de verilmiştir. Çizelge 4.4'den görüldüğü gibi, sagital düzlemde kalça mafsalı 17° geriye, 100° öne bükülebilirken, diz mafsalı 0 dereceden 100° geriye bükülebilmektedir. Ayak mafsalı ise sagital düzlemde 15° aşağı, 15° yukarı, koronal düzlemde 15° içe, 15° dışa bükülebilmektedir. Ayak mafsalının transvers düzlemdeki hareketi ise tamamen serbest bırakılmıştır.

Bölüm 3.2'de verilen klinik yürüyüş analizlerinden yararlanılarak, yürüyüş hareketi için gerekli olan maksimum momentler Çizelge 4.5'de görüldüğü gibi elde edilir. Çizelgedeki değerler normalize edilmiş momentlerdir ve gerçek momentler, toplam ağırlık ile normalize edilmiş momentlerin çarpımına eşittir.

Çizelge 4.5 incelenirse, sagital düzlemdeki mafsal momentlerinin diğer düzlemlerdeki mafsal momentlerine göre oldukça büyük olduğu görülmektedir. 75 kg ağırlığa sahip bir bireyin bu hareketleri gerçekleştirebilmesi için, sagital düzlemde uygulaması gereken maksimum kalça mafsalı momenti yaklaşık 82,5 Nm, maksimum diz mafsalı momenti yaklaşık 60 Nm ve maksimum ayak mafsalı momenti ise yaklaşık 120 Nm'dir. Bu kadar yüksek momentlerin, kas aktivitesi az olan kullanıcılar tarafından karşılanabilmesi çok zordur. Bu sebeple sagital düzlemdeki hareketlerin tamamının, eyleyici kullanılarak desteklenmesi gerekmektedir.

Çizelge 4.3. YÜDİS mafsallarına ve anatomik mafsallara ait serbestlik dereceleri

	İnsan			**YÜDİS**		
	Sagital Düzlem	**Koronal Düzlem**	**Transvers Düzlem**	**Sagital Düzlem**	**Koronal Düzlem**	**Transvers Düzlem**
Kalça	●	●	●	●	-	-
Diz	●	-	-	●	-	-
Ayak	●	●	●	●	●	●

Çizelge 4.4. YÜDİS mafsallarına ve anatomik mafsallara ait hareket aralıkları

	İnsan			**YÜDİS**		
	Sagital Düzlem (°)	**Koronal Düzlem (°)**	**Transvers Düzlem (°)**	**Sagital Düzlem (°)**	**Koronal Düzlem (°)**	**Transvers Düzlem (°)**
Kalça	-13 ~ 90	-	-	-17 ~ 100	-	-
Diz	- 90 ~ 0	-	-	-100 ~ 0	-	-
Ayak	-15 ~ 12	-15 ~ -2	-17 ~ - 10	-15 ~ 15	-15 ~ 15	∞

Çizelge 4.5. Yürüyüş için gerekli normalize edilmiş mafsal momentleri

	Sagital Düzlem (Nm)	**Koronal Düzlem (Nm)**	**Transvers Düzlem (Nm)**
Kalça	-1,1 ~ 0,85	-	-
Diz	-0,5 ~ 0,8	-	-
Ayak	-1,5 ~ 0,1	-0,03 ~ 0,06	-0,01 ~ 0,15

YÜDİS'in serbest bırakılan diğer hareketleri olan, ayak mafsalının koronal ve transvers düzlem hareketleri için moment değerleri oldukça küçüktür. 75 kg ağırlığa sahip bir birey için maksimum koronal düzlem ayak mafsalı momenti yaklaşık 4,5 Nm, maksimum transvers düzlem ayak mafsalı momenti ise yaklaşık 11,25 Nm'dir. Bu kadar küçük momentler için, bu hareketlerin eyleyici kullanılarak desteklenmesi son derece gereksizdir.

Sonuç olarak; YÜDİS'in sadece sagital düzlemdeki kalça, diz ve ayak mafsalı hareketlerinin eyleyici kullanılarak desteklenmesi, hedeflenen hareketlerin yapılabilmesi için yeterlidir. Fakat her ne kadar tek serbestlik derecesine sahip kalça ve diz mafsallarına eyleyici bağlanması sorun olmasa da, üç serbestlik dereceli ayak mafsalına eyleyici bağlanması bazı problemlere sebep olacaktır. Öncelikle ihtiyaç duyulan moment değerinin çok büyük olması, bağlanacak eyleyicinin boyut ve ağırlığının da oldukça büyük olmasına sebep olacaktır. Bu kadar ağır bir eyleyicinin alt bacağa eklenmesi, kütle ve ataleti oldukça artıracağından dolayı, özellikle yürüyüşün salınım fazında, havadaki bacağı döndüren diz ve kalça mafsallarının moment gereksinimlerini ve enerji sarfiyatlarını büyük oranda artıracaktır. Bunun yanında, üç serbestlik derecesine sahip ayak mafsalında, uygun hareketin sağlanabilmesi için, dönme eksenlerinin aynı noktada kesiştiği küresel tip mafsal kullanılması zorunludur. Fakat YÜDİS için seçilen eyleyici tipi olan DC servomotor kullanılarak küresel bir mafsalı tek düzlemde hareket ettirmek imkânsızdır.

Aslında ayak mafsalında oluşan bu yüksek moment değeri, destek fazında vücut kütle merkezi basma noktasının önüne geçtiğinde, ayak mafsalının kontrolsüz bir şekilde bükülerek gövdenin öne doğru devrilmesini engellemek için üretilir. Dolayısıyla sagital düzlemde ayak mafsalı serbest bırakılır ve eylenmez ise kas aktivitesi zayıf bir kullanıcı, 120 Nm civarındaki sagital düzlem ayak momentini uygulayamayacağı için öne doğru devrilme tehlikesi yaşar. Fakat bu problem koltuk değneği kullanılması ile engellenebilir. Kullanıcı, koltuk değneğinden aldığı destek ile tıpkı koronal düzlemde yana devrilmeyi engellediği gibi sagital düzlemde de öne devrilmeyi engelleyebilir. Tüm bunlar göz önünde bulundurulduğunda, ayak mafsalına eyleyici bağlanmasının avantajdan çok dezavantajı olduğu görülmektedir. Bu sebeple YÜDİS'in ayak mafsalına eyleyici bağlanmamasına karar verilmiştir.

4.2. YÜDİS Gövde Tasarımı

Başarılı bir iskelet gövde tasarımı için iskelet gövdeyi oluşturan parçalarda aranan özellikler aşağıdaki gibi özetlenebilir.

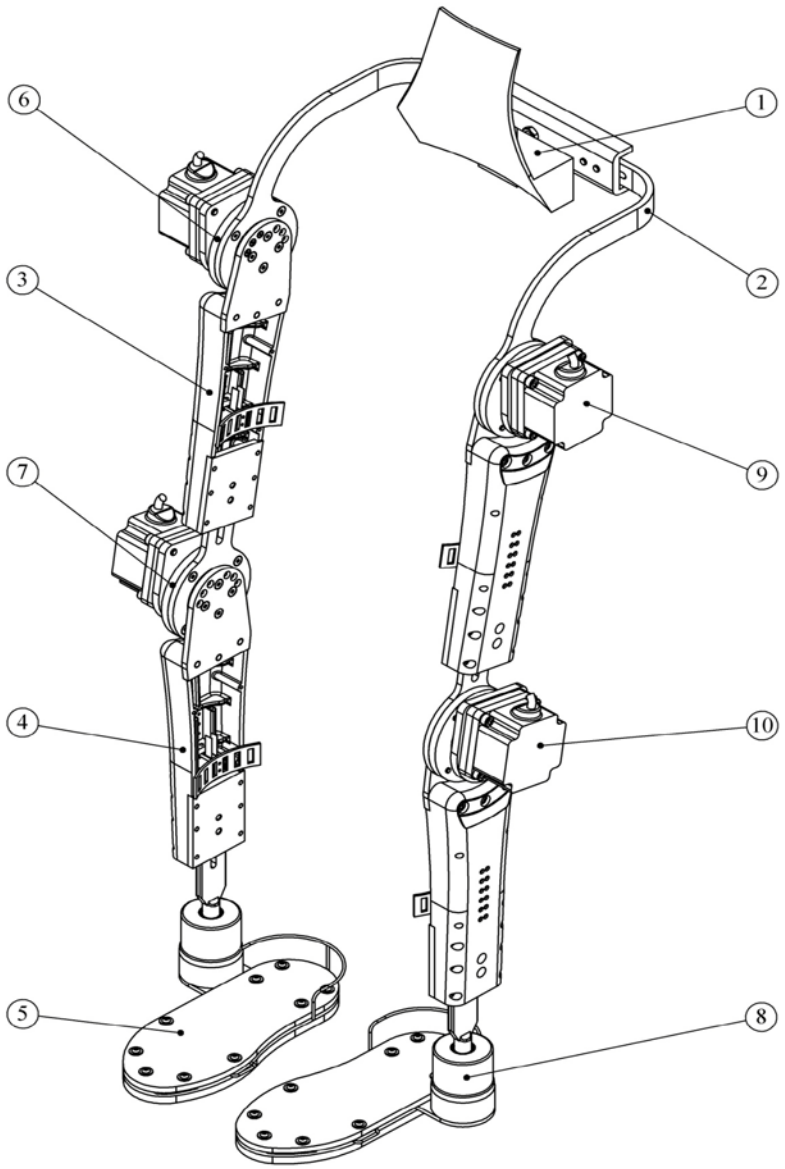
- Kullanıcıyı rahatsız etmeyecek şekilde insan anatomisine uygun olması,
- Üzerine gelen ağırlığı taşıyabilecek kadar dayanıklı olması,
- Mümkün olduğunca hafif olması,
- Farklı kullanıcılar tarafından giyilebilecek şekilde boyutlarının ayarlanabilir olması.

YÜDİS gövde parçalarının mekanik tasarımları, yukarıda verilen özellikler dikkate alınarak, Unigraphics ve Solidworks yazılımları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tasarım işleminin ilk aşamasında iskelet gövde modeli 3-boyutlu bir insan modeli üzerine giydirilerek, insan anatomisine uygunluğu ve ergonomikliği incelenmiştir. Gerekli düzeltmelerin ardından, önce ana parçaların sonra da hareket ve boy ayar mekanizmalarının ayrıntılı tasarımları yapılmıştır. Tasarım çalışmaları sonucunda elde edilen YÜDİS genel yapısı Şekil 4.1'de görülmektedir. Buna göre YÜDİS gövdesi aşağıdaki ana kısımlardan oluşmaktadır.

- Bel
- Üst Bacaklar
- Alt Bacaklar
- Ayaklar
- Kalça Mafsalları
- Diz Mafsalları
- Ayak Mafsalları

YÜDİS'i oluşturan ana parçaların hepsi rahat bir hareket sağlayacak şekilde insan anatomisine uygun olarak tasarlanmıştır. YÜDİS'in farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara adapte olabilmesi ve mafsal merkezlerinin kullanıcının anatomik mafsal merkezleriyle çakıştırılabilmesi için; üst bacak, alt bacak ve bel ana parçaları,

boyutları ayarlanabilir olarak tasarlanmıştır. İskelet gövde mafsalları, Bölüm 4.1'de belirlenen serbestlik derecesi ve hareket aralıklarına uygun olarak tasarlanmıştır. Kalça ve diz mafsallarında döner tip, ayak mafsallarında ise küresel tip mafsal kullanılmıştır. Hafif fakat dayanıklı bir iskelet gövde elde edebilmek için; az yüklere maruz kalan parçalarda döküm polyamid, yüksek yüklere maruz kalan parçalarda ise alaşımlı alüminyum malzeme kullanılmıştır. YÜDİS'in maksimum yükler altındaki gerilme analizleri Bölüm 4.3 de verilmiştir.

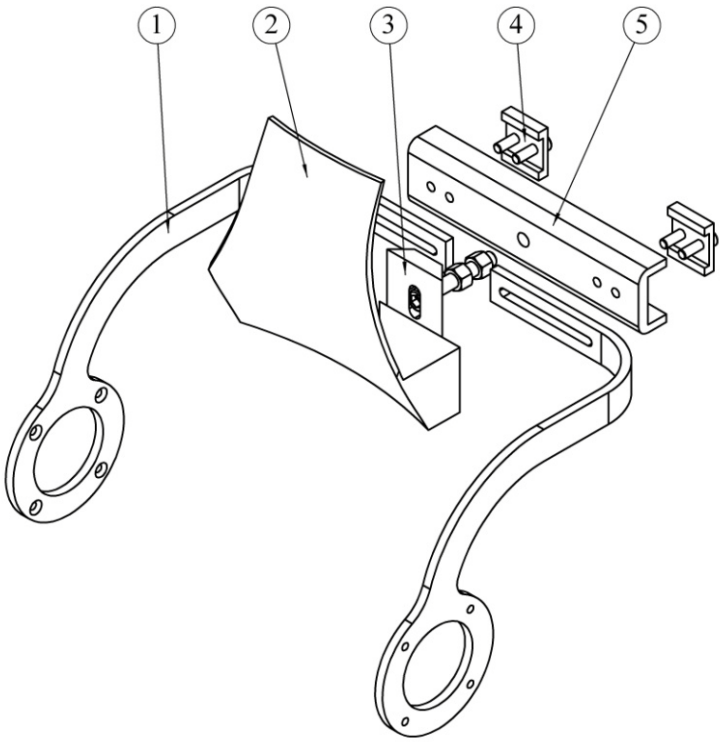


Şekil 4.1. YÜDİS genel yapısı (1-Sırt Desteği, 2-Bel, 3-Üst Bacak, 4-Alt Bacak, 5-Ayak, 6-Kalça Mafsalı, 7-Diz Mafsalı, 8-Ayak Mafsalı, 9-Kalça Eyleyicisi, 10-Diz Eyleyicisi)

4.2.1. Bel Tasarımı

İskelet gövdenin bel parçası, anatomik olarak insanın alt gövdesi ile üst gövdesini birleştiren pelvis kemiğinin yerine geçmektedir. Bel parçası, iskelet gövdenin sağ bacağı ile sol bacağı arasındaki bağlantıyı sağlar. Bunun yanında dış isketin elektronik donanımının ve güç ünitesinin bağlandığı sırt kısmını taşır. Dış iskeletin bel kısmının, kalça mafsalından uygulanan torklardan dolayı dönmesini engellemek için kullanıcıya rijit bir şekilde bağlanması gerekir. Dolayısıyla kullanıcı ile iskelet gövde arasındaki en yoğun temas bel kısmında meydana gelir.

Yapılan hareketler esnasında bel parçasının kullanıcıya rijit bir şekilde bağlanabilmesi ve oluşan yoğun temasın kullanıcıyı rahatsız etmemesi için YÜDİS'in bel kısmına, her kullanıcıya uyum sağlayabilecek ergonomik bir sırt desteği yerleştirilmiştir. YÜDİS'in bel kısmının mekanik tasarımı Şekil 4.2'de ayrıntılı olarak verilmiştir.



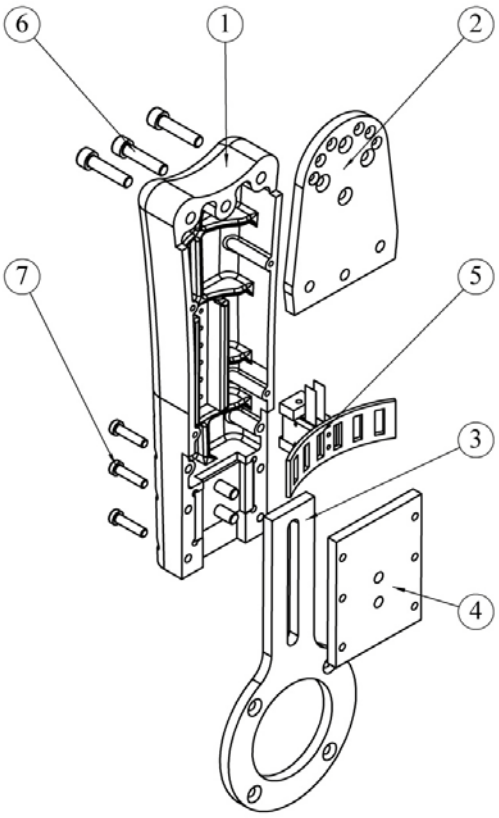
Şekil 4.2. YÜDİS bel tasarımı (1-Bel-kalça bağlantı elemanı, 2-Sırt desteği, 3-Sırt desteği ayar mekanizması, 4-Bel genişliği ayar mekanizması, 5-Bel gövdesi)

Beli oluşturan ana parça, bel-kalça bağlantı elemanıdır (1). Bu parçanın bir ucu kalça mafsalı ile üst bacağa bağlanırken, diğer ucu bel genişliği ayar mekanizması (4) ile bel gövdesine (5) bağlanmaktadır. Bel gövdesindeki (5) kızakta hareket edebilen bu parçalar, bel genişliğini artırıp azaltarak cihazın farklı kilodaki kullanıcılara adapte olabilmesini sağlamaktadır. Bel genişliği ayar mekanizması (4) sayesinde, YÜDİS'in bel genişliği 348 mm - 454 mm aralığında ayarlanabilmektedir. İki bacak arasındaki bağlantıyı sağlamanın yanında, elektronik donanımı ve güç ünitesini taşıyan bel-kalça bağlantı elemanları (1) ve bel gövdesi (5), yoğun yüke maruz kaldıkları için alüminyum malzemeden imal edilmişlerdir.

YÜDİS, insan anatomisine uygun ve bel boşluğuna tam olarak yerleşebilecek şekilde tasarlanan sırt desteği (2) sayesinde, kullanıcının beline ve sırtına son derece rijit aynı zamanda da rahatsızlık vermeyecek şekilde bağlanabilmektedir. Sırt desteği (2), sırt desteği ayar mekanizması (3) sayesinde transvers ve koronal düzlemlerde ötelenme ve sagital düzlemde dönme yaparak, farklı vücut ölçülerindeki kullanıcıların beline tam olarak oturabilmektedir. Yoğun yüke maruz kalmayan sırt desteği (2) ve sırt desteği ayar mekanizması (3), polyamid malzemeden imal edilmiştir.

4.2.2. Üst bacak ve alt bacak tasarımı

İskelet gövdenin üst bacağı, anatomik olarak uyluk kemiğinin yerine geçmektedir ve bel ile alt bacağı birbirine bağlar. Alt bacak ise anatomik olarak baldır ve kaval kemiklerinin yerine geçmektedir ve üst bacak ile ayağı birbirine bağlar. Her ne kadar insanın alt bacağı iki ayrı kemikten oluşsa da, iskelet gövde tasarımında bu iki kemiğin tek bir parça olarak alınmasında hiçbir sakınca yoktur. Kullanıcı, üst ve alt bacaklara bağlantı elemanları ile bağlandığı için, bu parçalar ile kullanıcının bacağı arasında yoğun bir temas vardır. Bağlantı elemanları, kullanıcının ağırlığını taşımanın yanında, kullanıcı ile dış iskelet arasındaki etkileşim kuvvetlerini de iletmektedir. Bu sebeple YÜDİS'in alt bacak ve üst bacak bağlantı elemanları, kullanıcı-dış iskelet arasındaki etkileşim kuvvetlerini ölçebilen kuvvet sensorları olarak görev yapabilecek şekilde imal edilmiştir. YÜDİS'in üst bacak tasarımı Şekil 4.3'de, alt bacak tasarımı ise Şekil 4.4'de ayrıntılı olarak verilmiştir.

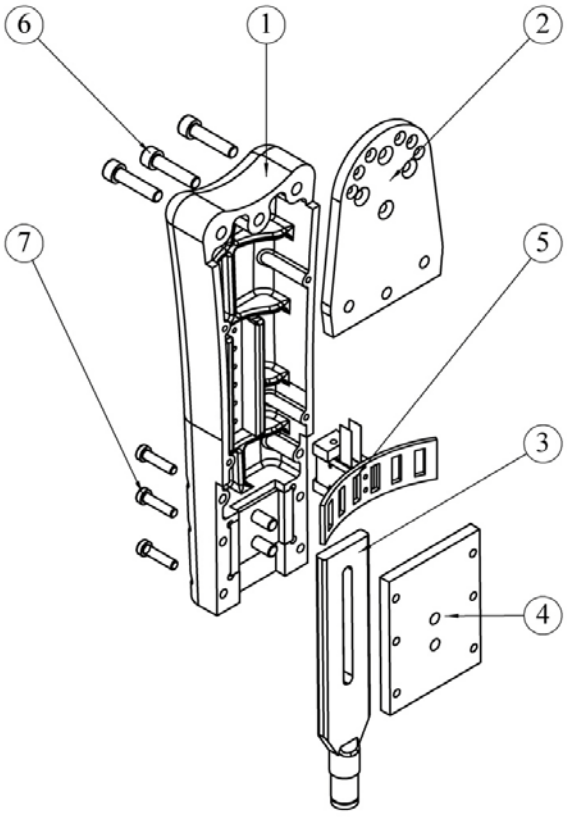


Şekil 4.3 YÜDİS üst bacak tasarımı (1-Üst bacak gövdesi, 2-Mafsal bağlantı elemanı, 3-Boy ayar mekanizması, 4-Destek kapağı, 5-Üst bacak-kullanıcı bağlantı elemanı, 6-Bağlantı cıvatası, 7-Destek kapağı bağlantı cıvatası)

Üst bacak gövdesi (1), üst ucundan mafsal bağlantı elemanına (2) bağlanmıştır. Mafsal bağlantı elemanı (2) ise kalça mafsalı ve kalça eyleyicisine bağlanır. YÜDİS'in üst bacak gövdesi (1) ve mafsal bağlantı elemanı (2), eyleyicilerde olabilecek olası değişikler göz önünde bulundurularak iki ayrı parça olarak tasarlanmıştır. Böylelikle herhangi bir eyleyici değişikliğinde tüm üst bacak gövdesi yerine sadece mafsal bağlantı elemanının (2) değiştirilmesi yeterli olacaktır. Üst bacak gövdesi (1), alt ucundan boy ayar mekanizmasına (3) bağlanmıştır. Boy ayar mekanizması (3) bir yandan üst bacağı diz mafsalına bağlarken diğer yandan üst bacağın boyunu, farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara adapte olabilecek şekilde uzatıp kısaltır. Üst bacak-kullanıcı bağlantı elemanı (5) ise üst bacak gövdesi (1) ile kullanıcının bacağını birbirine bağlayan parçadır. Bu parça dikey yöndeki ağırlık kuvvetlerini taşımanın yanında yatay yöndeki etkileşim kuvvetlerini de ilettiği için, aynı zamanda üst bacak ile kullanıcı arasında oluşan etkileşim kuvvetlerini ölçen bir sensor olarak tasarlanmıştır. Üst bacak-kullanıcı bağlantı elemanı (5) bir ucundan

bağlantı kayışına, diğer ucundan ise bir mafsal ile üst bacak gövdesine (1) bağlanır. Mafsal, kullanıcı ile üst bacak arasındaki etkileşim kuvvetlerinin ölçülmesine müsaade edecek şekilde, bağlantı elemanının yatay yönde çok az miktarda hareket etmesine izin verir.

Alt bacağın tasarımı neredeyse üst bacak ile aynıdır. Farklı olan tek kısım ise boy ayar mekanizmasıdır (3). Diz mafsalı ile ayak mafsalının farklı yapıda olması sebebiyle üst ve alt bacağı, bu mafsallara bağlayan boy ayar mekanizmalarının (3) tasarımları da farklıdır. Bacaklardaki boy ayar mekanizmaları (3) sayesinde YÜDİS'in üst bacak boyu 430 mm - 482 mm aralığında, alt bacak boyu ise 418 mm - 486 mm aralığında ayarlanabilmektedir. Üst bacak ve alt bacak ana gövdesi (1) polyamid malzemeden imal edilirken, yoğun yük taşıyan mafsal bağlantı elemanı (2), boy ayar mekanizması (3), destek kapağı (4) ve üst ve alt bacak-kullanıcı bağlantı elemanları (5) için alüminyum malzeme kullanılmıştır.

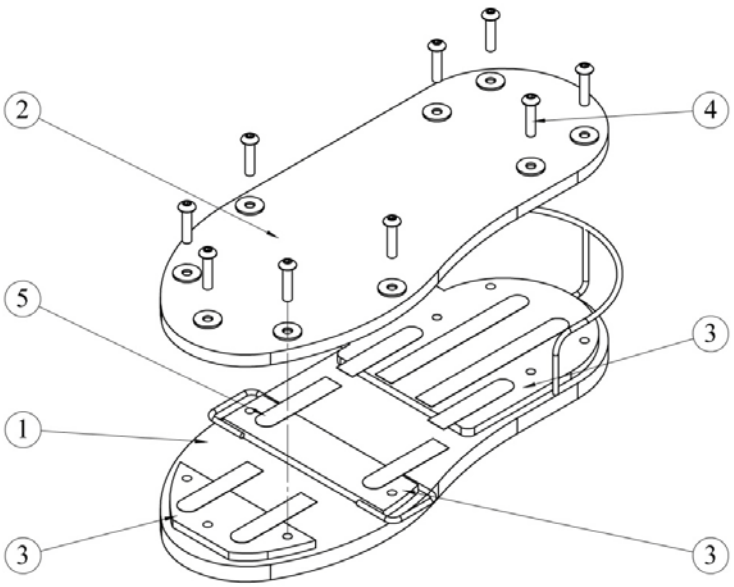


Şekil 4.4. YÜDİS alt bacak tasarımı (1-Alt bacak gövdesi, 2-Mafsal bağlantı elemanı, 3-Boy ayar mekanizması, 4-Destek kapağı, 5-Alt bacak-kullanıcı bağlantı elemanı, 6-Bağlantı cıvatası, 7-Destek kapağı bağlantı cıvatası)

4.2.3. Ayak tasarımı

İskelet gövdenin yer ile temas halinde bulunan tek uzvu olan ayak, bir taraftan dış iskelet ve kullanıcının ağırlığına, bir taraftan da zeminden etki eden yer tepki kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu sebeple ayağın kullanıcıya rahatsızlık vermeyecek kadar esnek, üzerine gelen kuvvetleri taşıyabilecek kadar da dayanıklı olması gerekmektedir.

YÜDİS ayak tasarımı Şekil 4.5'de görülmektedir. Ayağı oluşturan ana parçalar, alt taban (1) ve üst tabandır (2). Bu iki parça, ayağa bir miktar esneklik kazandıracak şekilde kauçuk malzemeden üretilmiştir. Kullanıcının iskelet ayağa kendi ayakkabısı ile bağlanacak olması esnekliği daha da artırmaktadır. Ayakkabının, üstüne gelen yoğun yükleri taşıyabilmesi ve ayak mafsalına bağlanabilmesi için bu iki kauçuk parçanın arasına destek sacı (3) yerleştirilmiştir. Destek sacı (3), ayağın esnekliğini azaltmamak için üç parçalı olarak tasarlanmıştır. YÜDİS'in ayağı, aynı zamanda ayak tabanında oluşan yer tepki kuvvetlerini ölçebilecek özel bir kuvvet sensoru olarak tasarlanmıştır. Dolayısıyla ayağa etki eden yer tepki kuvvetlerinin, büyüklükleri ve tesir noktalarının belirlenebilmesi için, ayağın alt tabanı (1) ve üst tabanı (2) arasındaki belirli noktalara esnek kuvvet sensorları (5) yerleştirilmiştir.

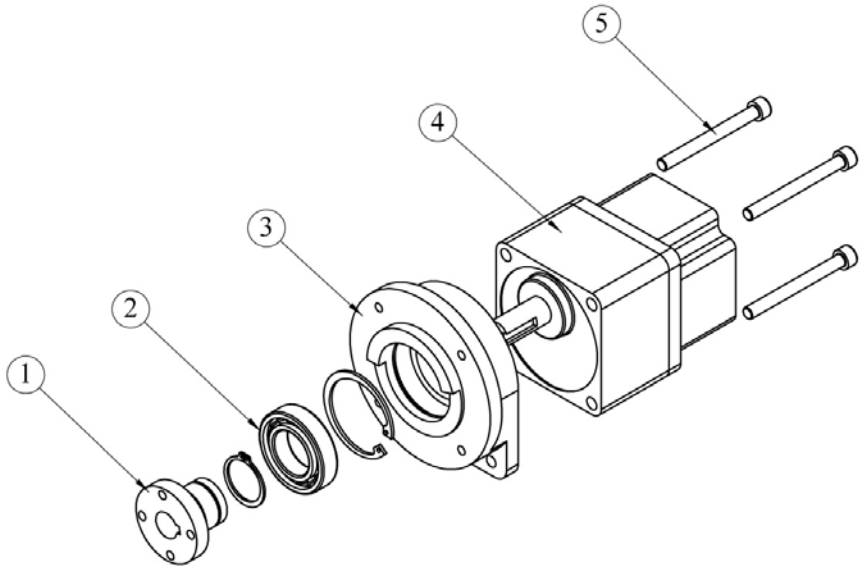


Şekil 4.5. YÜDİS ayak tasarımı (1-Alt taban, 2-Üst taban, 3-Destek sacı, 4-Bağlantı cıvatası, 5-Esnek kuvvet sensoru)

4.2.4. Kalça ve diz mafsalı tasarımı

İskelet gövdenin kalça ve diz mafsalları, Bölüm 3.1'de belirlenen serbestlik derecesi ve hareket aralıklarına uygun olarak tasarlanmıştır. Kalça mafsalı -17° ile -100°, diz mafsalı ise -100° ile 0° arasında bir hareket aralığına sahiptir. Her iki mafsalda sadece sagital düzlemde dönme yapmaktadır.

YÜDİS'in kalça ve dizinde kullanılan mafsalların ayrıntılı tasarımı Şekil 4.6'da görülmektedir. Mafsalların iki ana parçası olan yatak (1) ve yatak gövdesi (3), rulman (2) ile birbirine bağlanmıştır. Servomotor (4), gövde kısmından motor bağlantı cıvatalarıyla (5) yatak gövdesine (3), mil kısmından ise kama vasıtasıyla yatağa (1) bağlanmıştır. Yatak gövdesinin yarımay şeklindeki çıkıntılı tasarımı, mafsal hareketinin belirlenen maksimum hareket aralıklarını aşmasını engellemektedir. Yatağa yerleştirilen limit anahtarlar sayesinde yatak (1), maksimum dönme miktarına ulaşıp yatak gövdesine (3) dokunduğu zaman motorun hareketi otomatik olarak kesilmektedir. Kalça ve diz mafsallarındaki yüksek moment aktarımından dolayı, yatak (1) ve yatak gövdesi (3) alüminyum malzemeden imal edilmiştir. Diğer parçalar ise hazır olarak temin edilmiş olup, çelik malzemedendir.



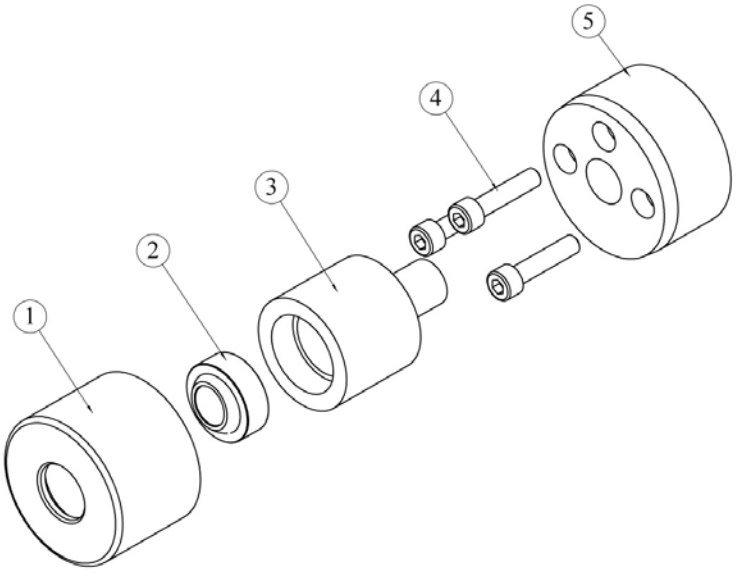
Şekil 4.6. YÜDİS kalça ve diz mafsalı tasarımı (1-Yatak, 2-Rulman, 3-Yatak gövdesi, 4-Servomotor, 5-Motor bağlantı cıvatası)

4.2.5. Ayak mafsalı tasarımı

YÜDİS'in ayak mafsalı, Bölüm 3.2'de yapılan serbestlik derecesi ve hareket aralığı seçimine uygun olacak şekilde tasarlanmıştır. Ayak mafsalı üç anatomik düzlemde de dönebilmektedir ve hareket aralıkları sagital ve koronal düzlemlerde -15° ile 15° arasında değişirken, transvers düzlemde ise sınırsızdır.

YÜDİS'in ayak mafsalının tasarımı Şekil 4.7'de görülmektedir. Küresel rulman (2), iç taraftan alt bacak boy ayar mekanizmasına, dış taraftan ise rulman yatağına (3) bağlanmıştır. Kapak (1), rulman yatağına (3) vidalanarak, hem küresel rulmanın (1) dikey olarak hareket etmesini engeller hem de sagital ve koronal düzlemdeki dönmelerin hareket aralığı dışına çıkmasını engeller. Bağlantı takozu (5) ise üst taraftan rulman yatağına (3), alt taraftan ise ayak bağlantı cıvataları (4) ile ayak destek sacına bağlanır.

Ayak mafsalı moment iletimi sağlamasa da, üzerine gelen yoğun yükten dolayı dayanıklı olarak tasarlanmalıdır. Bu sebeple ayak mafsalında hazır olarak temin edilen küresel mafsal (2) ve ayak bağlantı cıvataları (4) hariç diğer tüm parçalar alüminyum malzemeden imal edilmiştir.



Şekil 4.7. YÜDİS ayak mafsalı tasarımı (1-Kapak, 2-Küresel rulman, 3-Rulman yatağı, 4-Ayak bağlantı cıvatası, 5-Bağlantı takozu)

4.2.6. YÜDİS gövde tasarımının özellikleri

Geliştirilen yürüyüş destekleyici dış iskeletin farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara boyutsal olarak uyum sağlayabilmesi çok önemlidir. Bu sebeple iskelet gövdenin bel, üst bacak ve alt bacak ana parçaları, boyutları ayarlanabilecek şekilde tasarlanmıştır. Kullanılan boy ayar mekanizmaları sayesinde üst bacak boyu 430 mm - 482 mm aralığında, alt bacak boyu 418 mm - 486 mm aralığında ve bel genişliği 348 mm - 454 mm aralığında ayarlanabilmektedir. Normal bir insanın üst bacak ve alt bacak boylarının, toplam boya göre değişimi Çizelge 4.6'da verilmiştir. Bu değerler, Unigraphics yazılımının insan modelinden elde edilmiştir. Çizelge 4.6'da ki değerlere göre YÜDİS'in üst bacağı, yaklaşık 1.70 m - 1.88 m boy aralığındaki erkek ve yaklaşık 1.67 m - 1.88 m boy aralığındaki bayan kullanıcılar için uygundur. Alt bacak ise yaklaşık 1.65 m - 1.86 m boy aralığındaki erkek ve 1.65 m - 1.86 m boy aralığındaki bayan kullanıcılar için uygundur. Sonuç olarak YÜDİS, 1.70 m - 1.86 m boy aralığında kalan erkek kullanıcılar ve 1.67 m - 1.86 m boy aralığında kalan bayan kullanıcılar tarafından rahatlıkla kullanılabilir.

İnsanların bel genişliği; kilonun yanında, yağ oranı ve vücut yapısı gibi birçok faktöre bağlı olarak farklılık gösterdiğinden, bel genişliği için boyda olduğu gibi bir sınıflandırma yapmak mümkün değildir. Fakat bel ana parçasında kullanılan boy ayar mekanizması sayesinde, YÜDİS'in bel genişliği 348 mm - 454 mm aralığında ayarlanabilmektedir. Yaklaşık 106 mm'lik bu değişimin, oldukça geniş bir kullanıcı kitlesi için yeterli olacağı açıktır.

Çizelge 4.6. Anatomik üst ve alt bacak boylarının toplam boya göre değişimi

BOY (m)	**Erkek**		**Bayan**	
	Üst Bacak (mm)	**Alt Bacak (mm)**	**Üst Bacak (mm)**	**Alt Bacak (mm)**
1.60	403,2	406,3	406,4	405,8
1.65	417,0	421,8	420,3	420,9
1.70	431,0	437,4	434,1	436,0
1.75	445,0	452,8	448,0	451,3
1.80	458,7	468,2	461,8	466,5
1.85	472,7	483,7	475,7	481,7
1.90	486,6	499,1	489,5	496,9

YÜDİS'in üzerine gelen yükleri taşıyabilecek kadar dayanıklı olmasının yanında mümkün olduğunca hafif olması da çok önemlidir. Bu sebeple, tasarlanan dış iskelet parçalarında dayanımı yüksek fakat yoğunluğu son derece düşük iki tip malzeme kullanılmıştır. Yoğun yüklere maruz kalmayan parçalarda Poliamid 6 (PA 6) malzeme kullanılırken, daha yüksek yüklere maruz kalan parçalarda T6 temperli Alüminyum 7075 (AL 7075) malzeme tercih edilmiştir. Bu malzemelere ait özellikler Çizelge 4.7'de verilmiştir.

Poliamid 6 veya diğer adıyla Polikaprolaktam; yüksek kristalliğe sahip, nem aktivitesi düşük, döküm yöntemi ile de imal edilebilen sentetik bir termoplastik olup, naylon türlerinin içinde mekanik ve fiziksel özellikler açısından en iyi olanıdır. Darbe dayanımı yüksektir, serttir, toktur, sürünme ve ısıl deformasyona karşı dayanıklıdır. Makine konstrüksiyonu, inşaat makineleri, tekstil makineleri, tıbbi cihazlar, otomotiv sanayi, gıda sanayi, madencilik, paketleme ve doldurma ünitelerinin yapımında kullanılır.

Alüminyum 7075 ise, birincil alaşım elemanı çinko olan bir alüminyum alaşımıdır. Birçok çelik türüyle kıyaslanabilecek kadar dayanıklıdır. Yorulma dayanımı ve işlenebilirliği iyidir, fakat korozyona karşı dayanımı diğer alüminyum alaşımlarına kıyasla düşüktür. Alüminyum 7075 bileşiminde; %5,1-6,1 çinko, %2,1-2,9 magnezyum, %1,2-2 bakır ve %0,5'den daha az silikon, demir, manganez, titanyum, krom ve diğer metaller içerir. Mekaniksel özellikleri büyük oranda temperleme miktarına bağlıdır.

Çizelge 4.7. Alüminyum 7075 T6 Temper ve Polyamid 6 malzemelerinin özellikleri

Özellik	**Malzeme**	
	Alüminyum 7075-T6	**Polyamid 6**
Elastikiyet Modülü	72 Gpa	4 Gpa
Poisson Oranı	0.33 N/A	0.34 N/A
Yoğunluk	2810 kg/m^3	1145 kg/m^3
Çekme Mukavemeti	572 Mpa	80 Mpa
Uzama	%11	%20
Sertlik	150 HB	84 HB
Termal İletkenlik	120 W/(m·K)	0.233 W/(m·K)

Geliştirilen dış iskelette, yüksek dayanım-yoğunluk oranına sahip iki malzeme türünün kullanılmasıyla, hafif fakat dayanıklı bir yapı elde edilmiştir. Tasarlanan gövde parçalarına ait ağırlıklar ve atalet momentleri Çizelge 4.8'de verilmiştir.

Çizelge 4.8. YÜDİS gövde parçalarının ağırlık ve atalet momentleri

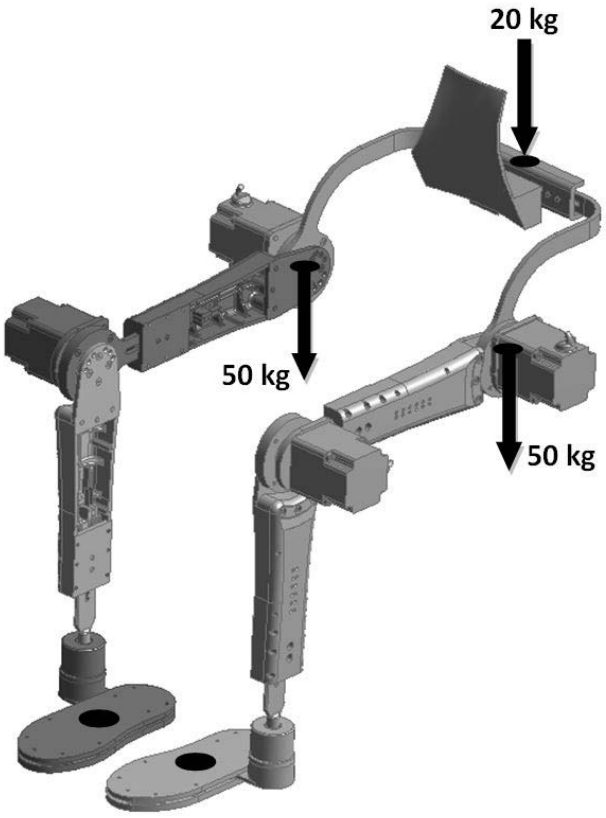
Parça	**Kütle (Kg)**	**Kütle merkezine göre atalet momenti (Kg.mm^2)**		
Bel	2.308	Lxx = 29509.087 Lyx = 36.361 Lzx = -4.802	Lxy = 36.361 Lyy = 1895.610 Lzy = -4377.468	Lxz = -4.802 Lyz = -4377.468 Lzz = 28103.588
Üst Bacak	1.374	Lxx = 29509.087 Lyx = 36. Lzx = -4.802	Lxy = 36.361 Lyy = 1895.610 Lzy = -4377.468	Lxz = -4.802361 Lyz = -4377.468 Lzz = 28103.588
Alt Bacak	1.282	Lxx = 23035.806 Lyx = 126.918 Lzx = 20.867	Lxy = 126.918 Lyy = 1564.575 Lzy = 3440.667	Lxz = 20.867 Lyz = 3440.667 Lzz = 21956.098
Ayak	0.904	Lxx = 6358.086 Lyx = -95.421 Lzx = 564.814	Lxy = -95.421 Lyy = 7317.457 Lzy = -1016.922	Lxz = 564.814 Lyz = -1016.922 Lzz = 1394.461
Kalça Mafsalı	0.997	Lxx = 1639.702 Lyx = -58.268 Lzx = 1.913	Lxy = -58.268 Lyy = 881.920 Lzy = 2.277	Lxz = 1.913 Lyz = 2.277 Lzz = 1002.750
Diz Mafsalı	0.787	Lxx = 1216.944 Lyx = -50.167 Lzx = 6.003	Lxy = -50.167 Lyy = 681.396 Lzy = -15.421	Lxz = 6.003 Lyz = -15.421 Lzz = 761.410
Ayak Mafsalı	1.049	Lxx = 954.964 Lyx = 6.028 Lzy = 53.357	Lxy = 6.028 Lyy = 623.643 Lzx = 0.989	Lxz = 0.989 Lyz = 53.357 Lzz = 939.937

4.3. İskelet Gövdenin Gerilme Analizleri

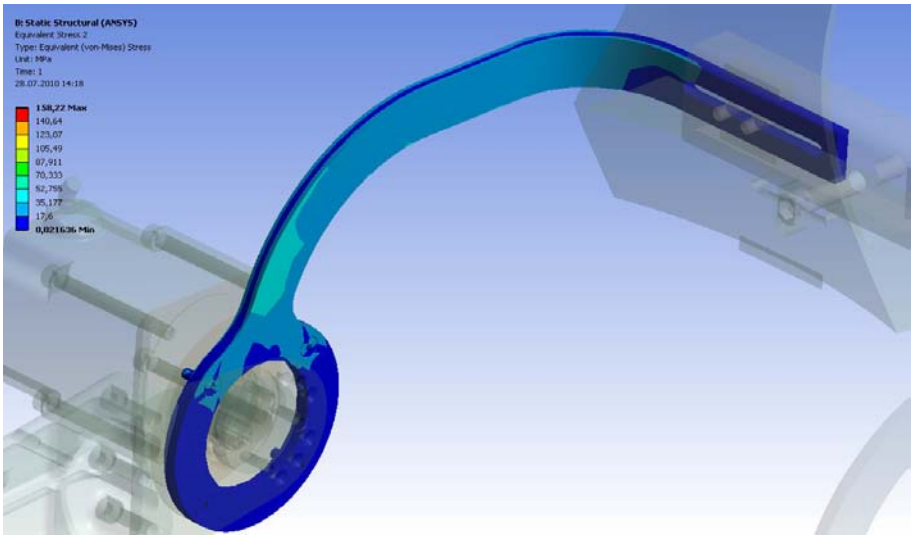
Tez çalışmasının bu bölümünde, tasarımı yapılan yürüyüş destekleyici dış iskelet gövdesinin maksimum yük altındaki gerilme dayanımı incelenmiştir. Gövde parçalarının maksimum yüke maruz kaldığı iki farklı kritik konum için gerilme analizleri yapılmıştır. Analizler için ANSYS yazılımı kullanılmıştır.

