



T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜK TAŞIYAN İNSAN YÜRÜYÜŞÜNÜ DESTEKLEYİCİ ALT EKSTREMİTE DIŞ İSKELET GELİŞTİRİLMESİ

YUSUF ŞAHİN

DOKTORA TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Kasım-2014
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

DOKTORA TEZİ

YÜK TAŞIYAN İNSAN YÜRÜYÜŞÜNÜ DESTEKLEYİCİ ALT EKSTREMİTE DIŞ İSKELET GELİŞTİRİLMESİ

YUSUF ŞAHİN

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

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

2014, 114 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI
Doç. Dr. Mete KALYONCU
Doç. Dr. Nihat YILMAZ
Yrd. Doç. Dr. Koray KAVLAK
Yrd. Doç. Dr. Ümit ÖNEN

Bu tezde, yük taşıyan insan yürüyüşünü destekleyen alt ekstremite bir dış iskelet sisteminin tasarımı, imalatı ve kontrolü gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen alt ekstremite dış iskelette kullanıcının sırtındaki yükün kullanıcı tarafından hissedilen/taşınan kısmının en aza indirgenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, insan anatomisi göz önüne alınarak, ergonomik bir tasarım için mafsal serbestlik derecesi bakımından insan ile uyumlu bir dış iskeletin kinematik tasarımı yapılmıştır. Kinematik tasarımı yapılan dış iskeletin üç boyutlu katı modelini elde etmek üzere yapısal tasarımı CAD yazılımları kullanılarak yapılmıştır. Tasarlanan dış iskelet sisteminin kinematik ve dinamik analizini, kontrol sistemi tasarımı ve simülasyonunu yapmak üzere CAD yazılımı ile elde edilen katı model, malzeme özellikleri, mafsal serbestlik dereceleri ve uzuv atalet momentleri ile birlikte Matlab/SimMechanics ortamına aktarılmıştır. Tez kapsamında, yük taşıyan insan yürüyüşünü destekleyici dış iskelet için gerekli kontrolcüler tasarlanmış olup Matlab/SimMechanics ortamında simülasyonlar yapılarak tasarımı yapılan kontrolcülerin performansı dış iskeletin değişik sırt yükleri ve giriş fonksiyonları altındaki performansı incelenerek değerlendirilmiştir. Matlab/Simmechanics ortamında yapılan simülasyonlar ile dış iskelet sisteminde kullanılacak sensörlerin tipi ve sayısı ile eklemlere yerleştirilen eyleyicilerin tipi ve karekteristik özellikleri belirlenmiştir. Dış iskelet sisteminde servovalf ile kontrol edilen iki adet hidrolik silindir bulunmaktadır. Sırtta taşınan yükün kullanıcıya aktarılan kısmı kullanıcının ayağının altına yerleştirilen kuvvet sensörleri ile algılanmaktadır. Tez kapsamında tasarımı yapılan dış iskelet sisteminin prototipi üretilmiştir. Dış iskelet sisteminin kontrolü XpcTarget ile uyumlu PC104 tabanlı bir bilgisayar ile gerçekleştirilmiştir. Dış iskelet sisteminin kontrol mimarisi oluşturulurken daha az işlem yükü gerektiren basit bir kontrol algoritması kullanımı öngörülmüş, bu amaçla, PI kontrolcü içeren iki aşamalı bir kontrol mimarisi ve ağ tabanlı bulanık önerme sistemi (ANFLC) kullanılan ikinci bir kontrol mimarisi kullanılmıştır. Prototip dış iskelet sistemi ile yapılan yürüyüş denemelerinden elde edilen veriler kullanılarak dış iskelet sisteminin performansı değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Alt-ekstremite dış iskelet, ANFLC, dış iskelet, insan yürüyüşü, kuvvet geri beslemeli kontrol, PI kontrol, yük taşıma

ABSTRACT

Ph.D THESIS

DESIGN OF LOWER EXTREMITY EXOSKELETON ASSISTING WALKING OF LOAD CARRYING HUMAN

Yusuf ŞAHİN

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
2014, 121 Pages

Jury
Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI
Assoc. Prof. Dr. Mete KALYONCU
Assoc. Prof. Dr. Nihat YILMAZ
Asist. Prof. Dr. Koray KAVLAK
Asist.Prof. Dr. Ümit ÖNEN

In this thesis, design and control of a lower extremity exoskeleton that supports walking of load carrying human is realized and a prototype of developed system is constructed. Transmission of minimum amount of the back load to the user is targeted in the exoskeleton system. In this context, kinematic design of the exoskeleton system is accomplished taking into account human anatomy in order to attain an ergonomic design. 3D solid model of the exoskeleton system is obtained by using CAD software. Matlab / SimMechanics is used in kinematic and dynamic analysis and simulation of control system of the exoskeleton. For this purpose, 3D solid model obtained by CAD software together with material properties and moment of inertia of members, degrees of freedom at the joints are transferred to Matlab/Simmechanics environment. Controllers to be used in control of the exoskeleton system are designed by simulations carried out in Matlab / SimMechanics environment. Simulations are carried out under various back loads and input functions in order to determine the performance of designed contollers. Type and number of sensors and types and characteristic properties of actuators are determined by using results of Matlab / SimMechanics simulations. Two servovalve controlled hydraulic cylinders are used in actuation of the exoskeleton system. Amount of the load transmitted to the user's feet is measured by force sensors placed under user's feet. A prototype of the developed lower extremity exoskeleton is constructed. Control of the exoskeleton system is accomplished by using an Xpctarget compatible single board computer PC104. Developed exoskeleton system is contolled by using a two-stage control architecture containing a PI controller. A second control architecture containing a neural based fuzzy inference system is also used in control of the exoskeleton system. A controller using a simple algorithm that requires low operation time is aimed in controller design. Data obtained from walking experiments carried out with the prototype exoskeleton system are used in order to evaluate performance of developed exoskeleton system.

Keywords: ANFLC, Exoskeleton, force feedback control, human gait, lower- extremity exoskeleton, load carrying, PI control

ÖNSÖZ

Öncelikle böylesine yenilikçi ve kapsamlı bir konuda çalışmam için beni yönlendiren tez ve proje danışmanım Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI 'ya, çalışmanın her adımında değerli yardımlarını esirgemeyen yardımcı tez danışmanım ve aynı zamanda tezimin altyapısını oluşturan 108M289 Numaralı "Yük Taşıyan İnsan Yürüyüşünü Destekleyici Alt Ekstremite Dış İskelet Geliştirilmesi" başlıklı TÜBİTAK Projesinin yürütücüsü olan Doç. Dr. Mete KALYONCU 'ya ve diğer ekip üyeleri Doç. Dr. Nihat Yılmaz'a, Yrd. Doç. Dr. Ümit ÖNEN 'e, Yrd. Doç. Dr. Mustafa TINKIR 'a, Arş. Gör. Abdullah ÇAKAN 'a ayrıca laboratuvar çalışmalarımdaki verdikleri destek için Arş. Gör. M. Arif ŞEN ve Erdi GÜLBAHÇE 'ye teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, çalışmalarım boyunca bana gösterdikleri ilgi ve destekten dolayı eşim ve tüm aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yusuf ŞAHİN
KONYA-2014

İÇİNDEKİLER

ÖZET iv
ABSTRACT v
ÖNSÖZ vi
1. GİRİŞ 1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI 7
3. İNSAN ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ 24
3.1. İnsan Yürüyüş Aşamaları 26
3.1.1 Ayak mafsalı 27
3.1.2. Diz mafsalı 28
3.1.3. Bel mafsalı 29
3.2. Değişken Hızların CGA Verilerine Etkisi 31
3.3. Değişken Sırt Yükünün CGA Verilerine Etkisi 32
3.4. Dış İskelet Sistemi İçin Yürüyüş Verileri Analiz Sonuçları 32
4. DIŞ İSKELET SİSTEMİ DİNAMİK MODELİ 34
4.1. Dış İskelet Sisteminin Kinematik Analizi 34
4.2. Mafsalların Serbestlik Derecesi ve Hareket Aralığının Belirlenmesi 34
4.3. Bacak Mekanizması Sentezi Ve Optimizasyonu 37
4.4. Dış İskelet Sisteminin Dinamik Analizi 39
5. EYLEYİCİ SEÇİMİ VE TASARIMI 45
5.1. Eyleyici Seçimi 45
5.1.1. Eyleyici hareket aralığı ve hızının belirlenmesi 45
5.1.2. Eyleyici boyutu 46
5.1.3. Kontrol kabiliyeti 46
5.1.4 Dış İskelet Sistemi için Hidrolik Eyleyici Seçimi 48
5.2. Hesaplanan Hidrolik Silindirin Doğrulanması 52
6. DIŞ İSKELET SİSTEMİ MEKANİK TASARIMI 53
6.1. Gövde Tasarımının Kriterleri 53
6.2. Mekanik Tasarım 54
6.2.1 Bel tasarımı 56
6.2.2 Üst bacak ve alt bacak tasarımı 57
6.2.4 Ayak tasarımı 59
7. DIŞ İSKELET SİSTEMİ KONTROLCÜ TASARIMI 63
7.1 Kontrol Mimarisinin Seçimi 63
7.1.1 Yer Tepki Kuvvetleri Kontrolü 64

7.1.2 Doğrudan kuvvet geri beslemeli kontrol 64
7.1.3 Sanal genelleştirilmiş kuvvet kontrolü 65
7.1.4 Empedans kontrol 65
7.2. Kontrolcü Tasarımı 68
7.2.1 Oransal-integral-türev (PID) kontrol teorisi 68
7.2.2 Ağırlıkladırılmış geri besleme sinyali ile dış iskelet sisteminin PI kontrolü 69
7.2.3 Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol (ANFLC) teorisi 71
7.2.4 ANFLC kontrolün dış iskelet sistemine uygulanması 77
7.3. Dış İskelet Sistemi Kontrol Elektroniği Tasarımı 79
8. DIŞ İSKELET SİSTEMİ PERFORMANS TESTLERİ 85
8.1. PI Kontrol Sonuçları 85
8.2. Bulanık Mantık Kontrolcü Sonuçları 89
9. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME 94
KAYNAKLAR 99
EKLER 107
Ek 1. Farklı Yürüyüş Hızlarında Oluşan CGA Grafikleri 107
Ek 2. Farklı Sırt Yüküne Göre Oluşan CGA Grafikleri 110
ÖZGEÇMİŞ 113

1. GİRİŞ

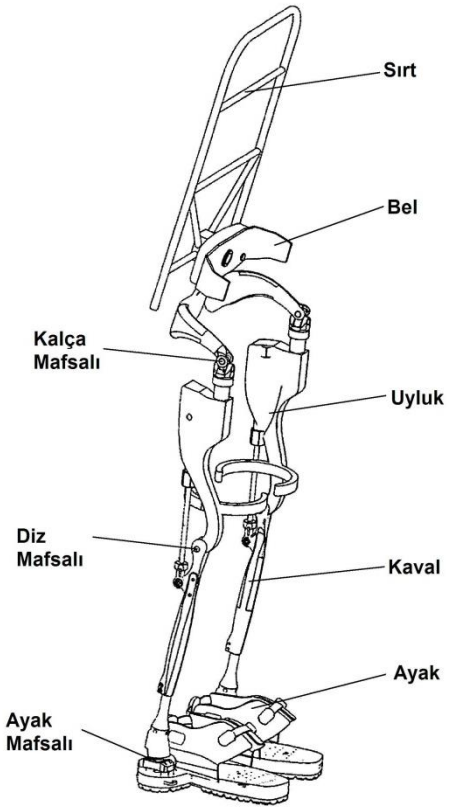
Dış iskelet sistemleri insan ile etkileşim içinde çalışan bu nedenle, insan anatomisine uygun yapıya sahip olacak şekilde tasarlanan robotlardır. Dış iskeletler, askeri, endüstriyel ve eğlence amaçlı birçok uygulamada kullanılarak insanlara önemli yararlar sağlamaktadır. Dış iskeletler genellikle insanın yapacağı yürüme, koşma, oturma, kalkma, ağır yük taşıma gibi temel işlerde insana destek olmak amacıyla geliştirilmekte, bunun dışında rehabilitasyon ve tedavi amacıyla da kullanılabilmektedir. Gelişen eyleyici ve sensör teknolojileri ile dış iskelet sistemleri daha güçlü, dinamik ve ergonomik bir yapıya kavuşmakta ve bu sayede kullanım alanları genişlemektedir. Günümüzde dış iskelet sistemleri geniş bir kullanım alanı ile neredeyse insanın olduğu her ortamda farklı tasarımlarla göze çarpmaktadır.

Dış iskelet sistemlerini kullanım amacına göre sadece insanın kol ve bel bölgesini destekleyebileceği gibi yük taşıma amaçlı olarak bel ve bacakları da destekleyebilmektedir. İnsan üst bölgesini desteklemek için tasarlanan dış iskeletler üst-ekstremite olarak adlandırılmaktadır. Diğer taraftan bel ve bacaklar destekleniyorsa alt-ekstremite olarak tanımlanmaktadır.

Bu tez kapsamında insan vücuduna uyumlu, insan yürüyüşünü destekleyen giyilebilir alt-ekstremite bir dış iskelet sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem ağır sırt yükü taşımak zorunda olan insanlar için destek amacıyla kullanılmaktadır. Teknolojinin yoğun olarak kullanıldığı günümüzde askeri ve endüstriyel alanlarda iş gücünün büyük bölümünde yoğun olarak kullanılan makine ve teçhizatlar insanın fiziksel kapasitesinin çok üzerinde bir performansla çalışmasını sağlamaktadır. Bu amaca uygun olarak sırtında yük taşıyan insanın yürüyüşünü destekleyen bir dış iskelet sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen dış iskelet, askerlikte, endüstride eğlence sektöründe farklı amaçlarla kullanılabilecektir. Tez kapsamında tasarlanan dış iskelet sisteminin prototipi üretilmiş, üretilen prototip yük taşıyan insan yürüyüşüne ne ölçüde destek olduğunu belirlemek amacıyla test yürüyüşlerinde kullanılarak performansı incelenmiştir. Geliştirilen dış iskelet sisteminin genel yapısı Şekil 1.1'de görülmektedir.

Dış iskeletler, verilen görevleri istenen hızda ve doğrulukta gerçekleştirmesi için uygun eyleyiciler ve bu eyleyicileri gerekli hassasiyet ve doğrulukta kontrol edecek kontrolcü ve yazılıma ihtiyaç duymaktadır. Bunun yanında iskelet sisteminin

mekanik tasarımı insan ile tam bir uyum içerisinde çalışabilecek şekilde ergonomik olmalı ve insan sağlığını tehdit etmeyecek şekilde mekanik kısıtlara sahip olmalıdır. Dış iskelet sisteminde eyleyici olarak servo motorlar, hidrolik silindirler, pnömatik silindirler vb. birçok aktif eyleyici kullanılabileceği gibi yay, damper vb. pasif eyleyiciler de kullanılabilmektedir.



Şekil 1.1 Yük taşımaya yardımcı alt ekstrem dış iskelet sisteminin genel görünümü

Dış iskelet sisteminin kontrolünde kullanılan eyleyici ve sensör teknolojisine göre farklı yöntemler kullanılmaktadır. Sistemin kontrolünde enkoder, kuvvet sensörleri, EMG sensörleri, ivmeölçerler, jiroskop, vb. ile farklı büyüklükler ölçülerek doğru, hızlı ve kararlı bir kontrol amaçlanmaktadır.

Geliştirilen dış iskelet sistemi:

- Farklı vücut ölçülerine sahip kullanıcı için uygun boyutlara ve ayar mekanizmalarına sahip olmalı, böylece kullanıcıların rahat yürüyüşünü sağlamalıdır.

- Klinik yürüyüş analizi verileri ile uyumlu olan yumuşak ve sürekli yürüyüş hareketini gerçekleştirmeli, bu hareketi gerçekleştirmek için gerekli hız ve tork ihtiyacını karşılayabilmelidir,
- İstenilen yürüyüş hareketini belirlenen doğrulukta gerçekleştirebilen kararlı bir kontrol sistemine sahip olmalıdır.
- Mekanik ve elektriksel tehlikelerle ilgili riskler yönünden kullanıcıya zarar vermeyecek bir yapıda olmalı ve gerekli emniyet şartlarını sağlamalıdır.

Bu tez kapsamında literatürde bulunan dış iskelet sistemleri analiz edilerek kullanılan mekanizmalar, sensörler ve kontrol yöntemleri ikinci bölümde özetlenmiştir. 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 insan anatomisi ve biyomekaniği incelenmiştir. İnsana ait mafsal hareketleri, uzuv boyları ve hareket karakteristiği hakkında bilgi edinmek için insan üzerinden alınan ölçümler ile oluşturulan açı, tork ve güç grafiklerini içeren yürüyüş analizi (CGA) incelenerek değerlendirilmiştir. Her bir mafsala ait hareket aralığı ve güç gereksinimleri irdelenerek tasarım aşaması için ön hazırlık yapılmıştır.

Dördüncü bölümde, alt-ekstremite dış iskeletin kinematik analizi yapılarak dinamik modeli elde edilmiştir. Dinamik modelin elde edilmesinde SolidWorks ve MATLAB yazılımları koordineli olarak kullanılmıştır. SolidWorks yazılımında elde edilen katı model, MATLAB yazılımının Simulink/SimMechanics paketi kullanılarak iskeletin kinematik zinciri ve uzuvların atalet momentleri simülasyon ortamına taşınmıştır. Bu şekilde gerçekçi bir dinamik model oluşturulmuştur. MATLAB-SimMechanics ortamında elde edilen dinamik model kullanılarak yürüyüş ve kontrol uygulamaları sanal ortamda yapılmıştır.

Beşinci bölümde dış iskelet sisteminde kullanılan eyleyici tipleri karşılaştırılarak geliştirilen sistem için kullanılacak eyleyici tipi belirlenmiştir. Sistemde kullanılacak eyleyici güç, hız, boyut, ağırlık ve kontrol edilebilirlik bakımından incelenmiş ve hidrolik silindirlerle sistemin çalıştırılmasına karar verilmiştir. Bu eyleyici için boyutlandırma ve güç hesapları bu bölümde yapılmıştır.

Altıncı bölümde, geliştirilen dış iskelet sisteminin hareket aralıkları ve serbestlik derecesi belirlenerek mekanik tasarım üzerinde durulmuştur. Sistemin mekanik tasarımları Solidworks ve Unigraphics yazılımları kullanılarak yapılmıştır. Yapılan tasarım Unigraphics yazılımı içerisinde bulunan parametrik insan modeli ile kontrol edilerek tasarım doğrulaması yapılmıştır.

Yedinci bölümde, dış iskelet uygulamalarında kullanılabilecek kontrol mimarilerinin karşılaştırmalı analizi yapılmış ve dış iskelet sisteminde kullanılacak kontrol mimarisi seçilmiştir. Seçilen kontrol yönteminin MATLAB yazılımı kullanılarak imalatı gerçekleştirilen dış iskelet sistemi üzerinde denemeleri yapılmış ve optimum bir çözüme ulaşılmaya çalışılmıştır.

Sekizinci bölümde dış iskelet sistemi ile düz bir zeminde yürüyerek bir önceki bölümde belirlenen kontrolcü performansları incelenmiştir. Performans kriteri olarak kontrolcünün giriş ve çıkış grafiğinin yanında hidrolik basınç ve açı/tork grafikleride incelenmiştir.

Motivasyon

Bu tez kapsamında insan anatomisine uygun, ergonomik bir dış iskelet sistemi geliştirilmesi, geliştirilen sistemin prototipinin üretilerek yük taşıma denemelerinde kullanılması amaçlanmaktadır. Dış iskelet sisteminin tasarımında 25 kg'lık sırt yükü ile yapılan yürüyüşte bir çevrimin 2 saniyede tamamlaması öngörülmüştür. Geliştirilen dış iskelet sisteminin sırtında yük taşıyan yayanın yürüyüşüne ne ölçüde destek olduğu, yürüyüş esnasında kullanıcı dış iskelet sisteminin ne ölçüde uyumlu olduğu, dış iskelet sisteminin hareketlerinin yumuşaklığı ve akıcılığı değerlendirilecektir. Kullanım esnasında oluşan kuvvetler ölçülerek sistemin kontrolünde kullanılan kontrolcülerin başarısı değerlendirilecektir. Aynı zamanda silindir kuvveti ve silindir hidrolik basınç değişimleri incelenerek sistem üzerinde kullanıcıya rahatsızlık verecek titreşimlerin oluşup oluşmadığı, oluşuyor ise hangi seviyelerde olduğu kontrol yöntemi dikkate alınarak incelenecektir. Bu sayede sistemin kullanıma uygunluğu ve verimliliği gözlemlenecektir.

Literatüre Yapılan Katkılar

Tez çalışmasında geliştirilen dış iskelet sistemi için iki farklı kontrol mimarisi geliştirilerek her iki sistemin de performansları karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. İlk olarak; yürüyüşün hem salınım hem de destek fazlarının aynı kontrolcü ile kontrol edilmesine imkân veren PI tabanlı bir algoritma geliştirilmiştir. Geliştirilen dış iskelet sisteminde, ayak tabanından ölçülen kuvvet sinyali ile silindir kuvveti sinyaline ait geri besleme çevrimine ilave olarak tahrik silindiri basınç sensörüne ait sinyalin ağırlıklandırılarak geri beslenmesini mümkün kılan ikinci bir geri besleme çevrimi içeren özgün bir kontrol mimarisi kullanılmıştır.

Geliştirilen iki geri besleme çevrimi içeren kontrol mimarisi, yürüyüşün destek modunda sadece ayak tabanından ölçülen kuvveti dengelemeye çalışmakta, yürüyüşün salınım fazında ise kullanıcıya hareket rahatlığı sağlamak amacıyla tahrik silindiri kuvvetine ait sinyali ağırlıklandırılarak geri beslemektedir. Bu sayede salınım fazında silindir kuvvet sensörü üzerindeki küçük değişimler büyütülerek geri beslenmekte ve bunun sonucunda sistem kullanıcının yapmak istediği hareketlere karşı daha duyarlı olmaktadır. Geliştirilen PI tabanlı özgün kontrol mimarisi, hesaplama yükünü azaltan yapısı nedeniyle gerçek zamanlı uygulamalarda kullanılabilen ve tek bir PI kontrolcü içeren kontrol mimarisine göre oldukça iyi performans gösteren özelliğe sahiptir.

Geliştirilen dış iskelet sisteminin kontrolünde kullanılmak üzere adaptif ağ tabanlı bulanık mantık esaslı (ANFLC-Adaptive Network based Fuzzy Inference System) ikinci bir kontrolcünün de tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan özgün adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol Sisteminde geri besleme sinyali olarak kullanıcının ayak tabanından alınan kuvvet sinyali ile tahrik silindiri kuvvetine ait sinyal kullanılmıştır. Kullanılan iki girişli ve bir çıkışlı ANFLC esaslı kontrolcü, doğal olarak gerçek zamanlı kullanıma uygun ve daha az işlem zamanı gerektiren yapıya sahiptir. Prototip dış iskelet sistemi ile yapılan yürüyüş denemelerinde elde edilen sonuçlar tez kapsamında geliştirilen PI ve ANFLC tabanlı kontrolcülerin performansını karşılaştırmalı olarak değerlendirmek üzere kullanılmıştır.

Dış iskelet sistemine ait hidrolik güç ünitesinin enerji verimliliğini sağlamak amacıyla sistemde kullanılan hidrolik pompanın sadece sistemin güce ihtiyacı olduğu

zamanlarda çalışmasını sağlamak üzere bir kontrolcü tasarımı yapılmış, kontrol işlemi sırasında sistemdeki basınç dalgalanmalarının önlenmesi amacıyla sisteme bir hidrolik akümülatör eklenmiştir.

Teşekkür

Bu bilgiler ışığı altında hazırlanarak Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Gurubuna (TÜBİTAK) sunulan bu proje 108M289 proje numarasıyla desteklenmiştir. Projenin gerçekleştirilmesinde finansal destek sağlayan TÜBİTAK'a ve sağlanan laboratuvar imkânları ve ekipman desteği için kurumumuz Selçuk Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümüne teşekkür ederiz.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Geçmişi oldukça eskiye uzanan dış iskeletler, robotik alanındaki gelişmelere paralel olarak günümüzde insanların kullanabileceği hafif ve güçlü cihazlar haline dönüşmüştür Ağır sırt yükü ile uzun mesafeler kat etmek zorunda kalan insanların, hissetmiş olduğu sırt yükü miktarını azaltıp performanslarını artırmak amacıyla birçok dış iskelet geliştirilmiştir. Dış iskeletlerin ağır sırt yükü ile uzun mesafeler yürümek zorunda kalan piyade askerlerinin performansını artırmak için kullanılabilir olması Amerikan hükümetinin yoğun ilgisini çekmiş ve İleri Savunma Araştırma Projeleri Dairesi (DARPA), farklı farklı üniversite ve kuruluşlarda yürütülen dış iskelet projelerine önemli destekler sağlamıştır.

DARPA tarafından desteklenen ilk dış iskelet sistemi projesi, 2000'li yılların başında Berkeley üniversitesi tarafından geliştirilmiştir (Şekil.2.1). BLEEX isimli bu cihaz dünyanın ilk yük taşıyabilen otonom dış iskeletidir. Cihazın amacı kuvvet ve dayanıklılığını standartların üzerine çıkararak kullanıcısının ağır sırt yüklerini hissetmeden taşıyabilmesini sağlamaktır. BLEEX iki adet bacak, kontrol ve güç ünitesi kısımlarından oluşmaktadır. Kalça, diz ve ayak mafsalları hidrolik silindirler ile güçlendirilmiştir. İskeletin kontrolünde birbirlerine ağ ile bağlanmış kırktan fazla sensör kullanılmıştır. Kontrol için gerekli sinyallerin tamamı dış iskeletin kendisinden ölçülmektedir. BLEEX 'in amacı kullanıcıyı değil sırt yükünü desteklemek olduğu için kullanıcıdan herhangi bir ölçüm alınmamaktadır. Güç ünitesi hidrolik silindirler ve kontrolcünün ihtiyaç duyduğu enerjiyi içten yanmalı bir motor vasıtasıyla sağlamaktadır. Cihaz 75 kg sırt yükünü 0,9 m/s yürüyüş hızı ile taşıyabilmiştir. BLEEX, hantal yapısı nedeniyle manevra kabiliyetinin zayıf olması ve eyleyicilerinin bazı durumlarda yeterli güç sağlayamaması gibi eksikliklerine rağmen ve dış iskelet çalışmalarına çok önemli katkılarda bulunmuştur. BLEEX projesinde, dış iskeletlerde kullanılabilecek birçok eyleyici tipi ve kontrol algoritması denenmiş ve birbiriyle karşılaştırılmıştır.



Şekil 2.1. Berkeley Alt Ekstrem Dış İskelet (BLEEX)

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. Geliştirilen üç yeni dış iskelette de boyutlar ve ağırlık BLEEX 'e göre önemli oranda düşürülmüştür. HULC, sadece diz mafsallarına yerleştirilen elektro-hidrolik eyleyiciler ile güçlendirilmiştir. Yapılan denemeler sonucunda 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 2.2. Berkeley Bionics tarafından geliştirilen HULC



Şekil 2.3. Berkeley Bionics tarafından geliştirilen ExoHiker ve Exo Climber

DARPA destekli bir düğer proje ise Raytheon Sarcos tarafından askeri amaçla geliştirilen XOS isimli tüm gövde dış iskelettir. Cihaz, askerlerin atikliğini ve dayanıklılığını artırmanın yanında ağır yükler taşıyabilmesini de sağlamaktadır. XOS, BLEEX ’den farklı olarak sadece bacakları değil tüm gövdeyi desteklemektedir. Cihazda eyleyici olarak omuz, dirsek, kalça, diz ve ayak mafsallarına yerleştirilen elektro hidrolik eyleyiciler kullanılmıştır. BLEEX ’den farklı olarak sadece doğrusal değil döner eyleyicilerde kullanılmıştır. Cihazın kontrolü, kullanıcıdan ölçülen hareketlere göre eyleyicilerin destek miktarını ayarlayabilen mikro kontrolcüler ile sağlanmıştır. Ancak XOS için gerekli gücü yeterli süre sağlayabilecek taşınabilir bir güç ünitesi geliştirilememiştir. Şirketin 2010 yılında geliştirdiği XOS-2 isimli 2. prototip Time dergisi tarafından en iyi 50 buluş içinde gösterilmiştir. Hafifletilmiş gövdesi ve türbülanssız olarak çok daha yüksek debide akışkan sağlayabilecek şekilde yeniden tasarlanan servo valfler ile XOS-2’nin güç gereksiniminin ilk prototipe göre yaklaşık %70 oranında azaltılması hedeflenmiştir. Cihaz 68 kg. sırt yükünü kullanıcıya hissettirmeden taşıyabilmiştir.



Şekil 2.4. Raytheon Sarcos tarafından geliştirilen XOS

DARPA destekli bir diğer dış iskelet projesi ise Massachusetts Teknoloji Enstitüsü (MIT) Biyomekatronik grubu tarafından geliştirilmiştir. Ağır sırt yükü taşıyan insanların hissettikleri yük miktarını azaltmayı hedefleyen bu alt ekstrem 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 aşırı 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. MIT tarafından geliştirilen dış iskelet

Bir diğer tüm gövde dış iskelet Japon Cyberdyne firması tarafından geliştirilmiştir. Hybrid Assistive Limb (HAL) adı verilen cihazda lineer eyleyiciler yerine elektrik motorları kullanılmıştır. Dış iskeletin kalça, diz, omuz ve dirsek mafsallarına yerleştirilen motorların hareketi, kullanıcının kaslarından elde edilen elektrik sinyalleri ile kontrol edilmektedir. Kullanıcının belirli kas gruplarına yerleştirilen yüzey EMG elektrotları kasların kasılmasıyla meydana gelen elektrik sinyallerini belirler. Bu sinyaller yükseltilip kontrolcüde işlenerek kullanıcının niyetlenmiş olduğu hareketler tespit edilir ve bu hareketleri destekleyecek şekilde cihazın eyleyicileri kontrol edilir. İnsan vücudundaki doğal gecikmeden dolayı dış iskeletin motorları kasların kasılmasından biraz daha önce hareket edebilir. Bunun yanında HAL daha önceden kaydedilmiş olan bazı temel hareketleri (sandalyeye oturma ve kalkma gibi) de öğrenerek destekleme yeteneğine sahiptir. Cihazın son geliştirilen modeli olan HAL-5 toplam 23 kg ağırlığındadır ve kullanıcının elinde taşıdığı yükler içinde destek sağlayabilmektedir. Bu cihaz rehabilitasyon ve fiziksel terapinin yanında hasta, sakat ve yaralı insanları taşımak zorunda kalan hastane ve acil yardım personeli tarafından kullanılmak üzere geliştirilmiştir.



Şekil 2.6. Cyberdyne tarafından geliştirilen HAL-5

Yang ve ark. (2005,2007) diz ve kalça mafsalları pnömatik eyleyiciler ile tahrik edilen bir iskelet tasarlamıştır. İskeletin kontrolü için ANFIS (Adaptive Network Based Fuzzy Interface System) kullanmışlardır. Normal bir insanın iskeleti giyerek yürümesi esnasında potansiyometre, kuvvet sensörleri ve görüntü yakalama sisteminden alınan veriler ANFIS ağının eğitiminde kullanılmıştır. Dört eyleyici için dört ayrı ANFIS ağı eğitilmiştir. Eğitilmiş ANFIS ağından elde edilen çıkışların orijinal mafsal eğrileriyle neredeyse tamamen uyuştuğu görülmüştür. Yapılan tasarım ve şematik gösterim Şekil 2.8'de görülmektedir. Şekil 2.9'da bu çalışmada kullanılan hiyerarşik kontrol bloğu görülmektedir. Kontrol için mafsal açıları, oluşan kuvvetler ve görüntü işleme yöntemi beraber kullanılmıştır.

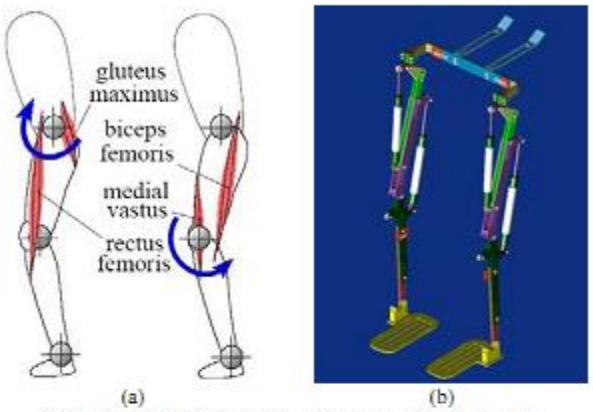
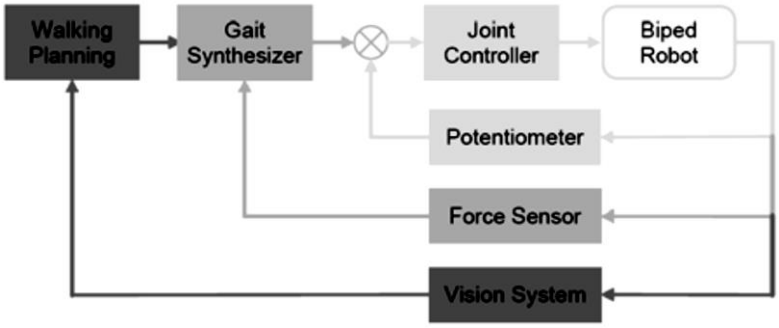
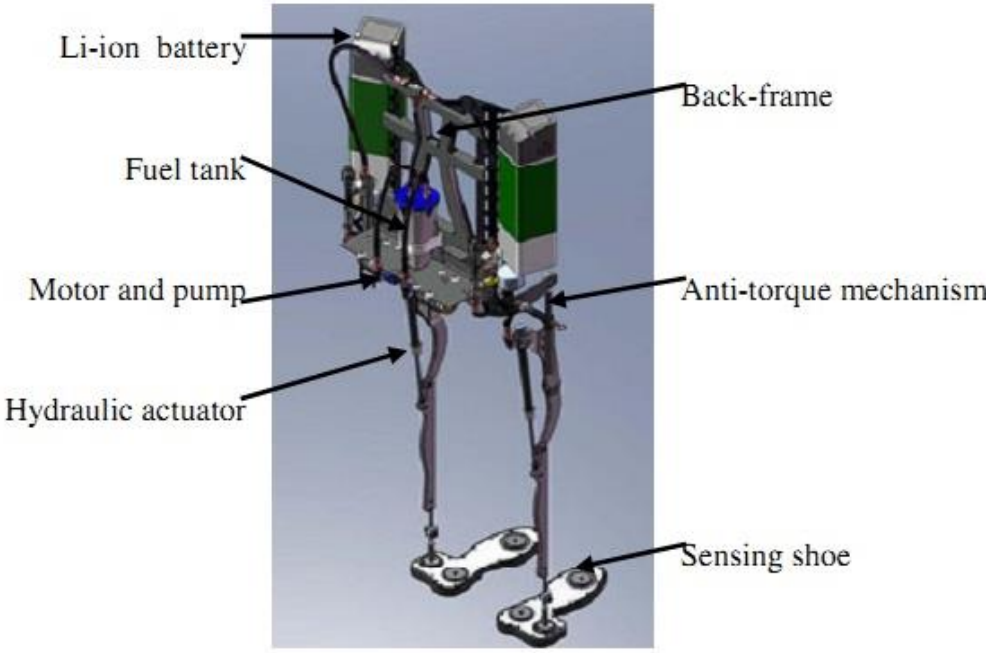


Fig.1. Design of Exoskeleton Leg from Human Leg Model
(a) Representative Muscles for Motion of Hip and Knee
(b) Structure of the Exoskeleton Metal Frame

Şekil 2.8. Yang ve arkadaşları tarafından geliştirilen exoskeleton

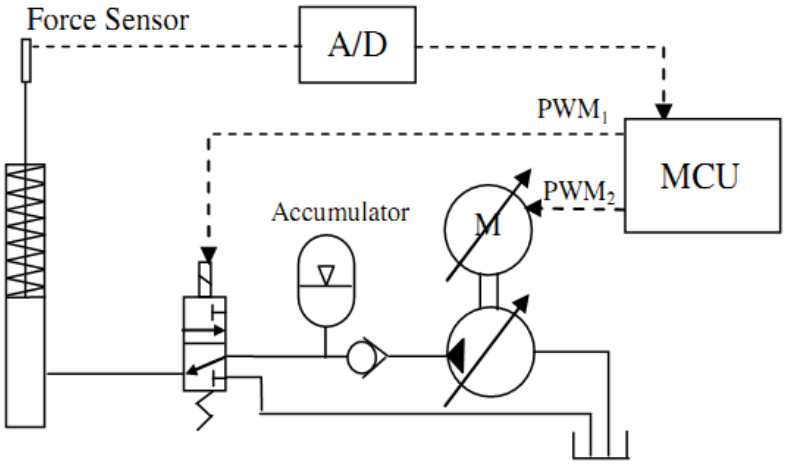


Şekil 2.9. Hiyerarşik kontrol bloğu



Şekil 2.10. ELEBOT exoskeleton ve hidrolik sisteminin genel görünüşü

H.Cao ve ark. (2006) ELEBOT isimli hidrolik eyleyicili dış iskelet geliştirmişlerdir (Şekil 2.10). Bu çalışmada düşük akışlı pompa-valf hibrit kontrollü hidrolik eyleyiciler kullanılmıştır. Kullanılan pompa servo motorla sürülmüş ve yüksek hızlı on-off valf ile konum ayarlanmaya çalışılmıştır. Kontrol için basınç sensörleri ile donatılmış ayakkabı tasarımı yapılarak yer tepki kuvvetleri ölçülmüştür. Ayakkabı ile ölçülen reaksiyon kuvvetlerinin kinematik analiz yardımıyla dizde oluşturduğu tork tahmin edilmiş ve buna göre sistem tahrik edilmiştir. Dış iskeletin kontrolünde PD tip kontrolcü kullanılmıştır. ELEBOT 30 kg 'lık yük ile 3.2 km/s hız yapabilmektedir. Bunun yanında yüksüz olarak 4.5 km/s hız yapabildiği görülmüştür. Sistemin eylenmesinde tek etkili silindir kullanılmıştır. Bunun yanında yüksek frekanslı on-off valf ile akışkan debisi kontrol edilmeye çalışılmıştır. Diğer taraftan geleneksek kontrol için kullanılan servo valfler bu tasarıma göre daha maliyetli, yüksek enerji tüketimi, basınç ve hassasiyet kaybı gibi dezavantajları olduğu savunulmuştur.



Şekil 2.11. ELEBOT exoskeleton hidrolik devre şeması

H.Cao ve ark. (2009) diğer bir çalışmasında fiziksel olarak yürüme güçlüğü çeken hasalar için servomotor kullanılarak geliştirilen bir dış iskelet geliştirilmiştir (Şekil 2.12). Bu iskeletin kontrolünde EMG sinyalleri temel alınarak insanın yürüyüş tahmini anık olarak yapılmıştır. Kontrol algoritması olarak Netural-Network eğitim algoritması kullanılmıştır. Ağın eğitimi anlık olarak yapılmaktadır.

M. Güven ve arkadaşları (2010) çalışmalarında yüksek yoğunluklu ve düşük maliyetli paslanmaz çelik ve hafif ama maliyeti çok yüksek olan titanyum protezlere

alternatif olabilecek yüksek dayanımlı alüminyum alaşımları kullanılarak tasarlanmış, hafif ve aynı anda düşük maliyetli protez tasarımları elde etmeye çalışmışlardır. Bu tasarımlara ulaşmak için parametrik sonlu elemanlar yöntemi ile geometrik optimizasyon çalışması yapılmış ve yapılan sonlu elemanlar analizleri sonucunda temel dört alternatif tasarım için sayısal sonuçlar elde edilmiştir. Optimizasyon sonuçlarını daha anlamlı hale getirmek için maliyet faktörünü de hesaba katılmıştır. Yapılan çalışmada dört malzeme dayanım, ağırlık ve maliyet açısından incelenerek kıyaslama yapılmıştır. Bu malzemeler paslanmaz çelik (AISI 420), Titanyum alaşımı (Ti6Al4V), Alüminyum alaşımı 1(7075-T6), Alüminyum alaşımı 2 (Thyral 200), Alüminyum alaşımı 3 (2024-T3) olarak belirlenmiştir.



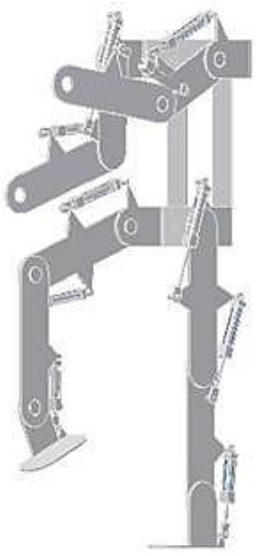
Şekil 2.12. IAE Güç destek sistemi

Çizelge 2.1. Ağırlık – Maliyet karşılaştırması

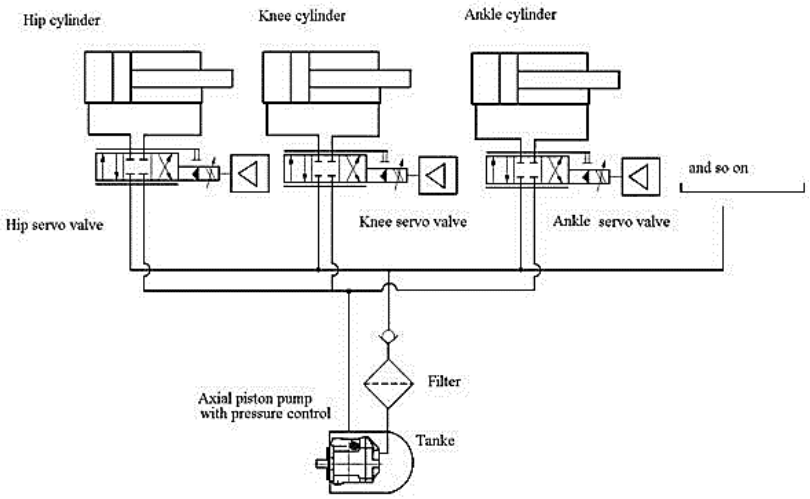
Tasarım turu	**Toplam kütle (gr)**	**Malzeme maliyeti (TL)**	**Maliyet/Ağırlık**
Sadece AISI 420	524	5,25	0,01
Sadece Ti6Al4V	378	89,38	0,24
7075 + AISI 420	463	12,61	0,03
Thyral 200+Ti6Al4V	391	21,25	0,05

Ortaya çıkan tabloda en avantajlı tasarım olarak Thyral 200 + Ti6Al4V kullanılan tasarım göze çarpmaktadır. Thyral 200 + Ti6Al4V kullanılan tasarım, sadece Ti6Al4V kullanılan tasarıma göre yaklaşık %3 daha ağır olmasına rağmen, bu tasarımın malzeme maliyeti sadece Ti6Al4V kullanılan tasarıma göre %76 daha olduğu görülmektedir.

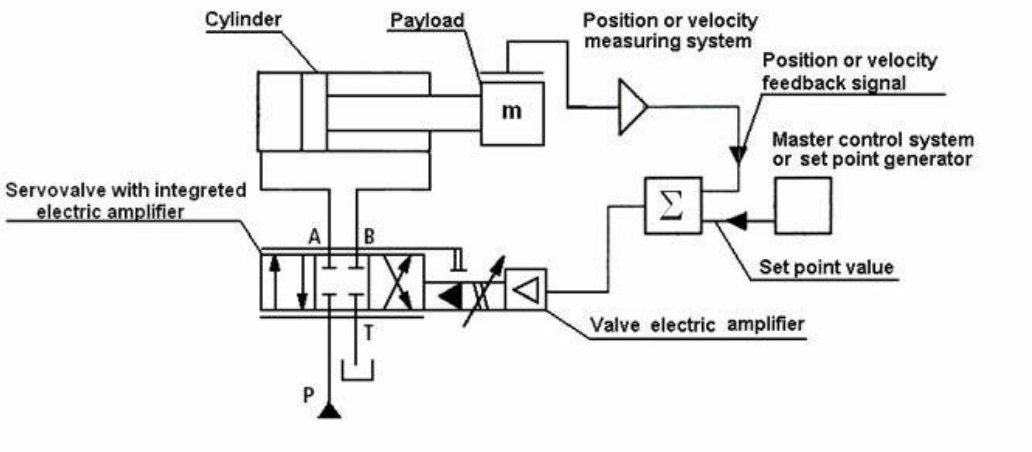
Rusya bilim akademisi destekli G.K.Borovin ve ark. (2006) yaptığı çalışmada 10 serbestlik dereceli bir dış iskelet geliştirmişlerdir (Şekil 2.13). Bütün vücudu desteleyecek şekilde tasarlanmış sistem üzerinde hidrolik silindir ve hidrolik motor olmak üzere iki tip eyleyici test edilmiştir. Yapılan analizler sonucu hidrolik silindirin kullanılması durumunda daha hafif bir sistem elde edilmiştir. Gerek güç gereksiniminin karşılanması gerekse kompakt olması ve istenen hızlarda çalışması bakımından hidrolik silindir tercih edilmiştir. Hidrolik sistem blok diyagramı Şekil 2.14'de görülmektedir. Ağırlık olarak 183.63kg çıkan değer hidrolik silindirler kullanılarak 64.1kg a çekilmiştir. Her türlü yük taşımada kullanılması planlanan sistem servo valfler ile kontrol edilmiştir. Sistemde güç gereksinimi patlamalı motor tarafından sağlanmaktadır. Kontrol için sistemin matematiksel modeli elde edilerek iki durum için sistem cevabı incelenmiştir. Binci durumda oturma pozisyonu olan iki diz ekleminin 90° den 0° ye gelirken giriş sinyali olarak sikloid fonksiyonu alınarak sistem cevabı incelenmiştir. İkinci durum olarak insan yürüyüş verileri verilerek sistem cevabı incelenmiştir. Şekil 2.15'te tek silindir için kontrol bloğu görülmektedir.