1.Durum: YÜDİS gövdesinin maksimum yüke maruz kaldığı ilk kritik konum Şekil 4.8'de görülmektedir. Bu durumda gövde, dik oturma pozisyonundadır ve ayakların her ikisi de yere bağlanmıştır. Kullanıcının ağırlığı 75 kg, sırttaki diğer donanımın (sürücüler, bataryalar, kontrol ünitesi, vb.) ağırlığı ise 20 kg olarak kabul edilmiştir. Cihazın kendi ağırlığı ise eyleyiciler ile birlikte yaklaşık 25 kg'dır. Kullanıcı ve cihazın 100 kg olan toplam ağırlığı, kullanıcının cihaza bağlandığı iki bağlantı noktasından eşit şekilde (50 kg) etki ettirilmiştir. Diz mafsallarının hareket etmesi engellenerek, üst bacaklarda maksimum gerilmelerin oluşması sağlanmıştır. Birinci kritik konum için sadece maksimum gerilmeye maruz kalan bel ve üst bacak parçaları incelenmiştir. Alt bacak parçaları ise daha yüksek gerilmelere maruz kaldıkları ikinci kritik konum için incelenmişlerdir.

Bel ve üst bacak parçalarına ait gerilme analizleri, Şekil 4.9-Şekil 4.14'de verilmiştir. Şekil 4.9'da alüminyum malzemeden imal edilen bel-kalça bağlantı elemanında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme yaklaşık 70,5 Mpa'dır ve kullanıcı ağırlığının etki ettiği bağlantı noktalarında yoğunlaşmıştır.

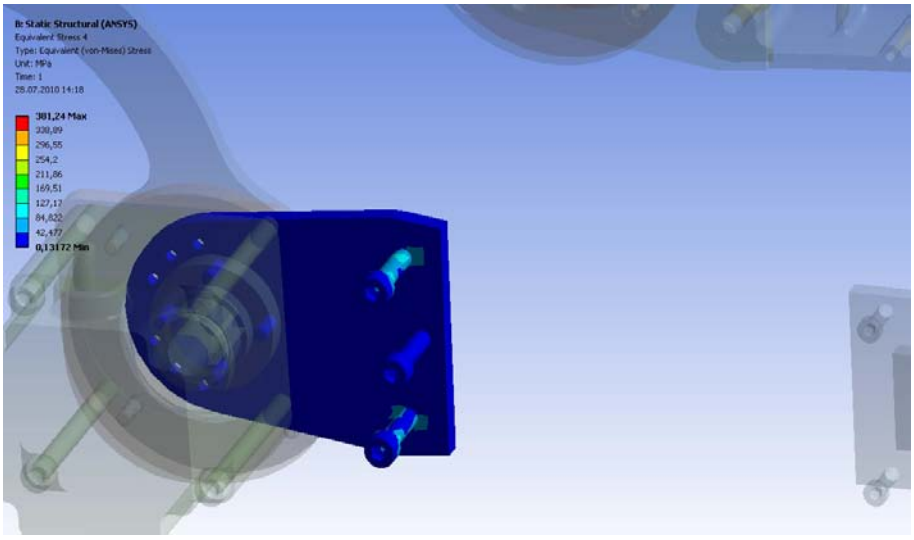


Şekil 4.8. Birinci kritik gerilme analizi durumu



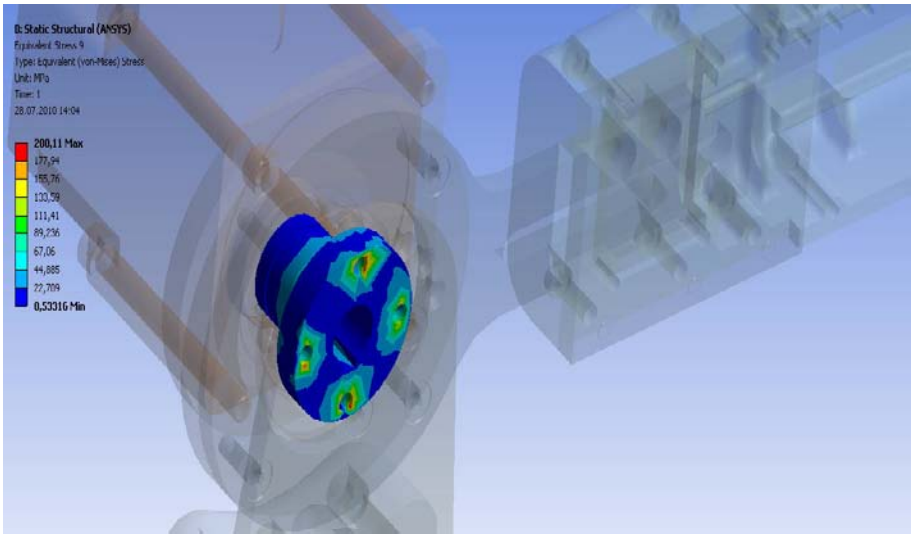
Şekil 4.9. Bel-kalça bağlantı elemanında oluşan gerilmeler

Şekil 4.10'da alüminyum malzemeden imal edilen üst bacak mafsal bağlantı elemanında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilmeler bağlantı cıvatalarında oluşmaktadır ve yaklaşık 128 Mpa'dır



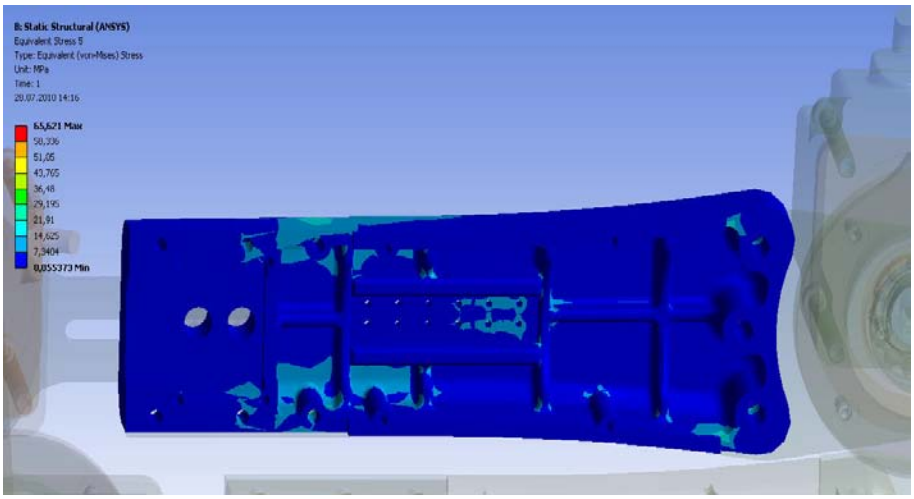
Şekil 4.10. Üst bacak mafsal bağlantı elemanında oluşan gerilmeler

Şekil 4.11'de alüminyum malzemeden imal edilen üst bacak mafsal yatağında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilmeler yaklaşık 200 Mpa'dır ve bağlantı cıvatalarının yuvalarında meydana gelmektedir.



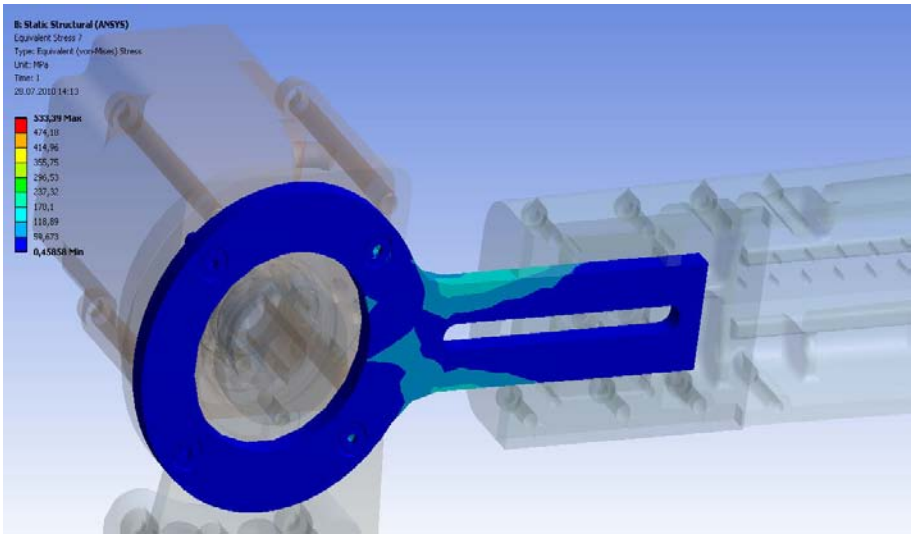
Şekil 4.11. Üst bacak mafsal yatağında oluşan gerilmeler

Şekil 4.12'de polyamid malzemeden imal edilen üst bacak gövdesinde oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme yaklaşık 30 Mpa'dır.



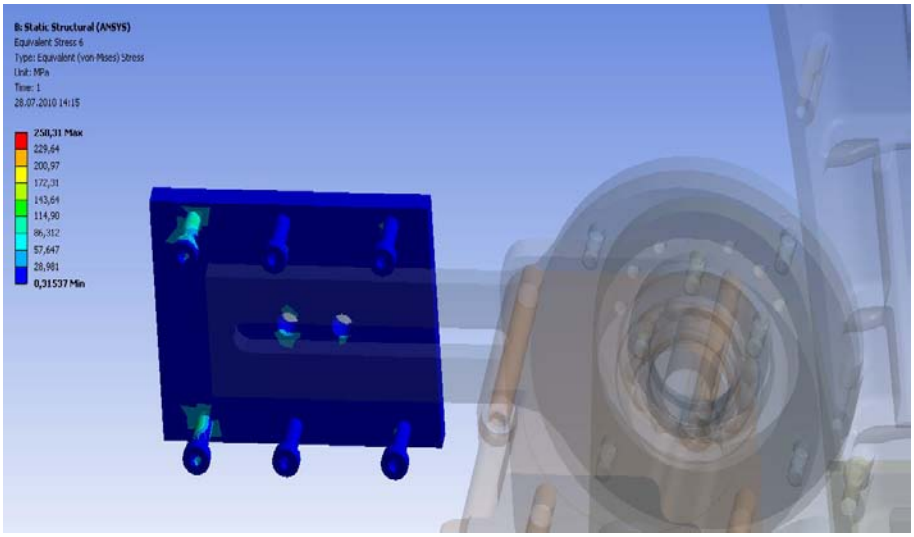
Şekil 4.12. Üst bacak gövdesinde oluşan gerilmeler

Şekil 4.13'de alüminyum malzemeden imal edilen üst bacak boy ayar mekanizmasında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme yaklaşık 238 Mpa'dır.



Şekil 4.13. Üst bacak boy ayar mekanizmasında oluşan gerilmeler

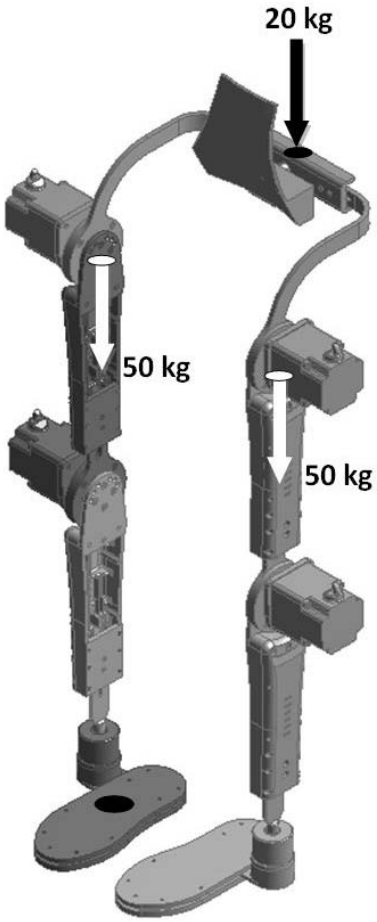
Şekil 4.14'de alüminyum malzemeden imal edilen üst bacak destek kapağında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilmeler bağlantı cıvatalarında meydana gelmektedir ve yaklaşık olarak 144 Mpa'dır.



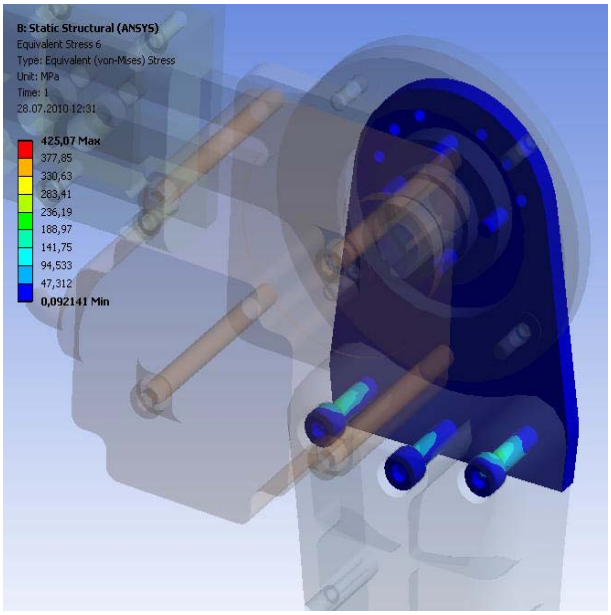
Şekil 4.14. Üst bacak destek kapağında oluşan gerilmeler

2.Durum: YÜDİS gövdesinin maksimum yüke maruz kaldığı ikinci kritik konum Şekil 4.15'de görülmektedir. Bu durumda gövde, dik bir şekilde ayakta durmaktadır. Ayaklardan birisi destek ayağı olarak yere basarken, diğer ayak salınım yapacak şekilde havadadır. Kullanıcının ağırlığı 75 kg, sırttan etki eden diğer parçaların (sürücüler, bataryalar, kontrol ünitesi, vb.) ağırlığı ise 20 kg olarak kabul edilmiştir. Cihazın kendi ağırlığı ise eyleyiciler ile birlikte yaklaşık 25 kg'dır. Kullanıcı ve cihazın 100 kg olan toplam ağırlığı, kullanıcının cihaza bağlandığı bağlantı noktalarından eşit şekilde (50 kg) etki ettirilmiştir. Alt ve üst bacak yapısal olarak çok benzer olduğu için, analiz sonuçları sadece maksimum gerilmelerin oluştuğu alt bacaklar için verilmiştir.

Şekil 4.16'da alüminyum malzemeden imal edilen alt bacak mafsal bağlantı elemanında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme bağlantı cıvatalarında oluşmaktadır ve yaklaşık 237 MPa'dır.

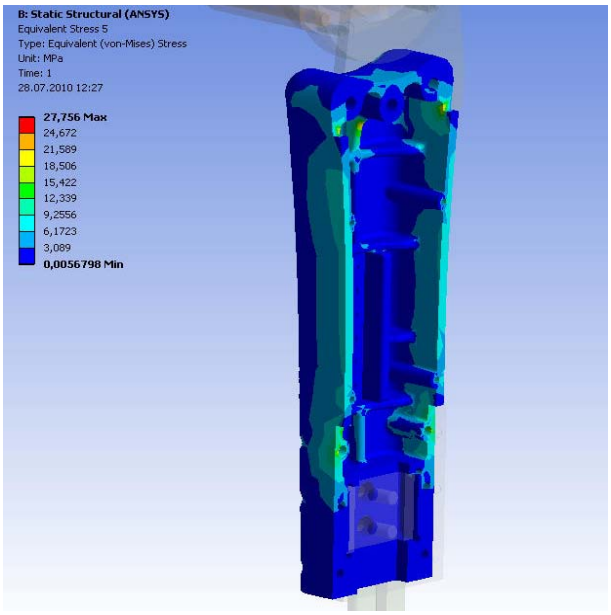


Şekil 4.15. İkinci kritik gerilme analizi durumu



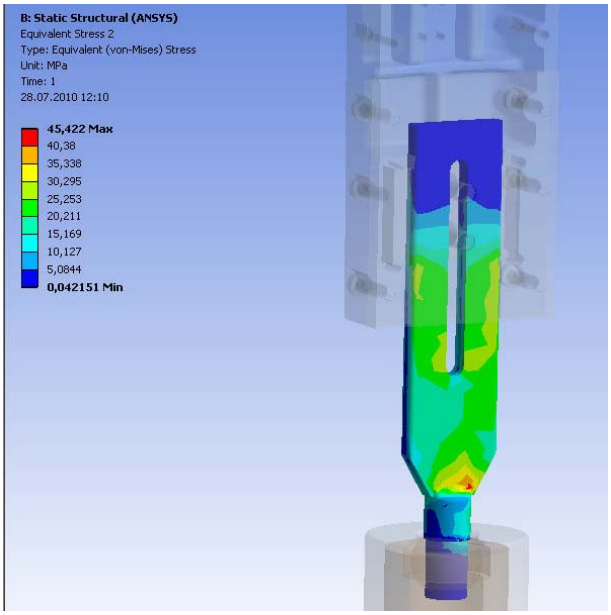
Şekil 4.16. Alt bacak mafsal bağlantı elemanında oluşan gerilmeler

Şekil 4.17'de alüminyum malzemeden imal edilen alt bacak gövdesinde oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme yaklaşık 22 Mpa'dır.



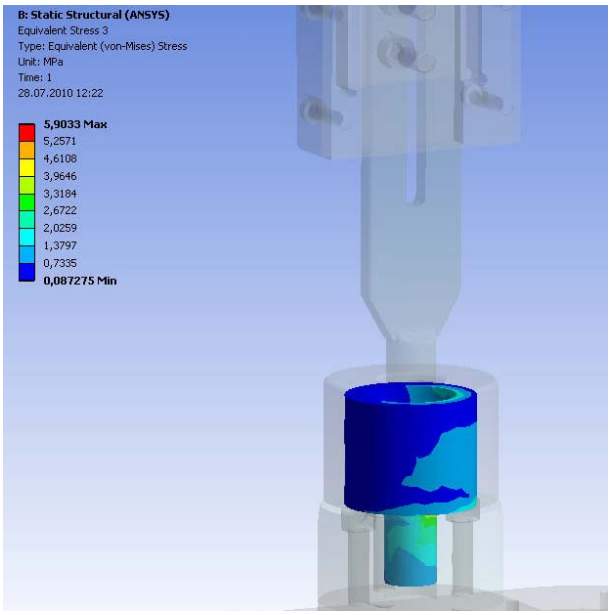
Şekil 4.17. Alt bacak gövdesinde oluşan gerilmeler

Şekil 4.18'de alüminyum malzemeden imal edilen, boy ayar mekanizmasında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme 45,5 Mpa'dır.



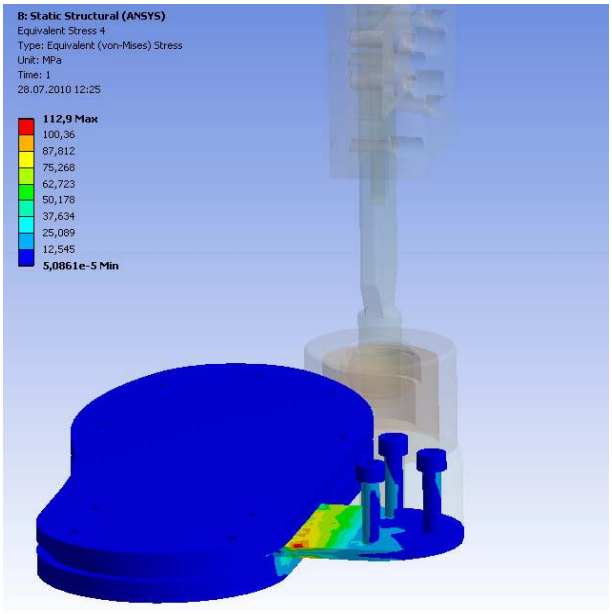
Şekil 4.18. Alt bacak boy ayar mekanizmasında oluşan gerilmeler

Şekil 4.19'da alüminyum malzemeden imal edilen ayak mafsalında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme yaklaşık 3,5 Mpa'dır.



Şekil 4.19. Ayak mafsalında oluşan gerilmeler

Şekil 4.20'de alüminyum malzemeden imal edilen ayak destek sacında oluşan gerilmeler görülmektedir. Maksimum gerilme yaklaşık 113 Mpa'dır.



Şekil 4.20. Ayak destek sacında oluşan gerilmeler

YÜDİS gövdesinin maksimum yüke maruz kaldığı iki farklı kritik konum için yapılan gerilme analizleri incelendiğinde; birinci analiz durumunda, maksimum gerilmelerin yaklaşık 238 MPa ile üst bacak boy ayar mekanizmasında ve yaklaşık 200 Mpa ile üst bacak mafsal yatağında meydana geldiği görülmektedir. İkinci analiz durumunda ise maksimum gerilmeler yaklaşık 237 Mpa ile alt bacak mafsal bağlantı elemanlarında ve yaklaşık 113 Mpa ile ayak destek sacında meydana gelmektedir. Maksimum gerilmelerin meydana geldiği dört parça da, oluşan gerilmelerden çok daha yüksek gerilme dayanımına sahip alaşımlı alüminyum malzemeden imal edilmiştir. Ayrıca, alüminyum malzemeye oranla daha az gerilme dayanımına sahip olan polyamid malzemeden imal edilmiş üst ve alt bacak gövdelerinde, her iki kritik durumda da oluşan maksimum gerilmelerin yaklaşık 30 Mpa ve 22 Mpa gibi düşük değerlerde olması, YÜDİS'in belirtilen yüklerde güvenle kullanılabileceğini göstermektedir.

5. YÜDİS EYLEYİCİ SİSTEMİ

5.1. Eyleyici Tipinin Seçimi

Bir alt-ekstremite dış iskeletin yürüyüş hareketini gerçekleştirebilmesi için gerekli mafsal torkları ve mafsal hızları oldukça yüksektir. Dolayısıyla bu yüksek hız ve tork değerlerini sağlayabilecek eyleyicilerin boyutları da bir hayli büyümektedir. Büyük boyutlara sahip eyleyicilerin iskelet gövde üzerinde kısıtlı bir alana yerleştirilme zorunluluğu, dış iskeletlerin eyleyici sistemi tasarımını oldukça zor bir hale getirmektedir. Bir alt-ekstremite dış iskelette kullanılacak eyleyicilerinden beklenen bazı temel özellikler vardır. Bu özellikler aşağıdaki gibi özetlenebilir.

Tork Kapasitesi: Bölüm 3.2'de verilen yürüyüş analizleri incelendiğinde, normal yürüyüşe sahip bir bireyin yürüyebilmek için sagital düzlemde uyguladığı maksimum normalize torkun yaklaşık 0,7 Nm olduğu görülmektedir. Gerçek torklar, taşınan toplam kütle ile normalize torkların çarpımına eşit olduğu için, 75 kg ağırlığındaki bir bireyin yürüyebilmek için uygulaması gereken maksimum mafsal torku yaklaşık 50 Nm olarak hesaplanabilir. Sıfır kas aktivitesine sahip bir kullanıcıyı yürütmesi hedeflenen bir dış iskeletin taşıdığı toplam kütlenin (kullanıcı kütlesi + dış iskelet kütlesi) daha da büyük olduğu göz önünde bulundurulduğunda, YÜDİS için seçilecek eyleyicilerin 50 Nm'den daha yüksek tork kapasitesine sahip olması gerekmektedir. Kullanıcının koltuk değneği kullanması durumunda gerekli eyleyici torkları bir miktar azalsa da, yine de bir alt-ekstremite dış iskelette kullanılacak eyleyicilerin oldukça yüksek tork değerlerine sahip olması gerektiği açıktır.

Hareket Aralığı ve Hız: Çizelge 4.4 incelendiğinde, YÜDİS'in diz mafsallarına bağlanacak eyleyicilerin yaklaşık 100 derece, kalça mafsallarına bağlanacak eyleyicilerin ise yaklaşık 117 derecelik bir hareket aralığına sahip olması gerektiği görülmektedir. Bunun yanında, Bölüm 3.2'de verilen yürüyüş analizleri kullanılarak, yürüyüş çevrimini 2 saniyede tamamlaması hedeflenen bir dış iskelet için eyleyici hızları hesaplanırsa, kalça mafsallarına bağlanacak eyleyicilerin maksimum hızının yaklaşık 101 der/s, diz mafsalına bağlanacak eyleyicilerin maksimum hızının ise yaklaşık 160 der/s olduğu bulunabilir.

Boyut: Dış iskeletlerin yapısal olarak insan anatomisine uyumlu olması şarttır. Bunun yanında iskelet bacaklar manevra kabiliyeti bakımından kullanıcının bacaklarına bitişik olmak zorundadır. Bu sebeple eyleyicilerin, iskelet gövde üzerinde oldukça kısıtlı bir alana yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu da eyleyicilerin oldukça yüksek tork ve hız değerleri sağlayabilmesinin yanında, boyut olarak da mümkün olduğunca küçük olmasını gerektirmektedir.

Kontrol: Dış iskelet eyleyicilerinden beklenen bir diğer gereksinim ise kontrol edilebilirliktir. Birçok karmaşık hareketi kullanıcısıyla eş zamanlı olarak yapması istenen bir dış iskeletin eyleyicilerinin, kontrol sinyallerine ani ve kararlı cevaplar verebilmesinin yanında, kontrol için gerekli olan geri besleme sinyallerini de doğru bir şekilde sağlayabilmesi gerekmektedir.

Bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda, YÜDİS için seçilmesi düşünülen eyleyicilerin; güç-kütle oranı, hareket aralığı ve kontrol kabiliyeti bakımından karşılaştırılması uygundur. Bugüne kadar; pnömatik, hidrolik, elektrikli (redüktörlü ve redüktörsüz), piezoelektrik ve elektro-aktif polimerler gibi birçok eyleyici tipi, robotik uygulamalarda kullanılmış olsa da bunların pek çoğu çeşitli sebeplerle dış iskelet uygulamaları için uygun değildir. Hollerbach (1991), robotik uygulamalarda kullanılan eyleyiciler ile ilgili bir karşılaştırma yapmış ve hidrolik, pnömatik ve elektrikli eyleyicilerin, piezoelektrik ve elektro-aktif polimer eyleyicilerden çok daha yüksek güç-kütle oranına sahip olduğunu göstermiştir. Bunun yanında hareket aralığı bakımından da bu üç eyleyici tipinin diğerlerinden oldukça üstün olduğu açıktır. Dolayısıyla YÜDİS eyleyici sistemi için; pnömatik, hidrolik ve elektrikli eyleyici tipleri ön plana çıkmaktadır.

Pnömatik eyleyiciler; kontrolündeki sorunlar ve düşük güç verimliliği sebebiyle YÜDİS eyleyici sistemi için uygun değildir. Hidrolik eyleyiciler, hidromotorlar ve hidrolik silindirler olarak iki tipe ayrılabilir. Hidromotorlar her ne kadar daha yüksek hareket aralığına sahip olsa da, hidrolik kayıplar ve sürtünmelerden dolayı verimleri son derece düşüktür. Hidrolik silindirler ise yüksek güç-kütle oranı ve yüksek hız gibi özellikleri bakımından YÜDİS eyleyici sistemi için tercih edilebilir. Elektrikli eyleyicilerin de birçok çeşidi bulunmakla birlikte, yüksek tork-kütle oranı ve kolay kontrol edilebilirlik gibi özellikleri göz önünde bulundurulduğunda, fırçasız DC servomotorlar YÜDİS eyleyici sistemi için tercih

edilebilir. YÜDİS için ihtiyaç duyulan tork değerlerinin çok yüksek olması, kullanılması düşünülen DC servomotorlara redüktör bağlanmasını zorunlu hale getirmektedir. Ayrıca insan ile temas halindeki bir sistemde kullanılacağı göz önünde bulundurularak, güvenlik gereksinimlerinden dolayı, seçilecek motorların çalışma voltajı maksimum 24 V olacak şekilde sınırlandırılmıştır. YÜDİS eyleyici sistemi için DC servomotor ya da hidrolik silindir eyleyici tiplerinden hangisinin seçileceğine karar vermek için daha ayrıntılı bir karşılaştırma yapmak gerekmektedir. Karşılaştırma için, bu iki tip eyleyicinin birbirine göre avantajları Çizelge 5.1'de özetlenmiştir.

Çizelge 5.1 incelendiğinde, her iki tip eyleyicinin de farklı avantajları olduğu görülmektedir. Hidrolik silindirler; dış iskelet sistemleri için çok önemli olan güç-kütle oranı bakımından öne çıksa da, güç verimliliği bakımından elektrik motorlarının oldukça gerisinde kalmaktadır. Ayrıca hidrolik silindirler için gerekli olan ek donanımın (valf, pompa, motor vb.), elektrikli eyleyicilere oranla oldukça fazla yer kaplaması ve oldukça ağır olması, hidrolik eyleyicilerin diğer bir dezavantajıdır. Bunun yanında DC motorların kolay kontrol edilebilirliği, oldukça karmaşık bir kontrol sistemine sahip dış iskeletler için önemli bir tercih sebebidir. Ayrıca güç kaynağını üzerinde taşıması hedeflenen YÜDİS için, DC servomotorların yüksek güç verimliliğine ve farklı birçok güç kaynağı seçeneğine sahip olması da diğer önemli tercih sebepleridir. Tüm bu avantaj ve dezavantajlar göz önünde bulundurulduğunda, YÜDİS eyleyici sisteminde fırçasız DC servomotor kullanılmasının daha uygun olacağına karar verilmiştir.

Çizelge 5.1. DC motorlar ve hidrolik silindirlerin karşılaştırması

DC motor	**Hidrolik Silindir**
✓ Yüksek güç verimliliği ✓ Kolay kontrol edilebilirlik ✓ Tüm mafsal açıları için sabit pik tork ✓ Farklı tip ve özellikte birçok seçenek ✓ Birçok farklı tip güç kaynağı seçeneği ✓ Az sayıda ve hafif ek donanım gereksinimi	✓ Yüksek güç-kütle oranı ✓ Yüksek tork

5.2.Elektrik Motorunun Teorik Olarak Modellenmesi

Tez çalışmasının bu bölümde elde edilen elektrik motoru modelinin amacı, hedeflenen hareketleri gerçekleştirmek için gerekli dış iskelet mafsal torku (T_{isk}) ile motor tarafından sağlanması gereken tork (T_m) arasındaki ilişkiyi belirlemektir.

Elektrik motorlarından elde edilebilecek çıkış torkları, bir dış iskeletin yürütülmesi için gerekli mafsal torklarından çok daha küçük olduğu için, motorlara büyük çevrim oranlarına (n) sahip redüktörlerin bağlanması gerekmektedir. Dolayısıyla motor açıları (θ_m), hızları ($\dot{\theta}_m$) ve ivmeleri ($\ddot{\theta}_m$), dış iskelet mafsal açıları (θ_{isk}), hızları ($\dot{\theta}_{isk}$) ve ivmeleri ($\ddot{\theta}_{isk}$) cinsinden, redüktörün çevrim oranına (n) bağlı olarak;

$$\theta_m = n.\theta_{isk} \tag{5.1}$$

$$\dot{\theta}_m = n.\dot{\theta}_{isk} \tag{5.2}$$

$$\ddot{\theta}_m = n.\ddot{\theta}_{isk} \tag{5.3}$$

şeklinde ifade edilebilir. Motor torku ve dış iskelet mafsalları için gerekli torklar arasındaysa;

$$T_m = \frac{T_{isk}}{n} \tag{5.4}$$

şeklinde bir ilişki meydana gelir. Burada T_m, motorun redüktörsüz çıkış torkudur.

Gerçekte motordan üretilen torkun tamamı dış iskelet mafsallarına iletilemez. Motorun çıkış torkunun, aynı zamanda redüktörün ataletini de karşılaması gerekmektedir. Bu sebeple motor torku hesaplanırken dış iskelet mafsalları için gerekli tork değerine, redüktörün ataletinden kaynaklanan tork değeri eklenmelidir. Bu durumda Denklem 5.4 aşağıdaki gibi yeniden yazılabilir.

$$T_m = \frac{T_{isk}}{n} + I_{red}\ddot{\theta}_{red} \tag{5.5}$$

Daha gerçekçi bir model elde edebilmek için motora bağlanan redüktörün veriminin de (η_r) motor modeline eklenmesi gerekmektedir. Bu durumda Denklem 5.5 aşağıdaki gibi yeniden yazılabilir.

$$T_m = \frac{T_{isk}}{n_{red} \cdot \eta_r} + I_m \ddot{\theta}_m \tag{5.6}$$

5.3. Elektrik Motorunun Seçimi

Gerekli motor torkunu (T_m) sağlayabilecek en küçük elektrik motorunun seçimi, Denklem 5.6 kullanılarak elde edilen gerekli motor torku-hız eğrilerinin, seçilen motorun limit eğrileri ile karşılaştırılmasıyla gerçekleştirilir. Fakat gerekli motor torkları (T_m) ve hızları ($\dot{\theta}_m$), motor parametrelerinin fonksiyonu olarak değiştiği için bir iterasyon işlemi gereklidir. Bu iterasyon işlemi;

- Uygun motor adayının seçilmesi,
- Denklem 5.6 kullanılarak seçilen motorun tork-hız eğrilerinin hesaplanması,
- Motor limit çizgilerinin belirlenmesi,
- Seçilen motorun tork-hız eğrilerinin, motor limit çizgilerinin altında kalıp kalmadığının kontrolü,
- Eğer motor tork-hız eğrileri, motor limit çizgilerinin altında kalıyorsa motor uygundur, değilse başka bir motor seçilerek aynı işlemlerin tekrarlanması

adımlarından oluşur. Gerekli motor torkları T_m, mafsal açılarına bağlı olmayıp mafsal hızı ($\dot{\theta}_m$) ve ivmelerine ($\ddot{\theta}_m$) bağlı olduğu için motor seçimi, tork-açısal hız eğrisiyle gerçekleştirilir. Motor limit çizgileri ise en kolay şekilde üretici tarafından temin edilen kataloglardan belirlenebilir.

5.4. YÜDİS Eyleyici Seçimi

Denklem 5.6 kullanılarak, YÜDİS'in eyleyici sisteminde kullanılacak elektrik motorları için gerekli tork değerleri hesaplanabilir. Denklem 5.6'da dış iskelet

mafsalları için gerekli torkun (T_{isk}) belirlenmesinde, Bölüm 3.2'de verilen klinik yürüyüş analizi verilerinden yararlanılabilir.

Dış iskeletin; hedeflenen hareketleri yapabilmesi için gerekli torklar, normalize edilmiş torklar ile iskelet gövdenin taşıdığı toplam kütlenin çarpımına eşittir.

$$T_{isk} = T_{nor} . m_{top} \tag{5.7}$$

İskelet gövdenin taşıdığı toplam kütle; iskelet gövdenin kütlesi, kullanıcının kütlesi, eyleyicilerin kütlesi ve diğer donanımın kütleleri toplamına eşittir.

$$m_{top} = m_{isk} + m_{kul} + m_{eyl} + m_d \tag{5.8}$$

İskelet Gövde Kütlesi (m_{isk}): 4. Bölümde yapılan tasarım çalışmaları sonucunda, YÜDİS'in gövdesini oluşturan parçaların kütleleri Çizelge 4.8'de verilmiştir. Buna göre iskelet gövdenin toplam kütlesi, eyleyiciler hariç 15,1 kg'dır.

Kullanıcı Kütlesi (m_{kul}): Kullanıcı kütlesi ortalama olarak 75 kg olacak şekilde kabul edilmiştir.

Eyleyici Kütlesi (m_{eyl}): Seçilen motorların kütlesi, redüktörüyle beraber yaklaşık 3 kg'dır. Kalça ve diz mafsallarında kullanılacak 4 adet motor için toplam eyleyici kütlesi 12 kg'dır.

Diğer Donanım Kütlesi (m_d): YÜDİS'i oluşturan diğer donanım; güç kaynağı, sürücüler, veri toplama kartları, kontrolcü, sensorlar, bağlantı kayışları, kablolar gibi elemanlardan oluşmaktadır. Fakat bu aşamada, belirtilen donanımın kütlesi tam olarak bilinemediği için, tahmini bir değer belirlemek gerekmektedir. Bu durumda geliştirilecek dış iskeletin diğer donanımının kütlesi 7,5 kg olarak öngörülmüştür.

Bu durumda YÜDİS'in taşıdığı toplam kütle, Denklem 5.8'den;

$$m_{top} = 15{,}1 + 75 + 12 + 7{,}5 = 109{,}6\ kg$$

olarak hesaplanabilir. Bu durumda hesaplamalarda kullanılacak toplam kütle 110 kg olarak alınmıştır.

Gerekli mafsal torklarının hesaplanmasına geçmeden önce, toplam kütlenin ne kadarının dış iskelet tarafından, ne kadarının da kullanıcının bacakları tarafından taşındığının belirlenmesi gerekmektedir. "Kullanıcı Destek Oranı" olarak ifade edebileceğimiz bu oran, iki faktöre bağlıdır: birincisi kullanıcının bacaklarındaki kas aktivite miktarı, ikincisi ise kullanıcının üst-ekstremite destek miktarıdır. Bu faktörlerin kullanıcı destek oranına etkileri aşağıdaki gibi açıklanabilir.

Kullanıcı Kas Aktivite Miktarı: Geliştirilen dış iskeletin kullanıcı profili, çeşitli hastalıklardan dolayı bacaklarındaki kas aktivitesini kısmen veya tamamen kaybetmiş bireylerden, tamamen sağlıklı ve %100 kas aktivitesine sahip bireylere kadar geniş bir aralığı kapsamaktadır. Kullanıcının tamamen felçli olması durumunda; dış iskelet eyleyicileri, iskelet gövde üzerine gelen toplam kütlenin tamamını karşılayacak şekilde tork uygulamak zorundadır. Fakat kullanıcının bacaklarında belli miktarda, örneğin %50 oranında kas aktivitesi varsa; kullanıcı, kendi kütlesinin yaklaşık %50'sini taşıyabileceği için dış iskeletin üzerine etki eden toplam kütle miktarında büyük bir azalma meydana gelecektir. Dolayısıyla gerekli eyleyici torkları da önemli oranda azalacaktır.

Üst Ekstremite Destek Miktarı: Dış iskelet kullanıcısı, yürüyüş esnasında dengesini sağlayabilecek kadar kas aktivitesine sahip değilse, güvenlik gereksinimleri yüzünden koltuk değneği kullanmak zorundadır. Koltuk değneği kullanarak yürüyen bir birey, ağırlığının bir kısmını koltuk değnekleri üzerinden yere aktaracağı için, bacaklarına etki eden ağırlık önemli oranda azalacaktır. Bu durum, dış iskelet kullanıcıları için de geçerlidir. Kullanıcının koltuk değneği kullanması durumunda; toplam ağırlığın belli bir kısmı koltuk değnekleri üzerinden, belli bir kısmı da iskelet bacaklar üzerinden yere aktarılacaktır. Böylece, koltuk değneği kullanılması durumunda; iskelet bacaklara gelen toplam kütle, dolayısıyla da gerekli eyleyici torkları önemli oranda azalacaktır.

Kullanıcı destek oranına bağlı olarak dış iskelet eyleyicileri için gerekli tork miktarları büyük oranlarda değiştiğinden, eyleyici torkları belirlenirken kullanıcı destek oranının hesaplamalara dâhil edilmesi gerekmektedir. YÜDİS eyleyicilerinin herhangi bir kas aktivite oranına sahip her kullanıcı için yeterli torku sağlayabilmesi

çok önemlidir. Dolayısıyla bu bölümde yapılacak hesaplamalarda, maksimum eyleyici torkunu bulabilmek için, kullanıcı kas aktivite miktarı sıfır olarak kabul edilmiştir.

Sıfır kas aktivitesine sahip bir kullanıcı, dengesini sağlayabilmek için koltuk değneği kullanmak zorundadır. Dolayısıyla motor seçiminde, koltuk değneğinin etkisi hesaba katılmalıdır. Koltuk değneği kullanılması durumunda; iskelet gövdeye etki eden toplam ağırlığının yüzde kaçının iskelet bacaklar üzerinden, yüzde kaçının ise koltuk değnekleri üzerinden yere aktarıldığının belirlenmesi gerekmektedir.

Bu oranın belirlenmesi için, farklı vücut ölçülerindeki 14 birey (5 bayan, 9 erkek) üzerinde deneysel bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Bireylerin normal yürüyüş esnasında ve koltuk değneği kullanarak yaptıkları yürüyüş esnasında ayak tabanından yere uyguladığı kuvvetler, ayak tabanına yerleştirilen kuvvet sensorları ile ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlar Çizelge 5.2'de verilmiştir. Çizelge 5.2'den görüldüğü gibi, farklı cinsiyet ve vücut ölçülerindeki bireylerden elde edilen sonuçlar birbirine oldukça yakındır. Sağ ve sol bacak için sonuçların birbirinden farklı çıkmasının sebebi, bireyin normalde sağ veya sol kolunu kullanıyor olmasına göre, koldan uyguladığı itme kuvvetinin değişmesinden kaynaklanmaktadır. Sağ elini kullanan bireylerde sağ bacak yüzdesi, sol kolunu kullanan kullanıcılarda ise sol bacak yüzdesi daha yüksek çıkmıştır.

Yapılan deneyler esnasında bireylerden, kendilerini zorlamayacak ve rahat bir yürüyüş sağlayacak şekilde destek oranını ayarlamaları istenmiştir. Bu sebeple koltuk değneği kullanılması durumunda gerçekte çok daha büyük destek oranları elde edilebilecekken, bireylerden bu oranı kendilerini zorlamayacak minimum oranda tutmaları istenmiştir.

Çizelge 5.2'den görüldüğü gibi koltuk değneği kullanılması durumunda bacaklara etki eden ağırlıklar, ortalama %47,71 oranında azalmaktadır. Eyleyici hesaplamalarında bu oran, Çizelge 5.2'deki en küçük oran olan %45,2'den daha az olacak şekilde % 45 olarak kabul edilmiştir.

Çizelge 5.2. Farklı bireyler için kullanıcı destek oranları

Birey	Sağ bacak	Sol bacak	Ortalama
1	% 48,2	% 45,5	% 46,85
2	% 46,5	% 49,6	% 48,05
3	% 53,2	% 50,2	% 51,70
4	% 45,7	% 47,7	% 46,70
5	% 49,6	% 45,4	% 47,50
6	% 49,6	% 45,6	% 47,60
7	% 47,1	% 45,2	% 46,15
8	% 45,9	% 48,3	% 47,10
9	% 51,1	% 47,3	% 49,20
10	% 47,4	% 45,2	% 46,30
11	% 48,5	% 45,3	% 46,90
12	% 49,3	% 46,6	% 47,95
13	% 48,2	% 45,8	% 47,00
14	% 47,6	% 50,3	% 48,95
Ortalama	**%48,42**	**%47,0**	**% 47,71**

Fakat gerçekte koltuk değneği, dış iskeletin toplam kütlesine etki etmeyip sadece dış iskeletin destek ayağına gelen yükün bir kısmını azaltmaktadır. Dolayısıyla kullanıcı destek oranının, salınım yapan bacağa herhangi bir etkisi yoktur. Bu sebeple gerekli eyleyici torkları hesaplanırken, kullanıcı destek oranının sadece destek fazındaki torklara uygulanması, salınım fazındaki torkların ise toplam kütleye göre hesaplanması gerekmektedir. Bu durumda Denklem 5.7 aşağıdaki gibi tekrar yazılabilir.

$$T_{isk} = T_{nor} . (m_{top} . k_d) \quad \text{Destek fazı (Yürüyüş çevriminin \% 0 - \% 62)}$$
$$T_{isk} = T_{nor} . m_{top} \quad \text{Salınım fazı (Yürüyüş çevriminin \% 62 - \% 100)} \qquad (5.9)$$

Burada k_d kullanıcı destek oranıdır.

Alt-ekstremite dış iskeletlerin motor seçiminde karar verilmesi gereken bir diğer konu ise yürüyüş hızıdır. Yürüyüş hızı arttıkça mafsallara yerleştirilecek eyleyicilerin hızlarıda artacaktır. Elektrik motorlarının genel karakteristiği olarak, hız ne kadar artarsa motorun uygulayabileceği tork o kadar azalmaktadır. Dolayısıyla yürüyüş hızı, eyleyici seçiminde son derece önemli bir rol oynamaktadır.