Şekil 2.13. Rusya bilim akademisi ve Nanyang teknoloji fakültesi ortaklığında geliştirilen dış iskelet



Şekil 2.14. Hidrolik sistem blok diyagramı



Şekil 2.15. Kontrol bloğu

Low ve ark. (2005), çalışmasında yük taşımaya yardımcı olacak NTU adı verilen bir iskelet geliştirmiştir (Şekil 2.16). Bu proje için gerekli destek Singapur Savunma Bakanlığı tarafından sağlanmıştır. Cihaz kontrol için gerekli olan ölçümleri insanın bacağından yapan bir iç iskelet ve yükü taşıyan bir dış iskeletten oluşmaktadır. Ölçme elemanı olarak iç iskelete bağlanan enkoderler, eyleyici olarak da dış iskeletin kalça, diz ve ayak mafsallarını hareket ettiren motorlar ve sırt kısmını hareket ettiren silindirler kullanılmaktadır. İskeletin kontrolü Sıfır Moment Noktası (ZMP) metodu kullanılarak sağlanmaktadır. Adams ve Matlab programları kullanılarak sıfır moment noktası (ZMP) metoduna dayalı geri beslemeli kontrol şeması ve simülasyon modeli kurulmuştur.



Şekil 2.16. NTU dış iskelet sistemi

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.

Reinicke ve ark. (2005), çalışmasında yapılacak hareketin tarzını belirleyip iskelet bacakların istenilen şekilde yürümesini sağlayacak yörüngeyi hesaplayabilen bir kontrol algoritması geliştirmiştir. Verilerin elde edilmesi için EMG ve kuvvet sensörleri gibi kalibrasyonu zor cihazlar yerine çift eksenli ivmeölçer kullanılmıştır. Niyetlenilen hareketi belirlemek için sağlıklı bacaktan elde edilen veriler kullanılmıştır. Kontrol algoritması, sağlıklı bacaktan elde edilen referans eğriler ile anlık datalar arasında, hatayı minimum yapacak şekilde bir korelasyon yapmaktadır. Böylece niyetlenilen hareket belirlenip sağlıklı bacağın bu hareketi gerçekleştirmek için izlediği yörünge hesaplanarak, hasta bacağın bu yörüngeyi izlemesi sağlanmıştır. Sonuçlar referans yörünge ile gerçekleşen yörüngenin birbiri ile neredeyse aynı olduğunu göstermiştir. Fakat çalışmada testlerin hepsi sağlıklı insanlar üzerinde yapılmış olup hasta insanlar üzerindeki testler ilerideki çalışmalara bırakılmıştır.

Bugüne kadar yapılan birçok dış iskelet uygulamasının eyleyici sistemi ve kontrol yöntemi bakımından karşılaştırması Çizelge 2.2'de verilmiştir.

Çizelge 2.2. Geliştirilen bazı dış iskeletlerin; kullanım amacı, eyleyici sistemi ve kontrol yöntemi bakımından karşılaştırılması

Ad	Tip	Eyleyici Sistemi	Kontrol Sistemi	Avantaj ve Dezavantaj
Raytheon Sarcos	Tüm Vücut Desteği	Omuz, dirsek, kalça, diz ve ayak mafsallarını hareket ettiren elektro-hidrolik eyleyiciler kullanılmıştır.	Niyetlenen Hareket Kontrolü (Dış İskeletten elde edilen sinyaller ile)	90 kg taşıma kapasitesi vardır. Yüksek enerji ihtiyacından dolayı enerji ihtiyacı dışardan sağlanmaktadır
MIT Exoskeleton	Alt-Ekstremite	Kalça mafsallarında kuvvet kontrollü eyleyiciler, diz mafsallarında değişken damper mekanizmaları ve ayak mafsallarında pasif yaylar kullanılmıştır.	Bel mafsalında kuvvet geri beslemeli kontrol kullanılmıştır. Diğer eklemler pasif eyleyiciler ile tahrik edilerek hareket esnasında oluşan gücün depolanarak tekrar kullanılması sağlanmıştır.	35 kg 'lık sırt yükünü %90 oranında taşıyabilmektedir. Hafif bir yapıya sahiptir. İskelet sistemi toplam ağırlığı 11.8kg dır. Pasif eyleyici kullanımı ile güç tüketimi en aza indirilmiştir.
BLEEX	Alt-Ekstremite	Kalça, diz ve ayak mafsallarını hareket ettiren 6 adet elektro hidrolik eyleyici mevcuttur.	Kontrol için birbirine ExoNet ağı ile bağlı 40'tan fazla sensör kullanılmıştır. Kontrolde, yürüme çevrimi sabit mesnetli ve salınım olmak üzere iki aşamalı olarak tasarlanmıştır. Hareketin tespiti için kol ve bacaklarda 7 adet ivme sensörü kullanılmıştır	34 kg sırt yükünü 0.9m/s hızda taşımaktadır. Güç ihtiyacı iki zamanlı patlamalı motor ile sağlanmıştır. Hantal yapısı ve manevra kabiliyetinin zayıf olması dezavantaj oluşturmaktadır
HULC	Alt-Ekstremite	Diz mafsallarını hareket ettiren 2 adet tek etkili hidrolik silindirlerin yanında bel mafsalında harekete yardımcı olmak amacıyla yay-damper sistemi kullanılmıştır.	Özel olarak kuvvet sensörleri ile donatılan ayak bağlantı tasarımı yürüyüş esnasında oluşan kuvvetleri ölçerek yürüyüşün tahmin edilmesi sağlanmış ve ZMP kontrol yöntemi kullanılarak hibrit bir kontrol algoritması geliştirilmiştir.	Saatte 2 mil hız ile yüksüz olarak yürüyen bir kullanıcının oksijen tüketimi %5-12 oranında azalmıştır. 35 kg sırt yükü yürüyen insan için bu oran %15 olarak belirlenmiştir.
HAL 5	Tüm Vücut Desteği	Omuz, dirsek, kalça ve diz mafsallarını hareket ettiren 8 adet servomotor kullanılmıştır.	EMG sinyalleri kullanılarak kullanıcı kas aktivitelerine göre hareket eden bir kontrolcü geliştirilmiştir.	Batarya ile çalışan sistemin kullanım süresi 3 saattir. Toplam ağırlığı 21.3 kg olan sistemin yük taşıma kapasitesi 100 kg dır.
ELOBOT	Alt-Ekstremite	Diz mafsallarını hareket ettiren 2 adet tek etkili elektro hidrolik eyleyici kullanılmıştır. Ayrıca basınç kontrolü amacıyla pompa, servomotor ile tahrik edilmiştir.	Ayak tabanından ölçülen kuvvete göre bir kontrol algoritması geliştirilmiştir. Eyleyicinin ihtiyaç duyulan kuvveti oluşturması için devri ayarlanabilen servomotor ile sürülen hidrolik pompa kullanılmış ve on/off yön denetim valfine PWM sinyali uygulanarak silindir konumu ayarlanmıştır.	30 kg' a kadar yük taşıyan sistemin toplam ağırlığı 22kg dır. Sistemde 2 adet 4.5kg 80V LiPo batarya kullanılmıştır. Çalışma basıncı 100 bar dır.
Rusya Bilim Akademisi	Tüm Vücut Desteği	Hidrolik eyleyici kullanılan on serbestlik dereceli bir sistem geliştirilmiştir.	Yürüyüş verisi kullanılan konum kontrolü ile kontrol edilmiştir.	Toplam ağırlığı 64.1 kg olan dış iskelet sisteminin güç ihtiyacı içten yanmalı motor ile sağlanmıştır. Çalışma basıncı 210 bar olarak belirlenmiştir.
Yang ve ark.	Alt-Ekstremite	Bel ve dizi destekleyen 4 adet Pnömatik eyleyici	Normal bir insanın iskeleti giyerek yürümesi esnasında potansiyometre, kuvvet sensörleri ve görüntü yakalama sisteminden alınan veriler ANFIS ağının eğitiminde kullanılmıştır.	Sistem öncelikli olarak boşta çalıştırılmış ve sensörlerden alınan veriler ANFIS kontrolcü eğitimi için kullanılmıştır.
Zhu ve ark.	Alt-Ekstremite	Diz mafsalı için iki adet tek etkili hidrolik silindir kullanılmıştır.	Kontrol için Pozisyon geri beslemeli PI kontrolcü kullanılmıştır.	Sistem 30kg yükte test edilmiştir.

Costa ve Caldwell (2006), çalışmasında yürüyüş eğitimine yardımcı bir iskelet tasarlamıştır. Eyleyici olarak pnömatik kaslar kullanılmıştır. Bel iki boyutlu olarak diz ve ayak ise tek boyutlu olarak hareketlendirilmiştir. Sistemin 3 boyutlu matematik modeli ve kinematikleri elde edilmiştir. İskelet MATLAB Simulink yazılım kullanılarak hazırlanan PID kontrolcü ile kontrol edilmiştir. Kontrol için gerekli sinyaller basınç ve tork sensörlerinden elde edilmiştir. Deneysel sonuçlar önemli derecede bir gecikme göstermiştir. Ayrıca diz eyleyicisinin gösterdiği performans kabul edilebilir sınırlar içinde değildir. Yapılacak araştırma ve geliştirmelerden sonra bu değerlerin çok daha iyi hale getirilebileceği belirtilmiştir.

Moromugi (2003), bacak ve parmak hareketlerine yardımcı olmak üzere iki tip dış iskelet geliştirmiştir. Bacak iskeletinde her bir mafsalı hareket ettirmek için dört adet pnömatik yapay kas, parmak iskeletinde ise bir adet pnömatik silindir eyleyici olarak kullanılmıştır. İskeletleri kontrol etmek için bu çalışmada geliştirilen yeni tip bir kas rijitlik sensöründen elde edilen kas hareket bilgisine dayalı PD ve ileri beslemeli bir kontrol algoritması kullanılmıştır. Kullanılan sensörlerin avantajları, dış gürültüye olan yüksek dayanıklılıkları ve insan kas aktivitelerini ölçmedeki başarılarıdır. Bacak iskeletinin etkinliği iki tip deneyle ölçülmüştür. Birinci deneyde iskeletin insan gücünü artırmadaki başarısı, ikinci deneyde ise tekrarlanan bacak hareketlerinde operatörün yorgunluğunu azaltmadaki başarısı incelenmiştir. Be deneyler sonucunda iskeletin insan gücünü ve dayanıklılığını artırdığı gözlenmiştir.

Liu ve ark. (2004), çalışmasında NTU iskeleti için Sıfır Moment Noktası (ZMP) metoduna dayalı bir kontrol stratejisi geliştirmiştir. NTU iskeletinin uzuvları ve ayağı, insana ve iskelete ait ZMP değerlerini ölçmek için tasarlanmıştır. İnsandan ölçülen ZMP ve bacak pozisyonu değerleri kullanılarak gövdenin düzeltilmesini sağlayacak iskelet ZMP değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen simülasyon sonuçları gösterilmiştir.

Low ve ark. (2006), çalışmasında LEE adı verilen yük taşıma amaçlı bir iskeletin tasarım ve kontrol aşamalarını göstermiş ve bazı deney sonuçları elde etmişlerdir. LEE insan hareketini ölçen bir iç iskelet ve yükü taşıyan bir dış iskeletten oluşmaktadır. Özel bir ayakkabı insanın sıfır moment noktalarını (ZMPs) ölçmek için kullanılmıştır. Ölçülen insan ZMP değerleri referans olarak kullanılarak, iskeletin ZMP değerleri kararlı yürümeyi sağlayabilecek şekilde kontrol edilmiştir.

COTS programı ve MATLAB xPC Target araç kutusu kullanılarak gerçek zamanlı yürüyüş kontrolü başarıyla uygulanmıştır. Elde edilen deneysel sonuçlar göstermiştir ki ZMP kontrol uygulanarak iskeletin kararlı bir şekilde yürümesi sağlanmıştır.

Walsh ve arkadaşları (2006), yük taşıma amaçlı düşük ağırlıklı bir iskelet geliştirmiştir. Bu çalışma U.S. Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) tarafından desteklenmiştir. İskeletin diz ve kalçasındaki mafsallar güçlendirilmiş ayağındaki mafsal ise serbest bırakılmıştır. Kalça mafsalında eyleyici olarak doğrusal seri elastik eyleyici, diz mafsalında ise değişken damper mekanizması kullanılmıştır. İskelet ile yapılan ilk deneylerde, eyleyiciler çıkarılarak kalça eyleyicisi yerine burulma yayı, diz eyleyicisinin yerine ise değişken empedans aygıtı takılarak gerekli ölçümler yapılmıştır. Daha sonraki deneylerde ise eyleyiciler kullanılarak kuvvet eklenmesinin yük taşıma esnasındaki yürüyüşe etkileri incelenmiştir.

Walsh ve arkadaşları (2006), tasarlanan iskelete mafsal açıları ve yer iskelet kuvvet ölçümlerine dayalı bir kontrol stratejisi uygulamıştır. Kontrol insan yürüyüşünden elde edilen verileri kullanarak yürüyüş esnasında iskelet için gerekli kuvvetleri hesaplamaktadır. İlk deneyler göstermiştir ki diz ve kalça kontrolü gürbüz (robust) bir şekilde gerçekleştirilebilmekte ve iskelet yürüyüş esnasında yükleri etkin bir şekilde yere iletebilmektedir.

Chu ve ark. (2005), çalışmalarında Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) adı verilen yük taşımaya yardımcı bir iskeletin tasarımını gerçekleştirmiştir. BLEEX projesi (U.S. Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) tarafından desteklenmiştir ve güç ve kontrol ünitesini taşıyan ilk iskelettir. Tasarlanan iskelet kalça, diz ve ayak mafsallarından hidrolik silindirler kullanılarak hareket ettirilmektedir. İskelet için gerekli mafsal açıları, torkları ve güç gereksinimleri klinik yürüyüş analizinden elde edilmiştir. İskeletin serbestlik derecesi ve hareket aralığı ise bir maket kullanılarak yapılan testler sonucunda belirlenmiştir.

Beyl ve ark. (2008), bilek yardımı, insan ağırlık desteği ve insan robot etkileşimi konularındaki gelişmeleri irdelemişler ve yapay pnömatik kasa sahip bir yürüyüş rehabilitasyon dış iskeleti geliştirmişlerdir. Kontrol ve tasarım kavramlarının değerlendirilmesi için bir prototip tasarımı yapmışlardır. Mekanik tasarım prosedüründe optimizasyonun önemini vurgulamışlardır.

Dollar ve Herr (2008), alt ekstremite dış iskeletlerin ve aktif ortopedik cihazların tarihi gelişimlerini incelemişler ve tartışmışlardır. Literatürde bu konuda kullanılan donanım, tahrik elemanı, sensörler ve kontrol sistemlerini incelemişler ve avantajlarını ortaya koymuşlardır.

Zhu ve ark. (2012), yük taşımak için alt-ekstrem bir dış iskelet geliştirmişlerdir. Dış iskelet 30 kg sırt yükü taşıyabilecek şekilde tasarlanmıştır. Tek etkili hidrolik silindirler ile çalışan sistemde silindirlerin kontrolü için servo valf kullanılmıştır. Hidrolik devrede dişli pompa kullanılmış ve pompa fırçasız DC motor ile çalıştırılmıştır. Dış iskeletin kontrolünde pozisyon kontrolü için PI kontrolcü kullanılmıştır. Farklı sırt yüklerinde yürüyüş testleri yaparak yürüyüş boyunca diz açısı değişimi ve sistemin hidrolik basınç değişimleri gözlemlenmiştir.



Şekil 2.17. YÜDİS dış iskelet sistemi

Önen ve ark. (2011), ortopedik veya nörolojik rahatsızlıklar, travma, yaşlılık gibi sebeplerle yürüyemeyen veya yürüme zorluğu çeken insanların yürüyüşünü desteklemek amacıyla kullanılacak YÜDİS isimli bir alt-ekstremite dış iskelet tasarımı ve prototip üretimi gerçekleştirmiştir (Şekil 2.17). Bu çalışmada; YÜDİS'in kinematik analizi, mekanik tasarımı, dinamik modellemesi, eyleyici sistem tasarımı, prototip imalatı, kontrol sistemi tasarımı ve performans testleri yapılmıştır. 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 ortamında oluşturulan YÜDİS katı modeli, MATLAB Simulink/Simmechanics ortamına aktarılarak yürüyüş benzetimleri (simülasyonları) gerçekleştirilmiştir. YÜDİS'in kontrolünde, oransal-türev (PD) ve aralık tip-2 bulanık mantık türünde iki farklı kontrolcü kullanılarak kontrolcü cevapları karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar klinik yürüyüş analizi verileri ile mukayese edilerek tasarımı yapılan kontrolcülerin ve YÜDİS'in performansı değerlendirilmiş ve Gerçekleşen mafsal açılarının CGA referans açılarını izlemedeki başarısı yönünden Aralık Tip 2 Bulanık Mantık Kontrolcü, PD kontrolcüye göre daha başarılı bulunmuştur.

3. İNSAN ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ

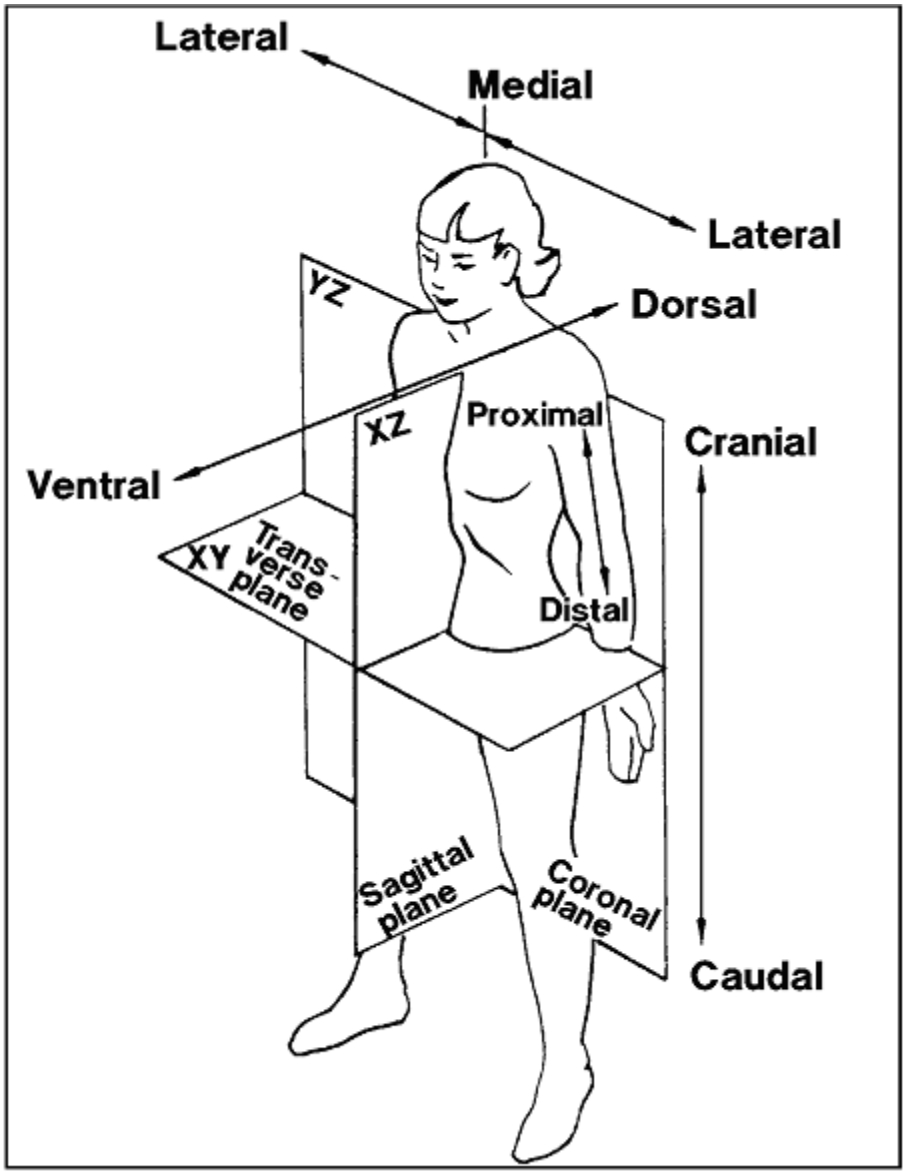
Dış iskelet sisteminin insan ile uyumlu olarak çalışması için öncelikli olarak insan anatomisi ve hareket kabiliyetinin incelenmesi faydalı olacaktır. İnsan vücudunun hareketleri incelenerek mafsalların serbestlik derecesi, uzuv boyları, hareket kısıtları, hız ve tork gibi değişkenlerin elde edilmesi, bize el edilen bu parametrelere ihtiyaç duyan dış iskelet sisteminin mekanik tasarımı, elektronik tasarımı, yazılım gibi birçok konuda yardımcı olacaktır.

Farklı klinik yürüyüş laboratuvarları tarafından yapılan testler sayesinde insan hareket verilerini içeren çok geniş kütüphaneler oluşturularak kullanıma sunulmuştur. Klinik yürüyüş analizi (CGA) olarak isimlendirilen bu veriler, görüntülü hareket yakalama donanımları ile bu donanıma bağlı yer tepki kuvvetini ölçen sensörlerden faydalanılarak elde edilmektedir. Video tabanlı görüntü işleme yöntemi ile insan mafsal açıları tesbit edilmektedir. Bu açıların bulunması için günümüzde farklı donanımlarda mevcuttur. Bunun yanında CGA mafsal torklarının elde edilmesinde ölçüm yönteminin yanında oluşturulan insana ait dinamik denklemler kullanılarak elde edilebilmektedir.