YÜDİS eyleyicilerinin bir tam yürüyüş çevrimini 2 saniyede tamamlayabilmesi hedeflenmiştir. Bu hız, kas aktivitesi düşük kullanıcılar için

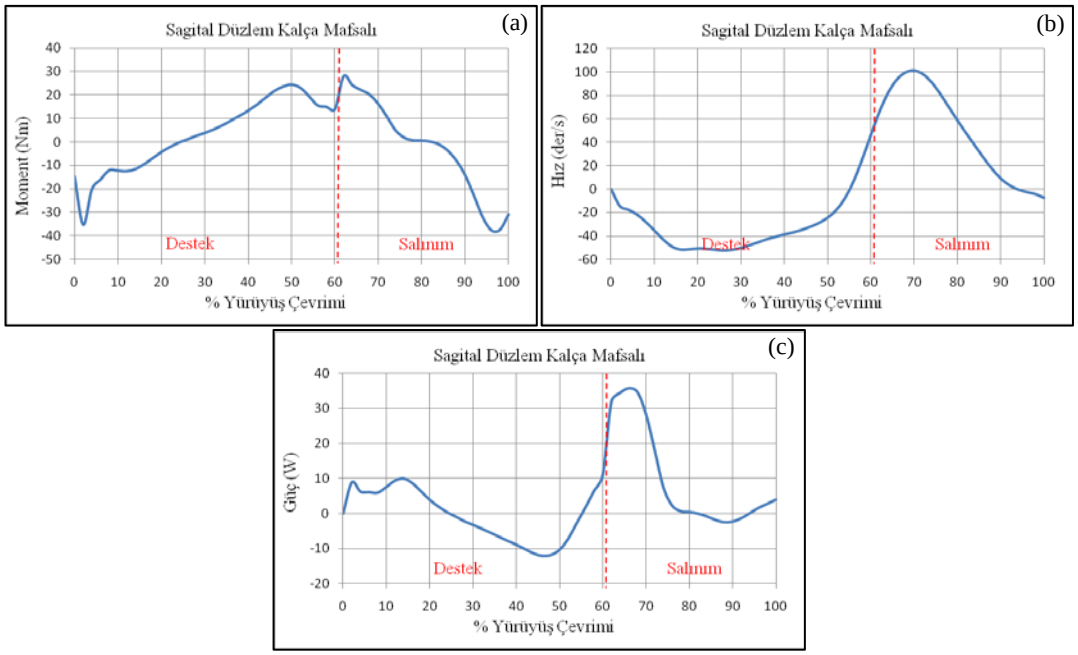
oldukça yüksektir. Yürüyüş çevrimini 2 saniyede tamamlaması hedeflenen ve taşıdığı toplam kütle 110 kg olan bir dış iskeletin, kalça ve diz mafsalı için gerekli torklar (T_{isk}), açısal hızlar ve güçler, Bölüm 3.2'de verilen yürüyüş analizi verileri ve Denklem 5.9 kullanılarak hesaplanırsa, Şekil 5.1 ve Şekil 5.2'deki eğriler elde edilir.

Şekil 5.1'de YÜDİS kalça mafsalı için gerekli; moment, hız ve güç değerleri görülmektedir. Grafiğe göre kalça mafsalı için gerekli maksimum moment yaklaşık 40 Nm, maksimum açısal hız yaklaşık 100 der/s ve maksimum güç ise yaklaşık 35 W'dır. Şekil 5.2'de ise YÜDİS diz mafsalı için gerekli olan moment, hız ve güç değerleri görülmektedir. Diz mafsalı için gerekli maksimum moment yaklaşık 28 Nm, maksimum açısal hız yaklaşık 150 der/s ve maksimum güç yaklaşık 52 W'dır.

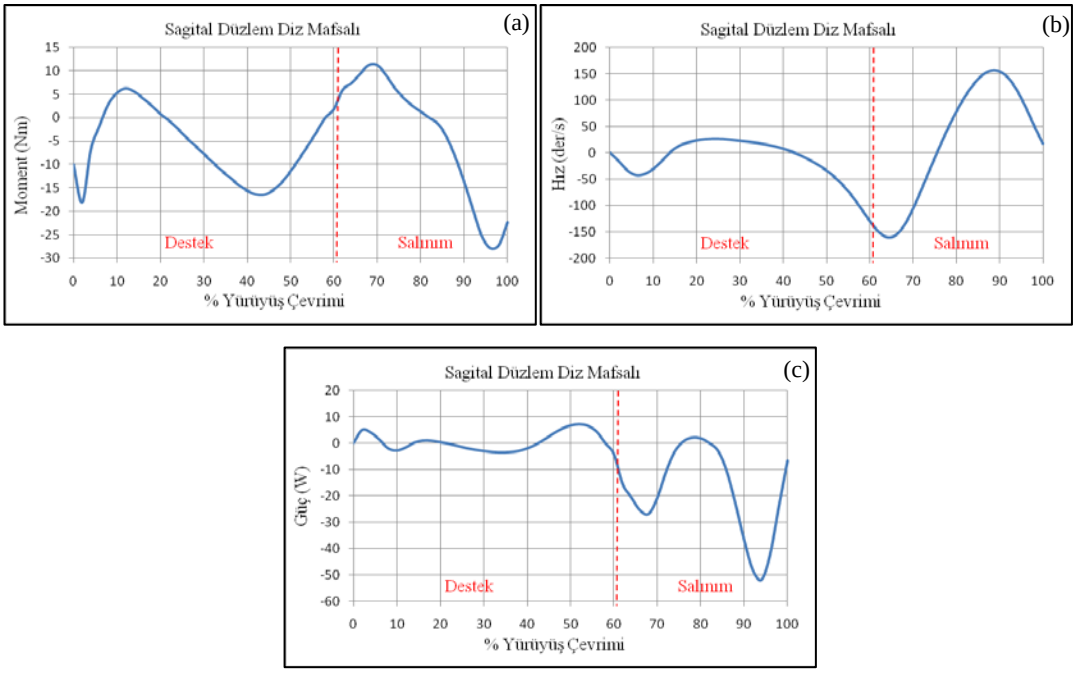
YÜDİS eyleyici sistemi için seçilecek motorların yukarıda belirtilen tork ve hız değerlerini sağlamasının yanında, oldukça hafif ve küçük olması gerekmektedir. Ayrıca, insan ile temas halinde bulunacağı için, güvenlik gereksinimlerinden dolayı çalışma voltajının 24 V'un üzerinde olamaması istenmektedir. YÜDİS eyleyici sistemi için yukarıda belirtilen gereksinimleri sağlayan Vexta AHX5100KC motor - Vexta GFH5G100 redüktör çifti seçilmiştir. Seçilen motor-redüktör çifti Şekil 5.3'de görülmektedir. Seçilen motora ait özellikler ise Çizelge 5.3'de verilmiştir.

Çizelge 5.3. YÜDİS eyleyici sistemi için seçilen motor-redüktör çiftlerinin özellikleri

MOTOR	
Nominal Çıkış Gücü (W)	100
Nominal Voltaj (V)	24
Nominal Akım (A)	6
Maksimum Akım (A)	9
Nominal Tork (Nm)	0,4
Maksimum Tork (Nm)	0,5
Nominal Hız (rpm)	2500
Maksimum Hız (rpm)	3190
Ağırlık (Redüktörsüz) (kg)	1,4
Ortam sıcaklığı (°C)	0 - 50
REDÜKTÖR	
Çevrim Oranı	100
Verim	0,85
Atalet Momenti (kgm^2)	$0{,}56.\ 10^{-4}$
Ağırlık (kg)	1,5



Şekil 5.1. YÜDİS kalça mafsalı için gerekli tork (a), hız (b) ve güç (c) eğrileri

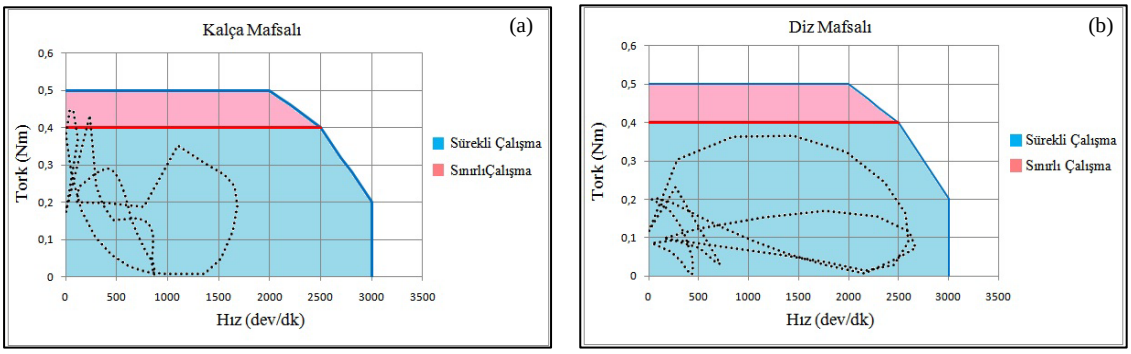


Şekil 5.2. YÜDİS diz mafsalı için gerekli tork (a), hız (b) ve güç (c) eğrileri



Şekil 5.3. YÜDİS eyleyici sistemi için seçilen motor - redüktör çifti ve sürücüsü

Seçilen motor-redüktör çiftinin YÜDİS eyleyici sistemi için uygun olup olmadığının belirlenmesi için, gerekli motor torklarının (T_m) ve hızlarının ($\dot{\theta}_m$) hesaplanarak motor tork-hız eğrilerinin belirlenmesi ve motor limit çizgileriyle karşılaştırılması gerekmektedir. Gerekli motor torkları ve hızları Denklem 5.2 ve Denklem 5.6 kullanılarak, motor limitleri ise üretici firmanın katalog değerlerinden hesaplanırsa Şekil 5.4'de görülen eğriler elde edilir. Şekil 5.4-a incelenirse, diz mafsalı için gerekli tork-hız eğrisinin, motorun sürekli çalışma aralığında kaldığı görülmektedir. Şekil 5.4-b incelendiğinde ise kalça mafsalı için gerekli tork-hız eğrisinin, kısmen sınırlı çalışma aralığına çıktığı görülse de bu kadar küçük aşma değerleri için motorlarda herhangi bir ısınma problemi oluşmayacağı açıktır.



Şekil 5.4. Vexta AHX5100KC motor limitlerinin, gerekli motor torku-hız eğrisiyle karşılaştırması

Şekil 5.4 incelendiğinde, seçilen motor-redüktör çiftinin yürüyüş için gerekli tork-hız değerlerini rahatlıkla sağlayabildiği görülmektedir. Seçilen eyleyicilerin tork-hız eğrilerinin, diz mafsalında kısmen sınırlı çalışma aralığına çıktığı görülse de, bu kadar küçük aşma değerleri için herhangi bir ısınma problemi yaşanması söz konusu değildir. Bunun yanında seçilen motorların 24 volt çalışma voltajına sahip olması, temas halinde bulunduğu kullanıcı için herhangi bir tehlike oluşumunu engellemektedir. Seçilen motor-redüktör çiftinin eyleyici başına 2,9 kg gibi oldukça büyük bir ağırlığa ve büyük boyutlara sahip olması önemli bir dezavantaj gibi görünse de bu değerler, yürüyüş için gerekli yüksek tork-hız değerleri için oldukça iyidir. Bunun yanında motor sürücülerinin benzerlerine oranla son derece küçük ve hafif olması, eyleyicilerin boyut ve ağırlığından kaynaklanan dezavantajın göz ardı edilebilmesini sağlamaktadır.

6. ALT-EKSTREMİTE DIŞ İSKELETİN DİNAMİK MODELLENMESİ

Tez çalışmasının 3. bölümünden hatırlanacağı gibi yürüyüş hareketi birbirini takip eden çeşitli aşamalardan oluşmaktadır. Bu aşamaların her birinde, bacağın salınım veya destek fazında olmasına ve destek ayağının zemine basış şekline göre hareket modeli değişmektedir. Her bir aşama için; potansiyel enerji, kinetik enerji ve mafsal torku ifadeleri kullanılarak hareket modellerinin belirlenmesi, dış iskeletin yürüyüş hareketini tanımlamada önemli kolaylık sağlayacaktır. Racine (2003), yürüyüş hareketi yapan bir dış iskelet için, ayakların yere basış durumuna göre çeşitli hareket modelleri elde etmiştir. Bu çalışmadan yararlanılarak, YÜDİS'in hareket modelleri Newton Mekaniği ve Lagrange formülasyonu kullanılarak oluşturulmuştur. Ayakların yere basış şekline göre oluşturulan YÜDİS hareket modelleri aşağıdaki gibidir.

- Çift ayak salınım (atlama) hareketi modeli
- Tek ayak destek (destek ayağı zemine düz değil) hareket modeli
- Tek ayak destek (destek ayağı zemine düz) hareket modeli
- Çift ayak destek (ayaklardan birisi zemine düz değil) hareket modeli
- Çift ayak destek (ayaklardan ikisi de zemine düz değil) hareket modeli

6.1.Genel Formülasyon

Kısaltmalar:

***A1*:** Destek fazındaki ayak

***AB1*:** Destek fazındaki alt bacak

***ÜB1*:** Destek fazındaki üst bacak

***AM1*:** Destek fazındaki ayak mafsalı

***DM1*:** Destek fazındaki diz mafsalı

***KM1*:** Destek fazındaki kalça mafsalı

***A2*:** Salınım fazındaki ayak

***AB2*:** Salınım fazındaki alt bacak

***ÜB2*:** Salınım fazındaki üst bacak

***AM2*:** Salınım fazındaki ayak mafsalı

***DM2*:** Salınım fazındaki diz mafsalı

***KM2*:** Salınım fazındaki kalça mafsalı

***ÜG*:** Üst gövde

YM: Yerçekimi (Kütle) merkezi

ZM: Zemin mafsalı

Genelleştirilmiş Koordinatlar:

$\boldsymbol{\theta_1}$**:** A1'in yer ile yaptığı açı.

$\boldsymbol{\theta_2}$**:** AM1'in aşağı bükülme açısı.

$\boldsymbol{\theta_3}$**:** DM1'in geriye bükülme açısı.

$\boldsymbol{\theta_4}$**:** ÜB1'in kalça mafsalından (KM) geriye bükülme açısı.

$\boldsymbol{\theta_5}$**:** ÜB2'nin kalça mafsalından (KM) öne bükülme açısı.

$\boldsymbol{\theta_6}$**:** DM2'nin öne bükülme açısı.

$\boldsymbol{\theta_7}$**:** AM2'nin yukarı bükülme açısı.

Gövde Parçalarının Özellikleri:

***m*:** Parçanın kütlesi

***I*:** Parçanın kütle merkezine göre ataleti momenti

***L*:** Parçanın uzunluğu

$\boldsymbol{L_G}$**:** Parçanın üst gövdeye uzak olan mafsalı ile kütle merkezi arasında e_{i2} doğrultusundaki mesafe

$\boldsymbol{L_{GA}}$**:** Ayak mafsalı ile ayak kütle merkezi arasındaki mesafe

$\boldsymbol{h_G}$**:** Parçanın üst gövdeye uzak olan mafsalı ile kütle merkezi arasında, e_{i1} doğrultusundaki mesafe

Referans Koordinat Sistemlerinin Yerleştirilmesi:

Modellemede kullanılan referans koordinat sistemlerinin (KS) yerleşimi Şekil 6.1'de gösterilmiştir. Atalet referans koordinat sisteminin (KS0) yerleşimi; yürüyüş aşamasına, dolayısıyla dış iskeletin duruş şekline bağlı olarak değişmektedir. Koordinat sistemlerinin nasıl yerleştirildiği aşağıda kısaca açıklanmıştır.

***KS0*:** Dış iskelet sisteminin fiziksel durumuna bağlı olarak yerleştirilir.

***KS1*:** e_{11} vektörü, ayağın zemine bağlandığı noktadan geçecek şekilde, destek ayağı mafsalından (AM1), destek ayağına (A1) bağlanır.

***KS2*:** $-e_{22}$ vektörü, destek ayak mafsalından (AM1) geçecek şekilde, destek diz mafsalından (DM1), destek alt bacağına (AB1) bağlanır.

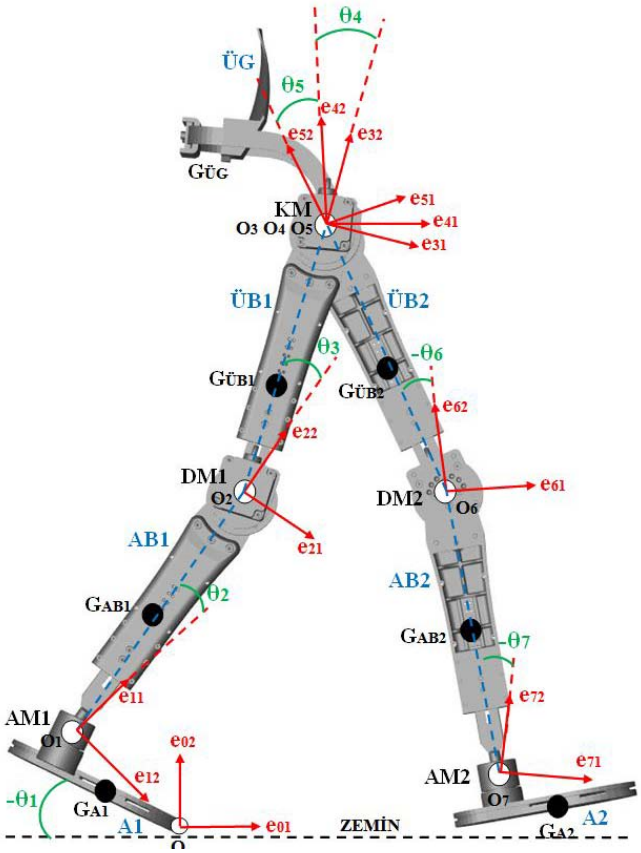
***KS3*:** $-e_{32}$ vektörü, destek diz mafsalından (DM1) geçecek şekilde, destek kalça mafsalından (KM1) destek üst bacağına (ÜB1) bağlanır.

***KS4*:** e_{42} vektörü, kafadan geçecek şekilde, destek kalça mafsalından (KM1) üst gövdeye bağlanır.

***KS5*:** $-e_{52}$ vektörü, salınım diz mafsalından (DM2) geçecek şekilde, salınım kalça mafsalından (KM2) salınım üst bacağına (ÜB2), bağlanır.

***KS6*:** $-e_{62}$ vektörü, salınım ayak mafsalından (AM2) geçecek şekilde, salınım diz mafsalından (DM2), salınım alt bacağına (AB2) bağlanır.

***KS7*:** $-e_{71}$ vektörü, salınım ayağının parmak ucundan geçecek şekilde, salınım ayak mafsalından (AM2), salınım ayağına (A2) bağlanır.



Şekil 6.1. Alt-ekstremite dış iskelet modelinde koordinat sistemlerinin yerleşimi

Rotasyon Matrisleri:

i koordinat sisteminde tanımlanan bir $e_{/i}$ vektörü, j koordinat sisteminde aşağıdaki dönüşümle tanımlanabilir.

$$e_{/j} = Q_{ji} . e_{/i}$$

$i \in [1, \dots, 7]$ için, ardışık iki koordinat sistemi arasındaki rotasyon matrisi,

$$Q_{(i-1)i} = \begin{bmatrix} cos\,\theta_i & -sin\,\theta_i & 0 \\ sin\,\theta_i & cos\,\theta_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

şeklindedir. $i \in [1, \dots, 7]$ için, her bir koordinat sistemi ve atalet referans sistemi arasındaki ilişki ise aşağıdaki gibidir.

$$Q_{0i} = Q_{0(i-1)} . Q_{(i-1)i}$$

Birim Vektörler:

$\vec{e}_{ij/k}$, k koordinat sisteminde tanımlanan e_{ij} vektörünü ifade ederse, birim vektörler atalet referans sisteminde aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

$$\vec{e}_{01/0} = [1 \quad 0 \quad 0]^T$$
$$\vec{e}_{02/0} = [0 \quad 1 \quad 0]^T$$
$$\vec{e}_{03/0} = [0 \quad 0 \quad 1]^T$$

$i \in [1, \dots, 7]$ için ve $j \in [1, \dots, 3]$ için her bir koordinat sistemindeki birim vektörler, atalet referans düzleminde aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

$$e_{ij\,/0} = Q_{0i} e_{ij\,/i}$$

İnsan-Makine Ara Yüz Modeli:

Kullanıcı tarafından giyilmiş bir alt-ekstremite dış iskelet ile kullanıcı arasında bir kuvvet etkileşimi oluşur. İnsan-makine arayüzünde meydana gelen dış

kuvvetler ($\vec{F}_{iM}$), dış iskelet ve kullanıcı pozisyonlarının birbirine göre sapma miktarına bağlıdır. İnsan-makine ara yüzü esnektir ve oluşan ara yüz kuvvetleri, pozitif tanımlı köşegen empedans matrisi, I_{M1} ve insan ile makine arasındaki pozisyon hatasının çarpımına eşittir. Kazerooni (1989), insan kas kuvvetlerini de ikinci bir empedans matrisi, I_{M2} ile ifade etmiştir. Eş değer insan-makine empedansı aşağıdaki gibi hesaplanabilir.

$$K_i^{-1} = I_{M1}^{-1} + I_{M2}^{-1}$$

Herhangi bir $\vec{x}_i$ pozisyonunda, insan-makine arayüzündeki kuvvet aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\vec{F}_{iM} = K_i.(\vec{x}_i - \vec{x}) \quad (6.1)$$

K_i katsayısı, farklı kullanıcıların makineye uyumuyla ilgilidir. Bu sebeple K_i katsayısının kesin olarak belirlenmesi bu tür bir sistem için son derece gereksizdir.

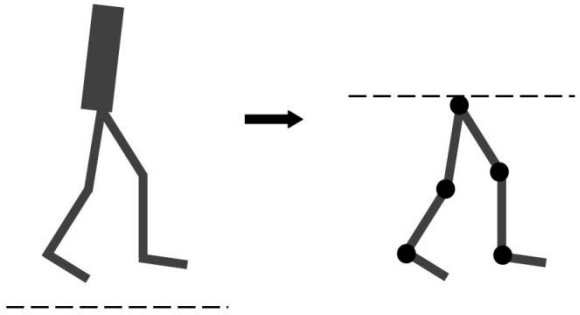
6.2. Yürüyüş Modelleri

6.2.1. Çift ayak salınım hareketi modeli

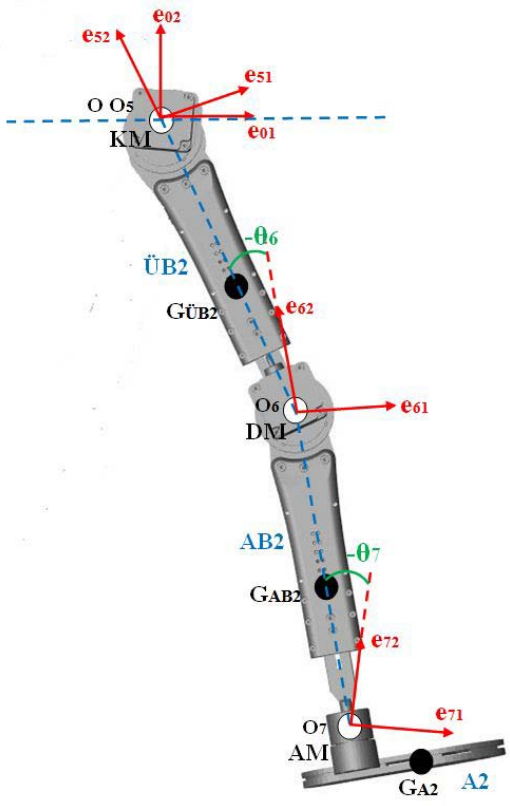
Bu bölümde, Şekil 6.2'de görüldüğü gibi ayakların hiç birinin yere temas etmediği çift ayak salınım durumundaki hareket modeli elde edilecektir. Normal şartlarda yürüyüş esnasında bu tür bir durumla karşılaşmak çok zordur. Fakat ilk aşama olarak bu basit modelin oluşturulması son derece yararlıdır. Modellemede yapılan kabuller aşağıdaki gibidir.

- Cihazın üst gövdeden asıldığı ve her iki bacağının da serbestçe salınım yapabildiği kabul edilmiştir.
- Her bir bacak; kalça mafsalından üst gövdeye bağlanmış, birbirinden bağımsız 3 parçalı (üst bacak, alt bacak ve ayak) bir manipülatör olarak kabul edilmiştir.

- Atalet referans sistemi, e_{02} vektörü dikey olarak yukarı bakacak şekilde, kalça mafsalından üst gövdeye bağlanmıştır.
- Mafsalların hepsi eylenmiştir.
- İnsan-makine etkileşimi; her bir uzva etki eden bir dış kuvvet ve bir dış tork kombinasyonu olarak modellenmiştir.



Şekil 6.2. Çift ayak salınım durumu için fiziksel model



Şekil 6.3. Çift ayak salınım hareketi modelinde koordinat sistemlerinin yerleşimi

ω_{ij}, i parçasının j parçasına göre açısal hızını göstersin. $i \in [5,\dots,7]$ için ardışık parçaların açısal hızı aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\omega_{i(i-1)} = \dot{q}_i . \vec{e}_3$$

$i \in [6,7]$ için her bir parçanın, atalet referans düzlemine göre açısal hızı ise aşağıdaki gibidir.

$$\omega_{i0} = \omega_{i(i-1)} + \omega_{(i-1)0}$$

Modelde kullanılan pozisyon ve hız vektörleri aşağıdaki gibidir.

KM'den, DM'ye pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{OO6/0} = -L_{\ddot{U}B} . \vec{e}_{52/0}$$

KM'den, ÜB kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{OG_{\ddot{U}B}/0} = (L_{G_{\ddot{U}B}} - L_{\ddot{U}B}) . \vec{e}_{52/0} + h_{G_{\ddot{U}B}} . \vec{e}_{51/0}$$

DM'den, AB kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{O6G_{AB}/0} = (L_{G_{AB}} - L_{AB}) . \vec{e}_{62/0} + h_{G_{AB}} . \vec{e}_{61/0}$$

DM'den, AM'ye pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{O6O7/0} = -L_{AB} . \vec{e}_{62/0}$$

AM'den, A kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{O7G_A} = L_{G_A} . \vec{e}_{71/0} + h_{G_A} . \vec{e}_{72/0}$$

ÜB kütle merkezinin hız vektörü;

$$\vec{V}_{G_{\ddot{U}B}/0} = \omega_{50} \times \vec{r}_{O4G_{\ddot{U}B}/0}$$

DM hız vektörü;

$$\vec{V}_{O6/0} = \omega_{50} \times \vec{r}_{O4O6/0}$$

AB kütle merkezinin hız vektörü;

$$\vec{V}_{G_{AB}/0} = \vec{V}_{O6/0} + \omega_{60} \times \vec{r}_{O6G_{AB}/0}$$

AM hız vektörü;

$$\vec{V}_{O7/0} = \vec{V}_{O6/0} + \omega_{60} \times \vec{r}_{O6O7/0}$$

A kütle merkezinin hız vektörü;

$$\vec{V}_{G_A/0} = \vec{V}_{O7/0} + \omega_{70} \times \vec{r}_{O7G_A/0}$$

Gövde parçalarının kinetik enerjileri ve potansiyel enerjileri aşağıdaki gibidir.

ÜB'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{\text{ÜB}} = \frac{1}{2}.m_{\text{ÜB}}.(\vec{V}_{G_{\text{ÜB}}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{\text{ÜB}}.(\omega_{50})^2$$

AB'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{AB} = \frac{1}{2}.m_{AB}.(\vec{V}_{G_{AB}/0})^2 + \frac{1}{2}.l_{AB}.(\omega_{60})^2$$

A'nın kinetik enerjisi;

$$KE_A = \frac{1}{2}.m_A.(\vec{V}_{G_A/0})^2 + \frac{1}{2}.l_A.(\omega_{70})^2$$

Toplam kinetik enerji;

$$KE = KE_{\text{ÜB}} + KE_{AB} + KE_A$$

ÜB'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{\text{ÜB}} = m_{\text{ÜB}}.g.\vec{r}_{OG_{\text{ÜB}}/0}.\vec{e}_2$$

AB'nin potansiyel enerjisi;

$PE_{AB} = m_{AB}.g.(\vec{r}_{OO6/0} + \vec{r}_{O6Gs/0}).\vec{e}_2$

A'nın potansiyel enerjisi;

$PE_A = m_A.g.(\vec{r}_{OO6/0} + \vec{r}_{O6O7/0} + \vec{r}_{O7GA}).\vec{e}_2$

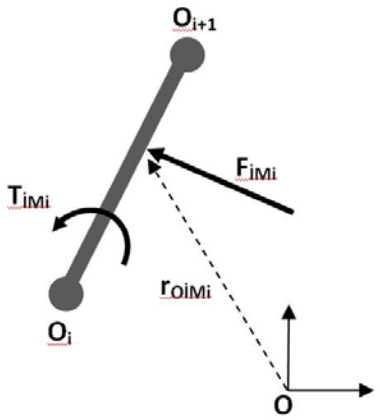
Toplam potansiyel enerji;

$PE = PE_{\text{Ü}B} + PE_{AB} + PE_A$

Lagrangian;

$L = KE - PE$

i. parçada insan-makine arayüzünde oluşan $T_{İMi}$ torku ve $F_{İMi}$ kuvveti Şekil 6.4'de görülmektedir. Kuvvetler $r_{OİMi}$ pozisyonundan etki ederse, Lagrange formülasyonu kullanılarak, i ∈ [5,6,7] için mafsal torku denklemleri aşağıdaki gibi yazılabilir.



Şekil 6.4 İnsandan dış iskelet parçasına uygulanan kuvvet ve tork

$$T_i + \sum_{i=5}^{7} \frac{\partial \vec{\omega}_{i0}}{\partial \dot{q}_i}.\vec{T}_{İMi} + \sum_{i=5}^{7} \frac{\partial \vec{r}_{OİMi}}{\partial q_i}.\vec{F}_{İMi} = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \quad (6.2)$$

Bu denklemde T_i, eyleyici ve sürtünmeden dolayı O_i mafsalında oluşan birleşik mafsal torkudur.

$$T_{İM} = \sum_5^7 \frac{\partial \vec{\omega}}{\partial \dot{q}_i} . \vec{T}_{İMi} + \sum_5^7 \frac{\partial \vec{r}_{OİMi}}{\partial q_i} . \vec{F}_{İMi} \quad (6.3)$$

olarak tanımlanırsa, Denklem 6.2 aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$T_i + T_{IM} = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \quad (6.4)$$

Bu denklemden, bir bacak için elde edilen üç hareket denklemi, tek bir vektörel denklem olarak aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{T}_{eyl} + \vec{T}_{İM} = A_k(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_k(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) + \vec{p}_k(\vec{q}) \quad (6.5)$$

Bu denklemde;

- Her bir tork vektörü, $\vec{T} = [T_{KM} \quad T_{DM} \quad T_{AM}]^T$ şeklindedir.
- $\vec{T}_{eyl} = [T_5 \quad T_6 \quad T_7]^T$, sürtünmeyi de içeren mafsal giriş torku vektörüdür.
- $\vec{T}_{İM} = [T_{İM5} \quad T_{İM6} \quad T_{İM7}]^T$, insan-makine mafsal torku vektörüdür.
- $\vec{q} = [q_5 \quad q_6 \quad q_7]^T$, mafsal açı vektörüdür.
- A_k, 3 x 3'lük kinetik enerji matrisidir (atalet matrisi olarak da adlandırılır).
- $\vec{b}_k$, merkezkaç ve Coriolis ivme terimlerini içeren 3 x 1'lik bir vektördür.
- $\vec{p}_k$, 3 x 1'lik yer çekiminden kaynaklanan mafsal torku vektörüdür.

Denklem 6.5 kullanılarak insan-makine arayüzünde oluşan net mafsal torkları aşağıdaki gibi elde edilir.

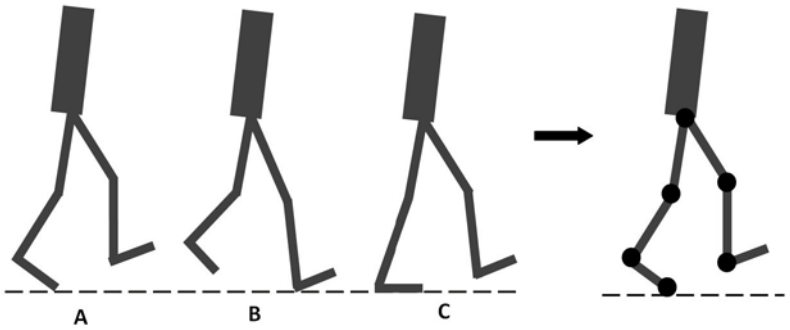
$$\vec{T}_{İM} = A_k(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_k(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) + \vec{p}_k(\vec{q}) - \vec{T}_{eyl} \quad (6.6)$$

6.2.2. Tek ayak destek hareket modeli

6.2.2.1. Genelleştirilmiş model

Tek ayak destek modelinde; destek ayağı gövdeyi taşırken, diğer ayak serbestçe salınım yapar. Şekil 6.5'de görüldüğü gibi tek ayak destek modelinde, yürüyüş aşamasına bağlı olarak 3 farklı durum meydana gelir. Bu durumlar aşağıdaki gibi açıklanabilir.

A) Destek ayağı zemine sadece parmak ucundan temas eder (Şekil 6.5A),
B) Destek ayağı zemine sadece topuktan temas eder (Şekil 6.5B),
C) Destek ayağı zemine düz bir şekilde temas eder (Şekil 6.5C).



Şekil 6.5. Tek ayak destek durumu için fiziksel modeller

A ve B durumlarında dış torklar sadece insandan uygulanmaktadır. C durumunda ise zeminden ayağa bir tork uygulanırken, insan ise diğer tüm parçalara tork uygular. Bu üç farklı durum için dinamik denklemlerin bulunmasında tek bir model kullanılması yeterlidir. Fakat model oluşturulurken yer tepki kuvvetlerinden kaynaklanan dış torklar ile insandan kaynaklanan dış torklar birbirinden dikkatle ayrılmalıdır. Dinamik model oluşturulurken yapılan kabuller aşağıdaki gibidir.

- Dış iskelet, en alt parçasından yere bağlanmış 7 parçalı seri bir zincir olarak kabul edilmiştir.
- Atalet referans sistemi; $\vec{e}_{02}$ vektörü, dikey olarak yukarı bakacak şekilde yer mafsalından yere bağlanmıştır.

- Mafsalların hepsi eylenmiştir.
- Kullanıcı-makine etkileşimi, her bir uzva etki eden bir dış kuvvet ve bir dış tork kombinasyonu olarak modellenmiştir.
- Destek ayağının zemine sadece parmak ucundan temas ettiği durumda ayak parçası, ayak mafsalı-parmak ucu arasında kalan parça olarak kabul edilmiştir.
- Destek ayağının zemine sadece topuktan temas ettiği durumda ayak parçası, ayak mafsalı-topuk arasında kalan parça olarak kabul edilmiştir.
- Destek ayağının zemine paralel olduğu durumda ise ayak parçası statiktir ve insan-makine dinamiklerine herhangi bir katkısı olmadığı için rastgele seçilebilir.

ω_{ij}, i parçasının j parçasına göre açısal hızını göstersin. $i \in [1, \dots, 7]$ için ardışık parçaların açısal hızı aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\omega_{i(i-1)} = \dot{q}_i e_3$$

$i \in [2, \dots, 7]$ için her bir parçanın atalet referans sistemine göre açısal hızı ise aşağıdaki gibidir.

$$\omega_{i0} = \omega_{i(i-1)} + \omega_{(i-1)0}$$

Modelde kullanılan pozisyon ve hız vektörleri aşağıdaki gibidir.

ZM'den, AM1'in kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{OGA1/0} = -(L_A - L_{G_A}).\vec{e}_{11/0} + h_{G_A}.\vec{e}_{12/0}$$

ZM'den, AM1'e pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{OO1/0} = -L_A.\vec{e}_{11/0}$$

AM1'den, AB1'in kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{O1G_{AB}1/0} = L_{G_{AB}}.\vec{e}_{22/0} + h_{G_{AB}}.\vec{e}_{21/0}$$

AM1'den, DM1'e pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O1O2/0} = L_{AB}.\vec{e}_{22/0}$

DM1'den, ÜB1'in kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O2G_{\ddot{U}B1}/0} = L_{G_{\ddot{U}B}}.\vec{e}_{32/0} + h_{G_{\ddot{U}B}}.\vec{e}_{31/0}$

KM'den, ÜG'nin kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O4G_{\ddot{U}G}/0} = L_{G_{\ddot{U}G}}.\vec{e}_{42/0} + h_{G_{\ddot{U}G}}.\vec{e}_{41/0}$

DM1'den, KM'ye pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O2O4/0} = L_{\ddot{U}B}.\vec{e}_{32/0}$

KM'den, DM2'ye pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O4O6/0} = -L_{\ddot{U}B}.\vec{e}_{52/0}$

KM'den, ÜB2'nin kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O4G_{\ddot{U}B2}/0} = \left(L_{G_{\ddot{U}B}} - L_{\ddot{U}B}\right).\vec{e}_{52/0} + h_{G_{\ddot{U}B}}.\vec{e}_{51/0}$

DM2'den, AB2'nin kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O6G_{AB\,2}/0} = \left(L_{G_{AB}} - L_{AB}\right).\vec{e}_{62/0} + h_{G_{AB}}.\vec{e}_{61/0}$

DM2'den, AM2'ye pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O6O7/0} = -L_{AB}.\vec{e}_{62/0}$

AM2'den, A2'nin kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O7G_{A2}} = L_{G_A}.\vec{e}_{71/0} + h_{G_A}.\vec{e}_{72/0}$

A1'in kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{A1}/0} = \omega_{10} \times \vec{r}_{OG_A/0}$

AM1'in hız vektörü;

$\vec{V}_{O1/0} = \omega_{10} \times \vec{r}_{OO1/0}$

AB1'in kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{AB}1/0} = \vec{V}_{O1/0} + \omega_{20} \times \vec{r}_{O1G_{AB}/0}$

DM1'in hız vektörü;

$\vec{V}_{O2/0} = \vec{V}_{O1/0} + \omega_{20} \times \vec{r}_{O1O2/0}$

ÜB kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{ÜB}1/0} = \vec{V}_{O2/0} + \omega_{30} \times \vec{r}_{O2G_{ÜB}/0}$

KM'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O4/0} = \vec{V}_{O2/0} + \omega_{30} \times \vec{r}_{O2O4/0}$

ÜG kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{ÜG}/0} = \vec{V}_{O4/0} + \omega_{40} \times \vec{r}_{O4G_{ÜG}/0}$

ÜB2'nin kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{ÜB}2/0} = \vec{V}_{O4/0} + \omega_{50} \times \vec{r}_{O4G_{ÜB}/0}$

DM2'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O6/0} = \vec{V}_{O4/0} + \omega_{50} \times \vec{r}_{O406/0}$

AB2'nin kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{AB}2/0} = \vec{V}_{O6/0} + \omega_{60} \times \vec{r}_{O6G_{AB}/0}$

AM2'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O7/0} = \vec{V}_{O6/0} + \omega_{60} \times \vec{r}_{O6O7/0}$

A2 kütle merkezinin hız vektörü;

$$\vec{V}_{G_{A2}/0} = \vec{V}_{O7/0} + \omega_{70} \times \vec{r}_{O7G_A/0}$$

Gövde parçalarının kinetik enerjileri ve potansiyel enerjileri aşağıdaki gibidir.

A1'in kinetik enerjisi;

$$KE_{A1} = \frac{1}{2}.m_A.(\vec{V}_{G_{A1}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_A.(\omega_{10})^2$$

AB1'in kinetik enerjisi;

$$KE_{AB1} = \frac{1}{2}.m_{AB}.(\vec{V}_{AB1/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{AB}.(\omega_{20})^2$$

ÜB1'in kinetik enerjisi;

$$KE_{\ddot{U}B1} = \frac{1}{2}.m_{\ddot{U}B}.(\vec{V}_{G_{\ddot{U}B1}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{\ddot{U}B}.(\omega_{30})^2$$

ÜG'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{\ddot{U}G} = \frac{1}{2}.m_{\ddot{U}G}.(\vec{V}_{G_{\ddot{U}G}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{\ddot{U}G}.(\omega_{40})^2$$

ÜB2'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{\ddot{U}B2} = \frac{1}{2}.m_{\ddot{U}B}.(\vec{V}_{G_{\ddot{U}B2}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{\ddot{U}B}.(\omega_{50})^2$$

AB2'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{AB2} = \frac{1}{2}.m_{AB}.(\vec{V}_{G_{AB2}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{AB}.(\omega_{60})^2$$

A2'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{A2} = \frac{1}{2}.m_A.(\vec{V}_{G_{A2}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_A.(\omega_{70})^2$$

Toplam kinetik enerji;

$$KE = KE_{A1} + KE_{AB1} + KE_{\ddot{U}B1} + KE_{\ddot{U}G} + KE_{\ddot{U}B2} + KE_{AB2} + KE_{A2}$$

A1'in potansiyel enerjisi;

$$PE_{A1} = m_A . g . \vec{r}_{OG_{A1}/0} . \vec{e}_2$$

AB1'in potansiyel enerjisi;

$$PE_{AB1} = m_{AB} . g . (\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1G_{AB\,1}/0}) . \vec{e}_2$$

ÜB1'in potansiyel enerjisi;

$$PE_{\ddot{U}B1} = m_{\ddot{U}B} . g . (\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2G_{\ddot{U}B1}/0}) . \vec{e}_2$$

ÜG'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{\ddot{U}g} = m_{\ddot{U}G} . g . (\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2O4/0} + \vec{r}_{O4G_{\ddot{U}G}/0}) . \vec{e}_2$$

ÜB2'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{\ddot{U}B2} = m_{\ddot{U}B} . g . (\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2O4/0} + \vec{r}_{O4G_{\ddot{U}B2}/0}) . \vec{e}_2$$

AB2'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{AB2} = m_{AB} . g . (\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2O4/0} + \vec{r}_{O4O6/0} + \vec{r}_{O6G_{AB\,2}/0}) . \vec{e}_2$$

A2'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{A2} = m_A . g . (\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2O4/0} + \vec{r}_{O4O6/0} + \vec{r}_{O6O7/0} + \vec{r}_{O7G_{A2}}) . \vec{e}_2$$

Toplam potansiyel enerji;

$$PE = PE_{A1} + PE_{AB1} + PE_{\ddot{U}B1} + PE_{\ddot{U}G} + PE_{\ddot{U}B2} + PE_{AB2} + PE_{A2}$$

Lagrangian;

$$L = KE - PE$$

6.2.2.2. Destek ayağının zemine düz olmadığı durum

i. parçada insan-makine arayüzünde oluşan $T_{İMi}$ torku ve $F_{İMi}$ kuvveti Şekil 6.4'de görülmektedir. Kuvvetler parçaya $r_{OİMi}$ pozisyonundan etki etmektedir. Lagrange formülasyonu kullanılarak, $i \in [2, \dots, 7]$ için mafsal tork denklemleri aşağıdaki gibidir.

$$T_i + \sum_{i=2}^{7} \frac{\partial \vec{\omega}_{i0}}{\partial \dot{q}_i} . \vec{T}_{İMi} + \sum_{i=5}^{7} \frac{\partial \vec{r}_{OİMi}}{\partial q_i} . \vec{F}_{İMi} = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \tag{6.7}$$

Burada T_i, eyleyiciler tarafından O_i mafsalına uygulanan mafsal giriş torkudur.

$$T_{İM} = \sum_{i=2}^{7} \frac{\partial \vec{\omega}_{i0}}{\partial \dot{q}_i} . \vec{T}_{İMi} + \sum_{i=2}^{7} \frac{\partial \vec{r}_{OİMA}}{\partial q_i} . \vec{F}_{İMi} \tag{6.8}$$

şeklinde tanımlanırsa, Denklem 6.7 aşağıdaki gibi yeniden yazılabilir.

$$T_i + T_{İM} = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \tag{6.9}$$

Bu şekilde elde edilen 6 adet hareket denklemi, aşağıdaki gibi tek bir vektörel denklem şeklinde yazılabilir.

$$\vec{T}_{eyl} + \vec{T}_{İM} = A_s(\vec{q}) . \ddot{\vec{q}} + \vec{b}_s(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) + \vec{p}_s(\vec{q}) \tag{6.10}$$

Bu denklemde;

- Her tork vektörü, $T = [T_{AM1} \quad T_{DM1} \quad T_{KM1} \quad T_{KM2} \quad T_{DM2} \quad T_{A2}]^T$ şeklindedir
- $\vec{T}_{eyl} = [T_2 \dots T_7]^T$, mafsal giriş tork vektörüdür.
- $\vec{T}_{İM} = [T_{KM2} \dots T_{KM7}]^T$, kullanıcı-makine mafsal tork vektörüdür.
- $\vec{q} = [q_1 \; q_2 \dots q_7]^T$, mafsal açı vektörüdür.
- A_s, kinetik enerji matrisidir (atalet matrisi olarak da adlandırılır).

- $\vec{b}_s$, merkezkaç ve Coriolis ivme terimlerini içeren bir vektörüdür.
- $\vec{p}_s$, yer çekiminden kaynaklanan mafsal torku vektörüdür.

i = 1 için Denklem 6.9, Denklem 6.10'da yerine yazılmaz. Gerçekte parmak ucunda tahrik olmadığı için (T_1 = 0) parmak ucu mafsalına kullanıcıdan uygulanan tork aşağıdaki gibi yazılır.

$$T_{\text{İ}Mpu\,1} = \vec{a}_A(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + b_A\left(\vec{q},\dot{\vec{q}}\right) + p_A(\vec{q}) \tag{6.11}$$

Denklem 6.10 ve 6.11 kullanılarak, insan-makine arayüzünde oluşan net mafsal torkları aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{T}_{\text{İ}M} = A_s(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_s\left(\vec{q},\dot{\vec{q}}\right) + \vec{p}_s(\vec{q}) - \vec{T}_{eyl} \tag{6.12}$$

$$T_{\text{İ}Mpu\,1} = \vec{a}_A(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + b_A\left(\vec{q},\dot{\vec{q}}\right) + p_A(\vec{q}) \tag{6.13}$$

6.2.2.3. Destek ayağının zemine düz olduğu durum

Makinenin ayağı zemindeyken, i ∈ [2, ...,7] için mafsal tork denklemi;

$$T_i + \sum_{i=2}^{7} \frac{\partial\vec{\omega}_{i0}}{\partial\dot{q}_i}.\vec{T}_{\text{İ}Mi} + \sum_{i=2}^{7} \frac{\partial\vec{r}_{O\text{İ}Mi}}{\partial q_i}.\overrightarrow{F}_{\text{İ}Mi} = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial\dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \tag{6.14}$$

şeklindedir ve Denklem 6.10'da olduğu gibi, 6 x 1'lik bir vektörel denklem şeklinde yazılabilir.

$$\vec{T}_{eyl} + \vec{T}_{\text{İ}M} = A_s(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_s\left(\vec{q},\dot{\vec{q}}\right) + \vec{p}_s(\vec{q}) \tag{6.15}$$

i = 1 için bu denklemde bir eyleyici giriş torku yoktur. Fakat insandan ve zeminden ayağa uygulanan torklar için aşağıdaki ifade elde edilir.

$$T_{yer} + T_{\text{İ}Mpu\,1} = \vec{a}_A(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + b_A\left(\vec{q},\dot{\vec{q}}\right) + p_A(\vec{q}) \tag{6.16}$$

Denklem 6.15 ve 6.16'dan insan-makine arayüzündeki net mafsal torkları aşağıdaki gibi elde edilir.

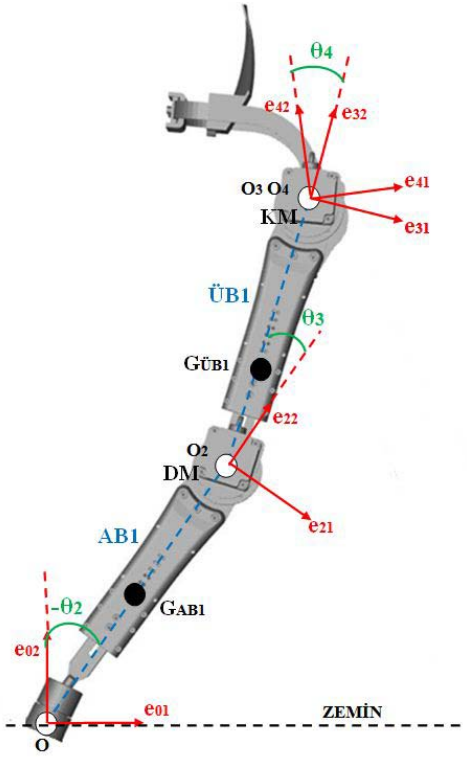
$$\vec{T}_{İM} = A_s(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_s(\vec{q},\dot{\vec{q}}) + \vec{p}_s(\vec{q}) - \vec{T}_{eyl} \quad (6.17)$$

$$\vec{T}_{İMpu\,1} = \vec{a}_A(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + b_A(\vec{q},\dot{\vec{q}}) + p_A(\vec{q}) - \vec{T}_{zemin} \quad (6.18)$$

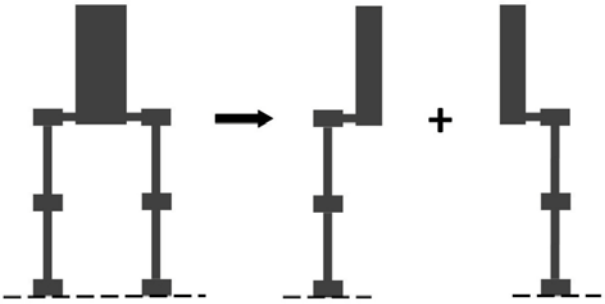
6.2.3. Çift ayak destek hareket modeli

Çift ayak destek modelinde her iki ayak da zemine düz bir şekilde basmaktadır. Modelleme için sistem, sagital düzlemde iki parçaya bölünmüştür. Her bir parça birbirine üst gövdeden bağlanmış 3 serbestlik dereceli bir manipülatördür (Şekil 6.6). Her bir bacak, en alt parçasından zemine mafsallanmıştır. Çift ayak destek modelinde yapılan kabuller aşağıdaki gibidir.

- Her iki ayak da düz bir şekilde yere basmaktadır.
- Şekil 6.7'de görüldüğü gibi dış iskelet sagital düzlemde ikiye bölünerek, paralel ve üst parçalarından birbirine rijit olarak bağlanmış 3 serbestlik dereceli iki adet manipülatör olarak modellenmiştir.
- Serbestlik dereceleri; ayak mafsalı, diz mafsalı ve kalça mafsalını kapsar.
- Atalet referans sistemi, e_{02} vektörü dikey olarak yukarıya bakacak şekilde topuktan zemine bağlanmıştır.
- Her manipülatör için ayrı bir dinamik modelleme gerçekleştirilmiştir.
- Her bir bacağın en alt parçası zemine mafsallanmıştır.
- Mafsalların hepsi eylenmiştir.
- Kullanıcı-makine etkileşimi, her bir uzva etki eden bir dış kuvvet ve bir dış tork kombinasyonu olarak modellenmiştir.



Şekil 6.6. Üç serbestlik dereceli gövde modelinde koordinat sistemlerinin yerleşimi



Şekil 6.7. Bölünmüş sistemin fiziksel modelinin önden görünüşü

ω_{ij} i parçasının j parçasına göre açısal hız vektörü olsun. iϵ[2,3,4] için ardışık parçaların açısal hızları aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\omega_{i(i-1)} = \dot{q}_i . \vec{e}_3$$

iϵ[3,4] için her bir parçanın atalet referans sistemine göre açısal hızı ise aşağıdaki gibi yazılabilir.

$\omega_{i0} = \omega_{i(i-1)} + \omega_{(i-1)0}$

Modelde kullanılan pozisyon ve hız vektörleri aşağıdaki gibidir.

AM'den, AB kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O1G_{AB}/0} = L_{G_{AB}} . \vec{e}_{22/0} + h_{G_{AB}} . \vec{e}_{21/0}$

AM'den, DM'ye pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O1O2/0} = L_{AB} . \vec{e}_{22/0}$

DM'den, ÜB kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O2G_{ÜB}/0} = L_{G_{ÜB}} . \vec{e}_{32/0} + h_{G_{ÜB}} . \vec{e}_{31/0}$

KM'den, ÜG kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O4G_{ÜG}/0} = L_{G_{ÜG}} . \vec{e}_{42/0} + h_{G_{ÜG}} . \vec{e}_{41/0}$

AB kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{AB}1/0} = \omega_{20} \times \vec{r}_{O1G_{AB}1/0}$

DM'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O2/0} = \omega_{20} \times \vec{r}_{O1O2/0}$

ÜB kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{ÜB}1/0} = \vec{V}_{O2/0} + \omega_{30} \times \vec{r}_{O2G_{ÜB}1/0}$

KM'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O4/0} = \vec{V}_{O2/0} + \omega_{30} \times \vec{r}_{O2O4/0}$

ÜG kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{ÜG}/0} = \vec{V}_{O4/0} + \omega_{40} \times \vec{r}_{O4G_{ÜG}/0}$

Gövde parçalarının kinetik enerjileri, potansiyel enerjileri ve LAgrangian aşağıdaki gibidir.

AB'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{AB} = \frac{1}{2}.m_{AB}.(\vec{V}_{G_{AB}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{AB}.(\omega_{20})^2$$

ÜB'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{\ddot{U}B} = \frac{1}{2}.m_{\ddot{U}B}.(\vec{V}_{G_{\ddot{U}B}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{\ddot{U}B}.(\omega_{30})^2$$

ÜG'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{\ddot{U}G} = \frac{1}{2}.\left(\frac{m_{\ddot{U}G}}{2}\right).(\vec{V}_{G_{\ddot{U}G}/0})^2 + \frac{1}{2}.(\frac{I_{\ddot{U}G}}{2}).(\omega_{40})^2$$

Toplam kinetik enerji;

$$KE = KE_{AB} + KE_{\ddot{U}B} + KE_{\ddot{U}G}$$

AB'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{AB} = m_{AB}.g.\vec{r}_{O1G_{AB}1/0}.\vec{e}_2$$

ÜB'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{\ddot{U}B} = m_{\ddot{U}B}.g.(\vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2G_{\ddot{U}B}1/0}).\vec{e}_2$$

ÜG'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{\ddot{U}G} = \frac{m_{\ddot{U}G}}{2}.g.(\vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2O4/0} + \vec{r}_{O4G_{\ddot{U}G}/0}).\vec{e}_2$$

Toplam potansiyel enerji;

$$PE = PE_{AB} + PE_{\ddot{U}B} + PE_{\ddot{U}G}$$

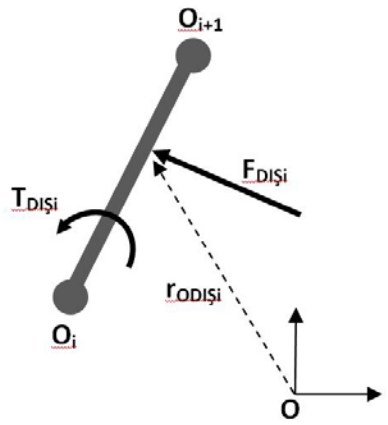
Lagrangian;

$$L = KE - PE$$

Sisteme, kullanıcıdan ve üst gövdeden bağlı olan diğer yarım gövdeden dış kuvvetler ve dış torklar uygulanmaktadır. i. parçaya uygulanan dış tork $T_{DIŞi}$ ve dış kuvvet $F_{DIŞi}$ Şekil 6.8'de görülmektedir. Net kuvvet, parçaya $r_{ODIŞi}$ noktasından etki etmektedir. Lagrange formülasyonu kullanılarak mafsal tork denklemleri $i \in [2,3,4]$ için aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$T_i + \sum_{i=2}^{4} \frac{\partial \vec{\omega}_{i0}}{\partial \dot{q}_i} . \vec{T}_{DIŞi} + \sum_{i=2}^{4} \frac{\partial \vec{r}_{ODI\,Şi}}{\partial q_i} . \vec{F}_{DIŞi} = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \tag{6.19}$$

Burada T_i, eyleyici tarafından O_i mafsalına uygulanan mafsal giriş torkudur.



Şekil 6.8. Dış iskelet parçasına etki eden dış kuvvet ve dış tork

$$T_{DIŞi} = \sum_{i=2}^{4} \frac{\partial \vec{\omega}_{i0}}{\partial \dot{q}_i} . \vec{T}_{DIŞi} + \sum_{i=2}^{4} \frac{\partial \vec{r}_{ODI\,Şi}}{\partial q_i} . \vec{F}_{DIŞi} \tag{6.20}$$

şeklinde ise Denklem 6.19 aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$T_i + T_{DIŞ} = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \tag{6.21}$$

Bu üç adet hareket denklemi, tek bir vektörel denklem halinde aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{T}_{eyl} + \vec{T}_{DIŞ} = A_n(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_n(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) + \vec{p}_n(\vec{q}) \tag{6.22}$$

Bu denklemde;

- Her bir tork vektörü $T = [T_{AM} \quad T_{DM} \quad T_{KM}]^T$ şeklindedir.
- $\vec{T}_{eyl} = [T_2 \quad T_3 \quad T_4]^T$, mafsal giriş tork vektörüdür.
- $\vec{T}_{DIŞ} = [T_{DIŞ2} \quad T_{DIŞ3} \quad T_{DIŞ4}]^T$, dışarıdan uygulanan mafsal tork vektörüdür.
- $\vec{q} = [q_2 \quad q_3 \quad q_4]^T$, mafsal açı vektörüdür.
- A_n 3 x 3'lük, kinetik enerji matrisidir (atalet matrisi olarak da adlandırılır)
- $\vec{b}_n$, merkezkaç ve Coriolis terimlerini içeren 3 x 1'lik vektördür.
- $\vec{p}_n$, yer çekiminden dolayı makineye etki eden 3 x 1'lik tork vektörüdür.

Denklem 6.22'den, kullanıcı ve diğer yarım gövdeden cihaza uygulanan net mafsal torkları aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\vec{T}_{DIŞ} = A_n(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_n(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) + \vec{p}_n(\vec{q}) - \vec{T}_{eyl} \tag{6.23}$$

Dış torklar, insan tarafından uygulanan torklar $T_{İM}$ ve diğer yarım gövde tarafından uygulanan torkların T_{YG} birleşimidir. Bu durumda Denklem 6.23 aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{T}_{İM} + \vec{T}_{YG} = A_n(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_n(\vec{q}, \dot{\vec{q}}) + \vec{p}_n(\vec{q}) - \vec{T}_{eyl} \tag{6.24}$$

Çalışma uzayı yaklaşımı kullanılarak manipülatörün hareket denklemleri, genellikle son işlemcideki sabit bir nokta olarak seçilen bir çalışma noktasına doğrudan etki eden bir grup genelleştirilmiş kuvvet (ve/veya tork) cinsinden formülize edilebilir. Artık "genelleştirilmiş kuvvetler" ve "çalışma kuvvetleri" ifadeleri, hem kuvvet hem de torkları ifade edecektir. Çalışma kuvvetleri; Jacobian transpoze matrisi kullanılarak, mafsal torkları ile aşağıdaki gibi ilişkilendirilir.

$$\vec{T} = J(\vec{q})^T.\vec{F}$$

Burada, n sistemin derecesi ve m çalışma uzayının boyutu ise $T \in R^n$ mafsal tork vektörüdür ve $F \in R^m$ de çalışma kuvvet vektörüdür. Eğer çalışma uzayının boyutları mafsal uzayının boyutlarına eşitse, Jacobian kare matristir ve dolayısıyla tekilliklerin olmadığı durumlarda tersinirdir. Mafsal torklarının bulunmasında, çalışma kuvvet vektörü aşağıdaki gibi kullanılır.

$$\vec{F} = J(\vec{q})^{-T}.\vec{T}$$

Bu denklemden görüldüğü gibi sistemin hareket denklemleri, tamamen çalışma kuvvetleri cinsinden ifade edilebilir. 3 serbestlik dereceli yarım gövde modelinde çalışma noktası, üst gövdenin yer çekimi merkezi olarak seçilebilir. Çalışma kuvvet vektörü 3 boyutlu olmalıdır. Yatay ve dikey kuvvetler yerçekimi merkezine, tork ise üst gövdeye etki edecek şekilde atalet referans düzleminde seçilmelidir (Şekil 6.9).

$$\vec{F}_{ds} = [F_x \quad F_y \quad F_z]^T$$

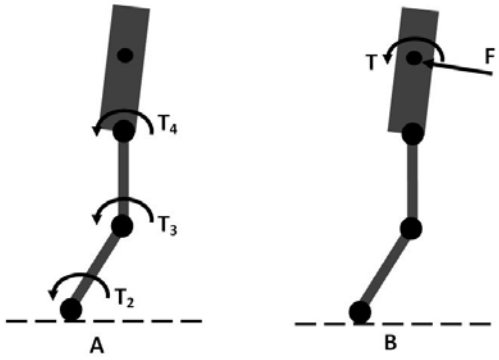
Jacobian aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$J^T = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{YMx}}{\partial \vec{q}} & \frac{\partial r_{YMy}}{\partial \vec{q}} & \frac{\partial \omega_{\ddot{U}G}}{\partial \vec{q}} \end{bmatrix} \tag{6.25}$$

Bu denklemde r_{YMx}, üst gövdenin yerçekimi merkezinin yatay pozisyonu, r_{YMy} ise dikey pozisyonudur. $\omega_{\ddot{U}G} = \omega_{40}$ ise üst gövdenin açısal hızıdır. Her bir bacağa uygulanan çalışma kuvvetleri aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{F}_L = J(\vec{q}_L)^{-T}.\vec{T}_L \quad \text{Sol bacak için.} \tag{6.26}$$

$$\vec{F}_R = J(\vec{q}_R)^{-T}.\vec{T}_R \quad \text{Sağ bacak için.} \tag{6.27}$$



Şekil 6.9. Üç serbestlik dereceli gövde modeli için mafsal torkları ve eşdeğer çalışma kuvvetleri

Denklem 6.24, her bir yarım gövde sistemine uygulanırsa,

$$\vec{T}_{\text{İ}ML} + \vec{T}_{YGL} = A_n(\vec{q}_L).\ddot{\vec{q}}_L + \vec{b}_n(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_n(\vec{q}_L) - \vec{T}_{inL}$$
$$\vec{T}_{\text{İ}MR} + \vec{T}_{YGR} = A_n(\vec{q}_R).\ddot{\vec{q}}_R + \vec{b}_n(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_n(\vec{q}_R) - \vec{T}_{inR} \quad (6.28)$$

denklemleri elde edilir. Bu denklemelere Jacobian ters transpose uygulanırsa,

$$J(\vec{q}_L)^{-T}.(\vec{T}_{\text{İ}ML} + \vec{T}_{YGL}) = J(\vec{q}_L)^{-T}.[A_n(\vec{q}_L).\ddot{\vec{q}}_L + \vec{b}_n(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_n(\vec{q}_L) - \vec{T}_{eylL}]$$
$$J(\vec{q}_R)^{-T}.(\vec{T}_{\text{İ}MR} + \vec{T}_{YGR}) = J(\vec{q}_R)^{-T}.[A_n(\vec{q}_R).\ddot{\vec{q}}_R + \vec{b}_n(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_n(\vec{q}_R) - \vec{T}_{eylR}] \quad (6.29)$$

Denklem 6.26 ve 6.27 kullanılarak, çalışma kuvvetleri aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\vec{F}_{\text{İ}ML} + \vec{F}_{YGL} = J(\vec{q}_L)^{-T}.[A_n(\vec{q}_L).\ddot{\vec{q}}_L + \vec{b}_n(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_n(\vec{q}_L) - \vec{T}_{eylL}]$$
$$\vec{F}_{\text{İ}MR} + \vec{F}_{YGR} = J(\vec{q}_R)^{-T}.[A_n(\vec{q}_R).\ddot{\vec{q}}_R + \vec{b}_n(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_n(\vec{q}_R) - \vec{T}_{eylR}] \quad (6.30)$$

Newton'un 3. kanunundan;

$$\vec{F}_{\text{İ}MR} = -\vec{F}_{\text{İ}ML}$$

yazılırsa, Denklem 6.30;

$$\vec{F}_{\text{İM}L} + \vec{F}_{\text{İM}R} = J(\vec{q}_L)^{-T}.\left[A_n(\vec{q}_L).\ddot{\vec{q}}_L + \vec{b}_n\left(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1\right) + \vec{p}_n(\vec{q}_L) - \vec{T}_{eylL}\right] + J(\vec{q}_R)^{-T}.\left[A_n(\vec{q}_R).\ddot{\vec{q}}_R + \vec{b}_n\left(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1\right) + \vec{p}_n(\vec{q}_R) - \vec{T}_{eylR}\right] \quad (6.31)$$

veya

$$\vec{F}_{\text{İM}} = J(\vec{q}_L)^{-T}.\left[A_n(\vec{q}_L).\ddot{\vec{q}}_L + \vec{b}_n\left(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1\right) + \vec{p}_n(\vec{q}_L) - \vec{T}_{eylL}\right] + J(\vec{q}_R)^{-T}.\left[A_n(\vec{q}_R).\ddot{\vec{q}}_R + \vec{b}_n\left(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1\right) + \vec{p}_n(\vec{q}_R) - \vec{T}_{eylR}\right] \quad (6.32)$$

şeklinde elde edilir. Burada $\vec{F}_{\text{İM}}$ kullanıcıdan makineye uygulanan net çalışma kuvvetidir.

6.2.4. Çift ayak destek (Tek ayak boşta) hareket modeli

Bu modelde ayakların birisi düz bir şekilde zemine basarken, diğeri parmak ucu veya topuktan zeminle temas halindedir (Şekil 6.10). Sistem, birbirine paralel 4 serbestlik dereceli ve 3 serbestlik dereceli iki manipülatör olarak modellenir (Şekil 6.11). İki yarım gövde, üst parçalarından birbirine rijit olarak bağlıdır. Yürüyüş aşaması, dolayısıyla da fiziksel modele bağlı olarak 4 serbestlik dereceli manipülatörün ayak parçası, ayak-parmak ucu parçası veya ayak-topuk parçası olarak alınabilir. Hareket denklemleri her yarım gövde sistemi için ayrı olarak elde edilir. Bu modelde yapılan kabuller aşağıdaki gibidir.

- Sistem birbirine paralel 3 serbestlik dereceli ve 4 serbestlik dereceli iki manipülatör olarak kabul edilmiştir.
- Ayaklardan birisi zemine düz bir şekilde basarken diğeri topuk veya parmak ucundan temas etmektedir.
- Atalet referans sistemi, e_{02} vektörü dikey olarak yukarıyı gösterecek şekilde parmak ucundan yere bağlanır.
- Mafsalların hepsi eylenmiştir.
- Kullanıcı-makine etkileşimi, her bir uzva etki eden bir dış kuvvet ve bir dış tork kombinasyonu olarak modellenmiştir.
- Hareket denklemleri, her yarım gövde sistemi için ayrıca elde edilmiştir.

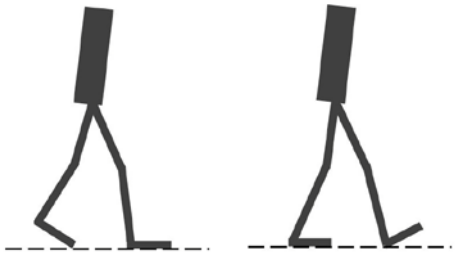
3 serbestlik dereceli yarım gövde sisteminin modeli Bölüm 6.5'de elde edilmiş olduğundan bu kısımda sadece 4 serbestlik dereceli yarım gövde sisteminin modellenmesi incelenecektir.

ω_{ij} i parçasının j parçasına göre açısal hızını göstersin. $i \in [1,2,3,4]$ için ardışık parçaların açısal hızı aşağıdaki gibi yazılabilir.

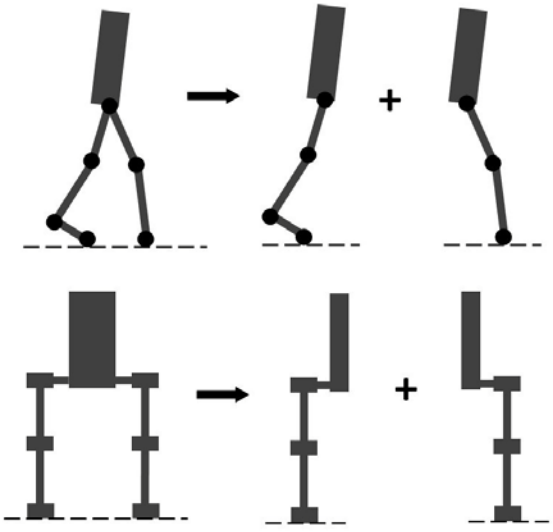
$$\omega_{i(i-1)} = \dot{q}_i . \vec{e}_3$$

$i \in [2,3,4]$ için her bir parçanın atalet referans sistemine göre açısal hızı ise aşağıdaki gibidir.

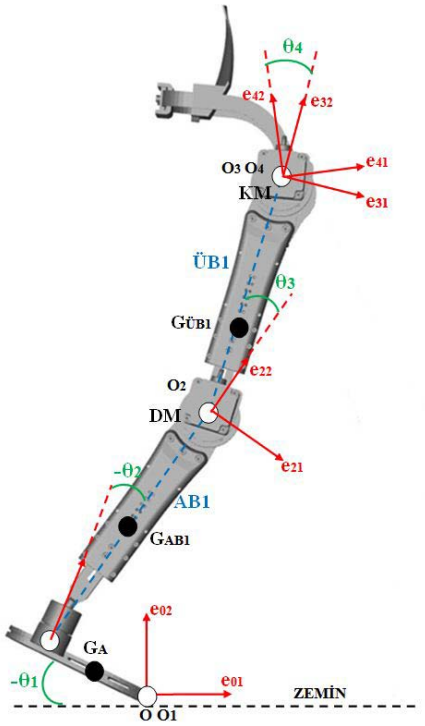
$$\omega_{i0} = \omega_{i(i-1)} + \omega_{(i-1)0}$$



Şekil 6.10. Çift ayak destek (Tek ayak boşta) durumu için fiziksel modeller



Şekil 6.11. Çift ayak destek (Bacakların birisi boşta) durumunda, bölünmüş sistemin fiziksel modeli



Şekil 6.12. Dört serbestlik dereceli gövde modelinde koordinat sistemlerinin yerleşimi

Modelde kullanılan pozisyon ve hız vektörleri aşağıdaki gibidir.

Parmak ucundan, A kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{OG_A/0} = -\left(L_A - L_{G_A}\right).\vec{e}_{11/0} + h_{G_A}.\vec{e}_{12/0}$$

Parmak ucundan, AM'ye pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{OO1/0} = -L_A.\vec{e}_{11/0}$$

AM'den, AB kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{O1G_{AB}/0} = L_{G_{AB}}.\vec{e}_{22/0} + h_{G_{AB}}.\vec{e}_{22/0}$$

AM'den, DM'ye pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{O1O2/0} = L_{AB}.\vec{e}_{22/0}$$

DM'den, ÜB kütle merkezine pozisyon vektörü;

$$\vec{r}_{O2G_{ÜB}/0} = L_{G_{ÜB}}.\vec{e}_{32/0} + h_{G_{ÜB}}.\vec{e}_{32/0}$$

KM'den, ÜG kütle merkezine pozisyon vektörü;

$\vec{r}_{O4G_{\text{ÜG}}/0} = L_{G_{\text{ÜG}}}.\vec{e}_{42/0} + h_{G_{\text{ÜG}}}.\vec{e}_{41/0}$

A kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_A/0} = \omega_{10} \times \vec{r}_{OG_A/0}$

AM'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O1/0} = \omega_{10} \times \vec{r}_{OO1/0}$

AB kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{AB\,1}/0} = \omega_{20} \times \vec{r}_{O1G_{AB\,1}/0}$

DM'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O2/0} = \omega_{20} \times \vec{r}_{O1O2/0}$

ÜB kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{\text{ÜB}1}/0} = \vec{V}_{O2/0} + \omega_{30} \times \vec{r}_{O2G_{\text{ÜB}1}/0}$

KM'nin hız vektörü;

$\vec{V}_{O4/0} = \vec{V}_{O2/0} + \omega_{30} \times \vec{r}_{O2O4/0}$

ÜG kütle merkezinin hız vektörü;

$\vec{V}_{G_{\text{ÜG}}/0} = \vec{V}_{O4/0} + \omega_{40} \times \vec{r}_{O4G_{\text{ÜG}}/0}$

Gövde parçalarının kinetik enerjileri ve potansiyel enerjileri aşağıdaki gibidir.

A'nın kinetik enerjisi;

$KE_A = \frac{1}{2}.m_A.(\vec{V}_{G_A/0})^2 + \frac{1}{2}.I_A.(\omega_{10})^2$

AB'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{AB} = \frac{1}{2}.m_{AB}.(\vec{V}_{G_{AB}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{AB}.(\omega_{20})^2$$

ÜB'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{\ddot{U}B} = \frac{1}{2}.m_{\ddot{U}B}.(\vec{V}_{G_{\ddot{U}B}/0})^2 + \frac{1}{2}.I_{\ddot{U}B}.(\omega_{30})^2$$

ÜG'nin kinetik enerjisi;

$$KE_{\ddot{U}G} = \frac{1}{2}.(\frac{m_{\ddot{U}G}}{2}).(\vec{V}_{G_{\ddot{U}G}/0})^2 + \frac{1}{2}.(\frac{I_{\ddot{U}G}}{2}).(\omega_{40})^2$$

Toplam kinetik enerji

$$KE = KE_A + KE_{Ab} + KE_{\ddot{U}B} + KE_{\ddot{U}G}$$

A'nın potansiyel enerjisi;

$$PE_A = m_A.g.\vec{r}_{OG_A/0}.\vec{e}_2$$

AB'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{AB} = m_{AB}.g.(\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1G_{AB}/0}).\vec{e}_2$$

ÜB'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{\ddot{U}B} = m_{\ddot{U}B}.g.(\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2G_{\ddot{U}B}/0}).\vec{e}_2$$

ÜG'nin potansiyel enerjisi;

$$PE_{\ddot{U}G} = m_{\ddot{U}G}.g.(\vec{r}_{OO1/0} + \vec{r}_{O1O2/0} + \vec{r}_{O2O4/0} + \vec{r}_{O4G_{\ddot{U}G}/0}).\vec{e}_2$$

Toplam potansiyel enerji;

$$PE = PE_A + PE_{Ab} + PE_{\ddot{U}B} + PE_{\ddot{U}G}$$

Lagrangian;

$$L = KE - PE$$

Üst gövdeden bağlı olan diğer yarım gövde ve kullanıcı tarafından sisteme dış kuvvetler ve torklar uygulanır. Lagrange formülasyonu kullanılarak sistemin hareket denklemleri aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\vec{T}_{eyl} + \vec{T}_{DIŞ} = A_t(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_t(\vec{q},\dot{\vec{q}}) + \vec{p}_t(\vec{q}) \quad (6.33)$$

Bu denklemde;

- Her tork vektörü, $T = [T_{TM} \quad T_{AM} \quad T_{DM} \quad T_{KM}]^T$ şeklindedir
- $\vec{T}_{eyl} = [T_1 \ T_2 \ T_3 \ T_4]^T$, mafsal giriş tork vektörüdür.
- $\vec{T}_{DIŞ} = \left[T_{DIŞ1} \ T_{DIŞ2} \ T_{DIŞ3} \ T_{DIŞ4}\right]^T$, dışarıdan uygulanan tork vektörüdür.
- $\vec{q} = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]^T$, mafsal açı vektörüdür.
- A_t, 4 x 4 kinetik enerji matrisidir (atalet matrisi olarak da adlandırılır).
- $\vec{b}_t$, merkezkaç ve Coriolis ivme terimlerini içeren 4 x 1'lik bir vektörüdür.
- $\vec{p}_t$, yer çekiminden kaynaklanan 4 x1'lik mafsal torku vektörüdür.

Çift ayak destek bölümünde olduğu gibi, kullanıcı tarafından uygulanan torklar $\vec{T}_{İM}$ ve diğer yarım gövde sistemi tarafından uygulanan torklar $\vec{T}_{YG}$ kullanılarak Denklem 6.33 aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{T}_{İM} + \vec{T}_{YGBO} = A_t(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_t(\vec{q},\dot{\vec{q}}) + \vec{p}_t(\vec{q}) - \vec{T}_{eyl} \quad (6.34)$$

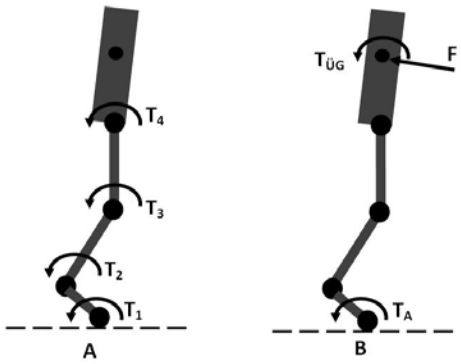
Sistemin dinamiklerini tamamen tanımlayabilmek için çalışma uzayı 4 boyutlu olmalıdır. Bu Jacobian'ın kare ve tersinir matris olmasını sağlar. 4 serbestlik dereceli yarım gövde durumunda, 3 serbestlik dereceli yarım gövdenin çalışma kuvvet vektörü, ayaktaki torku da içerecek şekilde genişletilmelidir. Atalet referans sisteminde çalışma kuvvet vektörü aşağıdaki gibi yazılır.

$$\vec{F} = [F_x \ F_y \ T_z \ T_A]$$

Burada T_A ayak torkudur (Şekil 6.13). Jacobian;

$$J^T = \left[\frac{\partial \vec{r}_{KMx}}{\partial \vec{q}} \;\; \frac{\partial \vec{r}_{KMy}}{\partial \vec{q}} \;\; \frac{\partial \omega_{\text{ÜG}}}{\partial \dot{\vec{q}}} \;\; \frac{\partial \omega_{BA}}{\partial \dot{\vec{q}}}\right]$$

şeklindedir. Burada $\omega_{BA} = \omega_{10}$, boştaki ayağın açısal hızıdır.



Şekil 6.13. Dört serbestlik dereceli gövde modeli için mafsal torkları ve eşdeğer çalışma kuvvetleri

Eğer BO, boşta olan ayağın bulunduğu yarım gövdeyi ifade ederse (topuk veya parmak ucu yerle temas halinde) ve BD, boşta olmayan ayağın bulunduğu yarım gövdeyi ifade ederse (ayak yere düz olarak basıyor), her bir bacağa etki eden çalıştırma kuvvetleri aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{F}_{BO} = J_{BA}.(\vec{q}_{BO})^{-T}.\vec{T}_{BO} \qquad \text{Boşta olan ayak için} \qquad (6.35)$$

$$\vec{F}_{BOA} = J_{BD}.(\vec{q}_{BD})^{-T}.\vec{T}_{BD} \qquad \text{Boşta olmayan ayak için} \qquad (6.36)$$

Çift ayak destek bölümündeki Denklem 6.20 ve Denklem 6.24'den,

$$\begin{aligned}\vec{T}_{\text{İMBO}} + \vec{T}_{YGBO} &= A_{BO}(\vec{q}_{BO}).\ddot{\vec{q}}_{BO} + \vec{b}_{BO}(\vec{q}_{BO}, \dot{\vec{q}}_{BO}) + \vec{p}_{BO}(\vec{q}_{BO}) - \vec{T}_{eylBO} \\ \vec{T}_{KMBD} + \vec{T}_{YGBD} &= A_{BD}(\vec{q}_{BD}).\ddot{\vec{q}}_{BD} + \vec{b}_{BD}(\vec{q}_{BD}, \dot{\vec{q}}_{BD}) + \vec{p}_{BD}(\vec{q}_{BD}) - \vec{T}_{eylBD}\end{aligned} \qquad (6.37)$$

yazılabilir. Bu denklemlere Jacobian uygulanırsa,

$$J_{BO}(\vec{q}_{BO})^{-T}(\vec{T}_{KMBO}+\vec{T}_{YGBO}) = J_{BO}(\vec{q}_{BO})^{-T}[A_{BO}(\vec{q}_{BO})\ddot{\vec{q}}_{BO}+\vec{b}_{BO}(\vec{q}_{BO},\dot{\vec{q}}_{BO}) +\vec{p}_{BO}(\vec{q}_{BO})-\vec{T}_{eylBO}]$$
$$J_{BD}(\vec{q}_{BD})^{-T}(\vec{T}_{KMBD}+\vec{T}_{YGBD}) = J_{BD}(\vec{q}_{BD})^{-T}[A_{BD}(\vec{q}_{BD})\ddot{\vec{q}}_{BD}+\vec{b}_{BD}(\vec{q}_{BD},\dot{\vec{q}}_{BD}) +\vec{p}_{BD}(\vec{q}_{BD})-\vec{T}_{eylBD}] \quad (6.38)$$

elde edilir. Denklem 4.35 ve Denklem 4.36'dan çalıştırma kuvvetleri aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\vec{F}_{KMBO}+\vec{F}_{YGBO} = J_{BO}{}^{-T}.[A_{BO}.\ddot{\vec{q}}_{BO}+\vec{b}_{BO}+\vec{p}_{BO}-\vec{T}_{eylBO}] \quad (6.39)$$

$$\vec{F}_{KMBD}+\vec{F}_{YGBD} = J_{BD}{}^{-T}.[A_{BD}.\ddot{\vec{q}}_{BD}+\vec{b}_{BD}+\vec{p}_{BD}-\vec{T}_{eylBD}] \quad (6.40)$$

Boşta olmayan ayağın 3 boyutlu uzayda ifade edilen çalışma uzayı vektörleri, boştaki ayağın 4 boyutlu uzayında ifade edilecek şekilde genişletilmelidir. Bu işlem Denklem 6.40'a sıfırlardan oluşan bir satır eklenmesiyle gerçekleştirilir.

$$\begin{bmatrix}\vec{F}_{KMBD}+\vec{F}_{YGBD}\\ 0\end{bmatrix} = \begin{bmatrix}J_{BD}{}^{-T}.[A_{BD}.\ddot{\vec{q}}_{BD}+\vec{b}_{BD}+\vec{p}_{BD}-\vec{T}_{eylBD}]\\ 0\end{bmatrix} \quad (6.41)$$

Newton'un 3 kanunundan;

$$\vec{F}_{YGBO} = -\vec{F}_{YGBD}$$

yazılır ve Denklem 6.40 ile Denklem 6.41 birleştirilirse;

$$\vec{F}_{\text{İ}MBO}+\begin{bmatrix}\vec{F}_{\text{İ}MBD}\\ 0\end{bmatrix} = J_{BO}{}^{-T}\left(A_{BO}\ddot{\vec{q}}_{BO}+\vec{b}_{BO}+\vec{p}_{BO}-\vec{T}_{eylBO}\right) + \begin{bmatrix}J_{BD}{}^{-T}[A_{BD}\ddot{\vec{q}}_{BD}+\vec{b}_{BD}+\vec{p}_{BD}-\vec{T}_{eylBD}]\\ 0\end{bmatrix} \quad (6.42)$$

veya

$$\vec{F}_{\text{İM}} = {J_{BO}}^{-T}\left(A_{BO}\ddot{\vec{q}}_{BO} + \vec{b}_{BO} + \vec{p}_{BO} - \vec{T}_{eylBO}\right) + \begin{bmatrix} {J_{BD}}^{-T}[A_{BD}.\ddot{\vec{q}}_{BD} + \vec{b}_{BD} + \vec{p}_{BD} - \vec{T}_{eylBD}] \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6.43)$$

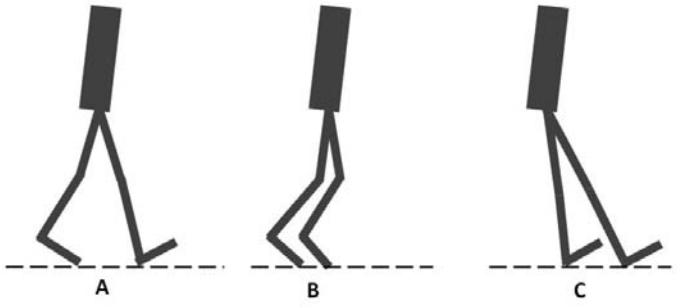
denklemleri elde edilir. Burada $\vec{F}_{\text{İM}}$ kullanıcıdan makineye uygulanan net çalışma kuvvetidir.

6.2.5. Çift ayak destek (Çift ayak boşta) hareket modeli

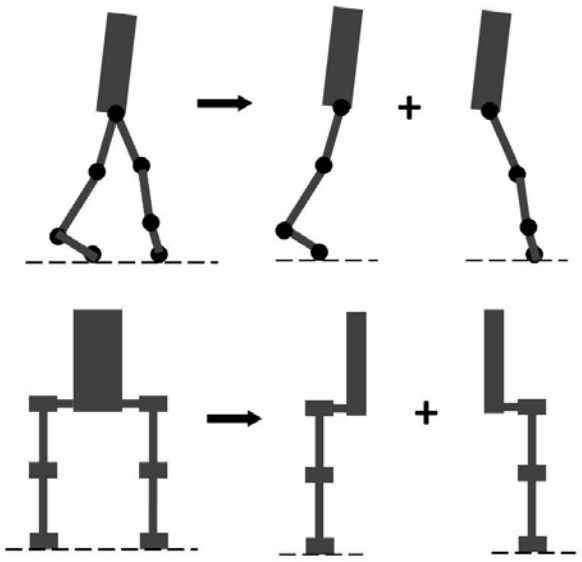
Çift ayak destek (çift ayak boşta) modelinde her iki ayakta zemine parmak ucu veya topuk kısmından temas halindedir. Şekil 6.14'de görüldüğü gibi, bu modelde 3 farklı durum söz konusudur. Bu durumlar aşağıdaki gibi açıklanabilir.

D) Parmak ucu-topuk duruşu (Şekil 6.14a),
E) Parmak ucu duruşu (Şekil 6.14b),
F) Topuk duruşu (Şekil 6.14c).

Sistem, Şekil 6.15'de görüldüğü gibi her biri bir bacak ve yarım üst gövdeden oluşan 2 adet 4 serbestlik dereceli seri manipülatör olarak modellenir. Her iki ayak da zemine bağlanmıştır. Üç farklı durumu göstermek için tek bir model kullanıldığı için zemine bağlı olan parça, ayak mafsalı-topuk parçasını ifade edebileceği gibi ayak mafsalı-parmak ucu parçasını da ifade edebilir. Her iki yarım gövde de üstteki parçalarından rijit olarak birbirine bağlanmıştır.



Şekil 6.14. Çift ayak destek (çift ayak boşta) durumu için fiziksel modeller



Şekil 6.15. Çift ayak destek (çift ayak boşta) durumu için ayrılmış sistem modeli

3 serbestlik dereceli ve 4 serbestlik dereceli modellerin hareket denklemleri, çift ayak destek ve çift ayak destek (tek ayak boşta) bölümlerinde zaten elde edilmişti.