CGA verilerinin gösterimini kolaylaştırmak için aşağıda belitilen kurallar çerçevesinde veriler tekrar düzenlenmiştir.

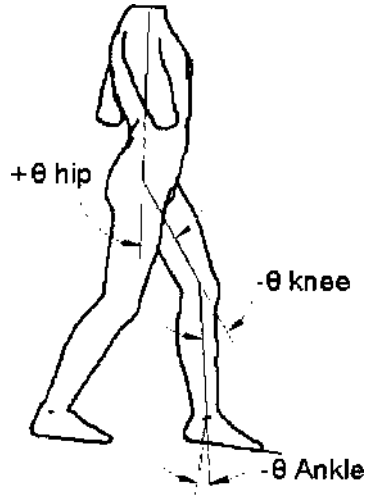
1. Bütün tork verileri 75 kg ‘lık bir insan için normalize edilmiştir.
2. Bütün analizler zamana değil yürüyüş çevrimi yüzdesine göre verilmiştir. Ayak topuğunun yere çarptiği (%0) anda başlayan yürüyüş bir adım sonra aynı topuğun yere değmesi ile tamamlanmaktadır. (%100)

İnsan anatomisine göre hareketleri tanımlamada yardımcı olması açısından Şekil 3.1‘de görülen sagital (XZ), transverse (XY), coronal (YZ) olamak üzere üç referans düzlem tanımlanmıştır.



Şekil 3.1. İnsanın anatomik yapısı ve hareket düzlemleri (NASA RP 1024)

Tezin diğer bölümlerinde çoğunlukla insanın ileri ve geri hareketleri dik eksen olan sagital düzleme göre belirlenecektir. Toplanan bütün CGA verilerine eksen takımlarına göre sağ el kuralına uyacak şekilde işaret dönüşümü yapılmaktadır. Şekil 3.2'de üç ana mafsal açılarının (bel, diz ve ayak) sagittal düzleme göre değişimleri gösterilmiştir.

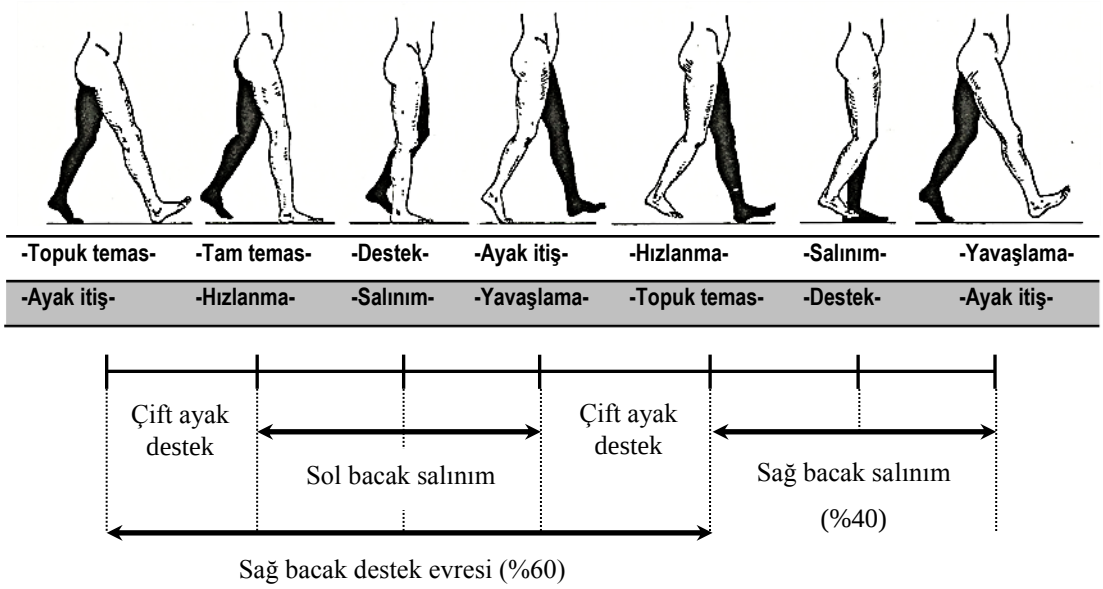


Şekil 3.2. Sagital düzlemde mafsal açı ve işaretleri

Bu bölümde dış iskelet sisteminin tasarımında kullanılacak olan CGA verilerinin seçimi, analizi ve kullanımı üzerinde durulacaktır. CGA verileri, insan hareketlerinin bütününü tanımlamak için yeterli olmasa da insan mafsal hareket ve yönlenmelerini anlamada genel bir yaklaşım için kullanılabilir. Düz bir zeminde yapılan yürüyüşe ait CGA verilerinin içerdiği mafsal açısı, tork ve anlık güç değerleri grafikleştirilerek dış iskelet sisteminin gereksinimlerinin belirlenmesinde kullanılacaktır.

3.1. İnsan Yürüyüş Aşamaları

Genel anlamda yürüyüş iki aşamadan oluşmaktadır. Yürüme esnasında her bacak destek ve salınım fazları arasında değişim göstermektedir. Destek fazı ayağın yere değdiği ve bacağın vücut ağırlığının tamamını ya da bir kısmını taşıdığı ve ileri doğru yönlendirdiği evredir. Salınım fazı boyunca ayak havada ve hızlı bir şekilde destek pozisyonunu almak üzere hareket halindedir. Salınım fazından destek fazına geçen ayak topuğu yere çarpar ve daha sonra parmakların yerden ayrılmasıyla tekrar salınım fazına geçilir. Bu temel yürüyüş hareketi Şekil 3.3'te kabaca yüzde zaman olarak gösterilmiştir.



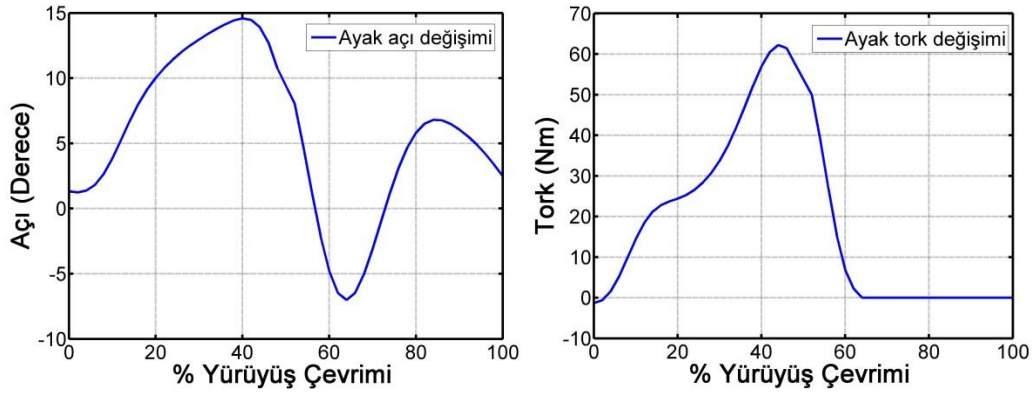
Şekil 3.3. Yürüyüş çevrimi

İnsan yürüyüş analizinde HongKong Polytechnic Üniversitesinin normal yürüyüş veri tabanından elde edilen veriler kullanılmıştır. Bundan sonraki bölümlerde her bir mafsal ayrı ayrı değerlendirilerek ayrıntılı bir şekilde incelenecektir.

3.1.1 Ayak mafsalı

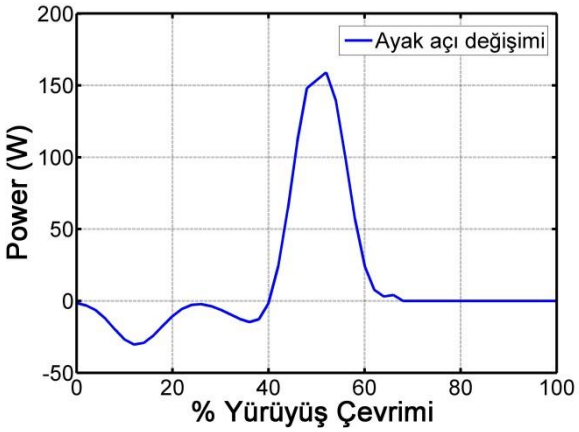
Ayak hareketleri karmaşık bir yapıya sahip olsa da diğer mafsallara göre $+10^{\circ}$ ile -15° arasında değişen düşük hareket kabiliyetine sahip bir mafsaldır. Ayak hareketleri, yürüyüş çevrimi içerisinde dört evrede gerçekleşir.

1) Topuğun yere temas ettiği anda yatay düzleme göre küçük bir hareket gerçekleşir.
2) Ayak destek evresinde yük destek ayağı üzerinden yere aktarılır.
3) Topuğun yerden kalktığı ve bacağın öne doğru hızlı hareketi esnasında yük diğer bacağa aktarılır.
4) Vücudun ileri doğru hızlı bir şekilde hareketi ile ayağın yerden kalktığı salınım hareketinin başlangıcında salınım yapan diğer bacak destek evresine geçer.



Şekil 3.4. Yürüyüş esnasında gerçekleşen ayak CGA açıları (sol) ve torkları (sağ)

Ayakta gerçekleşen tork miktarı, vücudun ileri doğru itildiği yürüyüş çevriminin %45'lik anında maksimum 60 Nm'lik (75 kg'lık bir insan için) bir değere ulaşmaktadır. Yürüyüş esnasında gerçekleşen ayak mafsalına ait anlık güç yürüyüş çevriminin %50 olduğu anda büyük bir tepe yaparak yaklaşık 150W 'a (75 kg insan için) ulaşmaktadır. Enerji destek evresinin ilk yarısında yutulmakta ve vücudun ileri doğru itildiği destek fazının sonuna doğru geri verilmektedir. Salınım fazında ayak mafsalının güç ihtiyacı ihmal edilebilecek kadar azdır.

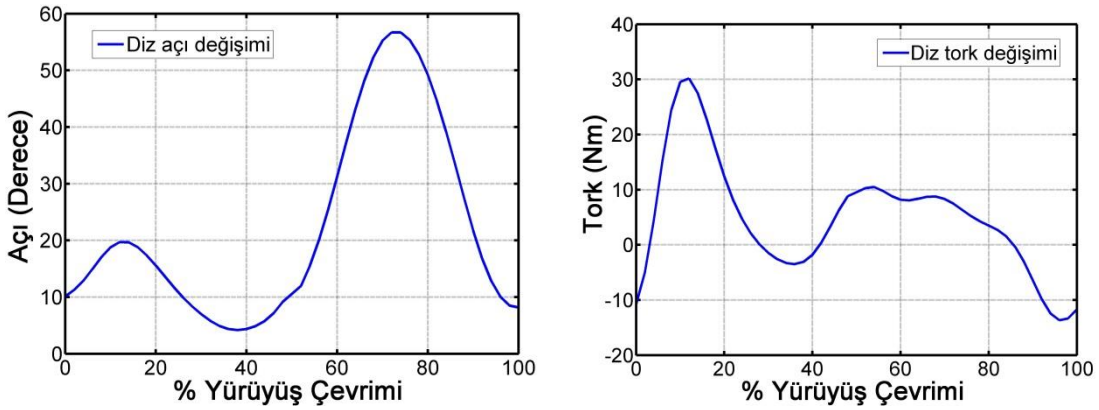


Şekil 3.5. Yürüyüş esnasında ayakta üzerinde oluşan güç miktarı

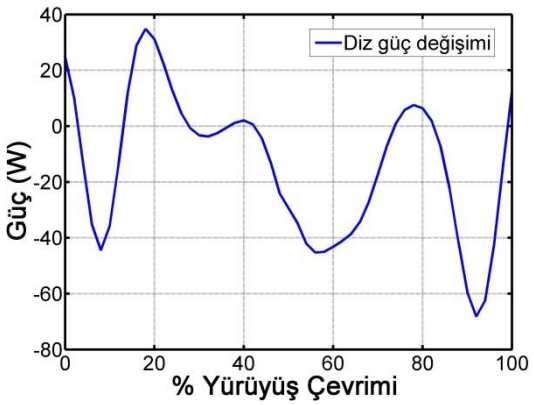
3.1.2. Diz mafsalı

İnsan diz mafsalı, kalça kemiğinin dönmesi ve kaval kemiği üzerinde kaymasından dolayı karmaşık bir harekete sahiptir. Biyomekanik olarak diz eklemi genellikle tek eksenli bir dönel mafsal olarak analiz edilir. Diz mafsalına ait dönme merkezi gerçekte diz açısının bir fonksiyonu şeklinde hareket etmektedir. Dönme merkezinin

hareketi bacağın stabilitesini farklı yürüyüş fazlarına göre değiştirmektedir. Dış iskelet sisteminin tasarımında bu mafsalın tek eksende hareket ettiği kabul edilmiştir.



Şekil 3.6. Yürüyüş esnasında diz üzerinde oluşan açı ve tork miktarı



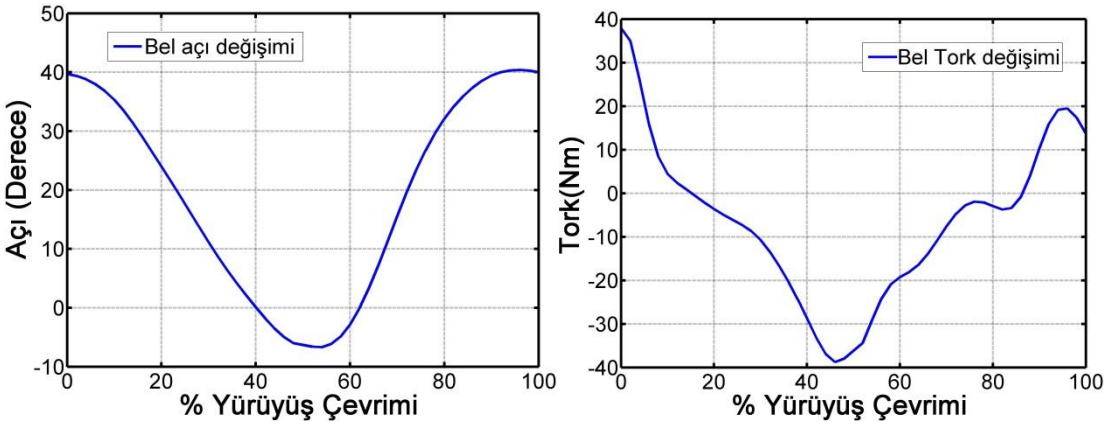
Şekil 3.7. Yürüyüş esnasında diz üzerinde oluşan güç miktarı

Düz bir zeminde yürüyen insanın diz mafsalında oluşan tork Şekil 3.6'da verilmiştir. Pozitif ve negatif değerlere sahip diz torku iki yönde de çalışabilecek bir eyleyici gereksinimini göstermektedir. En yüksek tork, destek pozisyonunun başlangıcında meydana gelmektedir. (yaklaşık 30 Nm) Bundan dolayı eyleyiciler bu tork değerini sağlayacak şekilde seçilmelidir. Ayaktaki durumun aksine salınım modundaki diz torku ihmal edilemeyecek kadar büyüktür.

3.1.3. Bel mafsalı

Şekil 3.8'de yürüyüş çevrimi boyunca oluşan bel açısına ait detaylar görülmektedir. Burada bel mafsalı, ayak topuğunun yere temas ettiği ana kadar sinüzoidal bir

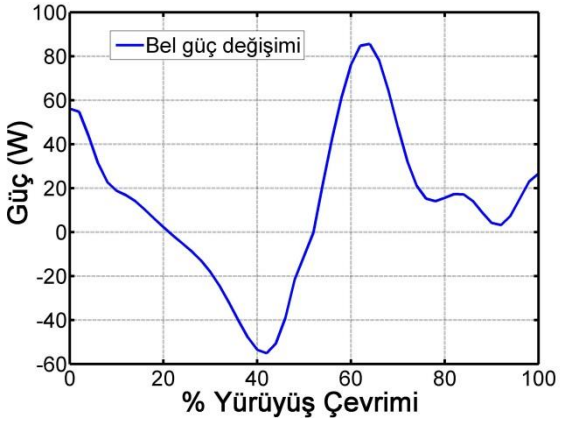
hareket yaparak (kabaca +40 ve -10 arasında) yürüyüşü tamamlar. Böylece bel mafsalı destek evresi boyunca açılma, salınım evresi boyunca bükülme hareketi yapmış olmaktadır.



Şekil 3.8. Yürüyüş esnasında bel üzerinde oluşan açı ve tork miktarı

Şekil 3.8'de verilen -40 Nm ile 40 Nm arasında değişen bel mafsalına ait tork değeri bize her iki yönde de tork oluşturabilecek bir eyleyiciye ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir. Negatif yöndeki kapanma torku bacağın sistem üzerindeki yükü taşımasını sağlamaktadır.

Bel mafsalına ait torkun pozitif olduğu destek evresinin sonu ve salınım evresinin başlangıcında bel mafsalı ileri doğru hareketi sağlamaktadır. Salınım evresinin sonunda ise topuğun yere değmesi ile beraber tork değeri negatif olmaktadır.



Şekil 3.9. Yürüyüş esnasında bel üzerinde oluşan güç miktarı

Şekil 3.9'da bel mafsalında oluşan anlık güç değerleri görülmektedir. Bel, destek evresi boyunca enerji yutmakta ve ayakucunun yerden kalkmasına kadar vücudu ileri doğru itmektedir.

3.2. Değişken Hızların CGA Verilerine Etkisi

Bu bölümde yürüme hızının sagittal düzlemde gerçekleşen mafsal açıları, torkları ve güçlerine etkisi incelenecektir. Bunun için A.B.D. ordusu bünyesindeki Çevresel Tıp Enstitüsü tarafından 16 erkek katılımcı üzerinden 1.17 m/s ile 1.5 m/s arasındaki farklı hızlarda alınan ayak diz ve bel mafsal verilerinden yararlanılmıştır. (Harman,2000)

Bu çalışmada ölçme sistemi olarak yer tepki kuvvetlerinin ölçülmesinde kullanılmak üzere bir platform geliştirilmiştir. Bu platform sayesinde ayağın merkezinin insana göre dik, ön, arka, sağ ve sol doğrultularında oluşturduğu kuvvetler ölçülmektedir. Buna ek olarak sırta eklenen ivme sensörleri yardımıyla insan yürüyüş dinamiği hakkında bilgiler elde edilmiştir. Eklem açı, hız ve ivme verilerinin elde edilmesinde görüntüleme yöntemi kullanılmıştır. İnsan üzerinde ölçülmek istenen noktalara bağlanan işaretçiler kullanılarak görüntü işleme yöntemi ile bu noktalara ait konum, hız ve ivme verileri toplanmıştır. Elde edilmek istenen mafsal açıları, hız ve ivme değerlerinin yanında tork bilgisi toplanan veriler üzerinden kinematik denklemler yardımıyla hesaplanarak elde edilmiştir. Değişen yürüyüş hızlarına göre oluşan CGA grafikleri Ek 1. 'de verilmiştir.

Grafiklerden görüldüğü üzere diz mafsalı, topuğun yere çarpmasıyla oluşan şoku sönümlemek için hareket etmektedir. Maksimum bel hareketi yürüyüş aralığı arttığında diğer mafsal hareketlerine göre daha fazla artış göstermektedir. Ayak torkunun yürüyüş hızının değişiminden çok fazla etkilenmediği görülmektedir. Bunun yanında diz mafsalında meydana gelen tork değerleri önemli ölçüde artmaktadır.(hızdaki %28 artış için %47) Bel mafsalı öne bükülme torkunda %52 ve arkaya bükülme torkunda %38 oranında artış gözlemlenmiştir. Bu noktadan yola çıkarak bel mafsalının ayak mafsalının aksine yürüyüş esnasında insanın ileri doğru itilmesinde büyük ölçüde etkili olduğu gözlemlenmiştir. Buna göre dış iskelet sisteminin eylenmesinde sadece bel ve diz mafsallarının hızı göz önüne alınarak eyleyici seçimi yapılabilir.

3.3. Değişken Sırt Yükünün CGA Verilerine Etkisi

Bu bölümde sagital düzlem üzerindeki mafsal açıları, torkları ve anlık güç gereksinimlerinin farklı sırt yüküne göre değişimleri incelenecektir. Analiz için A.B.D. ordusu bünyesindeki Çevresel Tıp Enstitüsü tarafından 16 erkek katılımcı üzerinde yapılan denemeler sonucu elde edilen veriler kullanılacaktır. Bu veri seti 6 kg ile 44 kg arasındaki farklı sırt yüküne karşılık ayak diz ve bel mafsal verilerinden oluşmaktadır. (Harman,2000) Değişken sırt yüküne karşılık oluşan CGA grafikleri Ek 2. 'de verilmiştir. Bu veriler incelendiğinde sırt yükünün değişimine karşın mafsal açılarında çok fazla değişim olmadığı gözlemlenmiştir. Sırt yükünün artmasıyla beraber diz mafsalı üzerinde ayağın yere çarpması sonucu meydana gelen şok etkisinin arttığı görülmektedir. Ağır sırt yükü, kullanıcının yükü dengelemek için daha fazla öne eğilmesi nedeniyle bel mafsalı geriye bükülme açısında artışa neden olmaktadır. Bütün mafsal torkları sırt yükünün artmasıyla beraber artmaktadır. Fakat aynı oranda etkilenmemektedir. Sırt yükü ve insan ağırlığının toplamı %49 arttığında, ayak mafsalı pik torku %38, maksimum diz mafsalı torku %98 ve maksimum bel torku %47 oranında artış göstermektedir. Bu sonuca göre diz mafsalı, sırt yükünü taşıma işinin büyük bir bölümünü üstlendiği görülmektedir.

Benzer olarak mafsallara ait anlık güç değerlerinin artışı; ayak için %39, diz için %48 ve bel için %30 olarak belirlenmiştir. Dış iskelet sisteminde sırt yükü artırıldığında bütün mafsallara ait eyleyicilerin kapasitelerinin artırılması gerekmektedir. Fakat diz mafsalı büyük oranda (%98) etkilendiği için bu mafsala ait eyleyici kapasitesi de bu oranda artırılmalıdır.

3.4. Dış İskelet Sistemi İçin Yürüyüş Verileri Analiz Sonuçları

Yürüyüş esnasında ayakta mafsalında oluşan büyük torktan dolayı ayak mafsalı için büyük kapasiteli eyleyicilere ihtiyaç duyulmaktadır. Tasarım zorluğunun yanında mafsal için uygun eyleyici boyut ve ağırlığından dolayı bu mafsal serbest bırakılmıştır. Bununla beraber ayak oldukça küçük bir hareket aralığına sahip olması nedeniyle meydana gelen tork genelde tek yönde oluşmaktadır. Buna ek olarak ayakta oluşan tork ve güç değerleri sırt yükünden dolayı önemli ölçüde artmaktadır.

Diz mafsalı, yürüyüş esnasında güç ihtiyacının büyük çoğunluğunu harcamaktadır. Bu mafsal diğer mafsallara göre daha büyük hareket aralığına sahip olmasının yanında daha yüksek torka ve güce ihtiyaç duymaktadır. Buna göre yürüyüş esnasında diz mafsalı sırt yükünü taşırken diğer mafsallar sisteme manevra kabiliyeti kazandırmaktadır. Bu yüzden diz mafsalı eyleyici seçimi dış iskelet sistemi için büyük önem arz etmektedir.

Bel mafsalının güç ihtiyacı ayak mafsalı kadar olmasa da iskelet sisteminin hareket kabiliyetini büyük ölçüde artırmaktadır. Bunun yanında dinamik yapısıyla iskelet sisteminin dengesini korumaktadır.

4. DIŞ İSKELET SİSTEMİ DİNAMİK MODELİ

4.1. Dış İskelet Sisteminin Kinematik Analizi

Dış iskelet sistemlerinde temel amaç sırt yükü ağırlığının kullanıcının hissetmeyeceği şekilde yere transfer edilmesidir. Bu amaçla insan anatomisine uygun olarak geliştirilen dış iskelet sistemi kullanıcı ile beraber hareket ederek, sırt yükünün ağırlığını yere aktarmaktadır. Dış iskelet sistemlerinde hareket serbestliği, uzuv boyları ve insan üzerine bağlantı noktaları tam bir uyum içerisinde olmalıdır.

Tasarımı yapılan alt ektsrem dış iskelet sistemi sırt, bel ayar mekanizması, üst bacak, alt bacak, alt bacak boy ayar mekanizması ve ayakkabılardan oluşmaktadır. Tasarımda aşağıda belirtilen noktalar dikkate alınmıştır.

- Tasarlanan dış iskelet sistemi ergonomik yapısıyla insan üzerinde kendini hissettirmeden tam uyumlu olarak insan ile beraber hareket etmelidir.
- Farklı vücut ölçüleri için uygulanabilir olmalıdır.
- Kullanım kolaylığı ve hafifliğin yanında dayanıklı olmalıdır.
- Kullanım sırasında kullanıcıya zarar verecek herhangi bir mekanik ya da elektriksel hata oluşmamalıdır.

Yukarıda belirtilen şartlara uygun bir dış iskelet sisteminin geliştirilmesinde öncelikle insan vücudu ölçüleri belirlenerek eklemlerin hareket serbestliği tespit edilmelidir. Bu amaçla dış iskelet sisteminin tasarımı CAD programları yardımıyla üç boyutlu insan modeli üzerinde çalışılarak tamamlanmıştır. Ayrıca insan modellerinin parametrik olmasının da yardımıyla farklı vücut ölçülerine sahip insanların anatomisine uygun olacak şekilde uzuv boyları ayarlanabilir olarak tasarlanmıştır.

4.2. Mafsalların Serbestlik Derecesi ve Hareket Aralığının Belirlenmesi

Geliştirilen dış iskelet sistemi için belirlenecek hareket serbestliği insan anatomisine uygun olarak rahat ve güvenli olmalıdır. Bu amaçla hareket serbestliği ve mafsal hareket esnekliğini uygun bir şekilde belirlemek için klinik yürüyüş analizleri (CGA) ve bu iş için geliştirilen paket programlar kullanılmıştır.

Dış iskelet sistemi, insanın anatomik yapısına uygun olacak şekilde ayak mafsalında 3, diz mafsalında 1, kalça mafsalında 3 ve bel mafsalında 1 adet olmak üzere toplamda 16 serbestlik derecesine sahiptir. 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)

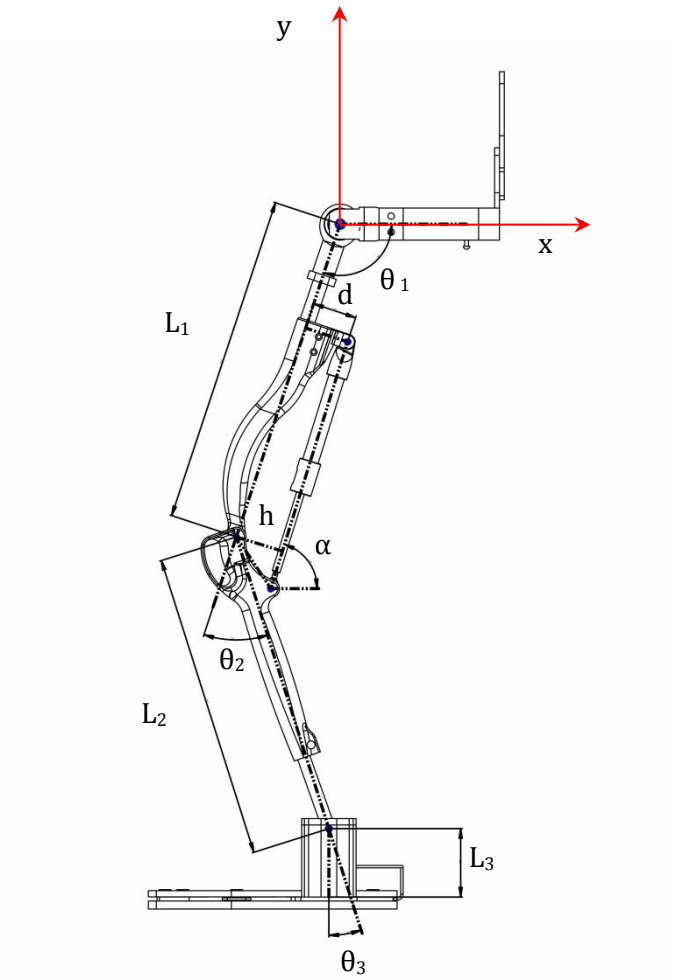
Normal bir insan için CGA verilerinden elde edilen yürüme ve oturma-kalkma hareketleri maksimum ve minimum mafsal açıları Çizelge 4.1'deki gibi elde edilmiştir.

Çizelge 4.1. 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	-130 ~ 0
Ayak	-15 ~ 12	-15 ~ -2	-17 ~ -9	-15 ~10

Dış iskelet sisteminin şematik görünümü Şekil 4.1'de görülmektedir. Burada mekanizma üzerindeki sistemi ifade edebilmek için bağımsız değişkeler gösterilmektedir. Verilen değişkenler kullanılarak sistemin kinematik denklemi denklem 4.1 de verilmiştir. Bu denklem ile θ_1 ve θ_2 mafsal değişkenlerinin verilmesi durumunda genel koordinat düzlemine göre ayak uzvunun konum bilgisi elde edilmektedir. Matlab yazılımı kullanılarak yine aynı kinematik denklemler tersine

çözümlenerek verilen ayak yörüngesinin sağlanması için gerekli mafsal değişkenleri bulunmuştur.

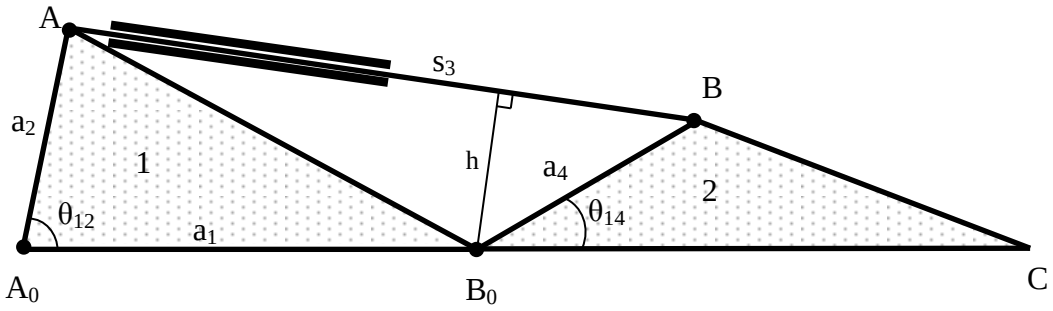


Şekil 4.1. Dış iskelet mekanizması ve değişkenlerin gösterimi

$$ {}^{0}_{3}T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & -\sin(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & 0 & \cos(\theta_1+\theta_2)L_2+\cos\theta_1 L_1 \\ \sin(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & \cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3) & 0 & \sin(\theta_1+\theta_2)L_2+\sin\theta_1 L_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.1) $$

$$\begin{aligned}
&\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3)=\cos(\theta_1+\theta_2)\cos\theta_3-\sin(\theta_1+\theta_2)\sin\theta_3\\
&\sin(\theta_1+\theta_2+\theta_3)=\cos(\theta_1+\theta_2)\sin\theta_3+\sin(\theta_1+\theta_2)\cos\theta_3\\
&\cos(\theta_1+\theta_2)=\cos\theta_1\cos\theta_2-\sin\theta_1\sin\theta_2\\
&\sin(\theta_1+\theta_2)=\cos\theta_1\sin\theta_2+\sin\theta_1\cos\theta_2
\end{aligned} \tag{4.2}$$

4.3. Bacak Mekanizması Sentezi Ve Optimizasyonu



Şekil 4.2. Mekanizmanın şematik gösterimi

Mekanizmanın optimizasyonu için gerekli uzuv ve mafsal değişkenleri Şekil 5.2'de verilmiştir. Şekilde, 1 numaralı uzuv üst bacak ve 2 numaralı uzuv alt bacağı temsil etmektedir. Mekanizmanın optimizasyonu için sabit olan θ_{12} ve θ_{14} açıları değişken olarak alınmıştır. Optimizasyonda amaç, s_3 silindir hareket aralığının mümkün olduğunca azaltılarak diz mafsalı hareket hızını artırmaya yardımcı olmaktır. Bunun yanında, optimizasyon ile Şekil 5.2'de "h" ile gösterilen kuvvet kolunu maksimum yapan mekanizma boyutları belirlenmektedir. Bu sayede hidrolik silindirin diz mafsalında oluşturacağı tork miktarı artırılmaktadır. Buna göre optimizasyon için amaç fonksiyonu, Max(h), Min(s_3) şeklinde yazılabilir. Amaç fonksiyonunun elde edilmesinde, dört çubuk mekanizması için oluşturulan Freudenstein denklemi kullanılmıştır.

$$\begin{aligned}
&K_1+\cos\theta_{14}-K_2\cdot\cos\theta_{12}+K_3=\cos(\theta_{14}-\theta_{12})\\
&K_1=\frac{a_1}{a_2},K_2=\frac{a_1}{a_4},K_3=\frac{a_1{}^2+a_2{}^2-s_3{}^2a_4{}^2}{2a_4a_2}
\end{aligned} \tag{4.3}$$

Denklem 4.3 düzenlenerek ulaşmak istenilen silindir uzunluğu s_3, denklem 4.4' te elde edilmiştir.

$$s_3 = \sqrt{\frac{a_1^{\,2} + a_2^{\,2} - (\cos(\theta_{14} - \theta_{12}) - K_1 - \cos\theta_{14} + K_2 \cdot \cos\theta_{12}) \cdot 2a_4 a_2}{a_4^{\,2}}} \tag{4.4}$$

Optimizasyonu yapılacak h değişkeni ise konumları bilinen A ve B noktalarından geçen AB doğrusuna B_0 noktasından çizilen dik doğrunun uzunluğu hesaplatılarak bulunabilir. Buna göre AB doğrusunun denklemi;

$$\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{y - y_2}{x - x_2} \Rightarrow \frac{a_4 \sin\theta_{14} - a_2 \sin\theta_{12}}{a_1 + a_4 \cos\theta_{14} - a_2 \cos\theta_{12}} = \frac{y - a_4 \sin\theta_{14}}{x - a_1 - a_4 \cos\theta_{14}} \tag{4.5}$$

Buradan;

$$y = A \cdot x - A \cdot (a_1 + a_4 \cos\theta_{14}) + a_4 \sin\theta_{14} \tag{4.6}$$

$$A = \frac{a_4 \sin\theta_{14} - a_2 \sin\theta_{12}}{a_1 + a_4 \cos\theta_{14} - a_2 \cos\theta_{12}}$$

olarak bulunur.

Amaç fonksiyonu h; B_0 noktasının AB doğrusuna dik uzaklığından,

$$h = \frac{\left| A \cdot (a_1 + a_4 \cos\theta_{14}) - A \cdot a_1 - a_4 \sin\theta_{14} \right|}{\sqrt{A^2 + 1}} \tag{4.7}$$

olarak bulunur.

Burada a_1 bölüm 3' te incelen insan uzuv boyuna göre 275 mm olarak belirlenmiştir. Mekanizmada optimize edilecek değişkenler $a_2, a_4, \theta_{12}, \theta_{14}$ dir. Dış iskeletin montaj ve imalatı göz önünde bulundurularak istenilen dış iskelet tasarım değişkenlerine ait sınırlar, aşağıdaki gibi kabul edilmiştir.

$$30 < a_2 < 250$$
$$30 < a_4 < 250$$
$$70^\circ < \theta_{12} < 120^\circ$$
$$10^\circ < \theta_{14} < 80^\circ$$

Optimizasyon sırasında hesaplanan mekanizma boyutları, kullanılacak olan hidrolik silindirin imal edilebilir bir aralıkta olması amacıyla silindir stroğu hesaplanarak optimizasyon algoritmasına kısıt olarak eklenmiştir. Bu sayede seçilen silindir, mekanizmanın 0 ile 120 derece arasında hareketine izin verecek şekilde boyutlandırılmaktadır. Ayrıca tasarımda diz mafsalı kullanım kolaylığı açısından küçük tasarlanmalıdır. Bunun için kısıtlar içerisine a2>a4 kısıtı eklenerek, yer olarak daha müsait olan silindir üst bacak mafsal uzunluğu daha büyük ve alt bacak mafsalı daha küçük olması sağlanmaktadır. Mekanizmanın optimizasyonu, Matlab optimizasyon yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Optimizasyon yöntemi olarak minimum ve maksimumları belirlemek amacıyla "minimax" algoritması kullanılmıştır. Algoritmada maksimum iterasyon sayısı 1000 alınarak değerlerin yakınsadığı gözlemlenmiştir. Optimizasyon sonucunda bulunan mekanizma boyutları ve mafsal değişkenleri aşağıda verilmiştir.

$$a_2 = 54.848,\ a_4 = 76.911,$$
$$\theta_{12} = 90.08^\circ,\ \theta_{14} = 14.733^\circ$$
$$a_3 = 351.352,\ a_1 = 275$$

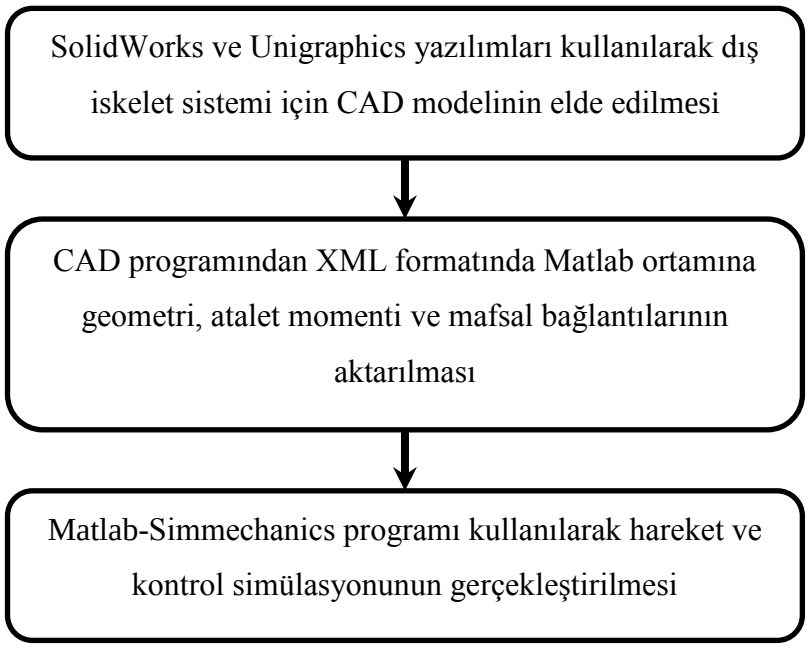
Bulunan bu değerler tasarım esnasında imalat kolaylığı, ergonomi ve görünüm bakımından değerlendirilerek mekanizma boyutlarını sağlayacak şekilde küçük değişiklikler yapılmıştır.

4.4. Dış İskelet Sisteminin Dinamik Analizi

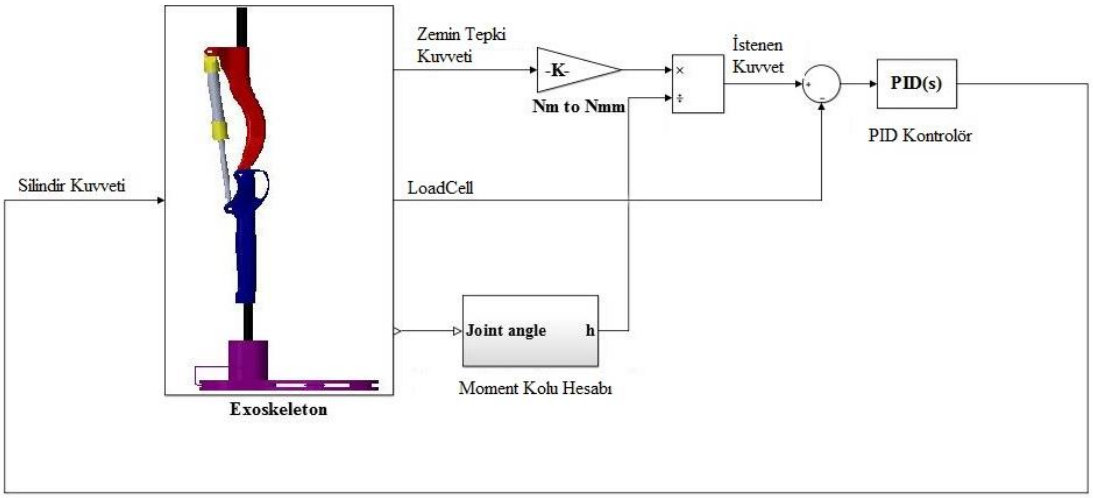
Dış iskelet sistemi için kinematik ve dinamik modelin elde edilmesinde, bileşenlerin geometrisi ve kütle dağılımının gerçeğe yakın olarak ifade edildiği yazılımlardan faydalanılmıştır.

Kullanılan modelleme tekniğinin işleyişi Şekil 4.3'te görülmektedir. Bu modelleme tekniğinde, Solidworks yazılımında şekil, boyut, kütle ve atalet özellikleri bakımından gerçeğe uygun olarak elde edilen dış iskelet sisteminin 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 Matlab/SimMechanics ortamına aktarmanın yanında, katı modelin montaj ilişkilerini de uygun mafsal bağlantılarına dönüştürmektedir. Bu sebeple, katı model dönüştürülmeden önce parçaların montaj ilişkilerinin dikkatle belirlenmesi gerekmektedir. Matlab/Simulink yazılımında oluşturulan dış iskelet sisteminin modeli Şekil 4.4'te görülmektedir. Bu modelde "*Exoskeleton*" bloğu dış iskelet sistemine ait dinamik modeli içermektedir. Şekil 4.5'te bu bloğun alt modeli verilmiştir. Bu model içerisinde dış iskelet sistemine ait parçalar ve bu parçalara ait konum, atalet momentleri, malzeme, CAD modeli gibi özellikler bulunmaktadır. Parçalar tasarımda belirlenen mafsal tiplerine göre farklı mafsal elemanları ile birbirine bağlanmaktadır. (Şahin,2014)

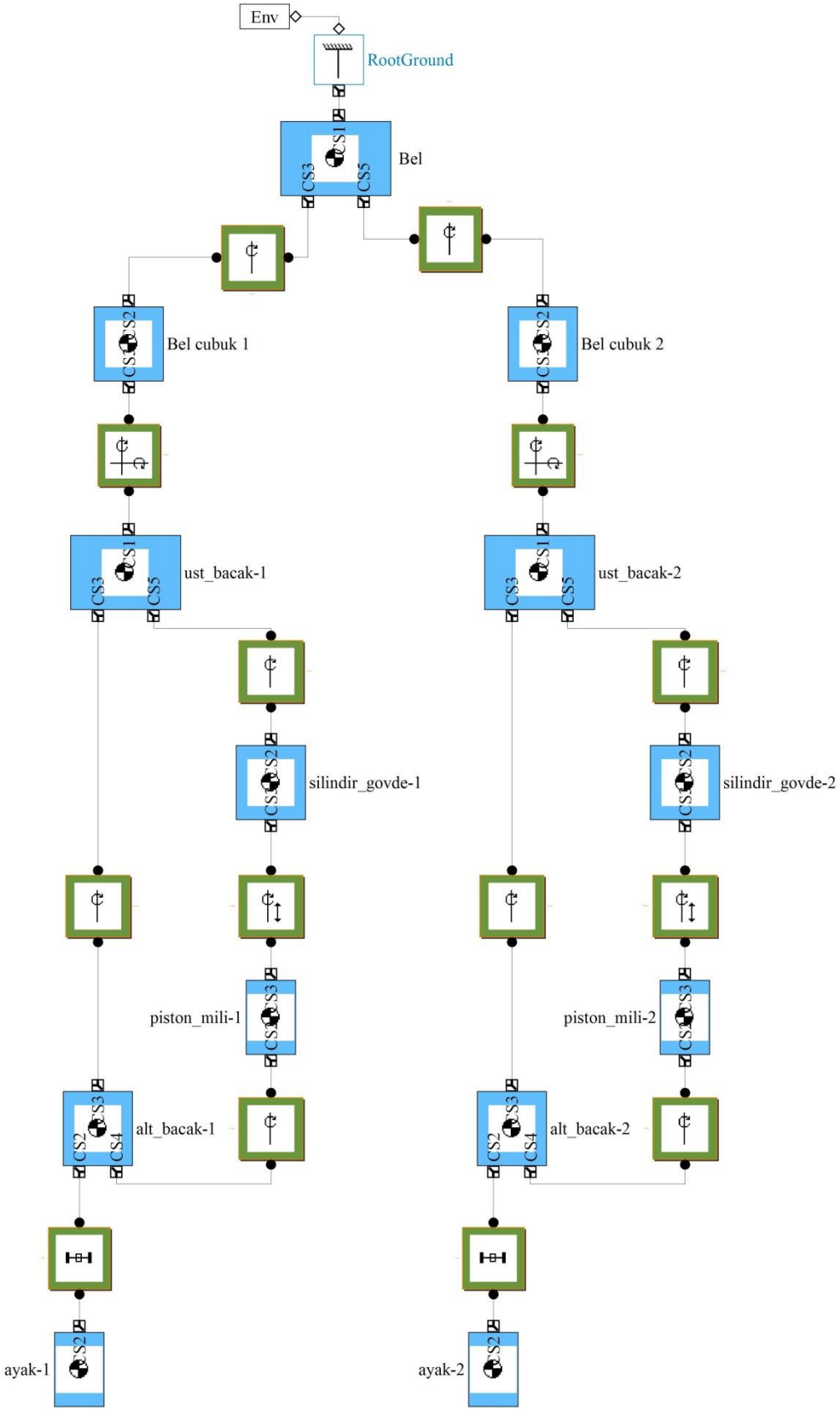


Şekil 4.3. Dış iskelet sistemi modelleme aşamaları

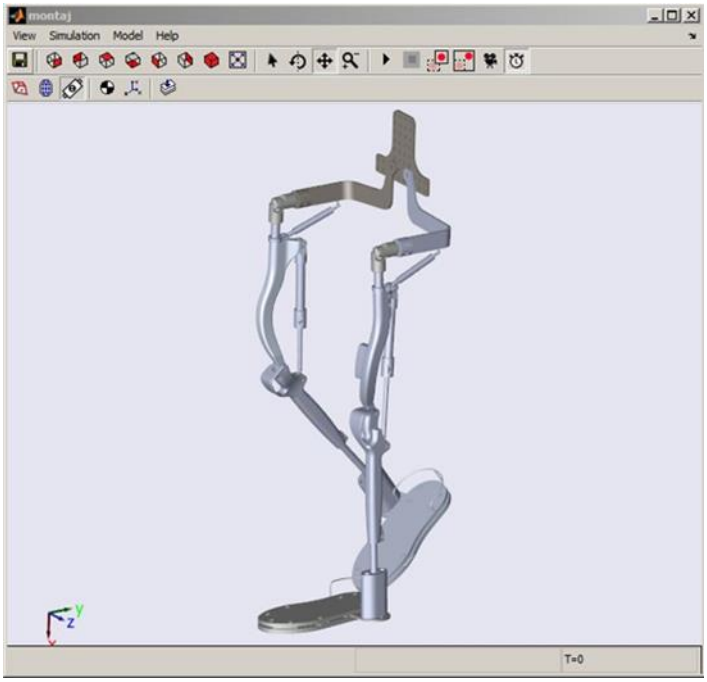


Şekil 4.4. Matlab-Simulink modeli (Şahin,2014)