Kullanıcıdan ve diğer yarım gövde parçasından sisteme dış kuvvetler ve dış torklar uygulanmaktadır. Lagrange formülasyonu kullanılarak, kullanıcıdan uygulanan torklar $\vec{T}_{İM}$ ve diğer yarım gövde sisteminden uygulanan torklar $\vec{T}_{YG}$ aşağıdaki gibi bulunur.

$$\vec{T}_{İM} + \vec{T}_{YG} = A_{BO}(\vec{q}).\ddot{\vec{q}} + \vec{b}_{BO}(\vec{q},\dot{\vec{q}}) + \vec{p}_{BO}(\vec{q}) - \vec{T}_{eyl} \tag{6.44}$$

Her bir bacak için çalışma kuvvet vektörü aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\vec{F}_{1BO} = \begin{bmatrix} F_x & F_y & T_z & T_A \end{bmatrix}^T$$

Burada T_A ayak torkudur. Jacobian ise aşağıdaki gibi yazılır.

$$J^T = \begin{bmatrix} \frac{\partial \vec{r}_{YMx}}{\partial \vec{q}} & \frac{\partial \vec{r}_{YMy}}{\partial \vec{q}} & \frac{\partial \omega_{ÜG}}{\partial \dot{\vec{q}}} & \frac{\partial \omega_A}{\partial \dot{\vec{q}}} \end{bmatrix}$$

Burada $\omega_A = \omega_{10}$, ayağın açısal hızıdır. Her bir bacağa etki eden çalışma kuvvetleri aşağıdaki gibidir.

$$\vec{F}_1 = J_1.(\vec{q}_1)^{-T}.\vec{T}_1 \qquad \text{1. bacak için} \qquad (6.45)$$

$$\vec{F}_2 = J_2.(\vec{q}_2)^{-T}.\vec{T}_2 \qquad \text{2. Bacak için} \qquad (6.46)$$

Denklem 6.44 kullanılarak,

$$\begin{aligned}\vec{T}_{\text{İM}1} + \vec{T}_{YG1} &= A_{BO1}(\vec{q}_1).\ddot{\vec{q}}_1 + \vec{b}_{BO1}(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_{BO1}(\vec{q}_1) - \vec{T}_{eyl1} \\ \vec{T}_{\text{İM}2} + \vec{T}_{YG2} &= A_{BO2}(\vec{q}_2).\ddot{\vec{q}}_2 + \vec{b}_{BO2}(\vec{q}_2, \dot{\vec{q}}_2) + \vec{p}_{BO2}(\vec{q}_2) - \vec{T}_{eyl2}\end{aligned} \qquad (6.47)$$

yazılabilir. Bu denklemlere Jacobian uygulanırsa,

$$\begin{aligned}J_1(\vec{q}_1)^{-T}(\vec{T}_{\text{İM}1} + \vec{T}_{YG1}) &= J_1(\vec{q}_1)^{-T}[A_{BO1}(\vec{q}_1)\ddot{\vec{q}}_1 + \vec{b}_{BO1}(\vec{q}_1, \dot{\vec{q}}_1) + \vec{p}_{BO1}(\vec{q}_{B1}) - \vec{T}_{eyl1}] \\ J_2(\vec{q}_2)^{-T}(\vec{T}_{\text{İM}2} + \vec{T}_{YG2}) &= J_2(\vec{q}_2)^{-T}[A_{BO2}(\vec{q}_2)\ddot{\vec{q}}_2 + \vec{b}_{BO2}(\vec{q}_2, \dot{\vec{q}}_2) + \vec{p}_{BO2}(\vec{q}_2) - \vec{T}_{eyl2}]\end{aligned} \qquad (6.48)$$

elde edilir. Denklem 6.45 ve Denklem 6.46'dan çalışma kuvvetleri aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\begin{aligned}\vec{F}_{\text{İM}1} + \vec{F}_{YG1} &= {J_1}^{-T}.[A_{BO1}.\ddot{\vec{q}}_1 + \vec{b}_{BO1} + \vec{p}_{BO1} - \vec{T}_{eyl1}] \\ \vec{F}_{\text{İM}2} + \vec{F}_{YG2} &= {J_2}^{-T}.[A_{BO2}.\ddot{\vec{q}}_2 + \vec{b}_{BO2} + \vec{p}_{BO2} - \vec{T}_{eyl2}]\end{aligned} \qquad (6.49)$$

Her iki bacak için de, çalışma kuvvetlerine ek olarak, ayak torklarını da kapsayan genişletilmiş çalıştırma uzayı aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\vec{F}_{2BA} = \begin{bmatrix}F_x & F_y & T_z & T_{A1} & T_{A2}\end{bmatrix}^T \qquad (6.50)$$

Denklem 6.49 bu yeni uzayda aşağıdaki gibi ifade edilebilir

$$R_1.\left[\vec{F}_{\text{İ}M1}+\vec{F}_{YG1}\right]=R_1.{J_1}^{-T}.[A_{BO1}.\ddot{\vec{q}}_1+\vec{b}_{BO1}+\vec{p}_{BO1}-\vec{T}_{eyl1}]$$
$$R_2.\left[\vec{F}_{\text{İ}M2}+\vec{F}_{YG2}\right]=R_2.{J_2}^{-T}.[A_{BO2}.\ddot{\vec{q}}_2+\vec{b}_{BO2}+\vec{p}_{BO2}-\vec{T}_{eyl2}] \quad (6.51)$$

Burada,

$$R_1=\begin{bmatrix}1&0&0&0\\0&1&0&0\\0&0&1&0\\0&0&0&1\\0&0&0&0\end{bmatrix},\ R_2=\begin{bmatrix}1&0&0&0\\0&1&0&0\\0&0&1&0\\0&0&0&0\\0&0&0&1\end{bmatrix}$$

şeklindedir. Newton'un 3 yasasından,

$$\vec{F}_{YG1}=-\vec{F}_{YG2}$$

yazılırsa, Denklem 6.51 aşağıdaki gibi elde edilir.

$$R_1.\vec{F}_{\text{İ}M1}+R_2.\vec{F}_{\text{İ}M2}=R_1.{J_1}^{-T}.\left(A_{BO1}.\ddot{\vec{q}}_1+\vec{b}_{BO1}+\vec{p}_{BO1}-\vec{T}_{eyl1}\right)$$
$$+R_2.{J_2}^{-T}.(A_{BO2}.\ddot{\vec{q}}_2+\vec{b}_{BO2}+\vec{p}_{BO2}-\vec{T}_{eyl2}) \quad (6.52)$$

veya

$$\vec{F}_{\text{İ}M}=R_1\,{J_1}^{-T}\left(A_{BO1}\ddot{\vec{q}}_1+\vec{b}_{BO1}+\vec{p}_{BO1}-\vec{T}_{eyl1}\right)+R_2.{J_2}^{-T}(A_{BO2}\ddot{\vec{q}}_2+\vec{b}_{BO2}+\vec{p}_{BO2}-\vec{T}_{ey2}) \quad (6.53)$$

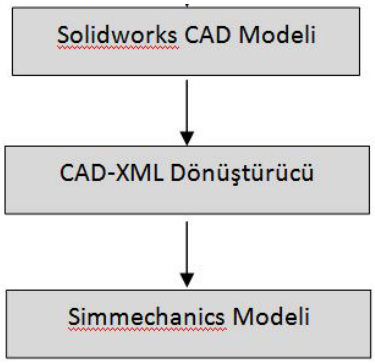
Burada $\vec{\text{F}}_{\text{İM}}$ kullanıcıdan makineye uygulanan net çalıştırma kuvvetidir.

6.3. YÜDİS Dinamik Modeli

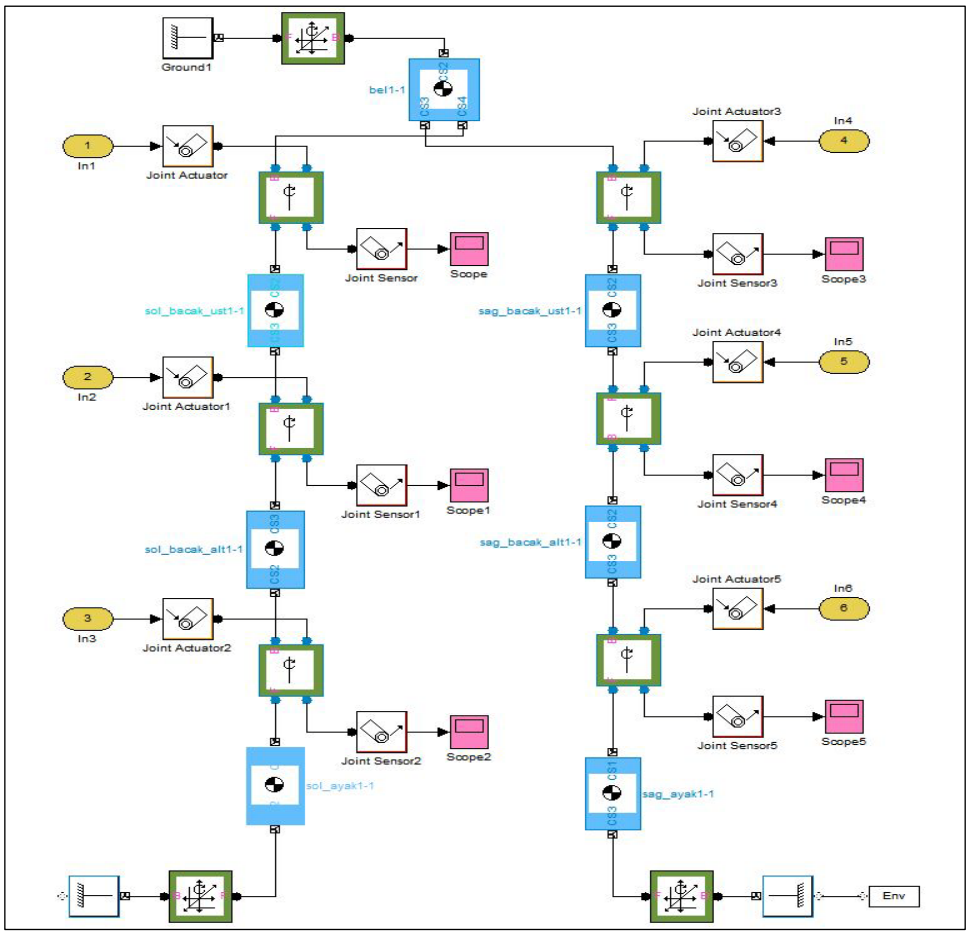
Bir önceki bölümde elde edilen dinamik modeller, yürüyüş hareketinin tanımlanması ve anlaşılması bakımından son derece yararlı olsa da yapılan kabuller nedeniyle gerçek modelden oldukça farklıdır. Gövde parçalarının uniform çubuklar, parça ağırlıklarının kütle merkezinden etki eden yoğunlaştırılmış yükler olarak kabul edilmesi vb. birçok basitleştirme, bu modellerin gerçek modelden oldukça farklı olmasına sebep olmaktadır. Bu sebeple YÜDİS için, bileşenlerin geometrisi ve kütle dağılımının gerçeğe daha yakın olarak ifade edildiği farklı bir modelleme tekniği kullanılmıştır.

Kullanılan modelleme tekniğinin işleyişi Şekil 6.16'da görülmektedir. Bu modelleme tekniğinde, Solidworks yazılımında şekil, boyut, kütle ve atalet özellikleri bakımından gerçeğe uygun olarak elde edilen YÜDİS katı modeli, MATLAB/Simulink/Simmechanics ortamına aktarılmıştır. Bu işlemin gerçekleştirilebilmesi için CAD dosyasını XML dosyasına dönüştüren bir ara yüz programı kullanılmıştır. Ara yüz programı dönüştürme işlemini yaparken, parçaların kütle ve atalet özelliklerini tamamen katı modele uygun şekilde aktarmanın yanında, katı modelin montaj ilişkilerini de uygun mafsal bağlantılarına dönüştürmektedir. Bu sebeple, katı model dönüştürülmeden önce parçaların montaj ilişkilerinin dikkatle belirlenmesi gerekmektedir.

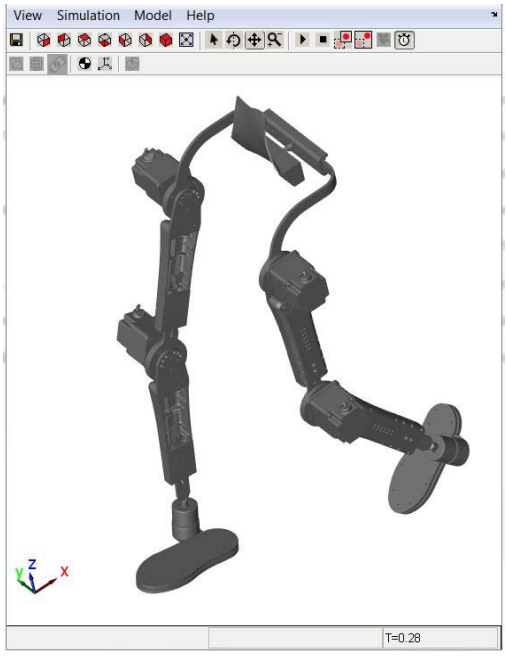
Simmechanics yazılımında oluşturulan YÜDİS modeli Şekil 6.17'de, benzetim modeli ise Şekil 6.18'de görülmektedir.



Şekil 6.16. YÜDİS modelleme aşamaları



Şekil 6.17. Simmechanics yazılımında oluşturulan YÜDİS modeli



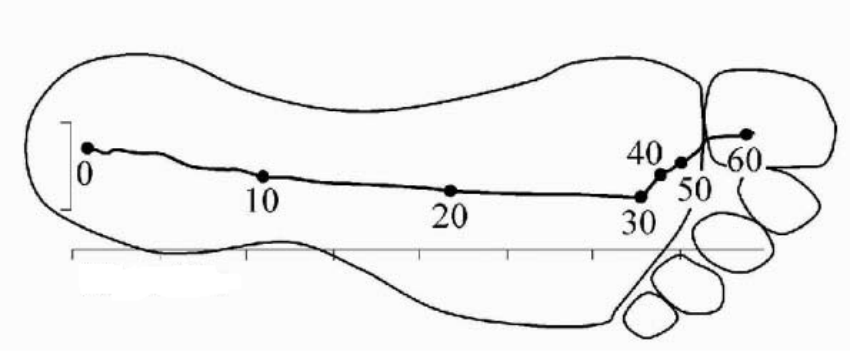
Şekil 6.18. Simmechanics yazılımında oluşturulan YÜDİS benzetim modeli

Önceki bölümlerde açıklandığı gibi yürüyüş hareketi modellenirken tek bir model kullanmak yeterli değildir. Ayağın, salınım veya destek ayağı olmasına ve destek ayağının zemin ile temas şekline göre birçok farklı model kullanılmak zorundadır. Şekil 3.1 ve Çizelge 3.1 tekrar incelenirse, yürüyüş çevrimi boyunca ayakların durumuna göre aşağıdaki 4 farklı hareket modelinin oluştuğu görülür. Şekil 3.1'e uygun olarak sağ ayak önde sol ayak arkada kabul edilirse, yürüyüş çevriminin:

%0 - %12 : Çift ayak destek aşamasıdır. Sağ ayak önde, sol ayak arkada olacak şekilde ayaklardan her ikisi de zemine basmaktadır.
%12 - %50 : Tek ayak destek aşamasıdır. Sağ ayak zemine basarken, sol ayak havadadır.
%50 - %62 : İkinci çift ayak destek aşamasıdır. Sol ayak önde, sağ ayak arkada olacak şekilde ayakların her ikisi de zemine basmaktadır.
%62 - %100 : Tek ayak destek aşamasıdır. Sol ayak zemine basarken, sağ ayak havadadır.

Yürüyüş hareketini modellemek için bu 4 model yeterli olsa da, daha gerçekçi bir model elde etmek için zemin ile temas halinde olan ayağın temas durumunu da modele eklemek gerekmektedir. Şekil 6.19'da destek ayağının zemine temas ettiği basınç noktanın % yürüyüş çevrimine göre durumu görülmektedir. Buna göre destek ayağını; topuk, gövde ve parmak ucu olmak üzere 3 parçaya ayırırsak, destek ayağı yürüyüş çevriminin %0 - %12 aralığında topuktan, %12 - %30 aralığında gövdeden ve %30 - %62 aralığında ise parmak ucundan zemine temas etmektedir. Destek ayağının zemin ile temas şekli de yürüyüş modeline eklenirse, aşağıdaki 6 farklı durum elde edilir. Buna göre yürüyüş çevriminin;

%0 - %12 : Sağ ayak topuktan, sol ayak parmak ucundan zemin ile temas halinde.
%12 - %30 : Sağ ayak gövdeden zemin ile temas halindeyken sol ayak havada
%30 - %50 : Sağ ayak parmak ucundan zemine basarken sol ayak havada.
%50 - %62 : Sağ ayak parmak ucundan, sol ayak topuktan zemin ile temas halinde.
%62 - %80 : Sol ayak gövdeden zemin ile temas halindeyken sağ ayak havada.
%80 - %100 : Sol ayak parmak ucundan zemine basarken sağ ayak havada.

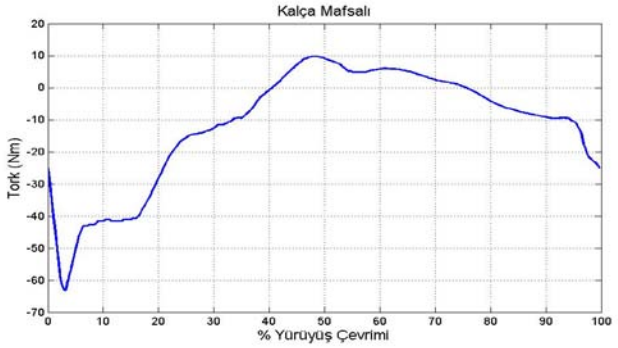


Şekil 6.19. Yürüyüş çevriminde destek ayağı basınç noktasının ilerleyişi (Kaufman ve Davis, 2006)

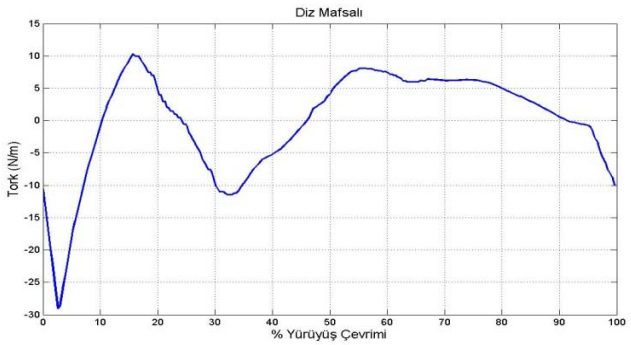
Bu 6 farklı durum için YÜDİS'in yürüyüş hareketi, Matlab yazılımının Simulink/Simmechanics ortamında modellenmiştir. Oluşturulan YÜDİS hareket modeli kullanılarak, yürüyüş için gerekli mafsal torkları hesaplanmıştır. Hesaplamalarda HongKong Polytechnic Üniversitesinin Normal Yürüyüş veritabanından (Kirtley 2006) elde edilen yürüyüş verileri kullanılmıştır. Modellenen yürüyüş destekleyici dış iskeletin ağırlığının, eyleyicileri ile birlikte toplam 30 kg olduğu kabul edilmiştir. Elde edilen sonuçlar Şekil 6.20 – Şekil 6.22'de verilmiştir.

Şekil 6.20 – Şekil 6.22'deki tork eğrileri, 3. bölümde verilen klinik yürüyüş analizi (CGA) verilerinden elde edilen tork eğrileri ile karşılaştırıldığında, eğilim bakımından oldukça benzer oldukları, fakat genlik olarak farklılıklar gösterdiği görülmektedir. Bunun en önemli sebebi, YÜDİS'in mekanik yapısıyla insanın anatomik yapısı arasındaki farklılıklardır. İnsan uzuvlarının kütle ve atalet dağılımı ile YÜDİS parçalarının kütle ve atalet dağılımlarının eşit olmaması, meydana gelen atalet kuvvetlerini farklılaştırdığı için elde edilen mafsal torkları da önemli miktarlarda sapmalar göstermektedir. Aynı sebepden dolayı böylesine sapmaların, farklı insanlardan elde edilmiş klinik yürüyüş analizlerinde de meydana geldiği düşünülürse, tork eğrilerinin yalnızca eğilim bakımından kıyaslanmasının daha uygun olacağı açıktır.

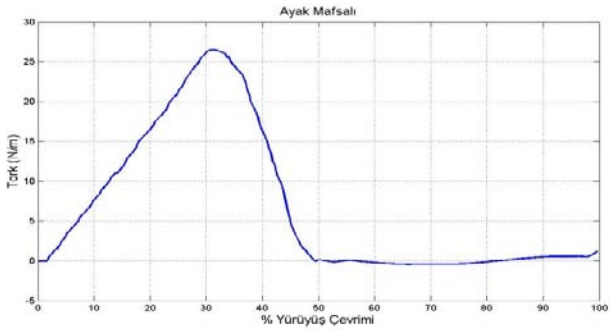
MATLAB/Simulink/Simmechanics yazılımında elde edilen YÜDİS dinamik modeline, klinik yürüyüş analizinden elde edilmiş mafsal açısı değerlerinin uygulanması sonucunda elde edilen yürüyüş benzetimi, Şekil 6.23'de verilmiştir.



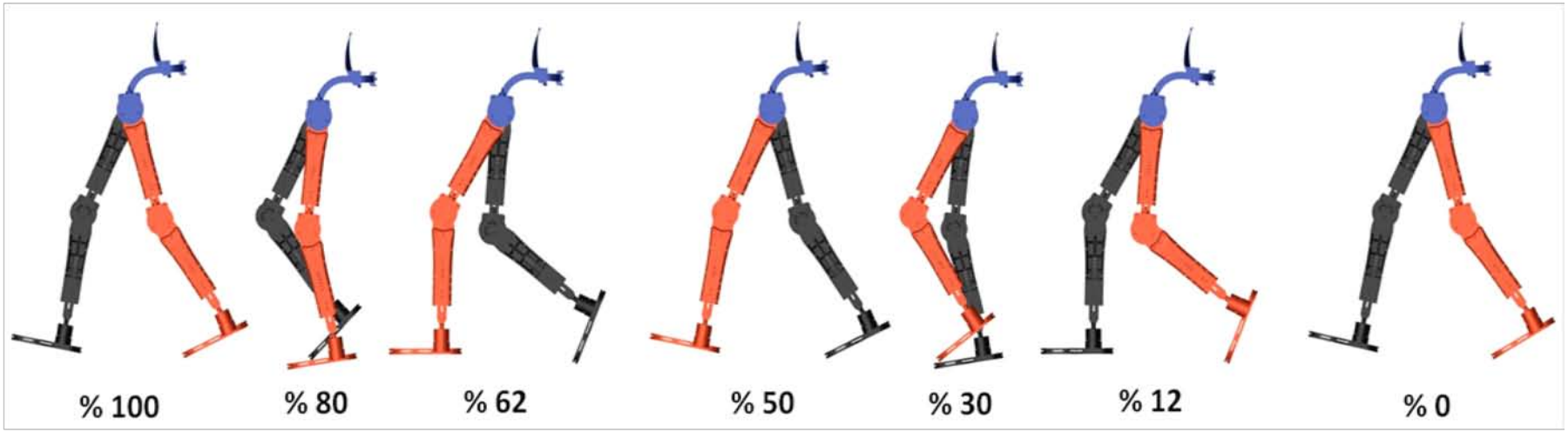
Şekil 6.20. YÜDİS dinamik modelinden elde edilen kalça mafsalı torkları



Şekil 6.21. YÜDİS dinamik modelinden elde edilen diz mafsalı torkları



Şekil 6.22. YÜDİS dinamik modelinden elde edilen ayak mafsalı torkları

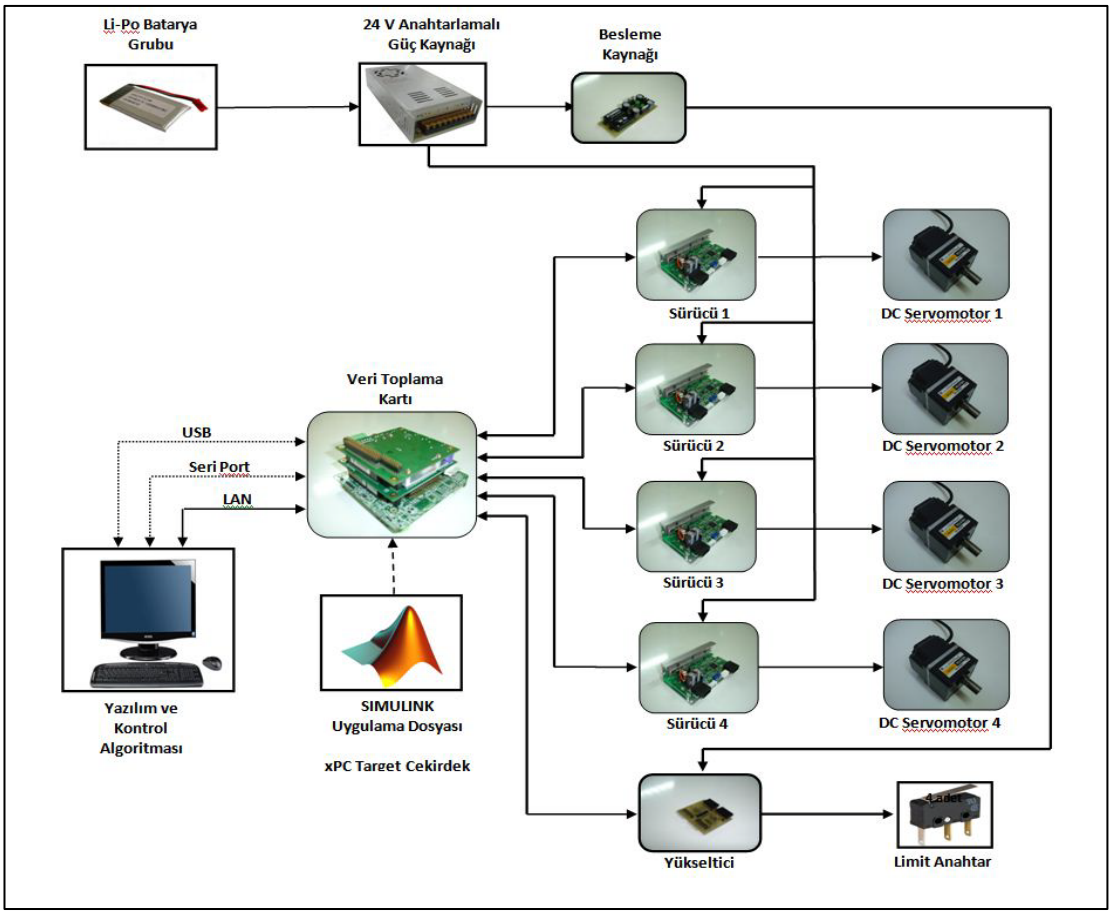


Şekil 6.23. YÜDİS dinamik modelinden elde edilen yürüyüş benzetimi

7. YÜDİS KONTROLCÜ TASARIMI

7.1.YÜDİS Elektronik Sistem Tasarımı

YÜDİS kontrol sisteminin elektronik şeması Şekil 7.1'de görülmektedir. YÜDİS'de eyleyici olarak kalça ve diz mafsallarına bağlanmış 4 adet servomotor kullanılmıştır. Güvenlik gereksinimlerinden dolayı servomotorların çalışma voltajı 24 V ile sınırlandırılmıştır. Bunun yanında mafsal hareketlerinin belirlenen maksimum değerleri aşıp sakatlanmalara sebep olmaması için, mafsallara 4 adet limit anahtar yerleştirilmiştir. Limit anahtarlardan ve eyleyicilerden elde edilen hareket bilgilerinin toplanması için gerçek zamanlı kontrol uygulamalarına uygun şekilde xPC Target uyumlu, PC104 tabanlı bir veri toplama kartı kullanılmıştır. xPC Target ve veri toplama kartının özellikleri Çizelge 7.1 ve Çizelge 7.2'de verilmiştir.



Şekil 7.1. YÜDİS kontrol sisteminin elektronik şeması

Çizelge 7.1. YÜDİS kontrol sisteminde kullanılan CPU sistemi ve xPC Target'a ait özellikler

İşlemci	Düşük güçlü Pentium III sınıfı
Hızı	500MHz veya 800MHz
Güç tüketimi	10 watt
Gösterge: Chipset Tipi Çözünürlüğü Hafıza LCD arayüzü	 Mark internal Savage4 3D and 2D acceleration, 4x AGP 128-bit engine CRT ve LCD 1280x1024x32 veya 1920x1440x16 8/16/32MB sistem hafızası ile paylaşımlı 18-bit dual-channel LVDS, 1400x1050
Hafıza	256MB board üzerinde
Depolama: IDE Flashdisk Real-time clock	 44-pin konnektör, UDMA33 (33MB/sec), 2 sürücüye kadar Solid state module, 512MB, boarda monteli Board üzerinde RTC lithium yedekleme bataryalı
Zamanlayıcı	0.15 - 2 saniye kullanıcı programlı
Ethernet	National Semi DP83815, 10/100Mbps
Seri portlar: Ports 1/2 Ports 3/4	4x RS-232 115.2kbps, 16-byte FIFO, 16C450 uyumlu 460.8kbps, 128-byte FIFO, 16C2850 UART
Paralel port	SPP, EPP, ve ECP uyumlu; BIOS enable/disable
USB portlar	4, versiyon 1.1
PS/2	2 port Keyboard ve Mouse için
PC/104 Bus Kapasitesi	3 modül

Çizelge 7.2. YÜDİS kontrol sisteminde kullanılan veri toplama kartına ait özellikler

Verialma kartı	
Analog girişler	16 tek uçlu / 8 diferansiyel
A/D çözünürlük/hız	16 bit, 100KHz maksimum
Giriş aralığı	+/-10V, +/-5V, +/-2.5V, +/-1.25V, 0-10V, 0-5V, 0-2.5V, 0-1.25V
Analog çıkışlar	4, 12-bit çözünürlük
Çıkış aralığı	+/-10V, +/-5V, 0-10V, 0-5V
Giriş impedansı	10^13 ohm
Dijital I/O	
Sayıcı/Zamanlayıcı	1 24-bit ve 1 16-bit A/D örnekleme aralık kontrollü, sayıcı ve zamanlayıcılı, Kullanıcı tarafından programlanabilmeli
Genel olarak	
İşletme sıcaklığı	-40ºC +85ºC
Güç ihtiyacı	+5VDC +/-5% @ 2.0A
Titreşim ve şoka dayanıklı	

YÜDİS'de kullanılacak kontrolcülerin tasarımları, MATLAB/Simulink yazılımında gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan kontrol algoritmaları, xPC Target çekirdek dosyasına dönüştürülerek sistemin kontrolü sağlanmıştır.

7.2. Kontrol Mimarisinin Seçimi

Dış iskeletler; farklı birçok hareketi kullanıcısıyla uyum içinde ve eş zamanlı olarak gerçekleştirmek zorundadır. Kullanıcı ve cihaz arasında kullanıcıya rahatsızlık vermeyecek şekilde bir uyum sağlanabilmesi için, kotrolcünün anlık olarak birçok sinyali kullanıcı ve/veya cihazdan elde edebilmesi ve bu sinyalleri son derece hızlı bir şekilde işleyerek eyleyicilere aktarabilmesi gerekmektedir. Bunun yanında, gerçekleştirilen farklı hareketler esnasında oluşabilecek birçok bozucu girişe karşı son derece kararlı ve gürbüz olması da kullanıcının güvenliği bakımından son derece önemlidir. Dolayısıyla dış iskeletlerin kontrolünde; uygulanan kontrol algoritması kadar, kullanılacak sensor ve veri iletişim sistemlerinin başarısı da önem taşımaktadır. Dış iskeletlerin kontrolü için kullanılabilecek birçok kontrol mimarisi vardır. Racine (2003), yaptığı çalışmada dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol mimarilerini ayrıntılı olarak incelemiştir. Buna göre dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol mimarileri aşağıda kısaca açıklanmıştır.

Kullanıcı-Komutlu Kontrol: Kullanıcı tarafından verilen giriş sinyallerinin doğrudan eyleyicilere aktarıldığı kontrol şeklidir. Kullanıcı, komutları tuş takımı veya joystick gibi bir giriş ünitesinden hareket süresince girmek zorundadır. Bu sebeple kullanıcı üst uzuvlarını komut girme maksadı dışında herhangi bir amaç doğrultusunda kullanamamaktadır. Kullanıcının hareket komutlarını bilinçli bir şekilde girmek zorunda olmasından dolayı bu kontrol mimarisi, kullanıcının normalin ötesinde bir zihinsel çaba sarf etmesine sebep olmaktadır.

Önceden Programlanmış Yürüyüş Kontrolü: Bu kontrol mimarisinde kullanıcı, sadece harekete başlama ve durma gibi belli komutlar verir. Eyleyiciler dış iskelet mafsallarını önceden belirlenmiş mafsal yörüngelerinde (yürüme, oturma-kalkma, merdiven inme-çıkma vb.) hareket ettirir. Enkoderler, uygun mafsal hareketinin sağlanması için gerekli olan geri besleme sinyallerinin elde edilmesinde kullanılır. Bu tür kontrolde önceden belirlenmiş hareketler dışında cihaza başka hareketler yaptırılamaz.

Kas Sinyali-Tabanlı Kontrol: Aktif kasların yüzeyine veya içine yerleştirilen elektromiyografi sensorları (EMGs) kullanılarak, sinirlerden kaslara aktarılan elektrik aktivitesi ölçülebilir. Dolayısıyla EMG sensorları kas aktivite miktarıyla ilgili yaklaşık bir değer vermektedir. Bu kas aktivite miktarına bağlı olarak eyleyicileri hareket ettiren kontrol şekline Kas Sinyali-Tabanlı Kontrol adı verilir. Fakat belli bir kas grubu için, EMG sensorlarından ölçülen kas aktivitesi ile mafsal torkları arasında bire bir ilişki kurmak çok zordur. Çünkü kaslar genellikle diğer kas gruplarıyla birlikte çalışmaktadırlar. Sinerjik kaslar eş yönlü, antagonistik kaslar ise zıt yönlü olarak kasılmaktadırlar. Dolayısıyla daha doğru bir kas aktivasyon miktarı ölçümü ancak kası çevreleyen tüm ana kas gruplarındaki aktivasyonun ölçülmesiyle yapılabilir. EMG sensorlarından ölçülen değerler ile kas aktivitesi arasında doğru bir ilişki kurulsa bile bu yeterli değildir. Kas kuvveti ile mafsal torku arasındaki ilişkinin doğru bir şekilde belirlenebilmesi için mafsal açısına bağlı olarak değişen kas moment kolunun doğru bir şekilde hesaplanması gerekmektedir. Dahası kaslar uzayabildiği gibi aynı zamanda kısalabilmektedirler. EMG sensorları ise sadece kısalan kaslardan kuvvet ölçümü yapabildiği için mafsalı çevreleyen kaslardan doğru bir ölçüm alınması mümkün değildir. Sonuç olarak EMG sinyalleri son derece gürültülüdür ve bir servo sistemde kullanılabilmesi için birçok sinyal şartlandırma işlemine tabi tutulmalıdır.

Efendi-Köle (Master-Slave) Tip Kontrol: Efendi-Köle tip kontrol mimarisi genellikle kullanıcının hareketlerinin taklit edilmesi istenilen uzaktan kumandalı robotik sistemlerde kullanılır. Dış iskelet sistemlerinde kullanılması durumunda iki adet dış iskelete ihtiyaç vardır. Bunlardan bir tanesi mafsal açılarını veya gövde parçalarının pozisyon ve oryantasyonlarını kaydetmek için kullanıcı tarafından giyilir. Diğeri ise bu hareketleri taklit eden güçlendirilmiş dış iskelettir. Çalışma uzayında, efendi-köle kontrol şeması herhangi bir gövde parçasının pozisyon ve oryantasyonunu ayarlamak için kullanılabilir. Bu durumda parçanın pozisyon ve oryantasyonu, parçanın hareketine (sagital düzlemde olmayan dönme hareketlerinin, sagital düzlemdeki bileşenleri de hesaba katılarak), etki eden tüm serbestlik dereceleri hesaba katılarak belirlenmelidir. Mafsal açılarından, parçanın pozisyon ve oryantasyonunu hesaplayabilmek için bütün parçaların boyutlarının ve dönme merkezlerinin son derece doğru bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir.

Yer Tepki Kuvvetleri Kontrolü: Yer Tepki Kuvvetleri (YTK) kontrolü diğer geleneksel robotik kontrol yöntemlerinden oldukça farklıdır. Yürüyüş boyunca yer çekimi haricinde insana etki eden tek dış kuvvet, yer tepki kuvvetidir ve bu genelleştirilmiş kuvvet, yürüyüş boyunca kütle merkezinin ivmelenmesine sebep olur. Bu durum, dış iskeletin yer tepki kuvvetlerini kontrol ederek cihazın tamamını kontrol edebilme imkanı sağlar. Dış iskeletin kütle özellikleri, insanın kütle özelliklerinin ölçeklendirilmiş bir benzeri olduğu için genelleştirilmiş insan yer tepki kuvvetleri ölçeklendirilerek, cihazın insan ile senkronize olarak çalışması sağlanabilir. Yer Tepki Kuvvetleri kontrolünün başarılı bir şekilde uygulanabilmesi için hem dış iskeletin hem de insanın yer tepki kuvvetlerinin ölçülmesi gerekmektedir. Fakat ayakkabı gibi kısıtlı bir alana yerleştirilmesi gereken donanım ile ilgili sıkıntılar sebebiyle bu tür bir kontrolün uygulanabilmesi oldukça zordur.

Doğrudan Kuvvet Geri Beslemeli Kontrol: Robotik kuvvet kontrol sistemlerinde, manipülatör ile çevresi arasındaki kuvvet etkileşimi, kuvvet sensorlarından elde edilen geri besleme ile belirlenir. Dış iskeletlerde, kullanıcı ile makine arasındaki etkileşim kuvveti, kullanıcının makineyi hissetmeyeceği şekilde kontrol edilebilir. Kuvvet geri beslemeli kontrolde tüm etkileşim kuvvetleri ölçülür ve kullanıcı ile cihaz arasında, kuvvet sensorlarından başka herhangi bir temas noktası yoktur. Teorik olarak böyle bir kontrol mimarisini uygulamak mümkün olsa da donanım ile ilgili sıkıntılardan dolayı bu pratikte biraz zordur. Kullanıcı ile cihaz arasındaki tüm ara yüzler kuvvet sensorları ile donatılmalıdır. Sensor bağlanmayan herhangi bir temas noktası, bu noktada oluşan kuvvetlerin kontrole eklenmemesinden dolayı kontrol etkisinin bozulmasına sebep olacaktır. Bu problemi aşmak için kullanılan bir yöntem, kullanıcı ile cihaz arasındaki temas noktası sayısını en aza indirmektir. Fakat yine de kullanılması gereken minimum kuvvet sensoru sayısı en az cihazın serbestlik derecesi kadar olmalıdır.

Sanal Genelleştirilmiş Kuvvet Kontrolü: Kuvvet geri beslemeli kontrolde, kullanıcı ile makine arasındaki etkileşim kuvvetlerinin tamamını ölçmenin, donanımsal sıkıntılardan dolayı zor olduğu belirtilmişti. Sanal genelleştirilmiş kuvvet kontrolü ise ölçülemeyen etkileşim kuvvetlerinin sistemin matematiksel modeli kullanılarak hesaplanması ve hesaplanan bu kuvvetlerin kuvvet geri beslemeli kontrol mimarisinde kullanılması mantığına dayanmaktadır. Dolayısıyla bu kontrol

mimarisi; gerçek bir sensor ara yüzü kullanmak yerine, cihazın matematiksel modelinden elde edilen sanal bir sensor sistemi kullanmaktadır. Fakat bu kontrol yönteminin başarısı için dış iskeletin matematiksel modelinin son derece doğru bir şekilde oluşturulması çok önemlidir.

Bir dış iskeletin kontrolünde, yukarıda anlatılan kontrol mimarilerinden hangisinin kullanılacağına karar verebilmek için bu mimarilerin birbirlerine göre avataj ve dezavantajlarının belirlenmesi büyük kolaylık sağlayacaktır. Racine (2003), dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol yöntemlerini en yüksek not 5 en düşük not 1 olacak şekilde 10 farklı kritere göre kıyaslamıştır. Bu kıyaslama Çizelge 7.3'de verilmiştir.

Çizelge 7.3. Dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol mimarilerinin karşılaştırılması (Racine, 2003)

	Kullanıcı Komutlu Kontrol	**Kas Sinyali Tabanlı Kontrol**	**Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü**	**Efendi Köle Tip Kontrol**	**Kuvvet Geri beslemeli Kontrol**	**Yer Tepki Kuvvetleri Kontrolü**	**Sanal Kuvvet Kontrolü**	**Sanal Tork Kontrolü**
Farklı Kullanıcılara Adaptasyon	5	1	2	1	3	2	5	5
Farklı Aktivitelere Uyum Sağlama	1	2	1	5	5	5	5	5
Kontrolcü Kararlılığı	1	1	2	5	5	2	3	4
Ergonomiklik	5	5	5	2	2	4	4	5
Kullanıcıya Rahatsızlık Vermeme	1	2	5	1	2	3	5	5
Geliştirme Hızı	4	1	4	2	2	3	5	5
Kullanıcıya Bağlı Sensör Sayısı	3	1	5	2	2	3	5	5
Cihaza Bağlı Sensör Sayısı	3	3	4	3	3	1	1	3
Donanım Karmaşıklığı	5	5	5	2	2	2	4	5
Hesaplama Gereksinimi	5	2	3	3	3	1	2	2
Toplam	**33**	**23**	**36**	**27**	**29**	**26**	**39**	**44**

Çizelge 7.3 incelendiğinde; Sanal Tork Kontrolü, Sanal Kuvvet Kontrolü ve Önceden Programlanmış Hareket Kontrolünün birçok kriter bakımından diğer kontrol yöntemlerine üstünlük sağladığı görülmektedir. Fakat YÜDİS'in kontrol mimarisinin seçiminde Çizelge 7.3'de dikkate alınmayan çok daha önemli bir kriter daha vardır. YÜDİS'in kullanım amacı, çeşitli sebeplerden dolayı alt ekstremitelerindeki kas aktivitesini kısmen veya tamamen kaybetmiş kullanıcılara yürüyüş desteği sağlamaktır. Dolayısıyla YÜDİS'in hedef kullanıcı kitlesini büyük oranda, bacaklarındaki kas aktivitesini tamamen kaybetmiş kullanıcılar oluşturmaktadır. Bu tür kullanıcılar, kendisiyle cihaz arasında herhangi bir etkileşim kuvveti oluşturmaya yetecek kadar pilot hareket gerçekleştiremezler. Bu sebeple kullanıcı ile cihaz arasındaki etkileşim kuvvetlerine dayalı Sanal Tork Kontrolü ve Sanal Kuvvet Kontrolünün, YÜDİS'in kontrolünde kullanılması mümkün değildir. Dolayısıyla kullanıcının herhangi bir pilot hareket oluşturmasına ihtiyaç duymaması ve Çizelge 7.3'de görüldüğü gibi birçok kriter bakımından diğer kontrol yöntemlerine üstünlük sağlaması bakımından, Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü YÜDİS'in kontrol yöntemi olarak seçilmiştir.

7.3. Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü

Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü; ergonomiklik, kullanıcıya rahatsızlık vermeme, donanım karmaşıklığının az olması, kullanıcı ve cihaza bağlı sensor sayısının az olması gibi özellikler bakımından son derece avantajlıdır. Bu kontrol mimarisi her ne kadar farklı aktivitelere adaptasyon göstermekte büyük sıkıntı çekse de, YÜDİS'in kullanıcı kitlesinin, kas aktivitesini büyük oranda kaybetmiş ve sadece yürüme ve oturma-kalkma gibi temel hareketleri gerçekleştirmesi hedeflenen bireylerden oluşması, bu dezavantajın göz ardı edilmesini sağlamaktadır. Önceden Programlanmış Hareket Kontrolünün işleyişi aşağıdaki gibidir:

- Yapılması istenen hareketlere ait (yürüme, oturma-kalkma, merdiven inme-çıkma vb.) hareket verilerini içeren veri tabanları oluşturulur.

- Yapılması istenilen hareket kullanıcı tarafından seçildikten sonra seçilen hareket ile ilgili referans giriş verileri, oluşturulan veritabanından elde edilir.
- Ölçme elemanlarından, dış iskelete ait hareket bilgisi elde edilir.
- Ölçme elemanlarından elde edilen hareket bilgisi ile referans hareket bilgisi karşılaştırılarak anlık hata miktarı belirlenir.
- Kontrolcü; anlık hata miktarını sıraflayacak eyleyici girişlerini hesaplayarak, eyleyicilere iletir.

Tez çalışmasının 4. bölümde yapılan eyleyici seçimi sonucunda, seçilen YÜDİS eyleyicilerinin yürüyüş için gerekli olan moment değerlerini karşılayabildiği görüldüğünden, YÜDİS mafsallarına yalnızca hareket kontrolü uygulanmıştır. YÜDİS'in kalça ve diz mafsallarının hareket kontrolü için, toplam 4 adet kontrolcü tasarlanmıştır. Kontrol için gerekli referans hareket bilgileri, HongKong Polytechnic Üniversitesinin Normal Yürüyüş Veritabanından elde edilen klinik yürüyüş analizi verileri kullanılarak oluşturulan veritabanından elde edilmiştir. Oluşturulan veritabanında, her iki bacağın kalça ve diz mafsallarında bir yürüyüş çevrimi boyunca oluşan hareket bilgileri yer almaktadır. Kontrol için gerekli geribesleme bilgileri ise enkoderlerden elde edilmiştir.

YÜDİS'in kontrolü için, Orantı-Türev (PD) kontrol ve Aralık Tip-2 Bulanık Mantık Kontrol (IT2FLC) teknikleri ayrı ayrı denenmiş ve performansları birbiriyle kıyaslanmıştır.