Oluşturulan bu model sayesinde bağlanması mümkün olmayan her türlü sensör sanal olarak yerleştirilerek istenen noktadan ölçüm alınabilmektedir. Bu sayede eklemlere yürüyüş analizlerinden elde edilen mafsal açıları verilerek dış iskelet sisteminin sanal ortamda kontrolü yapılmaktadır. Blok diyagramında kontrolcü olarak PI kontrol kullanılmıştır. Kontrolcü ayaktan uygulanan giriş sinyaline karşılık silindir ucunda oluşan kuvvet kontrolcü tarafından dengelenmeye çalışılmaktadır. Ayaktan verilen kuvvetin silindirde oluşturacağı kuvvet etkisi sistemin kinematik denklemi kullanılarak dönüştürülmektedir.

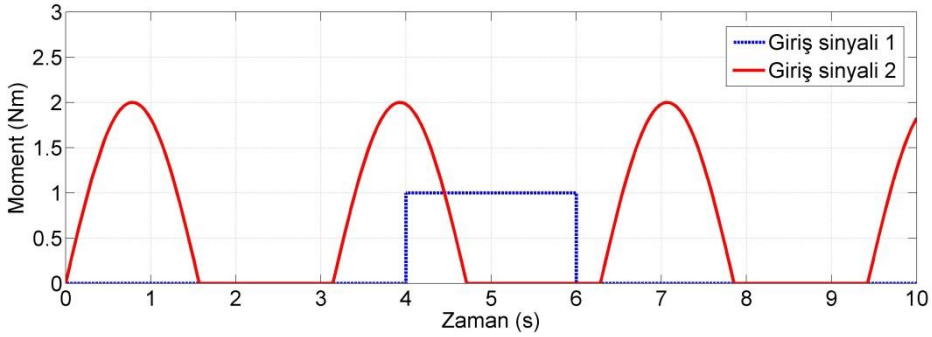


Şekil 4.5. SimMechanics yazılımında oluşturulan dış iskelet sisteminin alt modeli

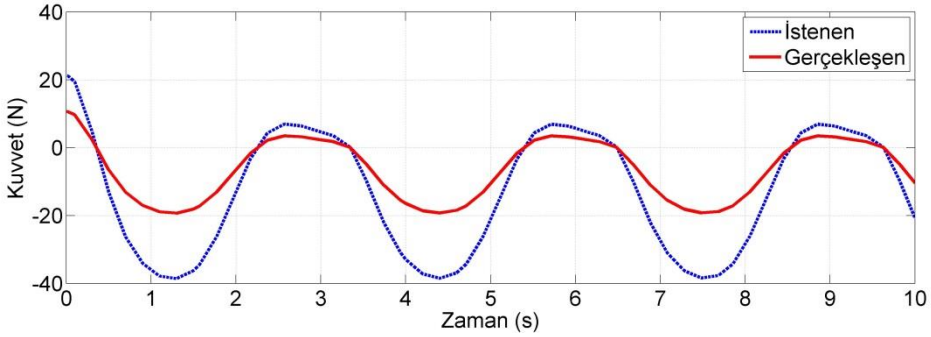


Şekil 4.6. SimMechanics yazılımında oluşturulan dış iskelet sisteminin simülasyon görünümü

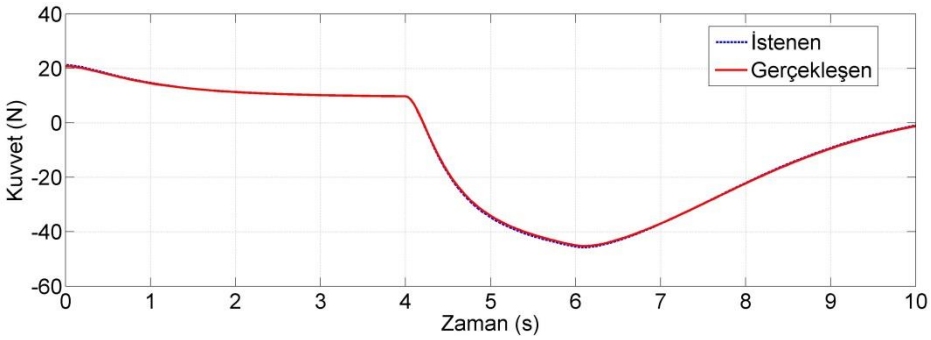
MATLAB-Simulink-Simmechanics yazılımında elde edilen dış iskelet sistemi dinamik modeli kullanılarak oluşturulan kontrol modeline, Şekil 4.7'de verilen iki adet test sinyalinin uygulanması sonucunda sistem cevap grafikleri Şekil 4.8, Şekil 4.9, Şekil 4.10'da verilmiştir.



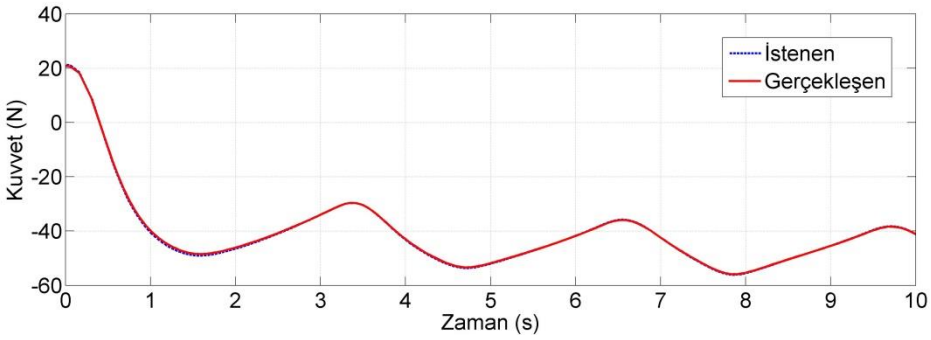
Şekil 4.7. Kontrolcü test sinyalleri



Şekil 4.8. Sistem kontrolsüz cevabı



Şekil 4.9. Birinci test sinyali kontrol cevabı



Şekil 4.10. İkinci test sinyali kontrol cevabı

5. EYLEYİCİ SEÇİMİ VE TASARIMI

5.1. Eyleyici Seçimi

Yük taşıyan bir alt-ekstremite dış iskeletin hareketinde hidrolik silindir, elektrik motorları, hidrolik motor, lineer motor gibi eyleyicileri kullanmak mümkündür. Ancak dış iskelet üzerinde kullanılacak eyleyicilerin montajı için kısıtlı bir alan olması ve ağırlık kısıtlarından dolayı eyleyici tasarımı oldukça zorlaşmaktadır. Bunun yanında direkt olarak insan ile beraber çalışmasından dolayı dış iskeletlerde insan sağlığını tehdit edebilecek çalışma koşullarının da dikkate alınması gerekmektedir. Çalışma basıncı, çalışma voltajı, kimyasal malzeme kullanımı, ısınma, patlayıcı etki gibi noktalarda gerekli önlemler alınmalıdır. Çizelge 5.1 ‘de eyleyici seçiminde dikkat edilmesi gereken noktalar verilmiştir.

Çizelge 5.1. Eyleyici seçim kriterleri (Önen, 2011)

Boyut	İnsan hareket kabiliyetini engellemeyecek boyutlarda olmalıdır.
Ağırlık	Enerji tüketimi ve oluşan ataletlerin azaltılması için hafif olmalıdır.
Çalışma voltajı	Herhangi bir kaza durumu göz önüne alınarak çalışma voltajı insan can güvenliğini tehdit etmeyecek seviyelerde olmalıdır.
Çalışma basıncı	Herhangi bir kaza durumu göz önüne alınarak çalışma basıncı insan can güvenliğini tehdit etmeyecek seviyelerde olmalıdır.
Kimyasal malzeme kullanımı	Dış iskelet üzerinde kullanılması düşünülen yakıt pilleri ve bunun gibi farklı kimyasallar insan için tehlike oluşturmamalıdır.
Bataryalar	Kullanılacak bataryalar yanıcı, patlayıcı özellikte olmamalıdır.
Yüksek ısı	Seçilecek eyleyiciler yüksek ısı oluşturmamalıdır.

Eyleyici seçimi için gerekli parametreler aşağıda verilmiştir.

5.1.1. Eyleyici hareket aralığı ve hızının belirlenmesi

Geliştirilen dış iskelet sisteminde Çizelge 3.1 de verilen anatomik hareket aralıkları dikkate alınarak diz mafsalının hareketi için kullanılacak eyleyicilerin yaklaşık 0-120 derece hareket aralığına sahip olması gerektiği görülmektedir. Bunun yanında, insan yürüyüş verilerine göre yürüyüş çevrimini 2 saniyede tamamlaması hedeflenmiştir. Buna göre tasarımı yapılan hidrolik silindirin belirlenen stroğu bir

saniyede tamamlaması gerekmektedir. Bu bilgiler ışığında tasarımı yapılan hidrolik şema Bölüm 5.2 de verilmiştir.

5.1.2. Eyleyici boyutu

Dış iskeletlerin yapısal olarak insan anatomisine uyumlu olması şarttır. Bunun yanı sıra insan ile beraber hareket ettiği için eyleyicinin insan hareketini engellememesi gerekmektedir. Hidrolik silindirler küçük yapıları sayesinde iskelet üzerinde konumlandırılmada kolaylık sağlamaktadır. Aynı zamanda yüksek tork oluşturma kabiliyetleri sayesinde yük taşıyan iskeletlerde kullanım alanı bulmaktadır. Ancak güç ünitelerinin ağır olması sistem için dezavantaj oluşturmaktadır.

5.1.3. Kontrol kabiliyeti

Dış iskelet sistemi için eyleyici seçiminde önemli ölçütlerden birisi kontrol edilebilirliktir. İstenen hareketlerin kullanıcısıyla eş zamanlı olarak yapılabilmesi için sistemde kullanılacak eyleyici seçiminde kontrol karakteristikleri olan cevap hızı ve kararlılığı ön plana çıkmaktadır.

Bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda, dış iskelet sistemi 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 dış iskelet sistemlerinde eyleyici sistemi için; pnömatik, hidrolik ve elektrikli eyleyici tipleri ön plana çıkmaktadır (Önen,2011).

Pnömatik eyleyiciler; kontrolündeki sorunlar ve düşük güç verimliliği sebebiyle dış iskelet 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 dış iskelet 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 dış iskelet eyleyici sistemi için tercih edilebilir. Dış iskelet eyleyici sistemi için DC servomotor ya da hidrolik silindir eyleyici tiplerinden hangisinin seçileceğine karar vermek için daha ayrıntılı bir karşılaştırma yapmak gerekmektedir (Önen,2011).

Çizelge 5.2 incelendiğinde, her iki tip eyleyicinin de farklı avantajları olduğu görülmektedir. Hidrolik silindirler; dış iskelet sistemleri için çok önemli olan güç-kütle oranı bakımından öne çıkmaktadır. Boyutlarının küçük olması ve iskelet sistemine bağlantısının basit olması hem hafif hem de ergonomik bir tasarımın yapılmasını kolaylaştırmaktadır. Yüksek güç ve hız kabiliyetleri sayesinde hidrolik silindirler yük taşımak için kullanılacak dış iskelet sistemlerinde servomotorlara göre daha avantajlı olduğu görülmektedir. Ancak güç ünitesinin ağır olması, servomotorlara göre konum kontrolünün zor olması ve sızdırmazlık problemleri gibi dezavantajlı olduğu durumlarda mevcuttur. Tüm bu avantaj ve dezavantajlar göz önünde bulundurulduğunda, yük taşıyan dış iskelet eyleyici sisteminde yüksek güç ihtiyacından dolayı hidrolik silindir kullanılmasının daha uygun olacağına karar verilmiştir.

Çizelge 5.2. DC motorlar ve hidrolik silindirlerin karşılaştırması

DC motor	**Hidrolik Silindir**
✓ 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 ✓ Yüksek hız kabiliyeti

5.1.4 Dış İskelet Sistemi için Hidrolik Eyleyici Seçimi

Eyleyici seçimi aşamasında, bölüm 3 ‘te verilen CGA analizinden yararlanılmıştır. Buna göre sadece diz mafsalının aktif olarak tahrik edilmesi planlanmış, bilek ve kalça mafsallarının serbest bırakılmasına karar verilmiştir. Yüksek güç gereksinimi ve uygulanabilirlik bakımından Bölüm 5.1 ‘de yapılan değerlendirme sonucunda sistemde kullanılacak eyleyicinin hidrolik silindir olması planlanmış ve gerekli olacak hidrolik sistemle ilgili hesaplamalar aşağıdaki gibi yapılmıştır.

Dış iskelet sisteminde diz mafsalı için iki adet yastıklamalı çift etkili hidrolik silindir Şekil 4.1‘de görüldüğü gibi yerleştirilmiştir. İnsan yürüyüş verilerine (CGA verileri) göre diz mafsalına uygulanması gereken maksimum moment 60 Nm olarak belirlenmiştir. Ancak amaçlanan dış iskelet yük taşımaya yönelik olduğu için hidrolik hesaplamalarda diz mafsalına uygulanması gereken moment Ek-2 Şekil 4‘te verilen “yük etkisi altında elde edilen diz mafsal torku” grafiği dikkate alınarak 120 Nm olarak belirlenmiştir. Dış iskeletin hem insanı yürütmeye çalışması hem de taşıyacağı yükü kolaylıkla dengelenmesi için güvenli çalışma aralığında içerisinde belirlenmiştir. Hidrolik silindirin uç kısmının yani piston kolunun (milinin) diz mafsalına olan kuvvet kolu mesafesi d_m=100 mm olarak belirlenmiş ve basınç, kuvvet hesapları buna göre yapılmıştır.

M_{diz} = 120 Nm = $F_{min}.d_m$

Buna formüle göre hidrolik silindir tarafından uygulanması gereken minimum kuvvet;

$$F_{\min} = \frac{120}{0.1} = 1200\text{N} = 122.3\,\text{kg}$$

olarak bulunur.

Literatür araştırmalarına göre dış iskeletin ergonomik ve hafif olması için eyleyicilerin yani silindirlerin boyutları oldukça önemlidir. Bu amaçla iç çapı 20 mm ve stroğu 150 mm olan iki adet yastıklamalı çift etkili hidrolik silindir kullanılacaktır. Minimum kuvvet hesabına göre minimum sistem basıncı aşağıdaki formüle göre hesaplanır.

$$F = P_S.A.\eta_s$$

P_S : Sistem Basıncı (bar)

η_s : Silindir verimi = 0.98 seçilmiştir.

D : Silindir iç çapı = 20 mm

A : Piston Yüzey Alanı

$$A = \pi.r^2 = \pi.(1)^2 = 3.14\,\text{cm}^2$$

$$P_{S_{\min}} = \frac{F_{\min}}{A.\eta_S} = \frac{123}{(3.14)(0.98)} = 39.9 \cong 40\ \text{bar} \qquad (5.1)$$

olarak bulunur.

Yapılan basınç hesabına göre, hidrolik sistemde 60 bar çalışma basıncı olan içten dişli pompa seçilmiştir. Ancak hidrolik sistemde sistemin emniyetli çalışması için basınç emniyet valfi kullanılması zorunludur. Sistemde kullanılan basınç emniyet valfinin yay basıncı 50 bar'a ayarlanmıştır. Dolayısıyla sistem basıncı 50 bar 'dır.

Pp = Pompa Basıncı (bar) = 60 bar

Pem = Basınç emniyet valfi yay basıncı (bar) = 50 bar

h : Silindir stroğu = 15 cm

t : Strok süresi = 1 s

Bu hesaplamalar göre minimum pompa debisi;

$$V_{piston} = \frac{h}{t} = \frac{15}{1} = 15\,\text{cm/s}.$$

$$Q_{\min} = \frac{3.A.V_{piston}}{50} = \frac{3.(3.14).15}{50} = 2.86 \cong 3\,\text{lt/dak} \qquad (5.2)$$

olarak bulunur.

Yağ tankının hacmi;

$$V_{\text{tank}} = Q_{\min}.3 = 9\,lt$$

olarak bulunur.

Pompa motorunun gücü ise;

η_g : Genel verim = 0.85 seçilmiştir.

$$P_{\min} = \frac{P_{em}.Q_{\min}}{600.\eta_g} = \frac{50.3}{600.(0.85)} = 0.295 \cong 0.3\,kW \qquad (5.3)$$

olarak bulunur.

Çizelge 5.3. Hidrolik güç ünitesi özellikleri

Sembol	Adı	Değeri	Birimi
F_{min}	Uygulanması gereken minimum kuvvet	123	kg
A	Piston yüzey alanı	3.14	cm^2
P_p	Pompa basıncı	60	bar
$P_S$min	Minimum sistem basıncı	40	bar
P_{em}	Basınç emniyet valfi yay basıncı	50	bar
H	Silindir stroğu	15	cm
T	Strok süresi	1	saniye
η_s	Silindir verimi	0.98	----
η_g	Genel verim	0.85	----
V_{piston}	Piston hızı	15	cm/saniye
Q_{min}	Pompa debisi	3	litre/dakika
V_{Tank}	Tank hacmi	9	litre
Pmin	Elektrik motoru gücü	0.3	kW
D	Silindir iç çapı	20	mm

Sistemde kullanılacak olan hidrolik boruların seçimi ise pompa basıncına, debisine ve akış hızına göre yapılır. Basınç hattındaki akış hızı yaklaşık 4 m/s 'dir. Genel olarak emiş hattı akış hızı V_e=1 m/s ve dönüş hattındaki akış hızı V_d = 2 m/s 'dir. Bu verilere göre;

Boru çapı hesabı:

$d = \sqrt{\frac{21xQ}{V}}$ şeklindedir.

Sistem verilerine göre basınç hattı boru çapı;

$d = \sqrt{\frac{21xQ}{V_b}} = \sqrt{\frac{21x3}{4}} = 3.96$ mm olarak bulunur. 5 mm çaplı boru seçilmiştir.

Sistem verilerine göre emiş hattı boru çapı;

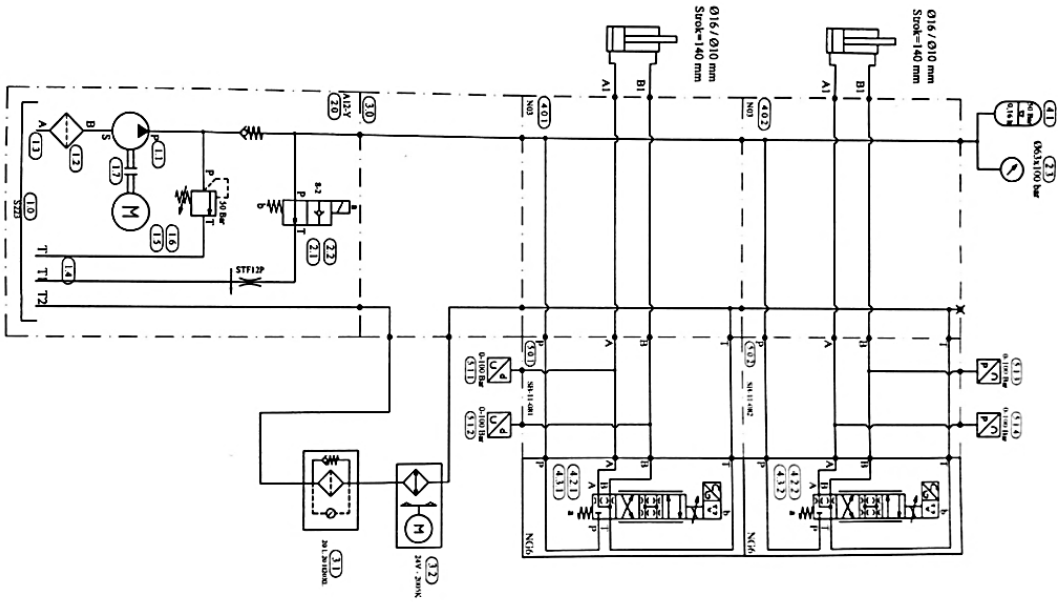
$d = \sqrt{\frac{21xQ}{V_e}} = \sqrt{\frac{21x3}{1}} = 7.93$ mm olarak bulunur.10 mm çaplı boru seçilmiştir.

Sistem verilerine göre dönüş hattı boru çapı;

$d = \sqrt{\frac{21xQ}{V_e}} = \sqrt{\frac{21x3}{2}} = 5.61\,\text{mm}$ olarak bulunur. 8 mm çaplı boru seçilmiştir.

Çizelge 5.4. Hidrolik sistemde kullanılan boru çapları

Boru Hattı	Boru Çapı
Basınç Hattı Borusu	5 mm
Emiş Hattı Borusu	10 mm
Dönüş Hattı Borusu	8 mm



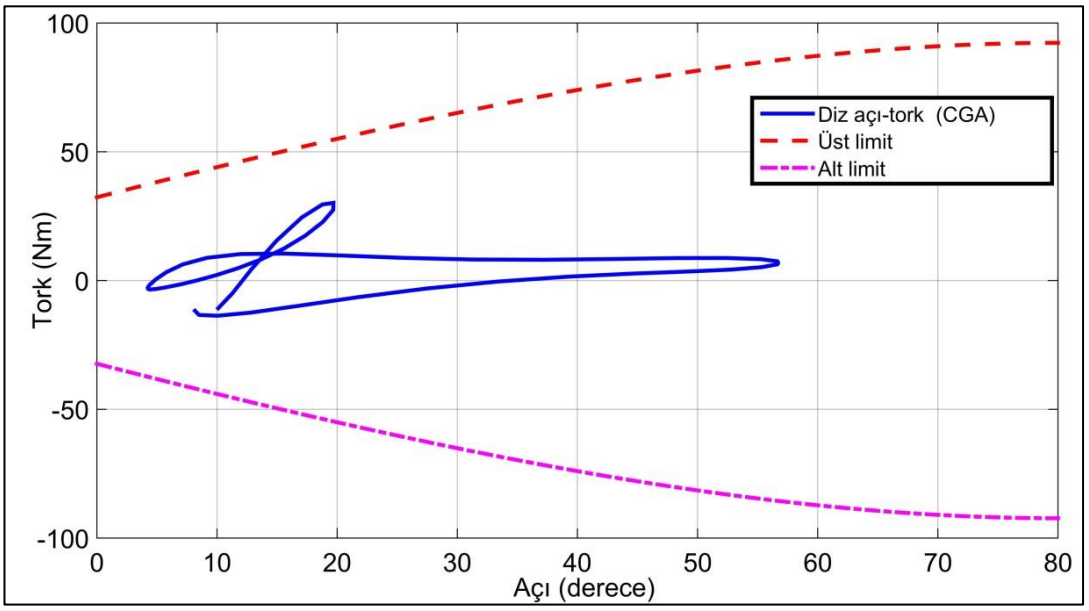
Şekil 5.1. Dış iskelet sistemi hidrolik devre şeması

Şekil 5.1'de tek pompa, tek elektrik motoru ve tek depodan tahrik alan, çift hidrolik akümülatörü, 2 adet servo 4/3 yön denetim valfi, iki adet çift etkili hidrolik silindirden (sağ ve sol bacak için) oluşan hidrolik sistemin devre şeması verilmiştir. Hidrolik akümülatörler, devredeki şokları, darbeleri, titreşimleri absorbe etmek ve sisteme gerektiğinde önceden depo ettiği basınçlı akışkanı basmak amacı ile kullanılmaktadır. Ayrıca basınç hattında ve dönüş hattında sistemde dolaşan yağın temizlenmesi için filtre kullanılmıştır. Sistemde ani basınç artışı önlemek amacı ile basınç hatlarına iki adet basınç indirgeme valfi yerleştirilmiştir. Sistemde kullanılan akümülatörlerin basıncı minimum sistem basıncına karşılık 40 bar 'dır. Akümülatörlerin kapasitesi silindirlerin iç hacimleri küçük olduğu için 0.5 lt olarak seçilmiştir.

Kullanılan elektrik motoru 12 Volt ile çalışmaktadır. Elektrik motoru bir akü grubu ile beslenmektedir.

5.2. Hesaplanan Hidrolik Silindirin Doğrulanması

Eyleyici seçimi için öncelikli olarak bölüm 3 te verilen yürüyüş verileri incelenerek dış iskelet sistemi için gerekli konum, hız ve tork değerleri belirlenmelidir. Bunun için CGA verilerinden elde edilen diz mafsal torku ile silindirin maksimum uygulayacağı kuvvetin mafsal üzerinde oluşturacağı tork miktarı karşılaştırılarak sistemin için uygun bir eyleyici belirlenebilir. Silindirin diz mafsalında meydana getireceği tork miktarı bölüm 4 te 4.7 numaralı denklem yardımıyla diz açısına bağımlı olarak bulunabilmektedir. Maksimum silindir kuvveti etkisi altındaki sistemin diz mafsalı üzerinde oluşturduğu tork miktarı ile CGA verilerinden elde edilen tork değerleri Şekil 5.2'de verilmiştir. Burada CGA verilerinden elde edilen tork-açı değişiminin silindirin sağladığı alan içerisinde kaldığı görülmektedir.

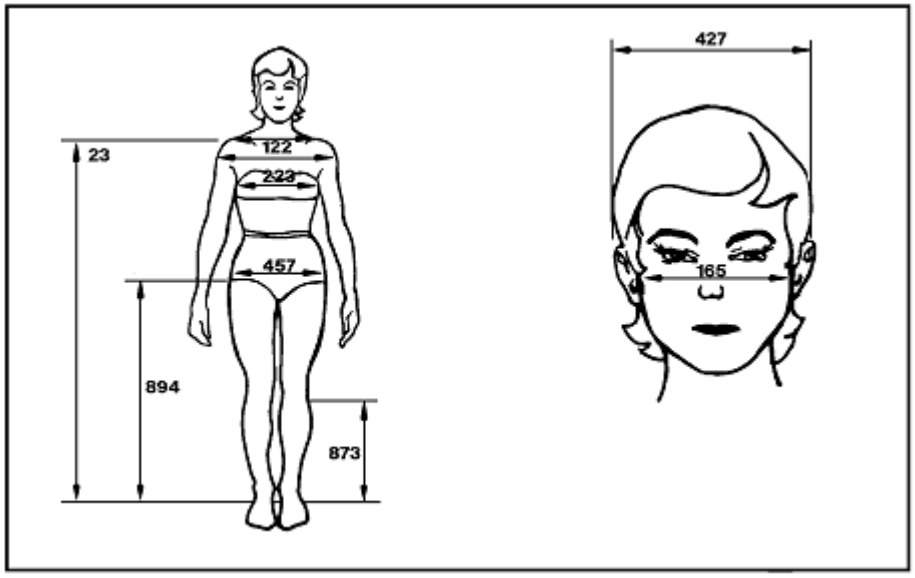


Şekil 5.2. CGA verilerinden elde edilen tork değeri ile hidrolik silindirin sağladığı tork değerinin karşılaştırmalı grafiği

6. DIŞ İSKELET SİSTEMİ MEKANİK TASARIMI

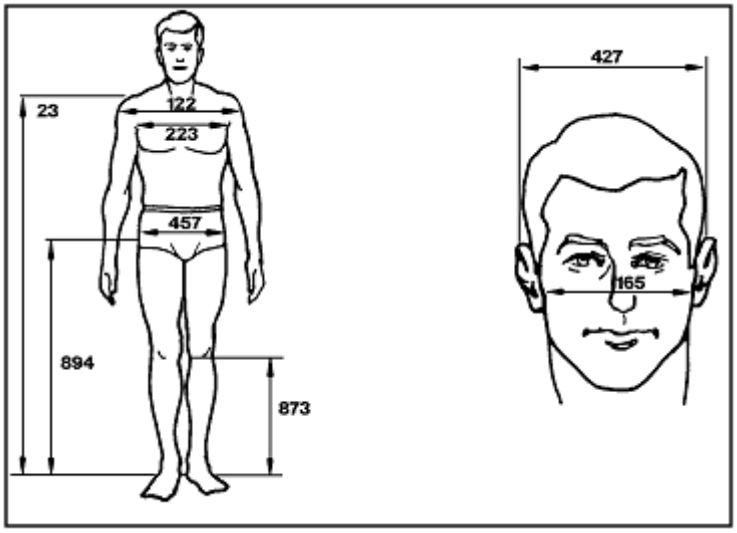
6.1. Gövde Tasarımının Kriterleri

Geliştirilen dış iskeletin farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara uyum sağlayabilmesi için iskeletin bel, üst bacak ve alt bacak ana parçaları, boyutları ayarlanabilir olarak tasarlanmıştır. Kullanılan boy ayar mekanizmaları sayesinde üst bacak boyu 350 mm - 420 mm aralığında, alt bacak boyu 360 mm - 480 mm aralığında ayarlanabilmektedir. İnsanın üst bacak ve alt bacak boylarının, toplam boya göre değişimi Çizelge 6.1 ve Çizelge 6.2 ’de verilmiştir. Bu değerler, NASA tarafından hazırlanan NASA-STD-3000 numaralı standartta, Amerikan vatandaşları üzerinde yapılan ölçümler ile elde edilmiştir. İnsanların bel genişliği; vücut yağ oranı ile doğrudan bağlı olduğundan, bel genişliği için herhangi bir sınıflandırma yapılamamaktadır. Ancak Çizelge 6.1 ve 6.2 de ortalama bir değer verilmiştir. Bel ayar mekanizmasının ölçüleri de bu değerler üzerinden tasarlanmıştır.



Çizelge 6.1. Bayan anatomik üst ve alt bacak boylarının değişimi (NASA-STD-3000)

No.	Ölçü (mm)	%5	%50	%95
23	Acromial (omuz) yüksekliği	1196	1271	1345
894	Bel mafsalı yüksekliği	710	767	824
873	Diz mafsalı yüksekliği	359	393	427
457	Bel genişliği	305	329	353

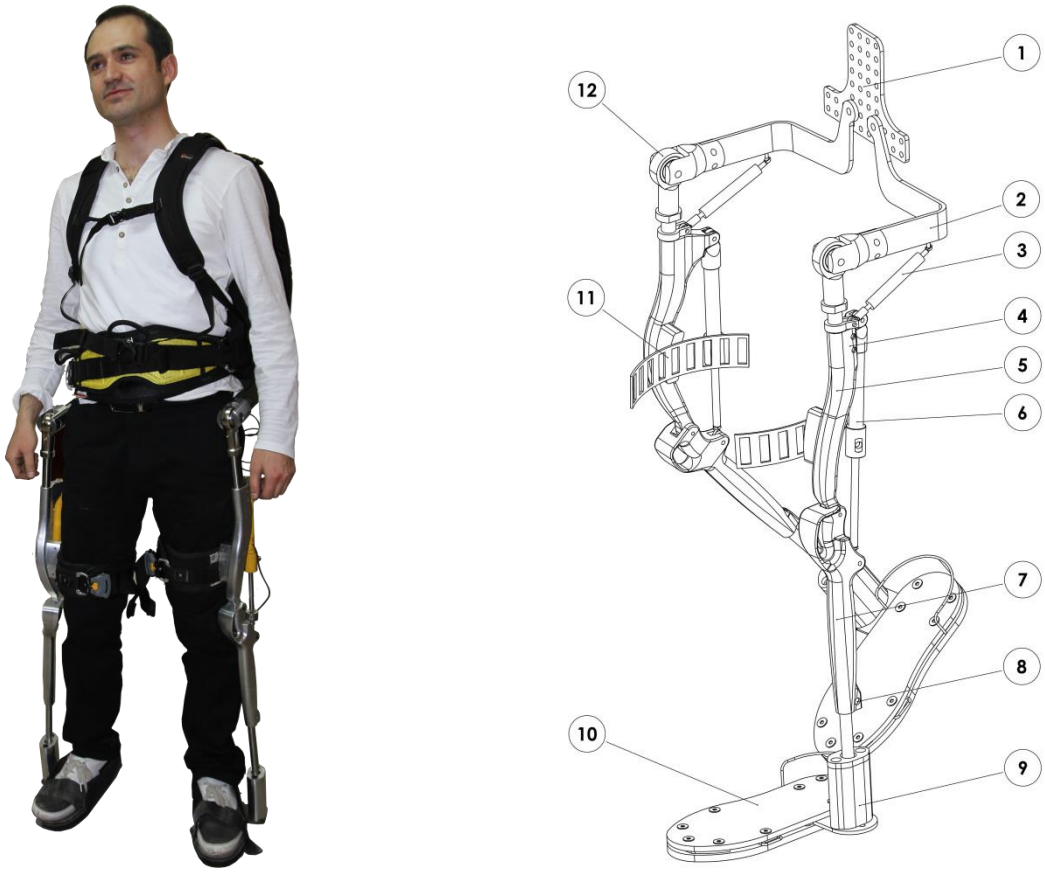


Çizelge 6.2. Erkek anatomik üst ve alt bacak boylarının değişimi (NASA-STD-3000)

No.	Ölçü(mm)	%5	%50	%95
23	Acromial (omuz) yüksekliği	1380	1476	1573
894	Bel mafsalı yüksekliği	883	958	1029
873	Diz mafsalı yüksekliği	443	490	525
457	Bel genişliği	327	358	390

6.2. Mekanik Tasarım

İskelet sisteminin mekanik tasarımları Unigraphics ve Solidworks yazılımları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tasarım işleminin ilk aşamasında imalatı düşünülen dış iskelet sistemi CAD programı yardımıyla üç boyutlu insan modeli üzerine giydirilerek boyutlar kontrol edilmiştir. Mekanizma ile insanı bir birine bağlayan bağlantı noktalarının belirlenmesinde bu model kullanılmıştır. Kullanılan insan modelinin parametrik olmasından dolayı farklı vücut ölçülerine sahip kullanıcılar için dış iskelet sisteminin boy ayar mekanizmalarının tasarımı doğrulanmıştır. Tasarımı tamamlanan dış iskelet sisteminin genel yapısı Şekil 6.1'de görülmektedir. Sistemi oluşturan parçalar Çizelge 6.3 verilmiştir. Dış iskelet sisteminde farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara uygulanabilmesi için mafsal noktalarının kullanıcının anatomik mafsal merkezleriyle çakıştırılabilmesi için diz ve bel mafsallarının boyutları ayarlanabilir olarak tasarlanmıştır.



Şekil 6.1. Dış iskelet sisteminin genel yapısı (1-Sırt desteği, 2-Bel ayar mekanizması, 3-Tork dengeleme silindiri, 4-Üst bacak boy ayar vidası, 5-Üst bacak gövdesi, 6-Hidrolik silindir, 7-Alt bacak gövdesi, 8-Alt bacak ayar vidası, 9-Ayak mafsalı, 10-Ayak, 11-Bacak bağlantı kemeri, 12-Bel mafsalı)

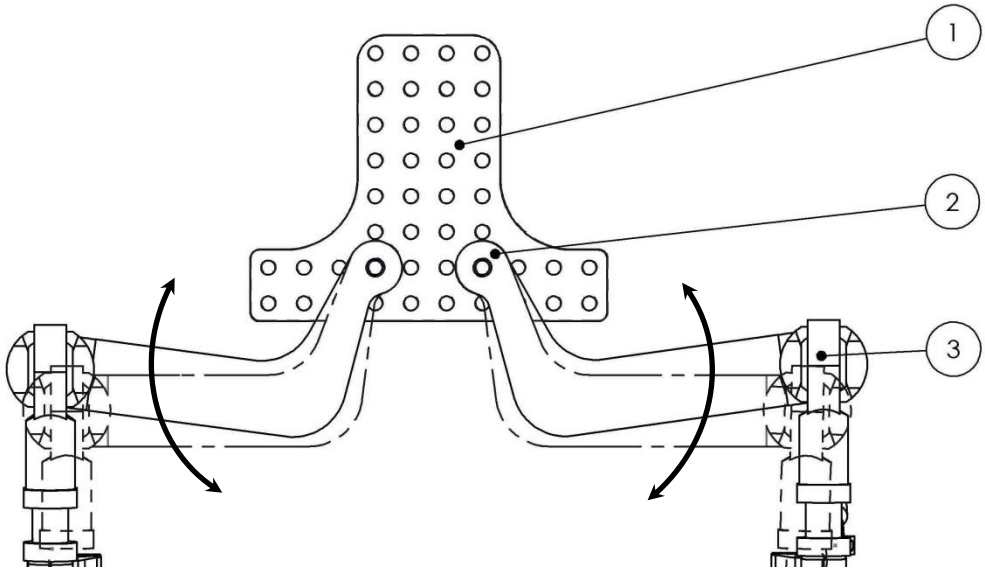
Çizelge 6.3. Dış iskelet sistemini oluşturan parçalar

No	Parça Adı
1,2	Bel bağlantı ve ayar mekanizması
3	Tork dengeleme mekanizması
4	Üst Bacak
5	Üst bacak boy ayar mekanizması
6	Hidrolik silindir
7	Alt bacak
8	Alt bacak ayar mekanizması
9	Küresel ayak mafsalı
10	Ayakkabı ve kuvvet sensörleri
11	Kullanıcı bağlantı kemeri
12	Küresel bel mafsalı

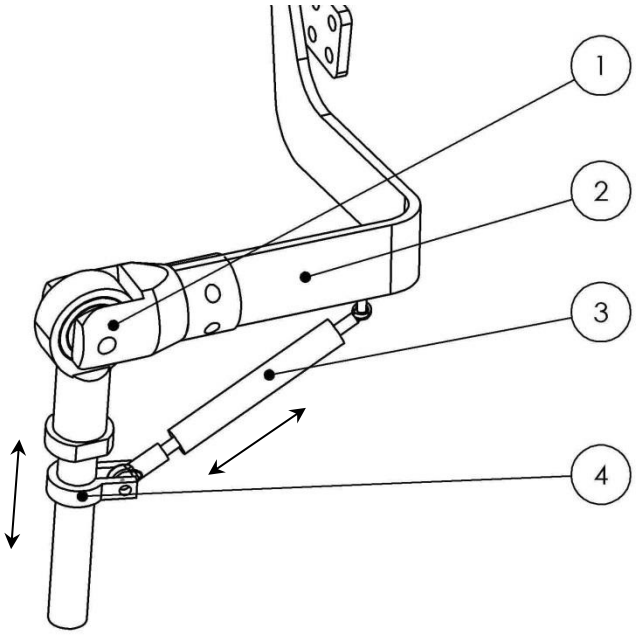
6.2.1 Bel tasarımı

Dış iskelet sisteminin bel tasarımı anatomik olarak insanın pelvis kemiğinin yerine geçmektedir. İnsan kalça eklemi hareket serbestliği olarak küresel mafsal özelliklerindedir. Bu yüzden tasarımda Şekil 6.2'de üç numara ile gösterilen küresel mafsal kullanılmıştır. Bunun yanında sağ ve sol bacak bel mekanizması ile birbirine bağlanmaktadır. Şekil 6.2'de iki numaralı bu bağlantı tek eksende döner mafsal olarak tasarlanmıştır. Bu sayede pelvis ile omur arasındaki bağlantı modellenmiş olmaktadır. Şekil 6.2 üzerinde bir numara ile gösterilen parça sırt bağlantısının yapıldığı ana parçadır. Taşınmak istenen sırt yükünün yanında iskeletin çalışması için gerekli güç ve kontrol üniteleri burada yer almaktadırlar. Dış iskelet sistemi bel tasarımının insan ile tam bir uyum içerisinde çalışması ve iskelet gövde arasındaki en yoğun temasın bu bölgede gerçekleşmesinden dolayı ergonomik bir sırt destek parçası geliştirilmiştir.

Dış iskelet sistemin bel kısmının mekanik tasarımı Şekil 6.3'de ayrıntılı olarak verilmiştir.



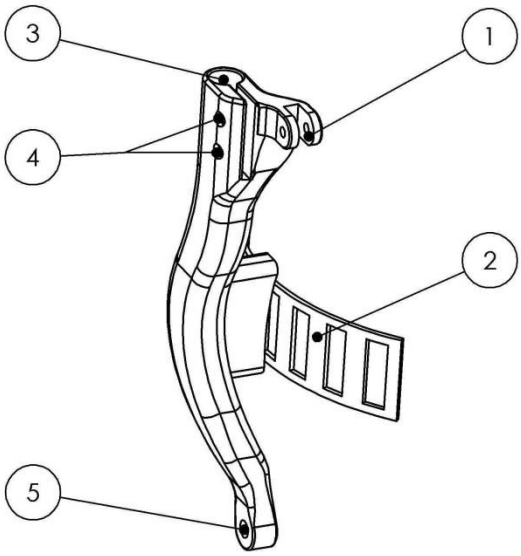
Şekil 6.2. Dış iskelet bel tasarımı (1-Bel-kalça bağlantı elemanı ve sırt desteği, 2-Bel ayar mekanizması, 3-Küresel mafsal)



Şekil 6.3. Dış iskelet bel tasarımı (1-Küresel kalça mafsalı, 2-Bel ayar mekanizması, 3-Tork dengeleme mekanizması,4-Kayar mafsal)

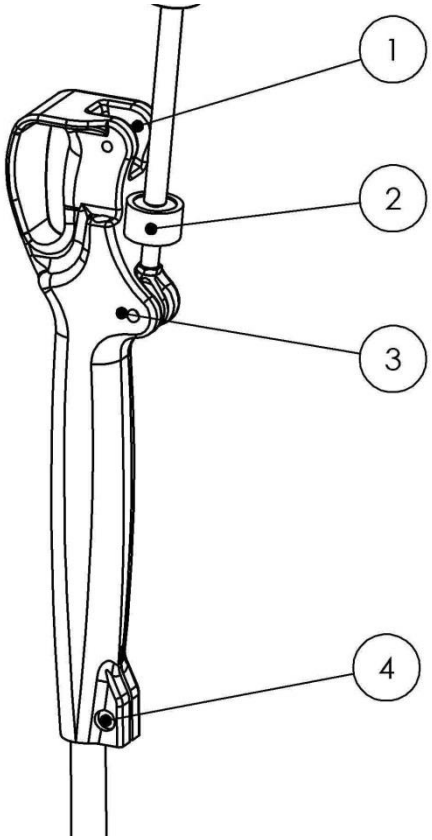
6.2.2 Üst bacak ve alt bacak tasarımı

Dış iskelet sistemi bacak tasarımı insan anatomisine uygun olacak şekilde geliştirilmiştir. Bu tasarımda diz ve bel arasında genel vücut hatları üç boyutlu insan modeli kullanılarak belirlenmiştir. Üst bacak insandaki baldır kemiğini ve alt bacak kaval kemiği yerine geçmektedir. Diz mafsalı insan anatomisine uygun olacak şekilde tek serbestlik dereceli döner mafsal olarak tasarlanmıştır. Kullanılan malzeme dayanıklılık, hafiflik, işlenebilirlik bakımından değerlendirilerek alüminyum 7075-T6 olarak seçilmiştir. Tasarımda insan hareket kabiliyetleri dikkate alınarak diz mafsalı hareket aralığı 0-100 derece arasında belirlenmiştir. Dış iskelet sisteminin hareketi bu aralığın dışına çıkmayacak şekilde insan sağlığı ve güvenliğini tehlikeye atmaması için mekanik kısıtlar eklenmiştir. Şekil 6.4'te üst bacak görülmektedir. Üst bacak 3 numaralı noktadan bel mafsalına bağlanmaktadır. Bacak boyu 4 numaralı ayar vidaları ile değiştirilebilmektedir. 1 numaralı noktadan hidrolik eyleyici mafsallanmıştır. Bu nokta bacak hareket aralığının insan ile uyumlu olacak şekilde 5 numaralı diz mafsalından 13 mm dışarıda konumlandırılmıştır. Alt bacak ile üst bacak arasına bağlanacak hidrolik silindirin düz bir hat üzerinde çalışması için alt bacak silindir mafsalı da aynı düzlem üzerinde bulunmaktadır. 5 numaralı diz mafsalı insan diz eklemi ile çakışacak şekilde yerleştirilmiştir.