7.3.1. Oransal-integral-türev (PID) kontrol

7.3.1.1. Oransal-integral-türev (PID) kontrol teorisi

PID kontrol, Şekil 7.2'de görüldüğü gibi üç temel kontrol etkisinin üstünlüklerini tek bir birim içinde birleştiren kontrol şeklidir. İntegral (I) etki, sistemde ortaya çıkabilecek kalıcı durum hatasını azaltırken; türev (D) etki, yalnızca oransal-integral (PI) etki kullanılması durumuna göre, sistemin aynı bağıl kararlılığı için cevap hızını artırır. Buna göre PID kontrol, sistemde sıfır kalıcı durum hatası olan hızlı bir cevap sağlar. PID kontrol organının çıkışı ve kontrol yasası;

$$m(t) = K_p e(t) + \frac{K_i}{K_p}\int_0^t e(t)dt + \frac{K_d}{K_p}\frac{de}{dt}$$

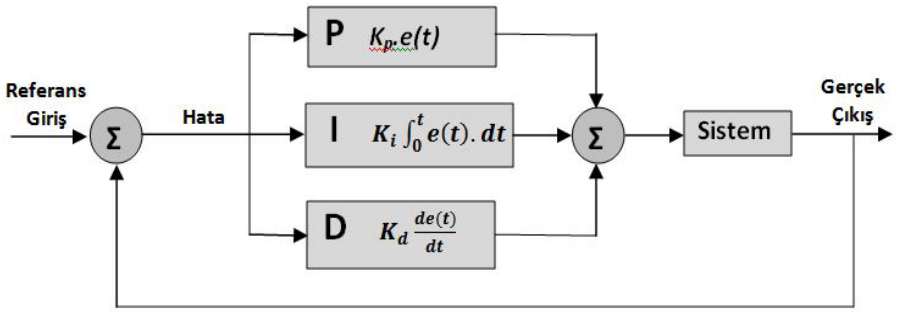
veya

$$m(t) = K_p\left(e(t) + \frac{1}{T_i}\int_0^t e(t)dt + T_d\frac{de}{dt}\right)$$

şeklinde ifade edilir. Burada e(t), hata miktarıdır. Transfer fonksiyonu ise;

$$\frac{M(s)}{E(s)} = K_p\left(1 + \frac{1}{T_i.s} + T_d.s\right)$$

şeklindedir. PID kontrolcü kullanılması halinde, kontrolcüye ait kazanç parametrelerindeki artışın sistem cevabına etkisi Çizelge 7.4'de verilmiştir.



Şekil 7.2. PID kontrol yapısı.

Çizelge 7.4. PID kontrol kazanç parametrelerindeki artışın sistem cevabına etkisi (Tınkır ve ark.,2010)
(+ : Artma , - : Azalma , ≈ : Çok Fazla Değişmez)

Kapalı Çevrim Cevabı	Yükselme Zamanı	Maksimum Aşma	Yerleşme Zamanı	Sürekli Rejim Hatası
K_p	-	+	≈	-
K_i	-	+	+	-
K_d	≈	-	-	≈

PID kontrolcü tasarımında, sistemden istenilen cevabın elde edilebilmesi için;

- Sistemin açık çevrim cevabının bulunması ve cevabın iyileştirilebilmesi için neler gerektiğinin belirlenmesi,
- Yükselme zamanının geliştirilmesi için kontrolcüye oransal etki eklenmesi,
- Maksimum aşma miktarının azaltılması için kontrolcüye türev etki eklenmesi,
- Kalıcı durum hatasının yok edilmesi için kontrolcüye integral etki eklenmesi,
- Uygun cevap bulununcaya kadar K_p, K_i ve K_d kazanç değerlerinin ayarlanması

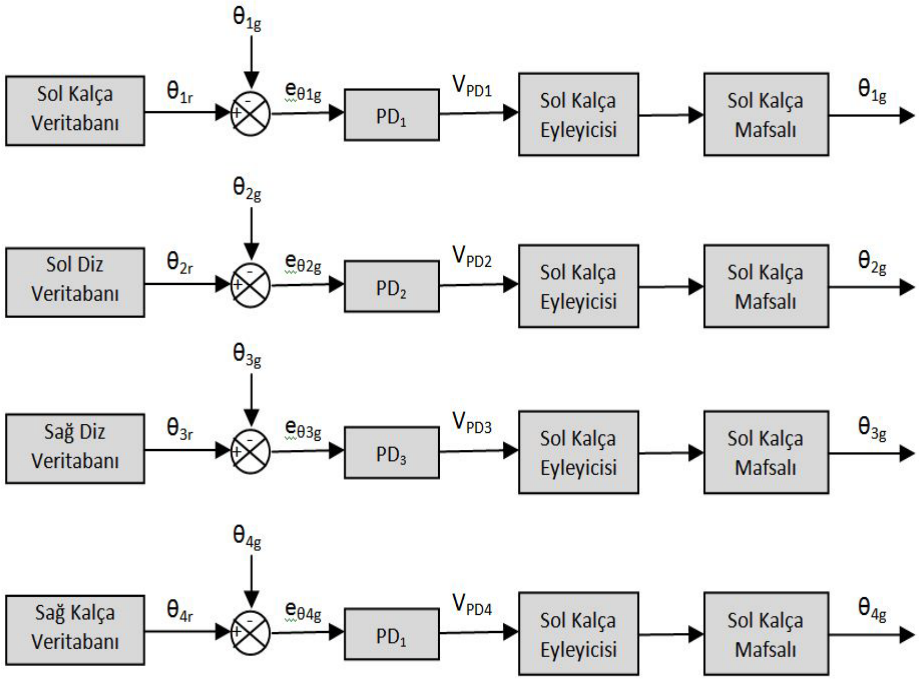
gerekmektedir. Fakat iyi bir kontrol sağlayabilmek için üç etkinin de birlikte kullanılmasına gerek yoktur. Örneğin, sistem için en uygun cevap oransal-türev (PD) etki ile sağlanabiliyorsa, integral (I) etkinin ilave edilmesi gereksizdir. Bunun yanında iyi bir kontrolün sağlanabilmesi için, kazançların iyi bir şekilde belirlenenmesi gerekmektedir. Kontrol organının tipine bağlı olarak, oransal kazanç K_p'nin, integral kazancı K_i'nin ve türev kazancı K_d'nin en uygun şekilde ayarlanmasını sağlayan yöntemler mevcuttur. Kontrol edilen sistem karakteristiklerinin yaklaşık olarak bilinmesi halinde, K_p, K_i ve K_d değerleri yaklaşık olarak belirlenebilir. Bu parametrelerin nihai değerlerinin ayarı ise, sistemin kalıcı durum ve dinamik davranışı arasında bir uyum sağlanacak şekilde saptanır.

Kazançların belirlenmesinde analitik ve deneysel olmak üzere iki yöntem kullanılabilir. Kontrol edilen sistemin ve ölçme elemanının dinamik davranışlarının bilinmesi halinde, K_p, K_i ve K_d parametreleri için en uygun değerler, analitik olarak hesaplanabilir. Bu hesaplamalarda bir takım optimizasyon işlemleri kullanılır. Hesaplamalar teknik yönden mümkün olmakla beraber, işlemler oldukça karmaşık ve zordur. Bu sebeple PID kontrol uygulamalarda daha çok deneysel yöntemler kullanılır.

7.3.1.2. YÜDİS oransal-türev (PD) kontrolcü tasarımı

YÜDİS'in kalça ve diz mafsallarında kullanılan 4 adet eyleyicinin kontrolü için, 4 farklı Oransal-Türev (PD) kontrolcü tasarımı gerçekleştirilmiştir. YÜDİS'in kontrolünde kullanılan PD kontrol şeması Şekil 7.3'de verilmiştir.

YÜDİS dinamik modelinin doğrusallaştırılamaması sebebiyle, kontrolcü kazançlarının belirlenmesinde analitik yöntemler yerine deneme-yanılma yöntemi kullanılmıştır. Yapılan uygulamalar sonucunda, integral etkinin sistem cevabını olumsuz yönde etkilediği görüldüğünden, integral etki kontrol yasasına eklenmemiştir. Tasarlanan PD kontrolcülere ait kazanç değerleri, Çizelge 7.5'de verilmiştir.



Şekil 7.3. YÜDİS'in kontrolünde kullanılan PD kontrol şeması

Çizelge 7.5. YÜDİS'in kontrolünde kullanılan PD kontrolcülere ait kazanç değerleri

Kazanç	Sol Kalça	Sol Diz	Sağ Diz	Sağ Kalça
K_p	7	5	5	7
K_d	0,3	0,3	0,3	0,3

7.3.2. Bulanık mantık kontrol (FLC)

7.3.2.1. Bulanık mantık kontrol (FLC) teorisi

Bulanık küme kavramı ilk olarak 1965 yılında Prof. Lotfi Zadeh tarafından ortaya atılmıştır. Bulanık mantık temelde: mantık, olasılık, yapay zekâ ve yapay sinir ağları alanları ile ilişkili olup, olayların oluşum olasılığından çok olabilirliği ile ilgilenen bir kavramdır.

Bulanık sistemler, bilgi tabanlı ve kural tabanlı sistemlerdir. Bulanık mantığın temeli, "EĞER-İSE" kurallarından oluşmaktadır. Literatürde bulanık mantık için iki şekilde açıklama yapılmaktadır (Wang, 1997).

1. Gerçek dünya çok net ve açık tanımlamalar yapmak için fazlası ile karmaşıktır. Bundan dolayı bir yaklaşıklık yapmak zorunluluğu vardır.
2. Gerçek sistemler için bilgiler iki kaynaktan elde edilir. Birinci kaynak; insan tecrübesi, diğer kaynak ise sensör ölçümleri ve fiziksel kanunlardan çıkarılan matematiksel modellerdir. Hedef, bu iki bilgi kaynağını kullanarak sistem tasarımını yapmaktır.

Bu kombinasyonu oluşturabilmek için, insan tecrübesinin ve bilgisinin matematiksel modele ve sensör ölçümlerine göre nasıl formülize edilebileceğinin saptanması gerekmektedir. Klasik küme teorisinde, bir eleman iki farklı kategoride değerlendirmeye alınabilir (örneğin iyi-kötü, tek-çift, siyah-beyaz gibi). Ancak gerçek hayatta bu iki değerli mantık, çoğu uygulamada yetersiz kalmaktadır. Genellikle bu iki değer arasındaki kesin sınır belirgin değildir.

A kümesi, U uzayında bir klasik küme olsun. Bu küme, bütün üye elemanları listelenerek veya üye elemanların sağlayacağı özellikler belirlenerek oluşturulabilir. Liste yöntemi, sadece sonlu kümeler için kullanılır. Kural yönteminde ise, A aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$A = \{\ x \in U \mid \text{x bazı koşulları sağlar}\ \}$$

A kümesini belirlemek için diğer bir yöntem ise, 0-1 üyelik fonksiyonunu gösteren üyelik yöntemidir. $\mu_A(x)$ üyelik fonksiyonu olmak üzere:

$\mu_A(x)$ = 1 eğer x $\in A$

$\mu_A(x)$ = 0 eğer x $\notin A$

şeklindedir. Bir bulanık küme, [0,1] arasında değerler alan bir üyelik fonksiyonu, $\mu_A(x)$ ile tanımlanır. Bir klasik kümenin üyelik fonksiyonu sadece iki değer yani 0 ile 1 değerlerini alabilirken, bir bulanık kümenin üyelik fonksiyonu 0 ile 1 arasında herhangi bir değer alabilmektedir. Örnek olarak, Z sıfıra yakın sayıların kümesi olsun. Z için üyelik fonksiyonu aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\mu_z(x) = e^{-x^2}$$

Bu gaussian fonksiyonun sıfıra yakınlık üyelik fonksiyonu, $\mu_z(0) = e^0 = 1$ şeklindedir. Bu üyelik fonksiyonunu aşağıdaki şekilde tanımlanabilir.

$\mu_z(x) =$ 0, eğer x < -1

$\mu_z(x) =$ x + 1, eğer $-1 \le x < 0$

$\mu_z(x) = 1 -$ x, eğer $0 \le x < 1$

$\mu_z(x) = 0$, eğer $1 \le x$

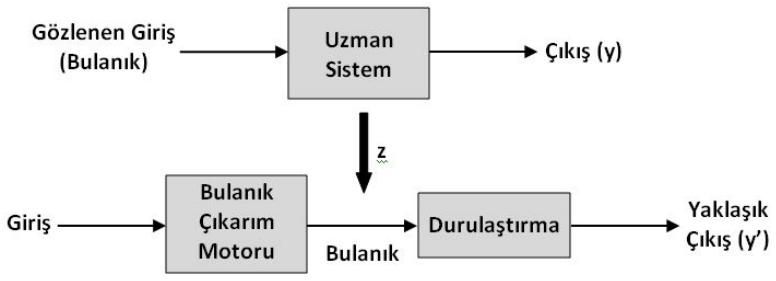
μ_z üyelik fonksiyonuna göre; -1 ve 1 arasındaki sayılar, 0 ve 1 aralığında üyelik derecesine sahiptir. Bu örnekten görülmektedir ki, bulanık mantık yaklaşımında;

- Bir problemin çözeümünde farklı üyelik fonksiyonları tanımlanabilir. Bununla birlikte üyelik fonksiyonları tek başlarına kesin matematiksel fonksiyonlardır. Bir bulanık problem için bir üyelik fonksiyonu belirlendiği zaman, bulanıklık durumu ortadan kalkar.

- Bulanık bir problemi çözerken, ne tip üyelik fonksiyonunun kullanılacağını belirlemek için iki yöntem kullanılabilir. Birincisi, insan tecrübesi ve bilgisinden yararlanmaktır. İkincisi ise, çeşitli sensörler aracılığı ile toplanan bilgilerden yararlanmaktır.
- Bir bulanık küme, üyelik fonksiyonu ile bire bir ilişkiye sahiptir. Yani bir bulanık küme ile ilgili sadece bir üyelik fonksiyonu olmalıdır.

Bulanık sistemler, kapalı çevrim kontrolcüler olarak kullanılabilmektedirler. Bu durumda bulanık sistem, sistem çıkışlarını ölçerek sürekli olarak kontrol eylemi gerçekleştirmektedir. Bulanık kontrol; uzman bilgisine dayanarak, bir dilsel kontrol stratejisini bir otomatik kontrol stratejisine dönüştürmektedir. Bulanık mantık kontrolün temel yapısı, Şekil 7.4'de görülmektedir. Buna göre bulanık mantık kontrol, dört ana işlemden meydana gelmektedir:

- Bulanıklaştırma;
- Bulanık EĞER-İSE kurallarını ve üyelik fonksiyonlarını içeren bilgi tabanının oluşturulması;
- Bulanık düşünme;
- Durulaştırma.



Şekil 7.4. Bulanık mantık kontrol yapısı

Bulanık mantık kontrolcü tasarımında yaygın olarak kullanılan başlıca yöntemlerr, Mamdani ve Takagi&Sugeno'dur. Mamdani tipi bulanık kontrol, çok kolay oluşturulur ve insan davranışlarına uygundur. Bu nedenle yaygın bir kullanım

alanına sahiptir ve diğer bulanık mantık kontrolcülerin temelini oluşturur. Mamdani tipi bir bulanık mantık kontrol aşağıdaki 5 adımda uygulanır.

- Girdilerin bulanıklaştırılması: Öncül kısımdaki bütün bulanık ifadeler kullanılarak; girişlere ait, 0 ile 1 aralığındaki üyelik derecelerinin belirlenmesi.
- Bulanık mantık yaklaşımıyla kural ağırlıklarının belirlenmesi.
- Bulanık küme mantıksal işlemcilerin (ve, veya) uygulanması.
- Sonuçların toplanması: Her bir kuralın çıktısını temsil eden bulanık kümelerin oluşturulması.
- Durulaştırma: Tek bir sayıya dönüştürülmüş, toplam bulanık küme sonuçlarının durulaştırılması.

x ve y gibi sayısal iki değişkeni içeren iki kurallı bir Mamdani tipi bulanık mantık kontrolde; z çıkış değeri, C_i bulanık küme fonksiyonlarından aşağıdaki gibi belirlenir.

Kural 1: Eğer x = A1 VE y = B1 İse z = C1
Kural 2: Eğer x = A2 VE y = B2 İse z = C2

Mamdani tipi bulanık mantık kontrolün avantajları aşağıdaki gibi özetlenebilir.

- Kontrolcünün tasarımı basittir.
- Diğer bulanık mantık kontrolcülerin temelini oluşturur.
- İnsan davranış ve duyularına uygundur.

Takagi&Sugeno bulanık mantık kontrol ise, Mamdani bulanık mantık kontrol yönteminin bir uyarlamasıdır. Girdi değişkenlerinin bulanıklaştırılması ve bulanık mantık işlemleri, Mamdani bulanık mantık kontrol ile tamamen aynıdır. İki yöntem arasındaki fark ise, çıktı üyelik fonksiyonlarındadır. Sugeno tipi bulanık mantık kontrolde, çıktı üyelik fonksiyonları sadece doğrusal veya sabit değerlerdir. Çıktı üyelik fonksiyonları sabit bir değer ise sıfırıncı derece, 1. derece doğru denklemi şeklinde ise birinci derece Sugeno bulanık mantık kontrol olarak adlandırılır.

Bir birinci (sıfırıncı) derece Sugeno bulanık mantık kontrol aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

Eğer x = A ve y = B, ise z = f(x,y) = px+qy+r (c)

Burada A ve B, x ve y üyelik fonksiyonları için tanımlanmış öncül kısımdaki bulanık kümeler, p, q ve r (r) ise soncul parametre(ler)dir. Böylece her bir kural için bir çıktı değeri elde edilir. Bulanık küme mantıksal işlemleri, basit toplama ve çarpmadır. Sugeno tipi bulanık mantık kontrolün avantajları ise aşağıdaki gibidir.

- Hesaplama için çok uygundur.
- Doğrusal olmayan sistemlerin kontrol edilmesi için doğrusal teknikler kullanabilir.
- Optimizasyon ve uyarlanabilir (adaptive) tekniklerle birlikte iyi çalışır ve çıktı parametrelerini optimize ederek sonuçları iyileştirir.
- Çıktı uzayında sürekliliği garantiler.
- Matematiksel analiz için uygundur.

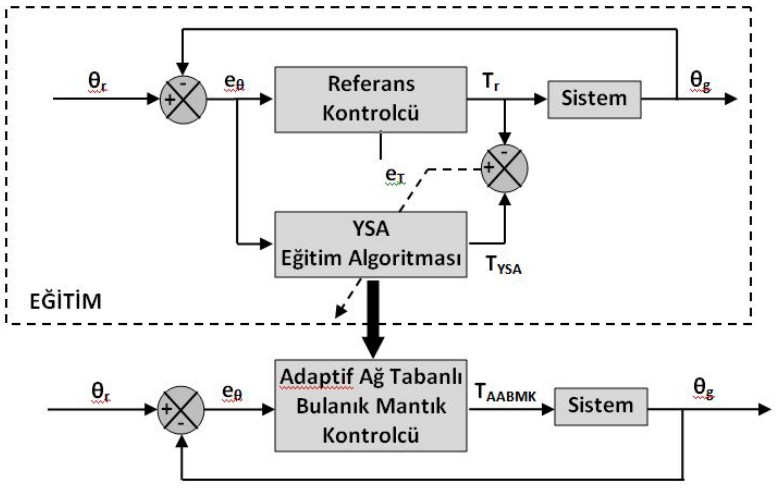
Sugeno tipi bulanık kontrolün dezavantajları ise;

- Yüksek derece Sugeno bulanık modelleme oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir.
- Girdi ve alt küme sayılarının artması, verilerin eğitilmesini zorlaştırtığı gibi sonuçların elde edilmesi için belirlenmesi gereken soncul parametrelerin sayısını da artırır.
- İnsan sezgilerine çok uygun değildir.

Bulanık mantık kontrolcü tasarımında üyelik fonksiyonlarının şekli ve kural tabanının oluşturulması büyük önem taşımaktadır. Bu sebeple son yıllarda bulanık mantık kontrolcülerin tasarımında üyelik fonksiyonları ve kural tabanı oluşturulurken, uzman bilgisine kıyasla daha doğru bir giriş-çıkış ilişkisi sağlayabilecek yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden en önemlileri adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol ve aralık tip-2 bulanık mantık kontroldür.

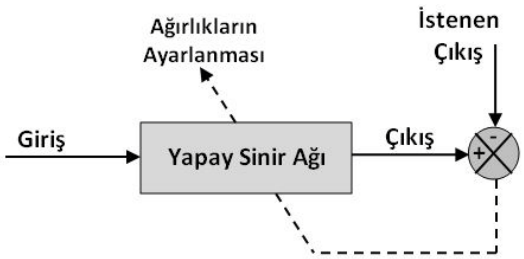
7.3.2.2. Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol (ANFLC) teorisi

Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol (ANFLC) yönteminde, kontrolcünün giriş ve çıkış parametreleri bir yapay sinir ağında eğitilerek, bu giriş ve çıkışlara göre bulanık mantık kontrolcünün üyelik fonksiyonları ve kural tabanı oluşturulur. Kontrolcü giriş ve çıkışlarına göre eğitilen üyelik fonksiyonlarının şekli ve sayısı kullanıcı tarafından belirlenirken, üyelik fonksiyonlarının hangi aralıkta ve nasıl yerleştirileceği ise yapay sinir ağından elde edilen bilgiler ışında yapılır. Kontrolcünün adaptif olarak tanımlanmasının sebebi, farklı giriş ve çıkış değerlerine karşı kendini ayarlayabilir olmasından kaynaklanmaktadır. ANFL kontrolcüler Sugeno tip bulanık mantık yapısı içerdiği için, kontrolcünün çıkışları klasik bulanık mantık kontrolcülerin çıkışları gibi dilsel değişkenlerden değil sabit veya doğrusal artış gösteren değerlerden meydana gelmektedir. Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık çıkarım sistemleri, hibrit öğrenim algoritması kullanır. Bu yöntem, yapay sinir ağına verilen eğitim verilerini hesaplamak ve üyelik fonksiyonlarının paremetrelerini bulmak için en küçük kareler yöntemi ve geri yayılım algoritmasını kullanır. ANFL kontrolcüler, sistemin farklı giriş değerlerine verdiği cevaplara göre eğitilebileceği gibi sistem üzerindeki performansı istenilen düzeyde olmayan farklı tip kontrolcülerin (PID, LQR, klasik bulanık mantık kontrolcü, vb.) giriş ve çıkış verilerine göre de eğitilebilirler. Farklı tip bir kontrolcünün giriş ve çıkış verilerine göre eğitilen bir ANFL kontrolcünün uygulama örneği Şekil 7.5'de verilmiştir.



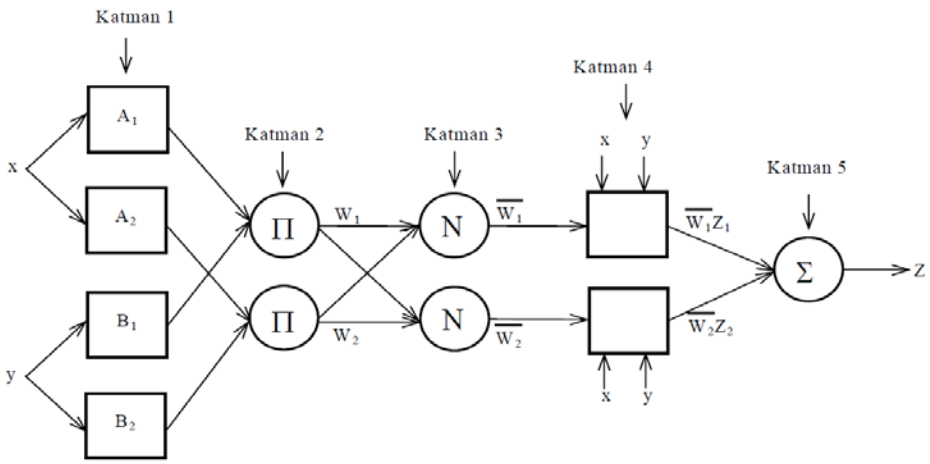
Şekil 7.5. Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol şemas

Yapay sinir ağları, paralel olarak çalışan birçok biyolojik sinir elemanından meydana gelmektedir. Ağın işlevi, bu elamanlar arasındaki iletişimi sağlamaktır. Belirli bir amaç doğrultusunda, yapay sinir elemanları arasındaki bağlantı değerleri (ağırlıklar) ayarlanabilir veya bir başka değişle yapay sinir ağı eğitilebilir. Başarılı şekilde eğitilmiş bir ağ, belirli giriş değerleri için istenilen çıkış değerlerini verir. Şekil 7.6'da bir yapay sinir ağının eğitimi görülmektedir. Buna göre bir yapay sinir ağı eğitilirken, istenilen çıkış değerleri ile ağın çıkış değerleri karşılaştırılır. Bu işlem, ağın çıkış değeri ile istenilen çıkış değeri arasındaki fark sıfır olana kadar devam eder. Genelde bir ağı eğitmek için pek çok giriş-istenen çıkış çifti gerekmektedir.



Şekil 7.6. Yapay sinir ağının eğitimi

Adaptif yapay sinir ağı tabanlı bir bulanık mantık çıkarım sistemi, Şekil 7.7'de görüldüğü gibi 5 katmandan oluşur. Her katmandaki düğümlerin çıkışları, $O_{i,l}$ ile tanımlanır. Burada *l*, katmanı; i ise o katmandaki düğümü ifade etmektedir (Tınkır ve ark. 2010).



Şekil 7.7. Adaptif yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık çıkarım sisteminin yapısı

Katman 1: Üyelik derecelerinin oluşturulduğu katmandır. Bu katmandaki her bir düğüm, $\mu_{A_i}(x)$ veya $\mu_{B_{i-2}}(y)$ şeklinde bir düğüm fonksiyonu kullanır. Bu katmandaki herhangi bir bulanık üyelik fonksiyonu;

$$O_{i,l} = \mu_{A_i}(x),\ i = 1,2$$

veya

$$O_{i,l} = \mu_{B_{i-2}}(y),\ i = 3,4$$

şeklinde ifade edilebilir. Burada x ve y, düğüm girişlerini; A_i ve B_{i-2} bulanık kümenin bu düğümlerle olan ilişkisini ifade etmektedir.

Katman 2: Bu katmandaki her bir düğümün, kuralların çarpımı ile elde edilen ağırlığı

$$O_{2,i} = w_i = \mu_{Ai}(x) \times \mu_{Bi}(y),\ i = 1,2$$

şeklinde hesaplanır.

Katman 3: Bu katmandaki i'nci düğüm için, i'nci kuralın ağırlığının, tüm ağırlıkların toplamına oranı aşağıdaki şekilde belirlenir.

$$O_{3,i} = \overline{w_i} = \frac{w_i}{w_1 + w_2},\ i = 1,2$$

Burada $\overline{w_i}$ normalize edilmiş ağırlık olarak adlandırılır.

Katman 4: Bu katmanda, her bir i düğümü aşağıdaki fonksiyonla ifade edilir.

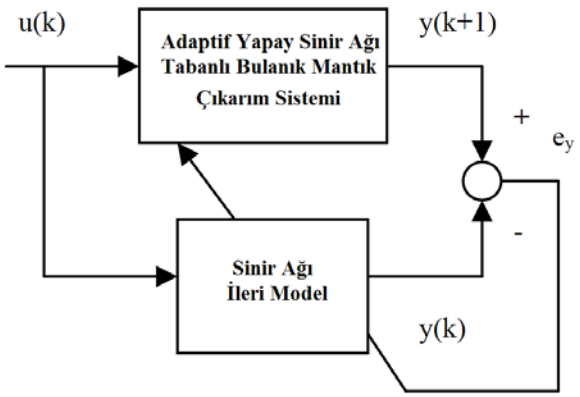
$$O_{4,i} = \overline{w}_i f_i = \overline{w}_i (p_i x + q_i y + r_i)$$

Burada $\overline{w_i}$ üçüncü katmanın çıkışıdır ve {pi, qi, ri} ise parametre setidir. Bu katmandaki parametreler, doğrusal parametreler olarak bilinir.

Katman 5: Bu katmanda tek bir düğümün, gelen bütün işaretlerin toplamı olan genel çıkışı aşağıda ifade edildiği gibi hesaplanır:

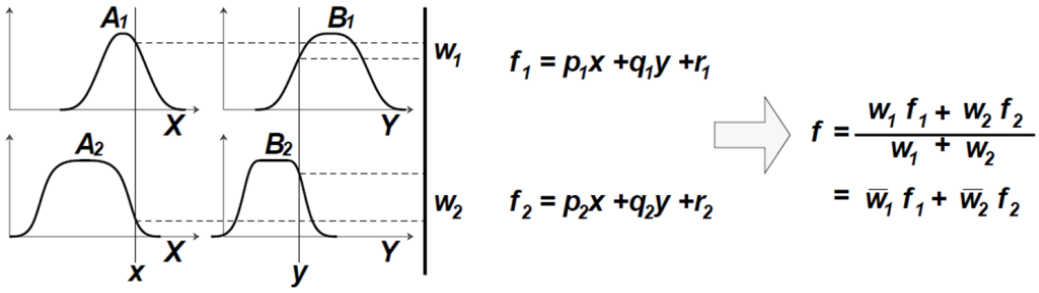
$$O_{5,l} = \sum_i \overline{w}_i f_i = \frac{\sum_i w_i f}{\sum_i w_i}$$

ANFL kontrolcülerin sinir ağında, ileri hibrit öğrenme algoritması kullanılır. Şekil 7.8'de ileri hibrit öğrenme algoritmalı bir yapay sinir ağının eğitimi gösterilmektedir. İleri hibrit öğrenme algoritmasında; düğüm çıkışları, katman 4'e kadar iletilir ve en küçük kareler yöntemi kullanılarak ağın çıkışı belirlenir. Çıkış, parametrelerin doğrusal bir kombinasyonu olarak ifade edilebilir.



Şekil 7.8. İleri hibrit öğrenme algoritmalı yapay sinir ağının eğitimi

Adaptif yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık çıkarım sisteminin yapısını ifade etmek için, birinci derece Takagi-Sugeno modelinden oluşan iki adet bulanık eğer-ise kuralı kullanılır. İki giriş ve iki kuraldan oluşan Takagi-Sugeno bulanık çıkarım sistemi Şekil 7.9'da görülmektedir.



Şekil 7.9. İki giriş ve iki kuraldan oluşan Takagi-Sugeno bulanık çıkarım sistemi.

Kural 1: Eğer ($x = A_1$) ve ($y = B_1$) ise ($f_1 = p_1x + q_1y + r_1$).

Kural 2: Eğer ($x = A_2$) ve ($y = B_2$) ise ($f\ 2 = p_2x + q_2y + r_2$).

Burada x ve y, girişleri; A_i ve B_i, bulanık kümeleri; f_i, kurallar tarafından belirlenen bulanık bölge içindeki çıkışları; p_i, q_i ve r_i ise eğitim sürecinde belirlenen tasarım parametrelerini ifade etmektedir.

$$f = \frac{w_1}{w_1 + w_2} f_1 + \frac{w_2}{w_1 + w_2} f_2$$
$$= \overline{w_1} f_1 + \overline{w_2} f_2$$
$$= \left(\overline{w_1} x\right) p_1 + \left(\overline{w_1} y\right) q_1 + \left(\overline{w_1}\right) r_1 + \left(\overline{w_2} x\right) p_2 + \left(\overline{w_1} y\right) q_2 + \left(\overline{w_1}\right) r_2$$

Bu denklemde p_1, q_1, r_1, p_2, q_2 ve r_2 doğrusal sonuç parametreleridir.

$$f = \begin{bmatrix} \overline{w_1} x & \overline{w_1} y & \overline{w_1} & \overline{w_2} x & \overline{w_2} y & \overline{w_1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_1 \\ q_1 \\ r_1 \\ p_2 \\ q_2 \\ r_2 \end{bmatrix} = XW$$

Burada X giriş matrisini ve W her kuralın ağırlık vektörünü ifade etmektedir.

Teorem 1: Eğer X matrisi kare matris ise o zaman X matrisinin tersi X^{-1} dir. Bu durumda $f = XW$ denklemine göre $W = X^{-1} f$ şeklindedir.

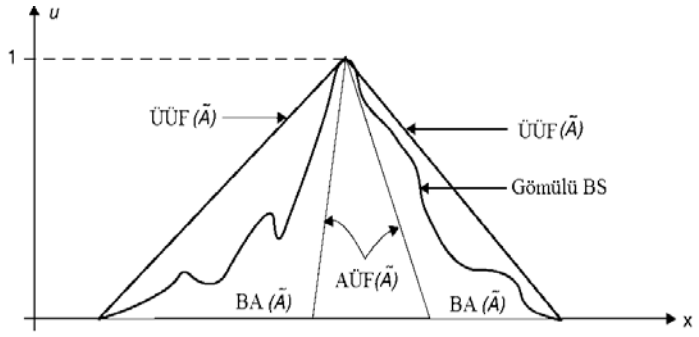
Teorem 2: Eğer X matrisi kare matris değilse o zaman $f = XW$ denkleminde W'u elde etmek için X'in sahte tersi olan $X^* = \left(X^T X\right)^{-1} X^T$ kullanılır. Bu durumda $W = X^* f$ olarak hesaplanır.

Bir bulanık mantık kontrolcüde, kural tabanındaki doğru olan kurallar çalışır. Durulaştırma işlemi, doğru üyelik fonksiyonlarından yararlanarak kontrol yüzeyini oluşturur. Durulaştırma işlemi, kontrol sinyalini gerçek kontrol çıkışına dönüştürür. Sugeno tip bulanık mantık kontrolcünün tasarımında, "ağırlıkların ortalaması" veya "ağırlıkların toplamı" durulaştırma yöntemleri kullanılır. Doğrusal olmayan sistemlerin adaptif yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık kontrolünde genellikle, ağırlıkların ortalaması durulaştırma yöntemi kullanılır. Bu yöntemin matematiksel ifadesi ise şu şekildedir.

$$u = \frac{\sum_{i=1}^{N} w_i z_i}{\sum_{i=1}^{N} w_i}$$

7.3.2.3. Aralık tip-2 bulanık mantık kontrol (IT2FLC) teorisi

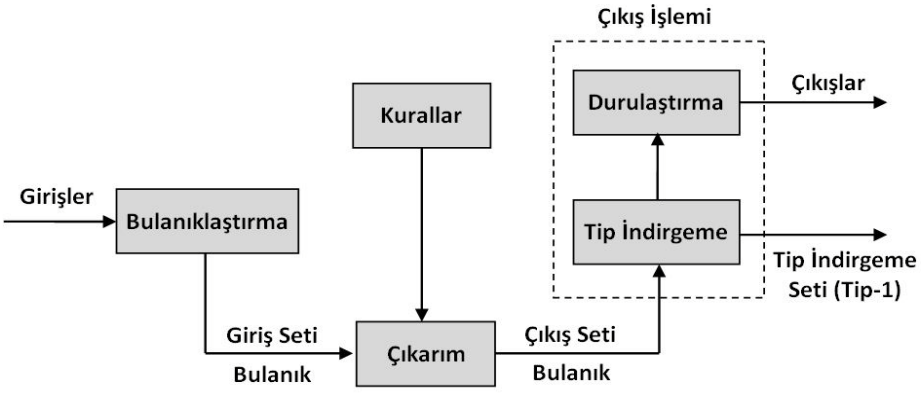
Son yıllarda bulanık mantık kontrol uygulamalarında kullanılan en yeni yöntemlerden birisi de aralık tip-2 bulanık mantık kontrol (IT2FLC) yöntemidir. Tip-2 bulanık mantık çıkarım sistemi, genellikle belirsizliklerin olduğu kontrol uygulamalarında kullanılır. Bu çıkarım sisteminin genel mantığı, iki ayrı üyelik fonksiyonunun tek bir dilsel değişkende kullanılmasıdır. İki üyelik fonksiyonu arasındaki bölge "belirsizlik alanı" olarak tanımlanmıştır. Tip-2 bulanık mantık çıkarım sistemine ait üyelik fonksiyonlarının yerleştirilmesi Şekil 7.10'da gösterilmiştir.



Şekil 7.10. Tip-2 bulanık mantık çıkarım sisteminde üyelik fonksiyonlarının tanımlanması

Şekil 7.10'dan görüldüğü gibi iki adet üçgen üyelik fonksiyonu birlikte kullanılmış; birinci üyelik fonksiyonu "üst üyelik fonksiyonu" (ÜÜF), ikinci üyelik fonksiyonu ise "alt üyelik fonksiyonu" (AÜF) olarak tanımlanmıştır. İki üyelik fonksiyonu arasındaki bölge, "belirsizlik alanı" (BA) olarak isimlendirilmiştir. İki üyelik fonksiyonu arasında çizilen eğri ise "gömülü bulanık sistem**"** olarak ifade edilmiştir.

Tip-2 bulanık mantık sisteminin yapısı Şekil 7.11'de görülmektedir. Bu sistemde, Tip-1 bulanık mantık sisteminin üyelik fonksiyonlarının farklı şekilde kullanılması ile indirgeme işlemi gerçekleştirilmektedir. Daha sonra durulaştırma işlemi ile gerçek çıkışlar elde edilmektedir. Bu türde bir bulanık mantık çıkarım sistemi hem Mamdani hem de Sugeno tipinde oluşturulabilir.

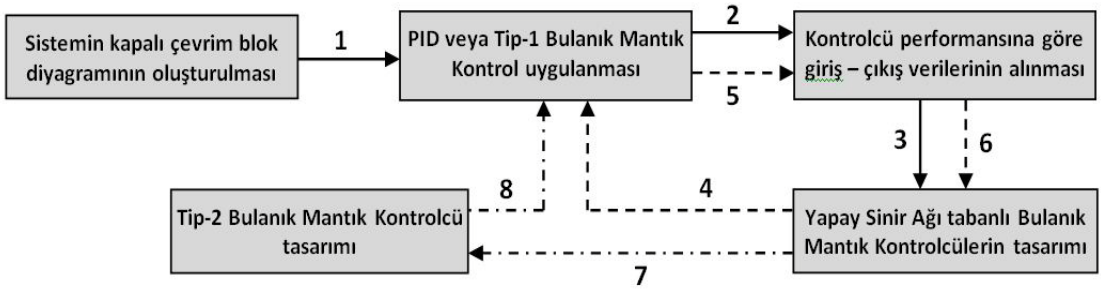


Şekil 7.11. Tip-2 bulanık mantık çıkarım sisteminin yapısı

Adaptif yapay sinir ağı tabanlı aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü, önceden ayarlanmış iki adaptif yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık kontrolcünün birleştirilmesinden meydana gelmektedir. Bu kontrol tekniğinin tasarımı için

öncelikle, sistemin kontrollü kapalı çevrim blok diyagramı oluşturulur. Sistemin kontrolü için tasarlanan kontrolcülerin (PID veya tip-1 bulanık mantık kontrolcü, vb.) performansları incelenir. Uygulanan kontrolcülerin giriş ve çıkış verilerileri kullanılarak yeni bir kontrolcü tasarımı gerçekleştirilir. Buradaki amaç başlangıçta kullanılan kontrolcülerin performanslarını artıran bir kontrolcü geliştirmektir. Aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcünün oluşturulması için gerekli olan alt ve üst üyelik fonksiyonlarının belirlenmesinde, farklı üyelik fonksiyonlarına sahip yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık kontrolcüler kullanılır. Böylece, yapısında iki farklı kontrolcü içeren, yapay sinir ağı tabanlı aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü tasarımı gerçekleştirilmiş olur.

Şekil 7.12'de adaptif yapay sinir ağı tabanlı aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü tasarımının adımları görülmektedir. Bu türde bir kontrolcünün tasarımı için sekiz işlem adımı gerekmektedir. Sekizinci adım sonunda tasarlanan tip-2 bulanık mantık kontrolcü, sistemin kapalı çevrim kontrolünde kullanılır ve kontrolcünün performansına göre işlem adımları tekrarlanabilir.

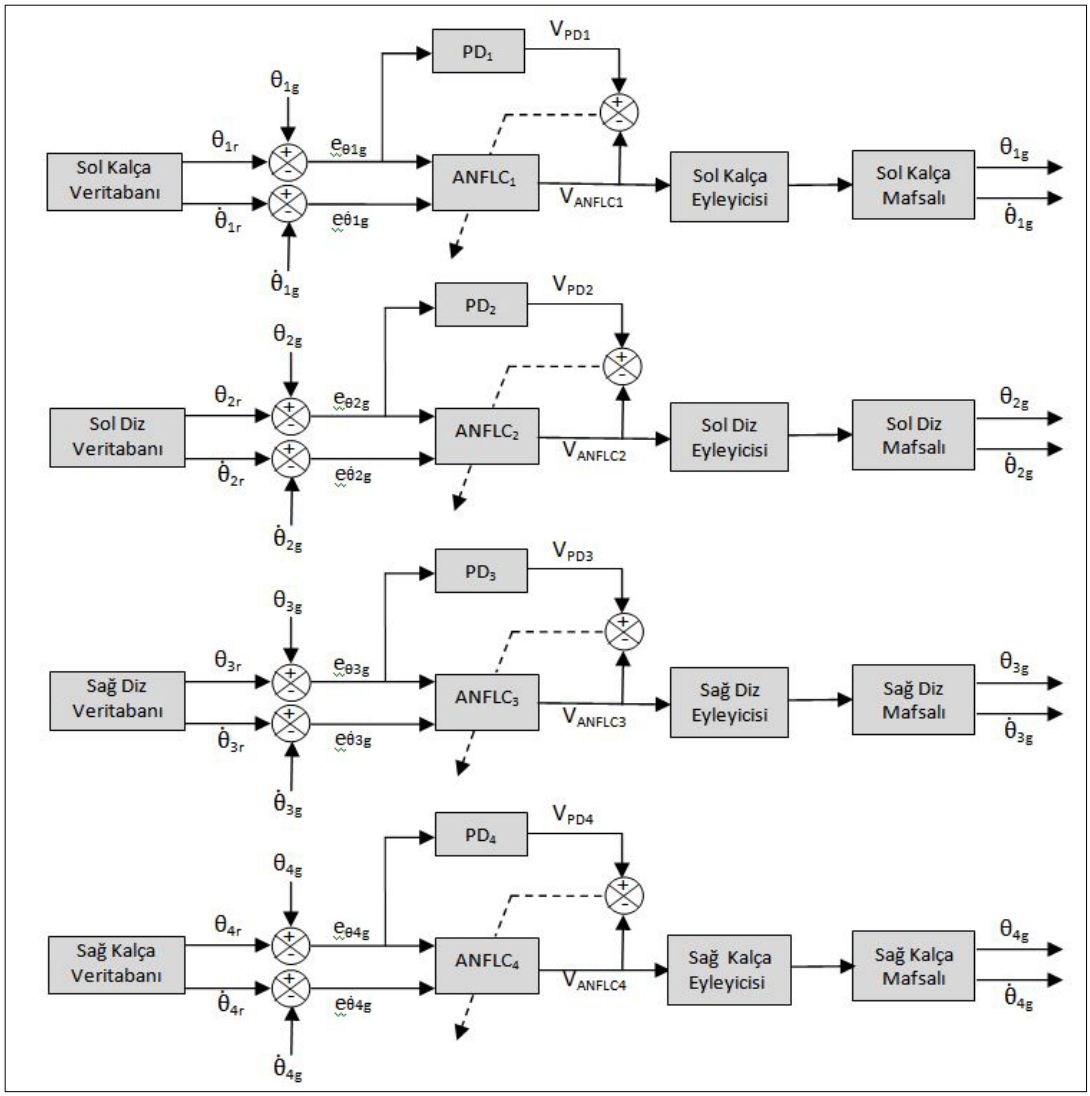


Şekil 7.12. Adaptif yapay sinir ağı tabanlı aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcünün tasarımı

7.3.2.4. YÜDİS aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü (IT2FLC) tasarımı

Tez çalışmasının bu bölümünde YÜDİS'in kalça ve diz mafsallarında kullanılan eyleyicilerin kontrolü için, aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü tasarımları gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın 4. bölümünde yapılan eyleyici seçiminde, YÜDİS eyleyicilerinin yürüyüş için gerekli maksimum moment değerlerini karşılayabildiği görüldüğünden, YÜDİS mafsalları için sadece pozisyon kontrolü yapılmıştır.

Aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü tasarımlarının gerçekleştirilebilmesi için sisteme öncelikle ANFL kontrol uygulanmıştır. ANFL kontrolcülerin eğitimi için gerekli veriler, bir önceki bölümde sisteme uygulanan PD kontrol sonuçlarından elde edilmiştir. Tasarlanan ANFL kontrol şeması Şekil 7.13'de verilmiştir. Şekil 7.12'deki kontrol şemasından görüldüğü gibi YÜDİS'de kullanılan 4 eyleyici için 4 farklı kontrolcü tasarlanmıştır. Kontrolcülerin girişleri; mafsalın açı hatası (e_θ) ve hız hatası ($e_{\dot\theta}$) , çıkışı ise kontrol voltajıdır (V_{ANFLC}). Mafsalların açı ve hız hataları; veritabanından elde edilen referans açı (θr) ve hız ($\dot\theta$r) değerleri ile YÜDİS mafsallarından ölçülen açı (θg) ve hız ($\dot\theta$g) değerlerinin farkına eşittir ve $e_\theta = \theta r - \theta g$, $e_{\dot\theta} = \dot\theta r - \dot\theta g$ şeklinde ifade edilebilir.



Şekil 7.13. YÜDİS için kullanılan adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol (ANFLC) şeması

ANFL kontrolcüler tasarlanırken farklı tip üyelik fonksiyonları (üçgen, gauss ve gbell) denenmiş ve her mafsal için en iyi sonucu veren üyelik fonksiyonları seçilmiştir. Farklı tip üyelik fonksiyonlarına sahip ANFL kontrolcülerin sisteme uygulanması sonucunda elde edilen açı değerleri ile referans açı değerleri arasındaki uyumun belirlenebilmesi için, en küçük kareler (EKK) yöntemine dayalı regresyon analizleri yapılmıştır. Yapılan regresyon analizleri Ek-1'de elde edilen belirsizlik katsayıları (R^2) ise Çizelge 7.6'da verilmiştir.

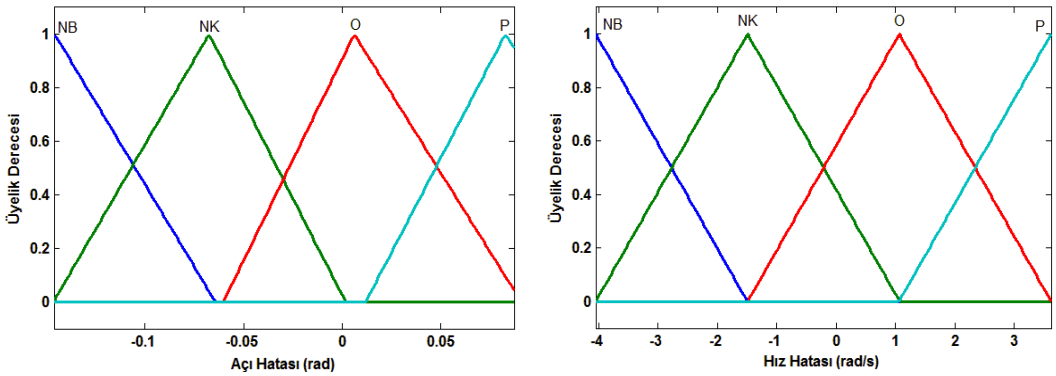
Çizelge 7.6. Farklı üyelik fonksiyonlarına sahip ANFL kontrolcülerin belirsizlik katsayıları (R^2)

	Sol Kalça	**Sol Diz**	**Sağ Kalça**	**Sağ Diz**
Üçgen	0,920	0,833	0,925	0,844
Gauss	0,922	0,844	0,926	0,846
Gbell	0,920	0,843	0,923	0,845

Çizelge 7.6'dan en iyi kontrol performanslarının; diz mafsalları için üçgen, kalça mafsalları için ise gauss üyelik fonksiyonlarına sahip bulanık mantık kontrolcülerden elde edildiği görülmektedir. Çalışmanın bu bölümünde, her mafsal için en iyi sonucu veren ANFL kontrolcülerin tasarımları anlatılmıştır. Tasarım çalışması aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır.

- İlk olarak, bir önceki bölümde sisteme uygulanan PD kontrolden elde edilen giriş-çıkış verileri kullanılarak, adaptif ağ tabanlı bulanık mantık çıkarım sistemi için eğitim ve test verileri oluşturulmuştur.
- Açı ve hız hatası girişleri için 4 adet üyelik fonksiyonu seçilmiş ve kontrolcü çıkışıları doğrusal voltaj sinyali olarak belirlenmiştir.
- Hibrit eğitim algoritması kullanılarak, ANFL kontrolcünün ağ yapısı eğitilmiştir. Toplam 7500 verinin 6500 tanesi eğitim, 1000 tanesi ise test verisi olarak kullanılmıştır.
- Eğitim ve test sonuçlarına göre bulanık mantık çıkarım sistemi oluşturulmuştur. Her bir bulanık mantık çıkarım sistemi için, 16 kuraldan oluşan kural tabanı belirlenmiştir.
- Bulanık mantık çıkarım sisteminin durulaştırma yöntemi olarak, ağırlıkların ortalaması yöntemi seçilmiştir.
- Elde edilen çıkarım sistemi, deney düzeneğinde bulanık mantık kontrolcü olarak kullanılmıştır.

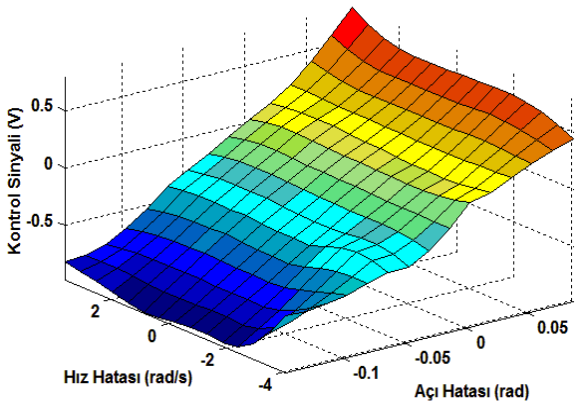
Çizelge 7.6'dan görüldüğü gibi, YÜDİS'in sol kalça eyleyicisi için en iyi kontrol performansı, üçgen tip üyelik fonksiyonundan elde edilmiştir. Sol kalça için tasarlanan ANFL kontrolcünün giriş-çıkış verilerine göre belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları Şekil 7.14'de verilmiştir. Üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük (NB), Negatif Küçük (NK), Orta (O) ve Pozitif (P) şeklinde belirlenmiştir. Sol kalça kontrolcüsü için oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.7'de, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.15'de verilmiştir.



Şekil 7.14. Sol kalça için tasarlanan ANFL kontrolcünün, (a) açı hatası girişi için belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları

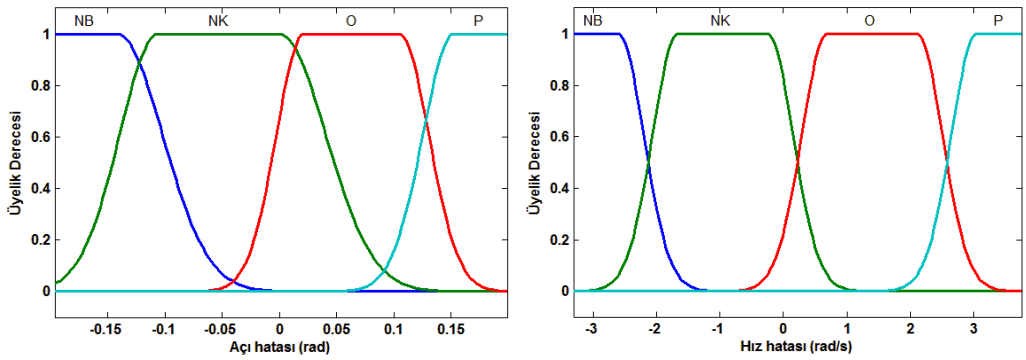
Çizelge 7.7. Sol kalça için tasarlanan ANFL kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Hız hatası	**Açı hatası**			
	NB	**NK**	**O**	**P**
NB	Çıkış1	Çıkış5	Çıkış19	Çıkış13
NK	Çıkış2	Çıkış6	Çıkış10	Çıkış14
O	Çıkış3	Çıkış7	Çıkış11	Çıkış15
P	Çıkış4	Çıkış8	Çıkış12	Çıkış16



Şekil 7.15. Sol kalça için tasarlanan ANFL kontrolcünün kontrol yüzeyi

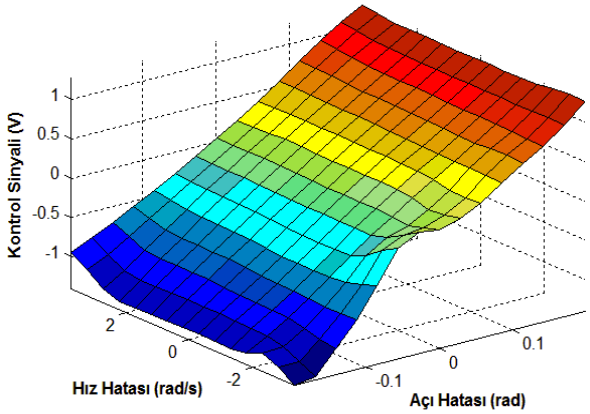
Çizelge 7.6'dan görüldüğü gibi YÜDİS'in sol diz eyleyicisi için en iyi kontrol performansı, gauss tip üyelik fonksiyonundan elde edilmiştir. Sol diz için tasarlanan ANFL kontrolcünün giriş-çıkış verilerine göre belirlenen gauss üyelik fonksiyonları Şekil 7.16'da verilmiştir. Gauss üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük (NB), Negatif Küçük (NK), Orta (O) ve Pozitif (P) şeklinde belirlenmiştir. Oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.8'de, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.17'de verilmiştir.



Şekil 7.16. Sol diz için tasarlanan ANFL kontrolcünün, (a) açı hatası girişi için belirlenen gauss üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen gauss üyelik fonksiyonları

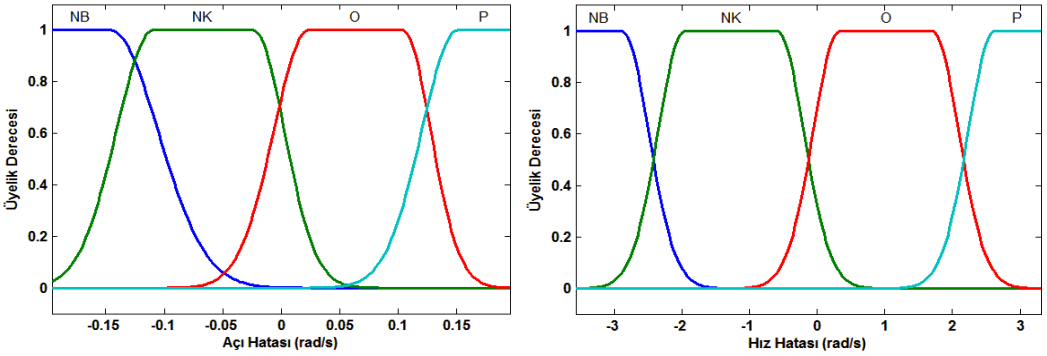
Çizelge 7.8. Sol diz için tasarlanan ANFLkontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Hız hatası	**Açı hatası**			
	NB	**NK**	**O**	**P**
NB	Çıkış1	Çıkış5	Çıkış19	Çıkış13
NK	Çıkış2	Çıkış6	Çıkış10	Çıkış14
O	Çıkış3	Çıkış7	Çıkış11	Çıkış15
P	Çıkış4	Çıkış8	Çıkış12	Çıkış16



Şekil 7.17. Sol diz için tasarlanan ANFL kontrolcünün kontrol yüzeyi

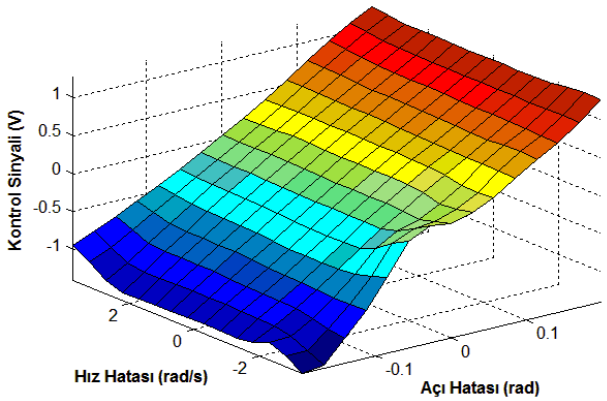
Çizelge 7.6'da görüldüğü gibi YÜDİS'in sağ diz eyleyicisi için en iyi kontrol performansı, gauss tip üyelik fonksiyonundana elde edilmiştir. Tasarlanan ANFL kontrolcünün giriş-çıkış verilerine göre belirlenen gauss üyelik fonksiyonları Şekil 7.18'de verilmiştir. Gauss üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük (NB), Negatif Küçük (NK), Orta (O) ve Pozitif (P) şeklinde belirlenmiştir. Oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.9'da, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.19'da verilmiştir.



Şekil 7.18. Sağ diz için tasarlanan ANFL kontrolcünün, (a) açı hatası girişi için belirlenen gauss üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen gauss üyelik fonksiyonları

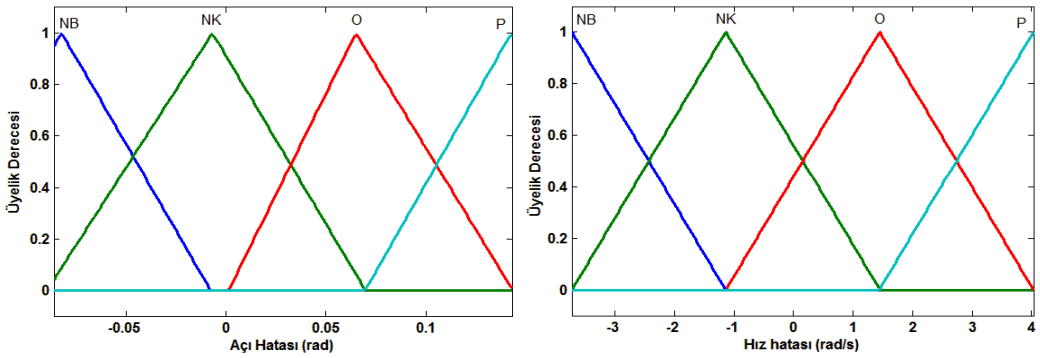
Çizelge 7.9. Sağ diz için tasarlanan ANFL kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Hız hatası	**Açı hatası**			
	NB	**NK**	**O**	**P**
NB	Çıkış1	Çıkış5	Çıkış19	Çıkış13
NK	Çıkış2	Çıkış6	Çıkış10	Çıkış14
O	Çıkış3	Çıkış7	Çıkış11	Çıkış15
P	Çıkış4	Çıkış8	Çıkış12	Çıkış16



Şekil 7.19. Sağ diz için tasarlanan ANFL kontrolcünün kontrol yüzeyi

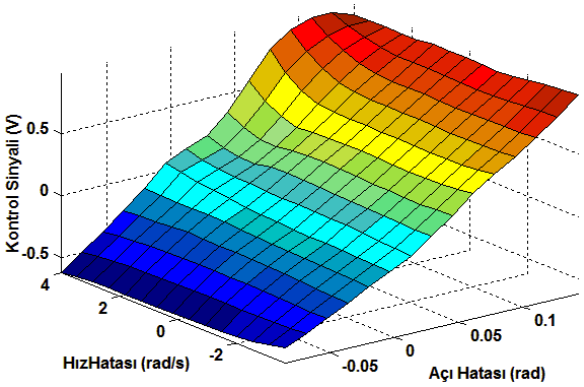
Çizelge 7.6'dan görüldüğü gibi YÜDİS'in sağ kalça eyleyicisi için en iyi kontrol performansı, üçgen tip üyelik fonksiyonundan elde edilmiştir. Tasarlanan ANFL kontrolcünün giriş-çıkış verilerine göre belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları Şekil 7.20'de verilmiştir. Üçgen üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük (NB), Negatif Küçük (NK), Orta (O) ve Pozitif (P) şeklinde belirlenmiştir. Oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.10'da, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi Şekil 7.21'de verilmiştir.



Şekil 7.20. Sağ kalça için tasarlanan ANFL kontrolcünün, (a) açı hatası girişi için belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları

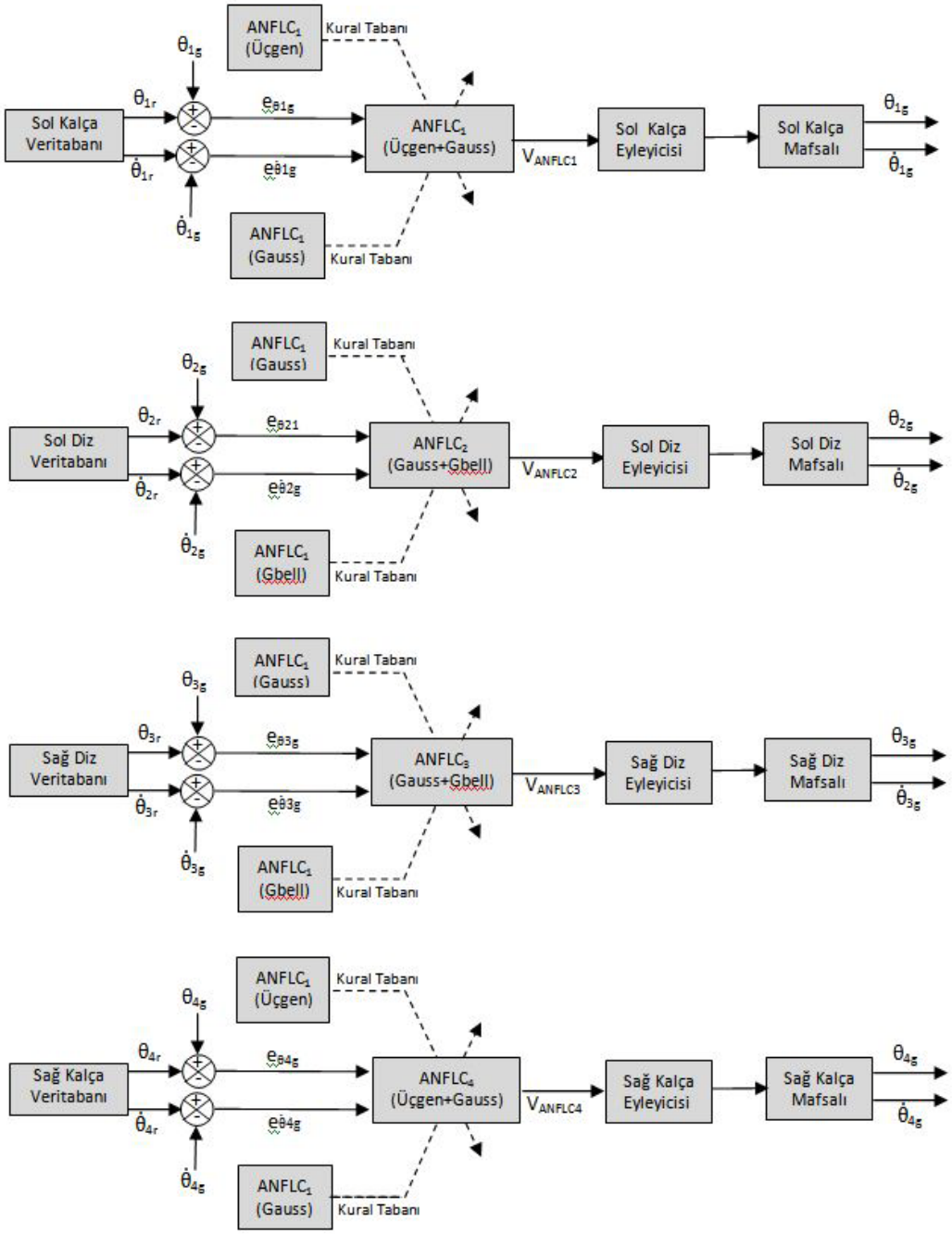
Çizelge 7.10. Sağ kalça için tasarlanan ANFL kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Hız hatası	**Açı hatası**			
	NB	**NK**	**O**	**P**
NB	Çıkış1	Çıkış5	Çıkış19	Çıkış13
NK	Çıkış2	Çıkış6	Çıkış10	Çıkış14
O	Çıkış3	Çıkış7	Çıkış11	Çıkış15
P	Çıkış4	Çıkış8	Çıkış12	Çıkış16



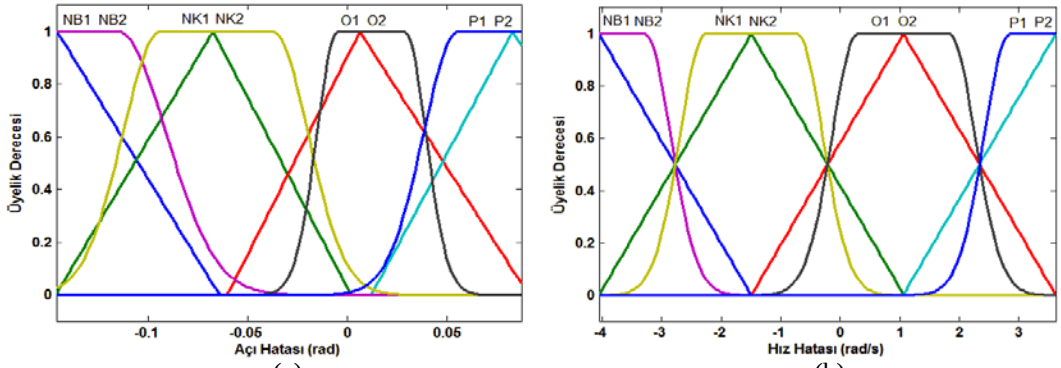
Şekil 7.21. Sağ kalça için tasarlanan ANFL kontrolcünün kontrol yüzeyi

Bir sonraki adımda, her mafsal için en iyi sonucu veren iki adet ANFL kontrolcüye ait üyelik fonksiyonları ve kural tabanları birleştirilerek, aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcü tasarımları gerçekleştirilmiştir. YÜDİS için kullanılan aralık tip-2 bulanık mantık kontrol şeması, Şekil 7.22'de verilmiştir.



Şekil 7.22. YÜDİS için kullanılan aralık tip-2 bulanık mantık kontrol şeması

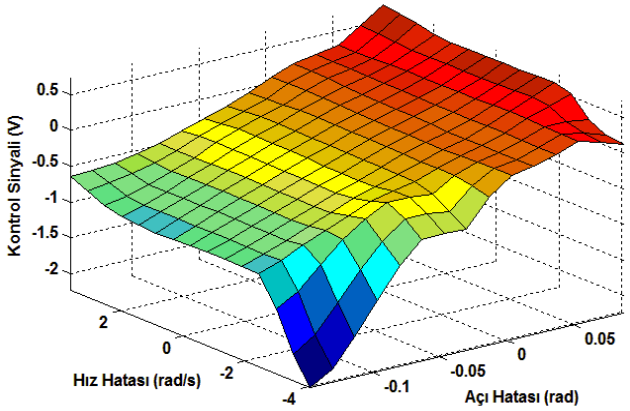
YÜDİS'in sol kalça eyleyicisi için en iyi kontrol sonuçları, üçgen ve gauss üyelik fonksiyonlarına sahip ANFL kontrolcülerden elde edilmiştir. Bu sebeple, sol kalçada kullanılan IT2FL kontrolcünün tasarımında üçgen ve gauss üyelik fonksiyonları ve bunlara ait kural tabanları kullanılmıştır. YÜDİS'in sol kalçası için tasarlanan IT2FL kontrolcünün giriş-çıkış verilerine göre belirlenen üçgen-gauss üyelik fonksiyonları Şekil 7.23'de verilmiştir. Üçgen üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük-1 (NB1), Negatif Küçük-1 (NK1), Orta-1 (O1) ve Pozitif-1 (P1), gauss üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler ise, Negatif Büyük-2 (NB2), Negatif Küçük-2 (NK2), Orta-2 (O2) ve Pozitif-2 (P2) şeklinde belirlenmiştir. Sol kalça kontrolcüsü için oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.11'de, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.24'de verilmiştir.



Şekil 7.23. Sol kalça için tasarlanan IT2FL kontrolcüsünün, (a) açı hatası girişi için belirlenen üçgen-gauss üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen üçgen-gauss üyelik fonksiyonları

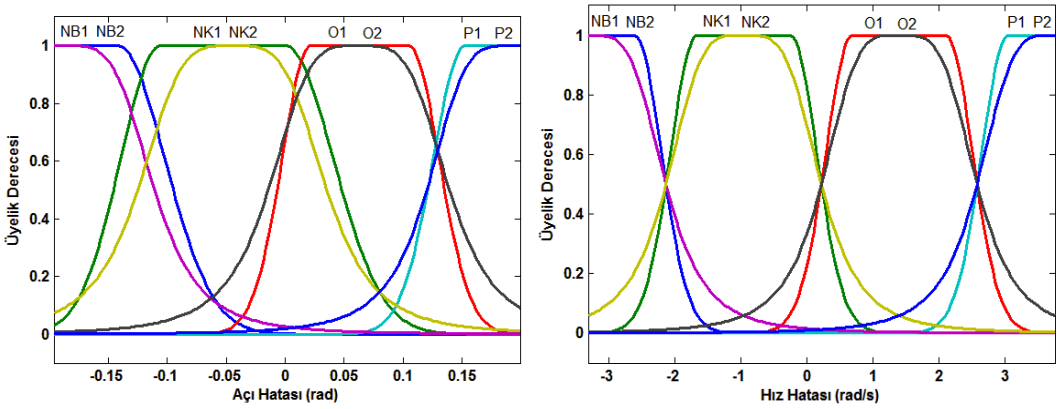
Çizelge 7.11. Sol kalça için tasarlanan IT2FL kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Açı Hatası	**Hız Hatası**			
	NB1	**NK1**	**O1**	**P1**
NB1	Çıkış 1	Çıkış 5	Çıkış 9	Çıkış 13
NK1	Çıkış 2	Çıkış 6	Çıkış 10	Çıkış 14
O1	Çıkış 3	Çıkış 7	Çıkış 11	Çıkış 15
P1	Çıkış 4	Çıkış 8	Çıkış 12	Çıkış 16
	NB2	**NK2**	**O2**	**P2**
NB2	Çıkış 17	Çıkış 21	Çıkış 25	Çıkış 29
NK2	Çıkış 18	Çıkış 22	Çıkış 26	Çıkış 30
O2	Çıkış 19	Çıkış 23	Çıkış 27	Çıkış 31
P2	Çıkış 20	Çıkış 24	Çıkış 28	Çıkış 32



Şekil 7.24. Sol kalça için tasarlanan IT2FL kontrolcünün kontrol yüzeyi

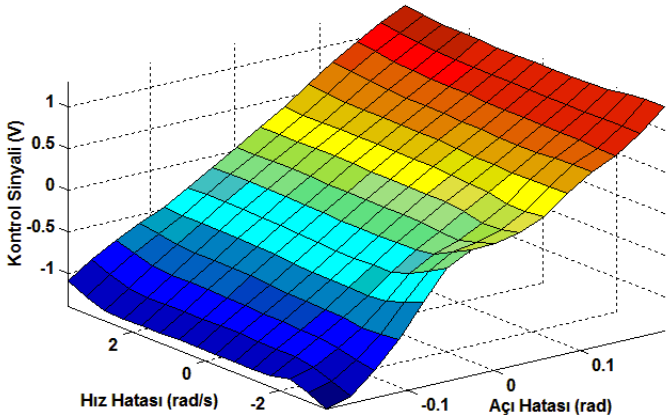
YÜDİS'in sol diz eyleyicisi için en iyi kontrol sonuçları, gauss ve gbell üyelik fonksiyonlarına sahip ANFL kontrolcülerden elde edilmiştir. Bu sebeple sol dizde kullanılan IT2FL kontrolcünün tasarımında gauss ve gbell üyelik fonksiyonları ve bunlara ait kural tabanları kullanılmıştır. YÜDİS'in sol dizi için tasarlanan IT2FL kontrolcünün giriş-çıkış verilerine göre belirlenen gauss-gbell üyelik fonksiyonları Şekil 7.25'de verilmiştir. Gauss üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük-1 (NB1), Negatif Küçük-1 (NK1), Orta-1 (O1) ve Pozitif-1 (P1), gbell üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler ise Negatif Büyük-2 (NB2), Negatif Küçük-2 (NK2), Orta-2 (O2) ve Pozitif-2 (P2) şeklinde belirlenmiştir. Sol kalça kontrolcüsü için oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.12'de, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.26'de verilmiştir.



Şekil 7.25. Sol diz için tasarlanan IT2FL kontrolcünün, (a) açı hatası girişi için belirlenen gauss-gbell üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen gauss-gbell üyelik fonksiyonları

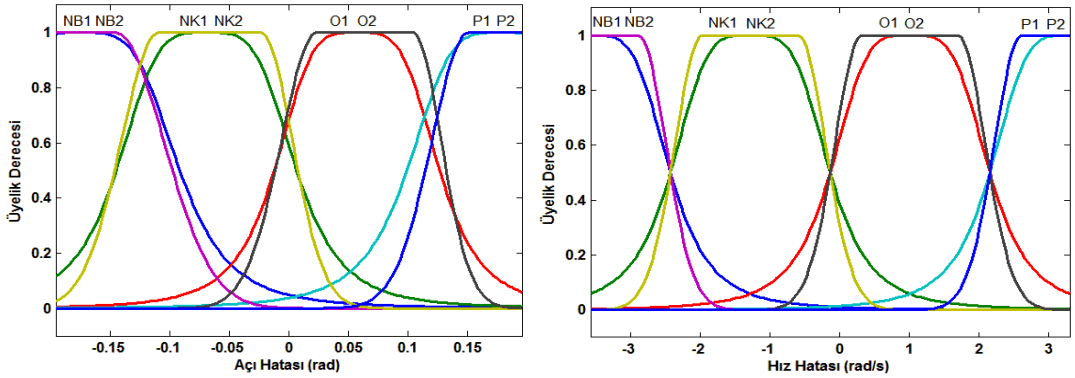
Çizelge 7.12. Sol diz için tasarlanan IT2FL kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Açı Hatası	**Hız Hatası**			
	NB1	**NK1**	**O1**	**P1**
NB1	Çıkış 1	Çıkış 5	Çıkış 9	Çıkış 13
NK1	Çıkış 2	Çıkış 6	Çıkış 10	Çıkış 14
O1	Çıkış 3	Çıkış 7	Çıkış 11	Çıkış 15
P1	Çıkış 4	Çıkış 8	Çıkış 12	Çıkış 16
	NB2	**NK2**	**O2**	**P2**
NB2	Çıkış 17	Çıkış 21	Çıkış 25	Çıkış 29
NK2	Çıkış 18	Çıkış 22	Çıkış 26	Çıkış 30
O2	Çıkış 19	Çıkış 23	Çıkış 27	Çıkış 31
P2	Çıkış 20	Çıkış 24	Çıkış 28	Çıkış 32



Şekil 7.26. Sol diz için tasarlanan IT2FL kontrolcünün kontrol yüzeyi

YÜDİS'in sağ diz eyleyicisi için en iyi kontrol sonuçları gauss ve gbell üyelik fonksiyonlarına sahip ANFL kontrolcülerden elde edilmiştir. Bu sebeple sağ dizde kullanılan IT2FLC kontrolcünün tasarımında gauss ve gbell üyelik fonksiyonları ve bunlara ait kural tabanları kullanılmıştır. YÜDİS'in sağ dizi için tasarlanan IT2FL kontrolcünün giriş-çıkış verilerine göre belirlenen gauss-gbell üyelik fonksiyonları Şekil 7.27'de verilmiştir. Gauss üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük-1 (NB1), Negatif Küçük-1 (NK1), Orta-1 (O1) ve Pozitif-1 (P1), gbell üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler ise Negatif Büyük-2 (NB2), Negatif Küçük-2 (NK2), Orta-2 (O2) ve Pozitif-2 (P2) şeklinde belirlenmiştir. Sol kalça kontrolcüsü için oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.13'de, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.28'de verilmiştir.



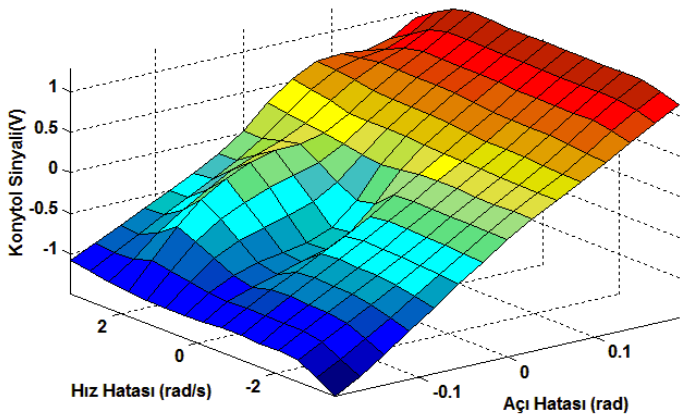
(a) (b)

Şekil 7.27. Sağ diz için tasarlanan IT2FL kontrolcünün (a) açı hatası girişi için belirlenen gauss-gbell üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen gauss-gbell üyelik fonksiyonları

Çizelge 7.13. Sağ diz için tasarlanan IT2FL kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Açı Hatası	**Hız Hatası**			
	NB1	**NK1**	**O1**	**P1**
NB1	Çıkış 1	Çıkış 5	Çıkış 9	Çıkış 13
NK1	Çıkış 2	Çıkış 6	Çıkış 10	Çıkış 14
O1	Çıkış 3	Çıkış 7	Çıkış 11	Çıkış 15
P1	Çıkış 4	Çıkış 8	Çıkış 12	Çıkış 16
	NB2	**NK2**	**O2**	**P2**
NB2	Çıkış 17	Çıkış 21	Çıkış 25	Çıkış 29
NK2	Çıkış 18	Çıkış 22	Çıkış 26	Çıkış 30
O2	Çıkış 19	Çıkış 23	Çıkış 27	Çıkış 31
P2	Çıkış 20	Çıkış 24	Çıkış 28	Çıkış 32

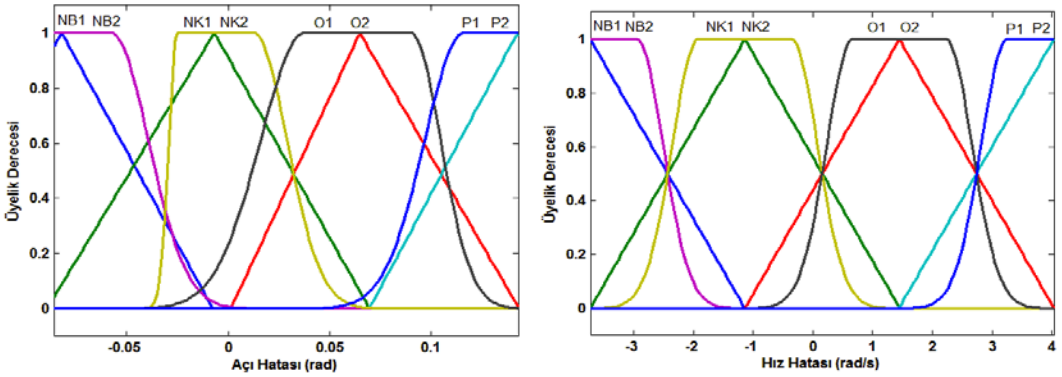
(a) (b)



Şekil 7.28. Sağ diz için tasarlanan IT2FL kontrolcünün kontrol yüzeyi

Bir önceki bölümde YÜDİS'in sağ kalça eyleyicisi için en iyi kontrol sonuçları üçgen ve gauss üyelik fonksiyonlarına sahip adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrolcülerden elde edilmiştir. Bu sebeple YÜDİS'in sağ kalçasında kullanılan

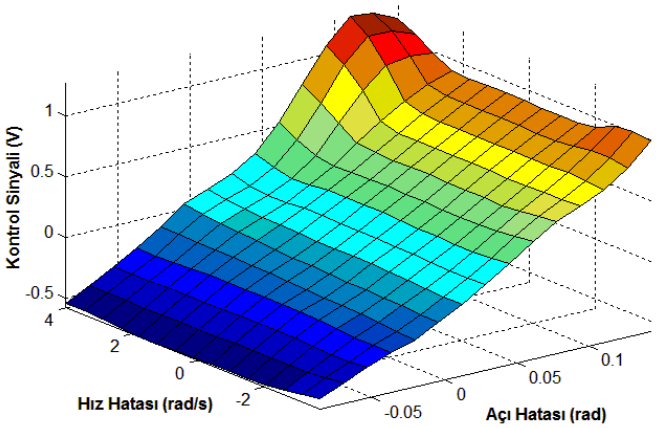
aralık tip-2 bulanık mantık kontrolcünün tasarımında üçgen ve gauss üyelik fonksiyonları ve bunlara ait kural tabanları kullanılmıştır. Şekil 7.31'de YÜDİS'in sağ kalça eyleyicisi için kullanılan üyelik fonksiyonları görülmektedir. Üçgen üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük-1 (NB1), Negatif Küçük-1 (NK1), Orta-1 (O1) ve Pozitif-1 (P1), gauss üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler ise Negatif Büyük-2 (NB2), Negatif Küçük-2 (NK2), Orta-2 (O2) ve Pozitif-2 (P2) şeklinde belirlenmiştir. Sağ kalça kontrolcüsü için oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.14'de, durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.32'de verilmiştir.



Şekil 7.31. Sağ kalça için tasarlanan IT2FL kontrolcünün, (a) açı hatası girişi için belirlenen üçgen-gauss üyelik fonksiyonları, (b) hız hatası girişi için belirlenen üçgen gauss üyelik fonksiyonları

Çizelge 7.14. Sağ kalça için tasarlanan IT2FL kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Açı Hatası	**Hız Hatası**			
	NB1	**NK1**	**O1**	**P1**
NB1	Çıkış 1	Çıkış 5	Çıkış 9	Çıkış 13
NK1	Çıkış 2	Çıkış 6	Çıkış 10	Çıkış 14
O1	Çıkış 3	Çıkış 7	Çıkış 11	Çıkış 15
P1	Çıkış 4	Çıkış 8	Çıkış 12	Çıkış 16
	NB2	**NK2**	**O2**	**P2**
NB2	Çıkış 17	Çıkış 21	Çıkış 25	Çıkış 29
NK2	Çıkış 18	Çıkış 22	Çıkış 26	Çıkış 30
O2	Çıkış 19	Çıkış 23	Çıkış 27	Çıkış 31
P2	Çıkış 20	Çıkış 24	Çıkış 28	Çıkış 32



Şekil 7.32. Sağ kalça için tasarlanan IT2FL kontrolcünün kontrol yüzeyi

7.3.3. Performans testleri

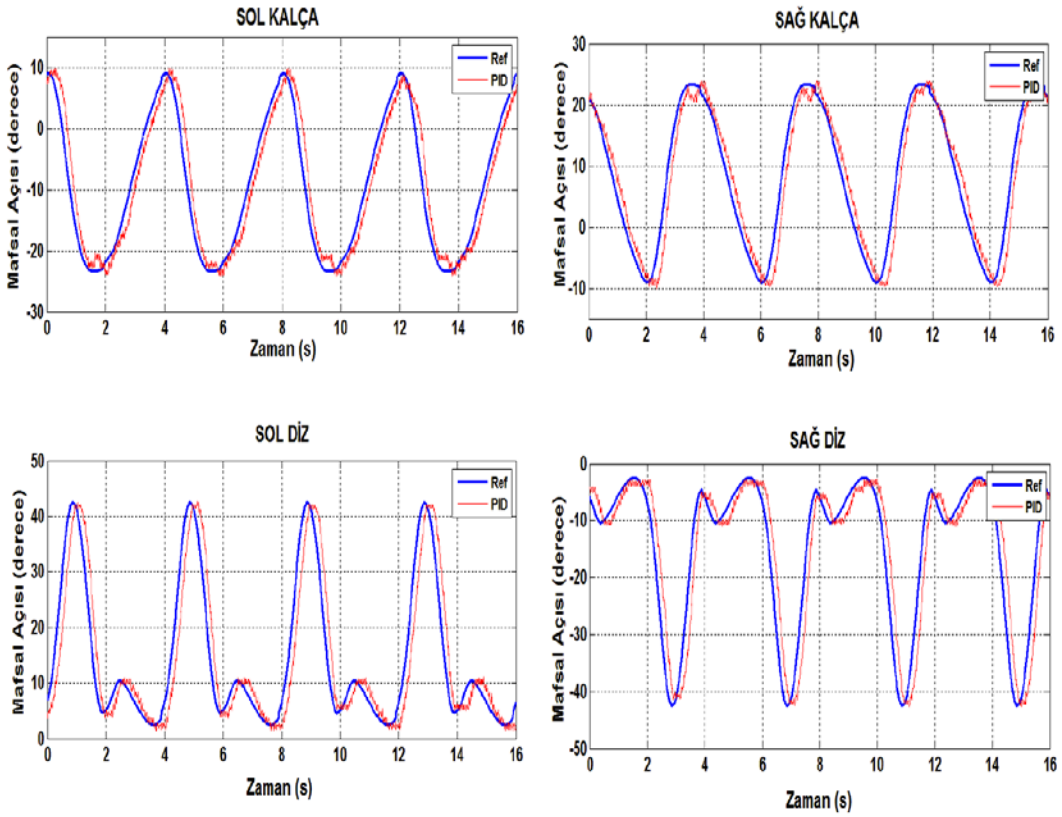
Tez çalışmasınını 4. bölümünde yapılan eyleyici seçimi sonucunda, YÜDİS için seçilen eyleyicilerin 2 saniye ve daha uzun çevrim süresine sahip yürüyüş hareketi için gerekli momentleri rahatlıkla sağlayabildiği görülmüştür. YÜDİS'in yürüyüş çevrim süresi, engelli kullanıcılar için 4 saniye olarak belirlendiğinden; eyleyicilerin yürüyüş hareketi için gerekli momentleri sağlayabildiği kabul edilerek, YÜDİS mafsalları için sadece pozisyon kontrolü yapılmıştır. YÜDİS mafsallarının pozisyon kontrolü için iki farklı tip kontrolcü tasarımı yapılmış ve tasarlanan kontrolcülerin performans testleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 7.33).



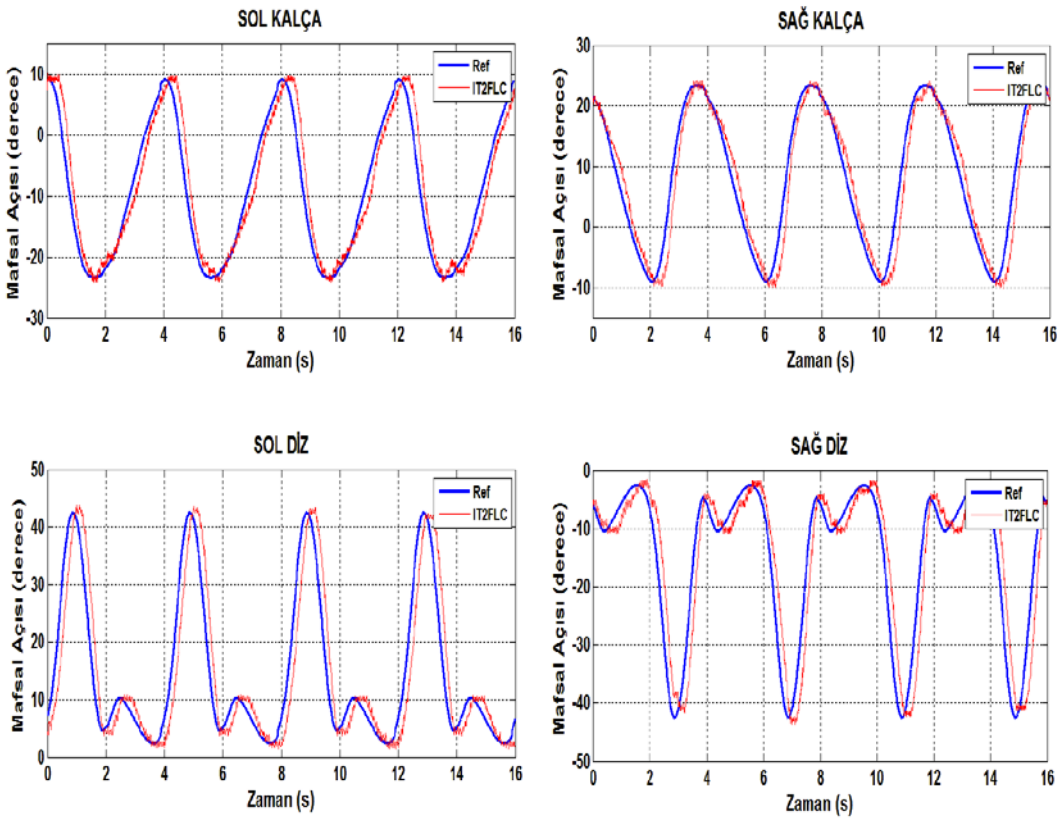
Şekil 7.33. YÜDİS performans testleri

YÜDİS mafsallarının pozisyon kontrolü için seçilen ilk kontrol yöntemi, robotik sistemlerde sıklıkla kullanılan PD kontroldür. PD kontrol, kazanç parametrelerinin doğru bir şekilde ayarlanması durumunda son derece hızlı ve kararlı bir cevap sağlayabilmektedir. Fakat adaptiflik özelliğine sahip olmamasından dolayı farklı çalışma şartlarında kontrolcü parametrelerinin tekrar ayarlanma gereksinimi, PD kontrolün en önemli dezavantajlarından birisidir. Dış iskeletlerin farklı kullanıcılar tarafından birçok farklı hareketi gerçekleştirmek amacıyla kullanılacak olması, dış iskelette kullanılan kontrolcünün adaptiflik özelliğine sahip olmasını gerektirmektedir. Bu sebeple, YÜDİS mafsallarının pozisyon kontrolü için seçilen ikinci kontrol metodu Aralık Tip-2 Bulanık Mantık Kontroldür (IT2FLC). Aralık Tip-2 Bulanık Mantık kontrol, iyi eğitilmesi durumunda etkin ve kararlı bir cevap verebilmesinin yanında aynı zamanda farklı kullanıcılara ve farklı hareketlere uyum sağlayabilecek şekilde yeniden eğitilebilme özelliğine de sahiptir.

Çalışmada ilk olarak, Oransal-Türev (PD) kontrolcü tasarımları yapılmıştır. Kalça ve dizdeki dört mafsal için dört farklı kontrolcü tasarlanmıştır. Cihaza ait dinamik modelin doğrusallaştırılamamasından dolayı kontrolcü kazançlarının belirlenmesinde analitik yöntemler yerine deneme-yanılma yöntemi kullanılmıştır. Denemeler sonucunda intgral etkinin sistem cevabını olumsuz şekilde etkilediği görüldüğünden, integral etki kontrole dâhil edilmemiştir. PD kontrolcünün oransal kazanç (Kp) değeri; kalça mafsalları için 7, diz mafsalları için 5 olarak belirlenmiştir. Türev kazanç (Kd) değeri ise tüm mafsallar için 0,3 olarak belirlenmiştir. Sisteme uygulanan PD kontrol sonucunda elde edilen mafsal pozisyonlarının, referans mafsal pozisyonları ile karşılaştırması Şekil 7.34'de verilmiştir. Bir sonraki aşamada, YÜDİS mafsallarının pozisyon kontrolü için Aralık Tip-2 Bulanık Mantık (IT2FL) Kontrolcü tasarımları gerçekleştirilmiştir. Kalça ve dizdeki dört mafsal için dört farklı kontrolcü tasarlanmıştır. Aralık Tip-2 Bulanık Mantık Kontrolcüleri tasarlayabilmek için öncelikle, farklı üyelik fonksiyonlarına (üçgen, gauss ve gbell) sahip Adaptif Ağ Tabanlı Bulanık Mantık (ANFL) kontrolcüler tasarlanmıştır. Her mafsal için en iyi sonucu veren iki ANFL kontrolcüye ait üyelik fonksiyonları ve kural tabanları birleştirilerek, o mafsala ait IT2FL kontrolcü yapısı elde edilmiştir. Sisteme uygulanan IT2FL kontrol sonucunda elde edilen mafsal pozisyonlarının referans mafsal pozisyonlarıyla karşılaştırması Şekil 7.35'de verilmiştir.



Şekil 7.34. PD kontrol sonuçları



Şekil 7.35. IT2FL kontrol sonuçları

Şekil 7.34 ve Şekil 7.35 incelendiğinde, sisteme uyfulanan PD kontrol ve IT2FL kontrol sonucunda kalça ve diz mafsallarının, referans mafsal hareketlerini başarıyla takip ettiği görülmektedir. Bunun yanında, her iki kalça mafsalı da yaklaşık 25 derecelik maksimum öne bükülme açısına ulaştığı noktalarda kısa süreli titreşim yapmaktadır. Bu titreşim hareketi bacağın, maksimum bükülme açısına ulaştığı anda yerçekimi kuvvetinden dolayı ters yönde hareket etmesinden kaynaklanmaktadır. Kontrolcüler, kalça mafsallarında oluşan bu yerçekimi kaynaklı hareketleri düzeltecek şekilde moment uygulamaktadır. Grafikler dikkatle incelendiğinde, IT2FLC kontrolcünün, kalça mafsallarında meydana gelen bu titreşimleri düzeltmekte, PD kontrolcüden daha başarılı olduğu görülmektedir. YÜDİS'in alt bacak ağırlığının, tüm bacak (üst bacak + alt bacak) ağırlığına oranla çok daha az olması sebebiyle, yerçekimi kaynaklı bu titreşim hareketleri diz mafsallarında meydana gelmemektedir.

Şekil 7.34 ve Şekil 7.35 incelendiğinde, her iki kontrol uygulamasında da kalça ve diz mafsallarının referans hareketleri, sistem tepkisinden kaynaklanan yaklaşık 0,2 saniyelik bir gecikme ile takip ettiği görülmektedir. YÜDİS elektronik sisteminin çok sayıda giriş ve çıkışa sahip olduğu göz önünde bulundurulduğunda, sistem tepkisinden kaynaklanan 0,2 saniyelik bu gecikme oldukça normaldir.

8. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME

Bu tez çalışmasında, ortopedik veya nörolojik rahatsızlıklar nedeniyle yürüyemeyen veya yürüme zorluğu çeken insanların hareketlerini desteklemek amacıyla kullanılacak, "Yürüyüş Destekleyici Dış İskelet (YÜDİS)" adı verilen giyilebilir bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirilmiştir. Tez çalışması kapsamında YÜDİS'in; kinematik ve mekanik tasarımı, eyleyici sistemi tasarımı, dinamik modellemesi, kontrolcü tasarımı ve prototip imalatı yapılarak, performans testleri gerçekleştirilmiştir.

YÜDİS'in kinematik tasarımı için ihtiyaç duyulan insan yürüyüşüne ait klinik yürüyüş analizi (CGA) verileri, Hong Kong Polytechnic Üniversitesi'nin Normal Yürüyüş Veritabanından alınmıştır. Klinik yürüyüş analizi (CGA) verileri esas alınarak, YÜDİS mafsallarının serbestlik dereceleri ve her mafsalın hareket aralıkları; kullanıcının hareket kabiliyetini kısıtlamayacak, rahat, güvenli ve sürekli bir yürüyüş sağlayacak şekilde belirlenmiştir.

YÜDİS'in yapısal tasarımı, Solidworks ve Unigraphics yazılımları kullanılarak yapılmıştır. Tasarlanan YÜDİS gövdesinin, Unigraphics yazılımındaki insan modeli üzerine giydirilmesi ile oluşturulan virtüel mock-up modeli, YÜDİS bileşenlerinin boyutsal ve ergonomik açıdan uygunluklarının değerlendirilmesinde ve mafsal açılarına ait sınırların doğrulanmasında kullanılmıştır. Ön tasarım üzerinde gerekli düzeltmeler ve iyileştirmeler yapıldıktan sonra temel boyutları ve geometrisi belirlenen YÜDİS gövdesi, Solidworks yazılımına aktarılarak ayrıntılı parça tasarımları yapılmıştır. Bel, üst bacak ve alt bacak parçaları, farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara uyum sağlayabilecek şekilde ayarlanabilir yapıda tasarlanarak, YÜDİS'in, 1.70 m - 1.86 m boy aralığında kalan erkek kullanıcılar ve 1.67 m - 1.86 m boy aralığında kalan bayan kullanıcılar tarafından rahatlıkla kullanılabilmesi sağlanmıştır. Bunun yanında, bel parçasında kullanılan boy ayar mekanizması sayesinde, YÜDİS'in bel genişliği 348 mm - 454 mm aralığında ayarlanabilir olarak tasarlanmış ve cihazın farklı kilolardaki kullanıcılar tarafından kullanılabilir olması sağlanmıştır.

Geliştirilen dış iskeletin, hafif ve dayanıklı olmasını sağlamaya yönelik malzeme seçimleri gerçekleştirilmiştir. Hafif yüke maruz kalan parçalarda polyamid,

ağır yüke maruz kalan parçalarda ise alaşımlı alüminyum malzeme kullanılması tercih edilerek, toplam iskelet gövde ağırlığının 15,1 kg olması sağlanmıştır. Tasarımı yapılan iskelet gövdenin kritik konumlara ait statik gerilme analizleri ANSYS yazılımı kullanılarak yapılmış, elde edilen sonuçlarla yapılan gerilme tahkiklerinde, YÜDİS elemanlarının maksimum yüklemelere dayanıklı olduğu doğrulanmıştır.

YÜDİS'te kullanılan eyleyicilerinin seçimi için, dış iskelet uygulamalarında kullanılabilecek eyleyici tiplerinin karşılaştırmalı analizi yapılmıştır. Eyleyici seçiminde; ağırlık, hacim, hız kontrolüne uygunluk, hassasiyet, tork-hız karakteristiği, enerji verimliliği, güç kaynağı ihtiyacı gibi farklı kriterler göz önünde bulundurulmuştur. Eyleyici seçiminde YÜDİS'in 2 s/çevrim hızda yürüdüğü ve maksimum kullanıcı kütlesinin 75 kg olduğu kabul edilmiştir. Belirlenen kriterler doğrultusunda yapılan eyleyici seçimi sonucunda, YÜDİS'de fırçasız DC servomotor kullanılmasına karar verilmiştir. Temel emniyet gereksinimleri göz önünde bulundurularak, kullanılacak elektrik motorlarının çalışma voltajı maksimum 24 V olarak belirlenmiştir. YÜDİS'in planlanan yürüme hareketini gerçekleştirebilmesi için gerekli olan hız-moment eğrisi belirlenerek, seçilen servomotor-redüktör çiftinin hız-moment eğrisi ile karşılaştırılmıştır. Seçilen motor-redüktör çiftinin 75 kg ağırlığa sahip bir kullanıcı ve 2 s/çevrim gibi oldukça yüksek bir yürüyüş hızında bile gerekli hız-moment değerlerini sağlayabildiği görülmüştür.

Alt-ekstremite dış iskeletin dinamik modellemesi, Newton-Lagrange formülasyonu kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen matematiksel model; gövde parçalarının üniform çubuk şeklinde ve parça kütlelerinin kütle merkezine yoğunlaşmış olarak kabul edilmesi nedeniyle belli ölçüde hata ve belirsizlikler içermektedir. Modellemeyi kolaylaştırmak için yapılan bu kabullerden dolayı ortaya çıkan hata ve belirsizlikleri azaltmak amacıyla, Solidworks yazılımı kullanılarak elde edilen YÜDİS katı model verileri, bir ara yüz programı kullanılarak MATLAB Simulink/Simmechanics ortamına aktarılmış, böylece bilgisayar benzetim çalışmalarında kullanılmak üzere; geometri, kütle ve atalet özellikleri bakımından gerçeğe daha uygun bir dinamik model elde edilmiştir.

Kullanıcı ile uyumlu ve sürekli bir yürüyüş kinematiği sağlayabilmek için, Klinik Yürüyüş Analizinden (CGA) elde edilen yürüyüş verileri, ayakların salınım

veya destek fazında olmasına ve zemine basış şekline göre altı ardışık konfigürasyona ayrılmıştır. Belirlenen altı yürüyüş konfigürasyonu kullanılarak, YÜDİS'e ait yürüyüş diyagramı elde edilmiştir. Yapılan bilgisayar benzetim çalışmaları sonucunda, tanımlanan altı ardışık yürüyüş konfigürasyonunu kullanan yürüyüş modelinin, klinik yürüyüş verileri ile uyumlu bir yürüyüş hareketi gerçekleştirmede başarılı olduğu belirlenmiştir. YÜDİS mafsallarına ait açı-tork eğrilerinin eğilimlerinin, klinik yürüyüş analizi eğrileri ile uyumlu olduğu ancak çakışık olmadığı gözlemlenmiştir. Klinik yürüyüş analizine ait açı-tork eğrileri ile YÜDİS dinamik modeline ait yürüyüş eğrilerinin çakışık olmamasının nedeni: CGA analizindeki tork verilerinin insan mafsalına ait değerler olmasına karşın, bilgisayar benzetiminden elde edilen tork verilerinin YÜDİS mafsalında oluşan torka ait değerler olmasıdır.

YÜDİS'de kullanılacak kontrol mimarisini belirlemek için, alt-ekstremite dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol yöntemlerinin karşılaştırmalı analizi yapılmıştır. YÜDİS kullanıcılarının kontrol işleminde kullanılabilecek pilot hareketleri/kuvvetleri oluşturamayacak kadar düşük kas aktivasyonuna sahip olabilecekleri göz önüne alınarak, YÜDİS'de bu tür kullanıcılar için daha uygun olan "Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü (Pre-programmed Motion Control)" yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir.

Prototip üretimi yapılan YÜDİS'de gerçek zamanlı kontrol uygulamalarında kullanılacak elektronik bileşenlerin tasarımı/seçimi yapılarak, YÜDİS'in elektronik donanımı imal edilmiştir.

MATLAB/Simulink yazılımı kullanılarak oluşturulan "Önceden Programlanmış Hareket Kontrolü" tabanlı YÜDİS Kontrol algoritması, gerçek zamanlı kontrol uygulamalarında kullanmak üzere bilgisayara bağımlı olmayan xPC Target Çekirdek (xPC Target Kernel) dosyasına dönüştürülmüştür. Eyleyici seçiminde CGA verilerinden elde edilen motor torklarının sağlanması güvence altına alındığı için YÜDİS'deki eyleyicilerin yürüyüş hareketi esnasında gerekli olan maksimum moment değerlerini sağlayabildiği kabul edilmiş, bu nedenle YÜDİS'in kontrolünde sadece mafsal açıları dikkate alınmıştır. YÜDİS mafsal açılarının kontrolü için ilk aşamada oransal-türev (PD) kontrolcü kullanılmıştır. Yapılan denemelerde integral kontrol etkisinin sistem cevabına salınım karekteri

kazandırarak cevabı olumsuz yönde etkilediği gözlemlendiğinden, kontrolcüde integral kontrol kullanılmaması uygun bulunmuştur. YÜDİS'in kalça ve diz mafsalları için iki farklı kontrolcü tasarlanmış olup her birinden ikişer tane olmak üzere toplam dört kontrolcü kullanılmıştır. YÜDİS'e ait dinamik model doğrusallaştırılamadığı için kontrolcü kazançları belirlenirken analitik yöntemler yerine deneme-yanılma yöntemi kullanılmıştır. YÜDİS mafsal açılarının kontrolünde ikinci tür kontrolcü olarak yüksek performansı ve adaptiflik özelliği ile öne çıkan, literatürdeki en güncel kontrol yöntemlerinden birisi olan Aralık Tip-2 Bulanık Mantık (IT2FL) kontrol kullanılmıştır. Dış iskeletlerde mafsal açısı kontrolü ile ilgili literatürde, Aralık Tip-2 Bulanık Mantık (IT2FL) kontrolcü kullanımı konusunda her hangi bir araştırmaya rastalanılmamıştır. Kalça ve dizdeki dört mafsal için, dört farklı kontrolcü tasarlanmıştır. IT2FL kontrolcüleri tasarlayabilmek için öncelikle, farklı üyelik fonksiyonlarına (üçgen, gauss ve gbell) sahip adaptif ağ tabanlı bulanık mantık (ANFL) kontrolcüler tasarlanmıştır. Her mafsal için en iyi sonucu veren iki ANFL kontrolcüye ait üyelik fonksiyonları ve kural tabanları birleştirilerek, o mafsala ait IT2FL kontrolcü yapısı elde edilmiştir. Mafsal açılarının kontrolünde PD kontrol ve IT2FL kontrol uygulanması durumları için kalça ve diz mafsalları, referans mafsal hareketlerini başarıyla takip etmiştir. IT2FL kontrolcülerin, kalça mafsallarında meydana gelen yerçekimi kaynaklı istem dışı hareketleri düzeltmekte, PD kontrolcülere oranla daha başarılı olduğu görülmüştür. Bunun yanında; mafsal hareketleri ile referans mafsal hareketleri arasında, sistem tepkisinden kaynaklanan yaklaşık 0,2 saniyelik bir gecikme meydana gelmiştir. YÜDİS elektronik sisteminin çok girişli - çok çıkışlı olması göz önüne alındığında bu gecikmenin kabul edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır. Yapılan tasarım ile;

- Belden aşağısındaki kas aktivitesini kısmen veya tamamen kaybetmiş kişiler tarafından kullanılabilecek,
- Kullanıcı tarafından girilen hızda yürüyüş hareketini gerçekleştirebilen,
- Kesintisiz bir yürüyüş hareketi sağlayan,
- Kullanıcıya rahatsızlık vermeyecek ve kullanıcı hareketlerini kısıtlamayacak uyum ve ergonomik özelliklere sahip,

- Farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara adapte olabilecek hafif ve dayanıklı yapıya sahip,
- Kullanıcıların zarar görmesini engelleyecek güvenlik özelliklerine sahip,

giyilebilir bir alt-ekstremite dış iskeletin tasarımı ve prototip imalatı gerçekleştirilmiştir.

Tasarımı ve prototip imalatı yapılan yürüyüş destekleyici dış iskeletin rehabilitasyon veya protez amacıyla kullanılacağı göz önüne alınarak, kullanıcı ergonomisi ve güvenliği ile dış iskelet-kullanıcı uyumu yönünden benzerlerine göre daha gelişmiş özelliklere sahip olması hedeflenmiştir. Bu amaç doğrultusunda, kullanıcı ile cihaz arasında en yoğun temasın olduğu bel kısmı için benzer dış iskeletlerde bulunmayan sırt desteği parçası eklenmiştir.

Çalışmanin içerdiği diğer yenilik unsuru ise oldukça yeni bir kontrol tekniği olan Aralık Tip 2 Bulanık Mantık Kontrol yönteminin dış iskelet mafsal açısı kontrolü uygulamasında kullanılmasıdır. Gerçekleşen mafsal açılarının CGA referans açılarını izlemedeki başarısı yönünden Aralık Tip 2 Bulanık Mantık Kontrolcü, PD kontrolcüye göre daha başarılı bulunmuştur.

Son yıllarda daha çok araştırmacının ilgisini çeken, literatürde oldukça yeni ve güncel bir konu olan dış iskeletler ile ilgili çalışmaların yoğunluğu, sensor ve eyleyici teknolojisindeki gelişmeler doğrultusunda giderek artış göstermektedir. Henüz makul fiyatlarla piyasaya arz edilen dünya çapında ticarileşmiş dış iskeletler olmadığı göz önünde bulundurulduğunda, dış iskeletler konusunda düşük ağırlıklı, düşük maliyetli, yüksek hızlı, enerji verimliliği yüksek, yük taşıma ve yürüyüş dengesini sağlama yönünden daha üstün özelliklere sahip dış iskeletler geliştirilmesi konusundaki araştırma çalışmalarının yoğun biçimde sürmesi beklenilmektedir. Yakın bir gelecekte, askerlik, endüstri ve eğlence sektörlerinde kullanılmak üzere sağlam insanların yürüyüşünü destekleyen, kullanıcının niyetlendiği hareketi tespit edip buna uygun yürüyüş gerçekleştiren, kendi enerjisini üretebilen dış iskeletlerin makul fiyatlarla satışa arz edilmesi hayal değildir.

Bu tez çalışması kapsamında geliştirilen yürüyüş destekleyici dış iskelet YÜDİS'in, gelecekte yapılacak birçok bilimsel çalışmaya referans oluşturması beklenilmektedir.

KAYNAKLAR

Acosta-Marquez, C., Bradley, D.A. 2005. The analysis, design and implementation of a model of an exoskeleton to support mobility. Proc. of the IEEE 9th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, Chicago, Il, June 28-July 1.

Agrawal, S.K., Banala, S.K., Fattah, A., Sangwan, V., Krishnamoorthy, V., Scholz, J.P., Hsu, W.L. 2007. Assesment of motion of a swing leg and gait rehabilitation with a gravity balancing exoskeleton. IEEE Trans. on Neural Rehabilitation Eng., vol.15, no.3, pp.410-420.

Banala, S.K., Agrawal, S.K., Scholz, J.P. 2007. Active leg exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. Proc. of the IEEE 10th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, Netherlands, June 12-15.

Basmajian, J.V. 1976. The human bicycle: an ultimate biological convenience. Orthop. Clin. North Am., vol.7, pp.1027-1029.

Bogue, R. 2009. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. Industrial Robot: An International Journal, vol.36, no.5, pp.421-427.

Burnett, B.W.R. 2008. Considerations for the use of an exoskeleton for extremity control and assistance when learning to walk with cerebral palsy. M.S. Thesis Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, Virginia.

Cass, A.B. 2008. Preliminary specifications for an exoskeleton for the training of balance in balance impaired individuals. M.S Thesis Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, Virginia.

Chu, A. 2005. Design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Ph.D Thesis University of Berkeley, California.

Chu, A., Kazerooni, H., Zoss, A.B. 2005. On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Proceedings of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation ICRA, Barcelona, Spain, April 18-22.

Costa, N., Caldwell, D.G. 2006. Control of a Biomimetic "Soft-actuated" 10 DoF Lower Body Exoskeleton. Proceedings of the IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Piza, Italy, February 20-22.

Dellon, B., Matsuoka,Y. 2007. Prosthetics, Exoskeletons and Rehabilitation. IEEE Robotics & Automation Magazine, vol.14, pp.30-34.

Dollar, A.M., Herr, H. 2008. Lower extremity exoskeleton and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. IEEE Trans. on Robotics, vol.24, no.1, pp.144-158.

Ekkelenkamp, R., Veneman, J.F., Van der Kooij, H. 2005. LOPES: Selective control of gait functions during the gait rehabilitation of CVA patients. Proc. of the IEEE 9th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, Chicago, IL, USA, June 28-July 1.

Fleischer, C., Hommel, G. 2006. Torque control of an exoskeletal knee with EMG signals. *Proc. of the Joint Conf. on Robotics*, Munich, Germany, May 15–17.

Fleischer, C., Hommel, G. 2006. Embedded control system for a powered leg exoskeleton. Embedded Systems-Modeling, Technology and Applications, Springer, pp.177-185.

Fleischer, C. 2007. Controlling exoskeletons with EMG signals and a biomechanical body model. Ph.D Thesis Berlin University of Technology, Berlin, Germany.

Fleischer, C., Hommel, G. 2007. Calibration of an EMG-based body model with six muscles to control a leg exoskeleton. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Rome, Italy, April 10-14.

Gage, J.R. 1990. An overview of normal walking. Instructional Course Lectures, vol.39, pp.291-303.

Ghan, J., Kazerooni, H. 2006. System identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Proc. of the Int. Conf. on Robotics and Automation, Orlando, Florida, May 15-19.

Gordon, K.E. 2005. Neuromechanical adaptation to robotic exoskeletons during human locomotion. Ph.D Thesis University of Michigan, Michigan.

Gordon, K.E., Ferris, D.P. 2007. Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. Journal of Biomechanics, vol.40, pp.2636-2644.

Gui, L., Yang, Z., Xiuxia, Y., Gu, W., Zhang, Y. 2007. Design and control technique research of exoskeleton suit. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Automation and Logistics, Jinan, China, August 18-21.

Hayashi, T., Kawamoto, H., Sankai, Y. 2005. Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information. Intelligent Robots and Systems, (IROS2005), pp.3063-3068.

He, H., Kiguchi, K. 2007. A study on EMG-based control of exoskeleton robots for human lower-limb motion assist. 6th Int. Special Conf. on ITAB, Tokyo, Japan, November 8-11.

Hicks, R., Tashman, S., Cary, J.M., et al. 1985. Swing phase control with knee friction in juvenile amputees. Journal of Orthop. Res., vol.3, pp.198-201.

Hollander, K.W. 2005. Design and control of wearable robot actuators. Ph.D Thesis Arizona State University, Arizona.

Hollerbach, I.W. 1991. A comparative analysis of actuator technologies for robotics. Robotic review 2, MIT Press.

Kaufman, K.R., Hughes, C., Morrey, B. et al. 2001. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. Journal of Biomech., vol.34, pp.907-915.

Kaufman, K.R., Sutherland, D.H. 2006. Kinematics of normal walking. Human Walking 3rd. ed., pp. 34-51, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

Kaufman, K.R., Davis, R.B. 2006. Kinetics of normal walking. Human Walking 3rd. ed., pp 53-76, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

Kawamoto H., Kanbe, S., Sankai, Y. 2003. Power assist method for HAL-3 estimating operator's intention based on motion information. Proc. of the IEEE Int. Workshop on Robot and Human Interactive Communication, Millbrae, California, October 31-November 2.

Kawamoto, H., Sankai, Y. 2004. Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit. Proc. of the IEEE Int. Workshop on Robot and Human Interactive Communication, Okayama, Japan, September 20-22.

Kazerooni, H 1989. Human/Robot interaction via the transfer of power and information signals, Part I: Dynamics and control analysis. IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol.3, pp.1632-1640.

Kazerooni, H 1989. Human/Robot interaction via the transfer of power and information signals, Part II: An experimental analysis. IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol.3, pp.1641-1647.

Kazerooni, H., Steger, R.,Huang, L. 2006. Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). The International Journal of Robotics Research, vol.25, no.5-6, pp.561-573.

Kazerooni, H., Chu, A., Steger, R. 2007. That which does not stabilize, will only make us stronger. The International Journal of Robotics Research, vol.26, no.1, pp.75-89.

Kirtley, C., 2006. CGA normative gait database. HongKong Polytechnic University. http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/ [Ziyaret Tarihi: 10Ekim 2008].

Kong, K., Jeon, D. 2006. Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol.11, no.4, pp.428-432.

Lettre, C., Contini, R. 1967. Accelerographic analysis of pathological gait. New York University School of Engineering and Science Technical Report, no. 1368-01, New York.

Liu, X., Low, K.H. 2004. Development and preliminary study of the NTU lower extremity exoskeleton. Proc. of the IEEE Conf. on Cybernetics and Intelligent Systems, Singapore, December 1-3.

Liu, X., Low, K.H., Yu, H.Y. 2004. Development of a lower extremity exoskeleton for human performance enhancement. Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, September 28 – October 2.

Low, K.H., Liu, X., Yu, H.Y., Kasim, H.S. 2004. Development of a lower extremity exoskeleton – Preliminary study for dynamic walking. 8.th Int. Conference on Control, Automation, Robotics and Vision, Kunming, China, December 6-9.

Low, K.H., Liu, X., Yu, H. 2005. Development of NTU wearable exoskeleton system for assistive technologies. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Mechatronics and Automation, Niagara Falls, Canada, July 29-August 1.

Low, K.H., Liu, X., Goh, C.H., Yu, H. 2006. Locomotive control of a wearablelower exoskeleton for walking enhancement. Journal of Vibration and Control 12(12); 1311-1336.

Mankala, K.K, Banala, S.K., Agrawal, S.K. 2007. Passive swing assistive exoskeletons for motor-incomplete spinal cord injury patients. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Roma, Italy, April 10-14.

Mena, D., Mansour, J.M., Simon, S.R. 1981. Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications. Journal of Biomech., vol.14, pp.823-832.

Misuraca, J.J., Mavroidis, C. 2001. Lower limb human muscle enhancer. Proc. of IMECE01: Int. Mechanical Engineering Conf. and Exposition, New York, November 11-16.

Moreno, J.C., Brunetti, F.J., Pons, J.L., Baydal, J.M, Barbera, R. 2005. Rationale for multiple compensation of muscle weakness walking with a wearable robotic orthosis. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation ICRA, Barcelona, Spain, April 18-22.

Morogumi, S. 2003. Exoskeleton suit for human motion assistance. Ph.D Thesis University of California, Irvine.

Naruse, K., Yokoi, H., Kawai, S., Kakazu, Y. 2003. Development of wearable exoskeleton power assists system for lower back support. Proc. of the IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, Las Vegas, Nevada, October 27-31.

Naruse, K., Kawai, S., Kukichi, T. 2005. Three-dimensional lifting-up motion analysis for wearable power assist device of lower back support. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, Edmonton, Canada, August 2-6.

Raade, J.W. 2006. Graphical analysis of power systems for mobile robotics. Ph.D Thesis University of Berkeley, California.

Racine, J.L. 2003. Control of a lower extremity exoskeleton for human performance amplification. Ph.D Thesis University of Berkeley, California.

Reinicke, C., Fleischer, C., Hommel, G. 2005. Exploiting motion symmetry in control of exoskeleton limbs. Proc. of the Int. Conf. on Human Computer Interaction (IASTED-HCI 2005), Phoenix, Arizona, USA, November 14-16.

Sadeghi, H., Somaye, S., Prince, F., Allard, P., Labelle, H., Vaughan, C.L. 2001. Functional roles of the ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. Clin. Biomech., vol.16, pp.688-695.

Steger, J.R. 2006. A design and control methodology for human exoskeletons. Ph.D Thesis University of Berkeley, California.

Steger, R., Kim, S.H., Kazerooni, H. 2006. Control scheme and networked control architecture for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Orlando, Florida, May 15-19.

Sun, J., Chen, F., Wu, B.Y., Deng, X.H., Yu, Y., Ge, Y.J. 2007. Design of the force-sensors system of WPAL. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Biomimetics, Sanya, China, December 15-18.

Sutherland, D.H. 1966. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. Journal of Bone Joint Surg. Am., vol.48, pp.66-71.

Sutherland, D.H., Cooper, L., Daniel, D. 1980. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. Journal of Bone Joint Surg. Am., vol.62, pp.354-363.

Sutherland, D.H., Cooper, L. 1981. The events of gait. Bulletin of Prosthetic Research, vol.10, no.35, pp.281-282.

Sutherland, D.H. 1984. Gait disorders in childhood and adolescence. Williams & Wilkins, Baltimore.

Suzuki, K., Kawamura, Y., Hayashi, T., Sakurai, T., Hasegawa, Y., Sankai, Y 2005. Intention-based walking support for paraplegia patient. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics (SMC 2005), Hawaii, October 10-12.

Şaka, S. 1999. Bulanık kontrol ve uygulamaları. Yüksek Lisans Tezi, İTÜ Fen Bil. Enst.

Tınkır, M., Önen, Ü., Kalyoncu, M. 2010. Modelling of neurofuzzy control of a flexible link. Journal of System and Control Eng. Part 1, vol.224, pp.529-543.

Tsukahara, A., Hasegawa Y., Sankai, Y. 2009. Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit HAL. IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, June 23-26.

Valiente, A. 2005. Design of a quasi-passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking. M.S. Thesis Massachusetts Institute of Thecnology, Boston.

Van den Bogert, A.J. 2003. Exotendons for assistance of human locomotion. BioMedical Engineering OnLine, 2:17.

Van der Kooij, H., Veneman, J.F., Ekkelenkamp, R. 2006. Compliant actuation of exoskeletons. The International Journal of Robotics Research, vol.25, pp.261-281.

Veneman, J.F., Kruidhof, R., Hekman, E.E.G., Ekkelenkamp, R., Van Asseldonk, E.H.F, Van der Kooij, H. 2007. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol.15, no.3, pp.379-386.

Yang, C.J., Niu, B., Chen, Y. 2005. Adaptive neuro-fuzzy control based development of a wearable exoskeleton leg for human walking power augmentation. Proc. of the 2005 IEEE/ASME Int. Conf. on Advanced Intelligent Mechatronics, Monterey, California, USA, July 24-28.

Walsh, C.J., Pasch, K., Herr, H. 2006. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. Proc. of the IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, Beijing, China, October 9-15.

Walsh, C.J., Paluska, D., Pasch, K., Grand, W., Valiente, A., Herr, H. 2006. Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Orlando, Florida, May 15-19.

Wang, L.X., 1997. A course in fuzzy systems and control. Prentice Hall, Hong Kong Univ. of Science and Technology, Hong Kong.

Wheeler, J., Rohrer, B., Kholwadwala, D., Buerger, S., Givler, R., Neely, J., Hobart, C., Galambos, P. 2006. In-sole MEMS pressure sensing for a lower-extremity exoskeleton. Proc. of the IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Piza, Italy, February 20-22.

Winter, D.A. 1983. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. Clin. Orthop. Rel. Res., vol.175, pp.147-154.

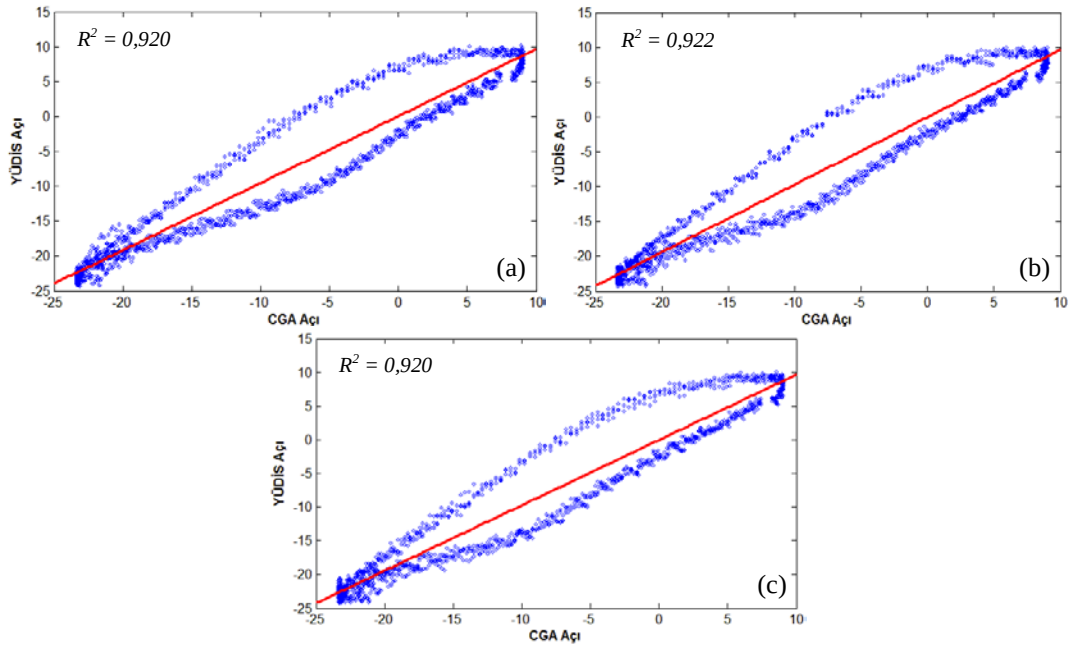
Yamaguchi, G.T., Zajac, F.E. 1991. Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer simulation study. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.37, pp.886-902.

Zoss, A.B. 2006. Actuation design and implementation for lower extremity human exoskeletons. Ph.D Thesis University of Berkeley, California.

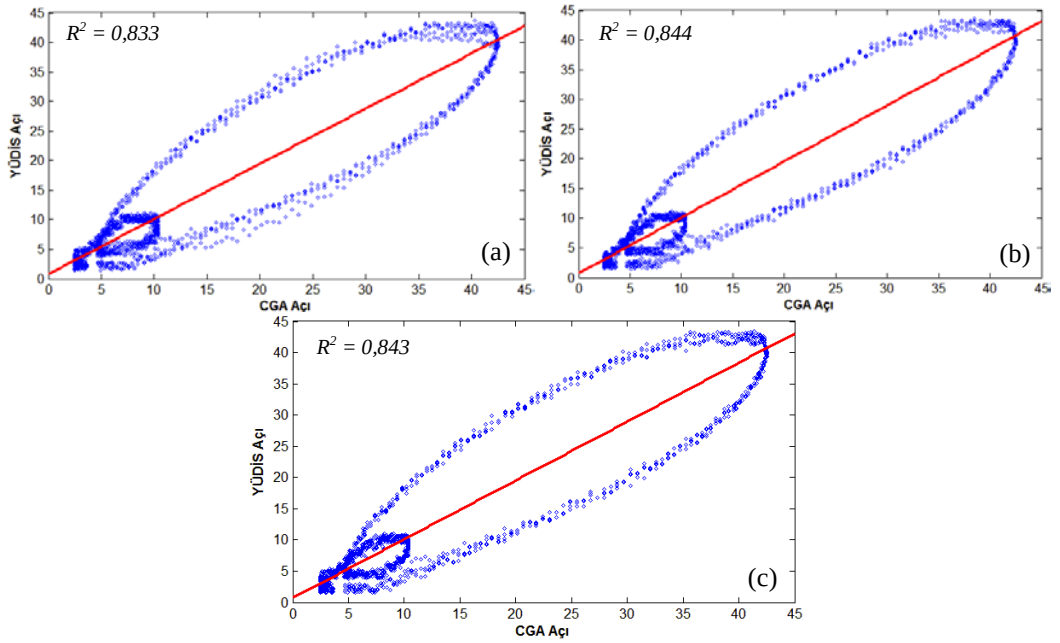
Zoss, A.B., Kazerooni, H., Chu, A. 2006. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). IEEE/ASME Transactions on Mechetronics, vol.11, no.2, pp.128-138.

EKLER

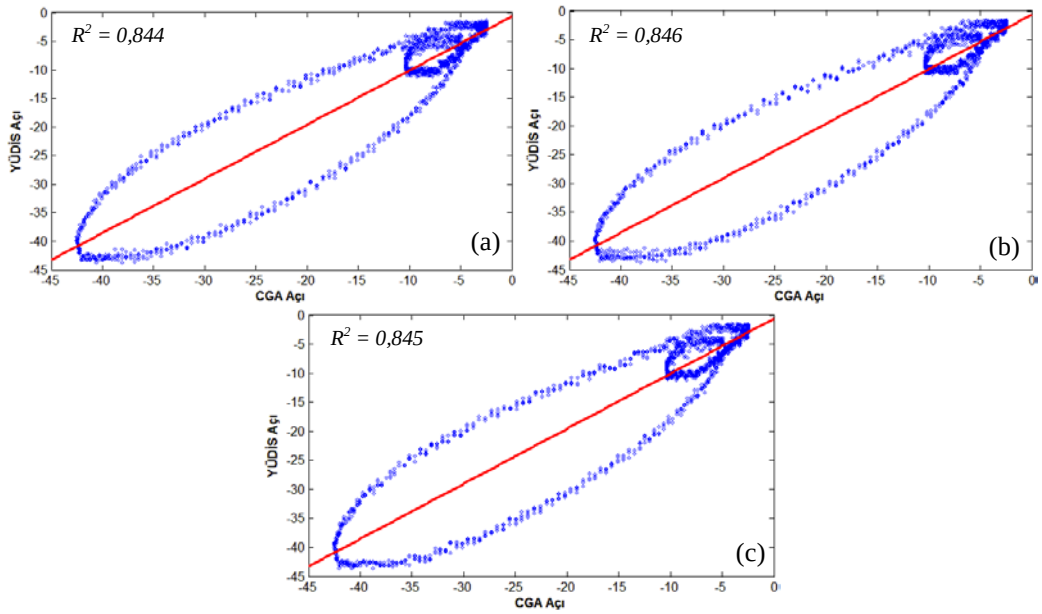
Ek 1. Farklı Üyelik Fonksiyonlarına Sahip ANFL Kontrolcüler İçin Yapılan Regresyon Analizleri



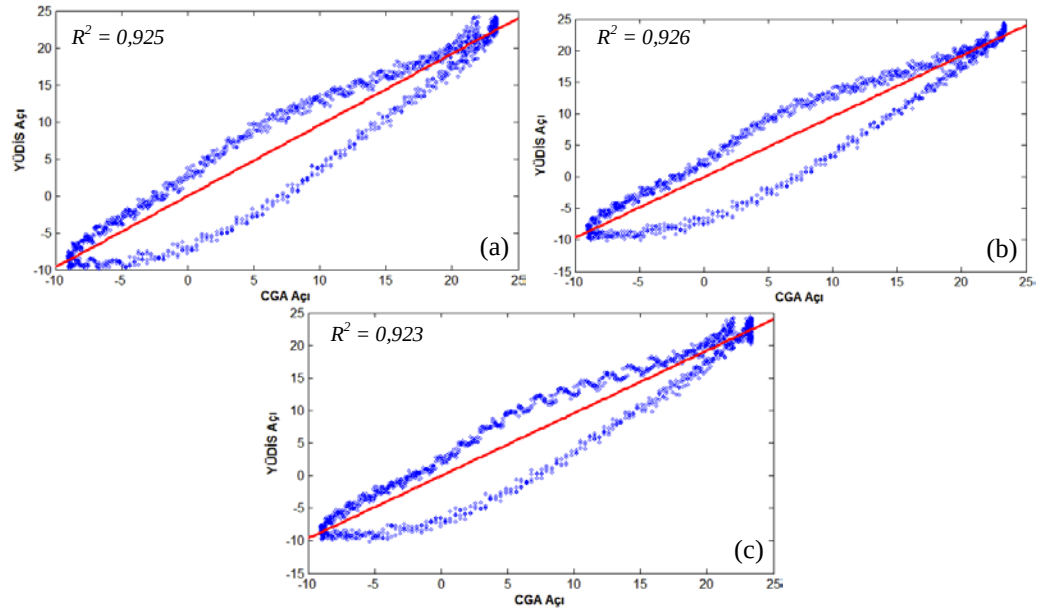
Şekil 1. Sol kalça ANFL kontrolcüsü için regresyon analizi: (a) üçgen üyelik fonksiyonu, (b) gauss üyelik fonksiyonu, (c) gbell üyelik fonksiyonu



Şekil 2. Sol diz ANFL kontrolcüsü için regresyon analizi: (a) üçgen üyelik fonksiyonu, (b) gauss üyelik fonksiyonu, (c) gbell üyelik fonksiyonu



Şekil 3. Sağ diz ANFL kontrolcüsü için regresyon analizi: (a) üçgen üyelik fonksiyonu, (b) gauss üyelik fonksiyonu, (c) gbell üyelik fonksiyonu



Şekil 4. Sağ kalça ANFL kontrolcüsü için regresyon analizi: (a) üçgen üyelik fonksiyonu, (b) gauss üyelik fonksiyonu, (c) gbell üyelik fonksiyonu

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı	**:**	Ümit ÖNEN
Uyruğu	**:**	TC
Doğum Yeri ve Tarihi	**:**	Konya / 1979
Telefon	**:**	530 406 63 94
Faks	**:**	-
e-mail	**:**	uonen@selcuk.edu.tr

EĞİTİM

Derece		**Adı, İlçe, İl**	**Bitirme Yılı**
Lise	:	Selçuklu Süper Lisesi, Selçuklu, Konya	1997
Üniversite	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2001
Yüksek Lisans	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2004
Doktora	:		

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	**Kurum**	**Görevi**
2001	Selçuk Ün. Müh.Mim.Fak.	Araştırma Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Makine Teorisi ve Dinamiği

YABANCI DİLLER

İngilizce

YAYINLAR (Tez Çalışmaları ile ilgili)

Fatih Mehmet BOTSALI, **Ümit ÖNEN**, Mete KALYONCU, "Rijit – Elastik Uzuvlu Bir Robot Manipülatörün Dinamik Modellenmesi ve Titreşim Analizi", 12. Ulusal Makina Teorisi Sempozyumu, Kayseri, 577-586, 9-11 Haziran 2005. (Yüksek Lisans Tezinden)

Ümit ÖNEN, Fatih Mehmet BOTSALI, Mete KALYONCU, Dynamic Modelling And Vibration Analysis Of A Rigit - Flexible Robot Manipulator With Neural Network, AMSE'06, International Conference On Modelling And Simulation (MS'06 Turkey), Konya, B201, 157-161, 28-30 August 2006. (Yüksek Lisans Tezinden)

Ümit ÖNEN, Mustafa TINKIR, Mete KALYONCU, Fatih Mehmet BOTSALI, "Adaptive Network Based Fuzzy Logic Control of a Rigid – Flexible Robot Manipulator", 2. International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE), Vol 1. ,pp 102-106, Singapur, 26-28 Şubat 2010. (Yüksek Lisans Tezinden)

Ümit ÖNEN, Mete KALYONCU, Mustafa TINKIR, Fatih M. BOTSALI, Gait generation of a two-legged robot by using adaptive network based fuzzy logic control, EPE-PEMC'2008, The 13th International Power Electronics and Motion Control Conference, Poznań, Poland, 1-3 September 2008. (Doktora Tezinden)

Ümit ÖNEN, Fatih Mehmet BOTSALI, Mete KALYONCU, Mustafa TINKIR, "Yük Taşımaya Yardımcı Giyilebilir Dış Bacak İskeleti", Konya Teknokent (Teknopark) Ar-Ge Proje Pazarı 2008 (ARGEPP 2008), Konya, 14 Haziran 2008. (Doktora Tezinden)

PROJELER (Tez Çalışması ile ilgili)

"İnsan Yürüyüşünü Destekleyici Dış İskelet Tasarımı ve Kontrolü", Sanayi ve Ticaret Bakanlığı Sanayi Araştırma ve Geliştirme Genel Müdürlüğü SANTEZ Projesi, Proje Kodu: 00274.STZ.2008-1, **Tez Öğrencisi**, 2008 - Devam ediyor.

"Giyilebilir Alt Ekstrem Dış İskelet (Exo-Skeleton) Geliştirilmesi", TÜBİTAK Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı 1001 Projesi, Proje Kodu : 108M289, **Bursiyer,** 2009 – Devam ediyor.