Şekil 6.4 Dış iskelet sistemi üst bacak tasarımı (1-Hidrolik silindir bağlantı mafsalı, 2-Kullanıcı ile iskelet bağlantı noktası, 3-Boy ayar mekanizması, 4-Boy ayar vidaları, 5-Diz mafsalı)

Şekil 6.5'te alt bacağın tasarımı görülmektedir. 1 numaralı diz mafsalı üst bacağı yataklayarak dizin negatif yönde hareket etmesini engelleyecek şekilde tasarlanmıştır. Bacaklardaki boy ayar mekanizmaları sayesinde dış iskelet sistemi üst bacak boyu 70 mm aralığında, alt bacak boyu ise 120 mm aralığında ayarlanabilmektedir. Üst bacak ve alt bacak ana gövdesi alüminyum 7075-T6 malzemeden imal edilmiştir.



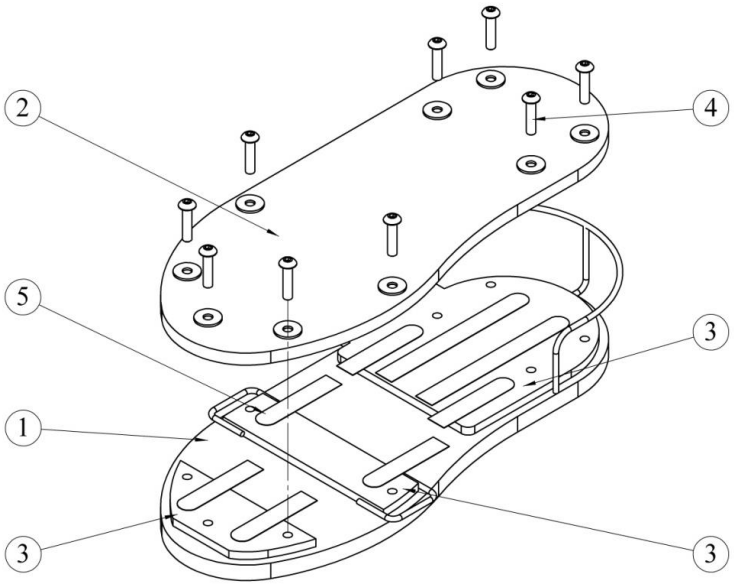
Şekil 6.5. Alt bacak tasarımı (1-Diz mafsalı, 2-Kuvvet sensörü, 3- Hidrolik silindir bağlantı mafsalı, 4-Boy ayar mekanizması)

6.2.4 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.

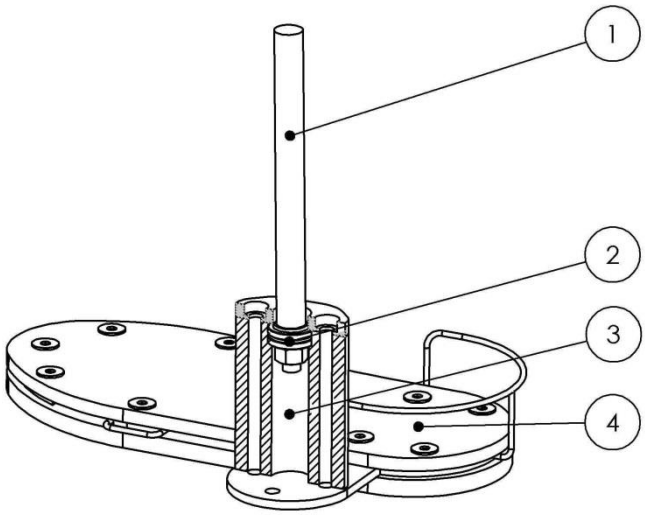
Ayak tasarımı Şekil 6.6'da görülmektedir. 1 numaralı ayak tabanı kauçuktan imal edildiği için esnek bir yapıya sahiptir. Bu sayede kullanıcıya hareket serbestliği sunmaktadır. Bunun yanında dış iskeletin yerle temas ettiği yürüyüş anında yumuşak ve sessiz bir hareket sağlamaktadır. Ayağı oluşturan ana parçalar, alt taban (1), üst tabandır (2) ve bu iki parçayı birbirine bağlamak ve esnek kuvvet sensörlerini (5) yerleştirmek için kullanılan destek parçalarıdır. Üst ve alt taban ayağa esneklik kazandıracak şekilde kauçuk malzemeden üretilmiştir. Ayak, kullanıcının kendi ayakkabısı ile iskelet sistemini kullanabilecek şekilde tasarlanmıştır. Ayakkabı ile

ayak arasında kolay sökülüp takılabilen bağlantı aparatı geliştirilerek 3 numaralı destek parçasına bağlanmıştır. Ayak destek parçaları hareket kabiliyetini artırmak için üç parçadan imal edilmiştir. Ayakta, yer tepki kuvveti ve yürüyüş aşamalarının tespiti için dış iskeletin kontrolünde kilit öneme sahip elastik kuvvet sensörleri Şekil 6.6'da 5 ile gösterilen şekilde yerleştirilmiştir.



Şekil 6.6. Ayak tasarımı (1-Alt taban, 2-Üst taban, 3-Destek sacı, 4-Bağlantı cıvatası, 5-Esnek kuvvet sensörü)

Dış iskeletin ayak mafsalı, Şekil 6.7'de görülmektedir. Tasarımı yapılan mafsal serbestlik derecesi ve hareket aralığı seçimine uygun olacak şekilde ayarlanmıştır. İnsan anatomik yapısına uygun olarak 2 numaralı küresel mafsal 3 numaralı bağlantı takozuyla yükseltilerek yataklanmıştır.



Şekil 6.7. Ayak mafsalı tasarımı (1-Alt bacak boy ayar mili, 2-Küresel rulman, 3-Bağlantı takozu, 4-Ayak)

Tasarlanan dış iskelet sisteminde Çizelge 6.4 ’de verilen özelliklere sahip hafif ve dayanıklı bir malzeme olan AL7075-T6 alüminyum malzeme kullanılmıştır. Alüminyum 7075-T6 malzeme birçok çelik türüne yakın dayanıklılıktadır. Yorulma dayanımı ve işlenebilirliği çok iyidir. 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 temperleme miktarına bağlı olarak değişmektedir.

Çizelge 6.4. Alüminyum 7075 T6 Temper malzemenin özellikleri

Özellik	**Alüminyum 7075-T6**
Elastikiyet Modülü	72 Gpa
Poisson Oranı	0.33 N/A
Yoğunluk	2810 kg/m^3
Çekme Mukavemeti	572 Mpa
Yüzde Uzama	%11
Sertlik	150 HB
Termal İletkenlik	120 W/(m·K)

Belirlenen malzemeye göre yapılan gövde parçalarına ait ağırlıklar ve atalet momentleri Çizelge 6.5 ’te verilmiştir.

Çizelge 6.5. Gövde parçalarının ağırlık ve atalet momentleri

Parça	**Kütle (Kg)**	**Kütle merkezine göre atalet momenti (Kg.mm^2)**		
Bel	3.570	Lxx = 79471.076 Lxy = -4674.782 Lxz = -5915.965	Lyx = -4674.782 Lyy = 75746.749 Lyz = 3507.534	Lzx = -5915.965 Lzy = 3507.534 Lzz = 22197.316
Üst Bacak	0.970	Lxx = 676.579 Lxy = -530.239 Lxz = -485.590	Lyx = -530.239 Lyy = 4313.346 Lyz = 52.882	Lzx = -485.590 Lzy = 52.882 Lzz = 4473.137
Alt Bacak	0.830	Lxx = 224.789 Lxy = 352.085 Lxz = 249.812	Lyx = 352.085 Lyy = 4940.523 Lyz = 26.169	Lzx = 249.812 Lzy = 26.169 Lzz = 5014.002
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

7. DIŞ İSKELET SİSTEMİ KONTROLCÜ TASARIMI

7.1 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, kontrolcünün 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 sensör ve veri iletişim sistemlerinin başarısı da önem taşımaktadır. Dış iskelet sistemin kontrolünde birçok kontrol yöntemi kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları: Kullanıcı Komutlu Kontrol, Önceden Programlanmış Yürüyüş Kontrolü, Kas Sinyali-Tabanlı Kontrol, Efendi-Köle (Master-Slave) Tip Kontrol, Yer Tepki Kuvvetleri Kontrolü, Doğrudan Kuvvet Geri Beslemeli Kontrol, Sanal Genelleştirilmiş Kuvvet Kontrolü gibi yöntemlerdir (Önen,2011).

Tasarımı yapılan dış iskelet sistemi üzerinde iki kontrol metodu denenmiştir. Bunlardan ilki PID kontrolcü kullanılarak yer tepki kuvveti ile kontrol yöntemidir. Bir diğeri ise ağ tabanlı bulanık mantık kontrol yöntemidir.

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, kontrolcünün 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 sensör ve veri iletişim sistemlerinin başarısı da önem taşımaktadır.(Önen,2011)

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.

7.1.1 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 imkânı 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 (Önen,2011).

7.1.2 Doğrudan kuvvet geri beslemeli kontrol

Robotik kuvvet kontrol sistemlerinde, manipülatör ile çevresi arasındaki kuvvet etkileşimi, kuvvet sensörlerinden 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 sensörlerinden 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 sensörleri ile donatılmalıdır. Sensör 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 sensörü sayısı en az cihazın serbestlik derecesi kadar olmalıdır. (Önen, 2011)

7.1.3 Sanal genelleştirilmiş kuvvet kontrolü

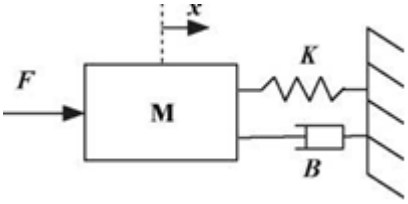
Sanal genelleştirilmiş kuvvet kontrolü, ölçülemeyen kuvvetlerin sistemin matematiksel modeli kullanılarak hesaplanması ve hesaplanan bu kuvvetlerin kuvvet geri beslemeli kontrol mimarisinde kullanılması mantığına dayanmaktadır. Dış iskelet sisteminin kontrol için gerekli ölçülmesi zor yada mümkün olmayan parametreler, gerçek bir sensör ara yüzü kullanmak yerine, cihazın matematiksel modelinden elde edilen sanal bir sensör sistemi sayesinde elde edilmektedir. Fakat bu kontrol yönteminin başarısı için dış iskeletin matematiksel modelinin son derece doğru bir şekilde oluşturulması önemlidir.

7.1.4 Empedans kontrol

Hogan tarafından geliştirilen empedans kontrol yöntemi kuvvet kontrol yönteminden daha çok bir etkileşim (interaction) kontrol yöntemi olarak tanımlanabilir. Hogan'a göre empedans kontrolünün temel felsefesi manipülatör kontrol tasarımının yalnızca yörünge takibine göre değil, aynı zamanda manipülatörün mekanik empedansını regüle edecek şekilde tasarlanmalıdır. Robot hızı ile uygulanan kuvvet arasındaki ilişki mekanik empedans olarak tanımlanır.

Empedans kontrol problemi, ortaya çıkan temas kuvvetlerinin hedef empedans kuralına göre robot referans konumuyla gerçek konumu arasında bir fark ortaya çıkaracak biçimde bir kontrol yöntemi tasarımı gerekliliği olarak tanımlanabilir. Eyleyiciler ve sistem dikkate alınarak empedans kontrol yöntemi konum ve kuvvet tabanlı olmak üzere tasarlanabilir. Ancak, empedans kontrolü esasen konum tabanlı bir kontrol yöntemidir.(Kizir,2012)

Kuvvet-hareket ilişkisine göre, empedans kontrol taşanımı sıfır, bir ve ikinci dereceden bir dinamik model kullanılarak yapılabilir. Şekil 7.1'de görüldüğü gibi ikinci dereceden kütle- yay-damper sistemiyle ifade edilen mekanik empedans aşağıda verilen denklemle tanımlanır.



Şekil 7.1. Kütle-yay-damper sistemi.

Sabit M, D, K matrisleri arzu edilen atalet, sönüm ve sertlik değerleridir.

$$M(\ddot{x}-\ddot{x}_r)+B(\dot{x}-\dot{x}_r)+K(x-x_r)=F \tag{7.1}$$

Frekans uzayında,

$$F(s)=Z(s)(x-x_r)=Ms^2+Bs+K \tag{7.2}$$

$$x=x_r+\frac{F}{Ms^2+Bs+K} \tag{7.3}$$

olarak ifade edilebilir.

Bu denklem ile robot konumunu güncelleyen eşitlik ve empedans filtresi görülmektedir. M, D ve K ile seçilen mekanik empedansa bağlı olarak robot bir cisimle etkileşime girdiğinde oluşan harici kuvvetlere bağlı olarak nasıl davranacağı ortaya çıkmaktadır. Empedans filtresi davranışı iyi bilinen ikinci dereceden bir sistemi ifade etmektedir. (Kizir,2012)

Literatürde, genellikle adaptif olmayan kontrol stratejilerinde sabit M, D, K seçilirken, basit olarak iki parametre arasında anahtarlama da yapılabilmektedir. Adaptif ya da bulanık kontrol yapılarındaysa genellikle M, D, K parametreleri belirlenen kurala bağlı olarak değiştirilir. Yani diğer bir ifadeyle mekanik empedans zamanla değiştirilmektedir. (Kizir,2012)

Bir dış iskeletin kontrolünde, yukarıda anlatılan kontrol mimarilerinden hangisinin kullanılacağına karar verebilmek için bu mimarilerin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlarının belirlenmesinde büyük kolaylık sağlayacaktır (Racine,2003).

Dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol yöntemlerini en yüksek not 5 en düşük not 1 olacak şekilde farklı kritere göre kıyaslamıştır. Bu kıyaslama Çizelge 7.1'de verilmiştir.

Tasarlanan dış iskelet sisteminde kontrol kolaylığı, gerekli sensör sayısının az olması, sistem için gerekli sensör tiplerinin yerleşiminin kolay olması ve hesaplama yükü bakımından dış iskelet sisteminin yer tepki kuvveti ile kontrolü uygun görülmüştür.

Çizelge 7.1. Dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol mimarilerinin karşılaştırılması (Racine, 2003)

	Kuvvet Geri beslemeli Kontrol	**Yer Tepki Kuvvetleri Kontrolü**	**Sanal Kuvvet Kontrolü**	**Sanal Tork Kontrolü**
Farklı Kullanıcılara Adaptasyon	3	2	5	5
Farklı Aktivitelere Uyum Sağlama	5	5	5	5
Kontrolcü Kararlılığı	5	2	3	4
Ergonomiklik	2	4	4	5
Kullanıcıya Rahatsızlık Vermeme	2	3	5	5
Geliştirme Hızı	2	3	5	5
Kullanıcıya Bağlı Sensör Sayısı	2	3	5	5
Cihaza Bağlı Sensör Sayısı	3	1	1	3
Donanım Karmaşıklığı	2	2	4	5
Hesaplama Gereksinimi	3	1	2	2
Toplam	**29**	**26**	**39**	**44**

7.2. Kontrolcü Tasarımı

7.2.1 Oransal-integral-türev (PID) kontrol teorisi

PID kontrol, Şekil 7.2'de görüldüğü gibi sistem üzerinde farklı etkilere sahip üç temel kontrol etkisinin tek bir birim içinde birleştiren kontrol şeklidir. İntegral (I) etki, sistemde oluşan kalıcı durum hatasını azaltırken; türev (D) etki sistemin cevap hızını artırmaktadır. Buna göre parametreleri iyi ayarlanmış bir PID kontrolcü, sıfır kalıcı durum hatası ile hızlı bir cevap sağlayabilmektedir. PID kontrolcüye ait çıkışı ve kontrol ifadeleri denklem 7.4 ve 7.5 'te verilmiştir.

Kontrolcü çıkış sinyali,

$$m(t) = K_p e(t) + \frac{K_i}{K_p}\int_0^t e(t)dt + \frac{K_d}{K_p}\frac{de}{dt} \tag{7.4}$$

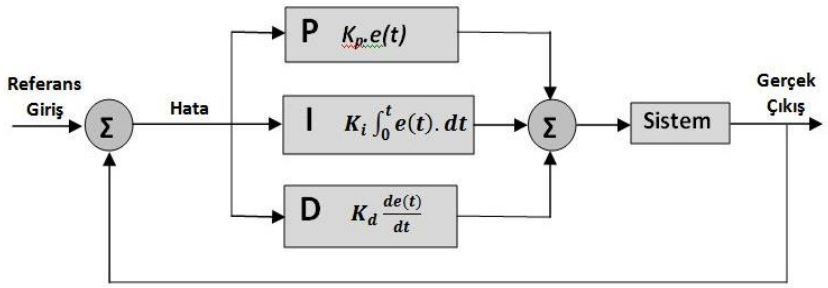
veya

$$m(t) = K_p\left(e(t) + \frac{1}{T_i}\int_0^t e(t)dt + T_d\frac{de}{dt}\right) \tag{7.5}$$

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

$$\frac{M(s)}{E(s)} = K_p\left(1 + \frac{1}{T_i.s} + T_d.s\right) \tag{7.6}$$

şeklindedir. PID kontrolcü kullanılması halinde, kontrolcüye ait kazanç parametrelerindeki artışın sistem cevabına etkisi Çizelge 7.2'de verilmiştir.



Şekil 7.2. PID kontrol yapısı.

Çizelge 7.2. 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
$\mathbf{K_p}$	-	+	≈	-
$\mathbf{K_i}$	-	+	+	-
$\mathbf{K_d}$	≈	-	-	≈

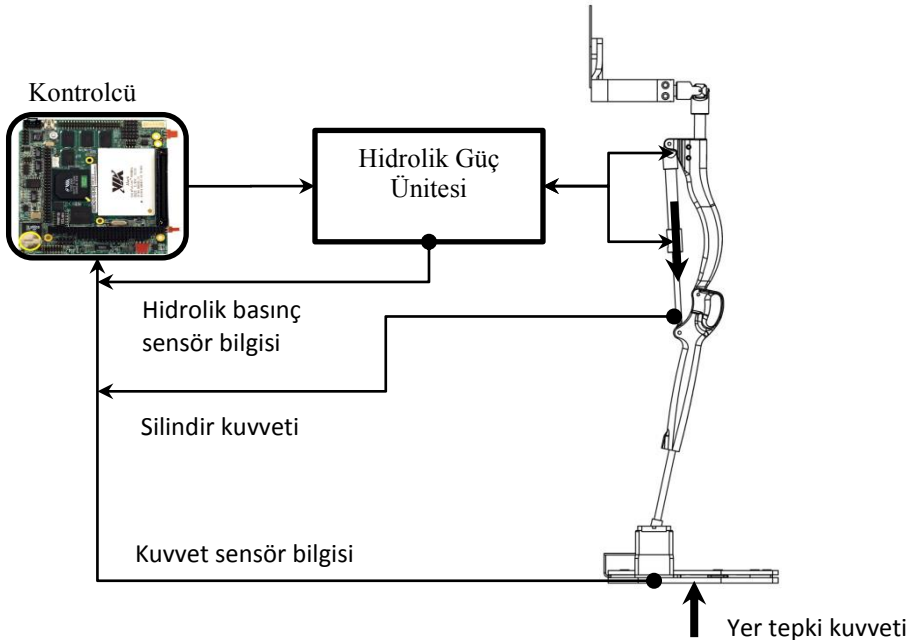
Kazançların belirlenmesinde, Cohen-Soon, Yuwana-Seborg, Ziegler-Nichols gibi analitik yöntemlerin yanında deneme-yanılma yöntemide kullanılmaktadır. Kontrol edilen sistemin ve ölçme elemanının dinamik davranışlarının bilinmesi halinde, K_p, K_i ve K_d parametreleri için en uygun değerler, analitik olarak hesaplanabilir. Buna ek olarak bu parametrelerin hesaplanmasında, CAD yada FEM yazılımları kullanılarak elde edilen matematiksel modeller, Matlab gibi hazır paket programlara aktarılarak burada istenilen cevap frekansına göre otomatik olarak hesaplanabilmektedir. Ancak bu yöntemde oluşturulan CAD yada FEM modelleri yüksek doğrulukta olmalıdır. Diğer bir yöntemde ise gerçek sistem üzerinde deneysel yöntemler kullanılarak PID kontrol parametreleri elde edilebilir.

7.2.2 Ağırlıkladırılmış geri besleme sinyali ile dış iskelet sisteminin PI kontrolü

Dış iskelet sistemi, farklı yürüyüş fazlarında farklı dinamik davranışa sahip olmasından dolayı klasik PID kontrol algoritması kullanılamamaktadır. Bu problemin çözümü için hem salınım fazında hem de destek fazında sistem için uygun çıkış verecek bir kontrolcüye ihtiyaç duyulmaktadır. Dış iskelet sisteminin kontrolü için tasarlanan donanımın şematik gösterimi Şekil 7.3'de görülmektedir. Şekil 7.3'de verilen kontrolcü ayaktan gelen yer tepki kuvveti ve hidrolik silindir kuvvetine göre uygun valf konumunu belirlemeye çalışmaktadır. Kontrolcü olarak PI kontrol kullanılmasının nedeni türev etkinin sistemde salınıma neden olmasıdır. Hidrolik güç ünitesi ve silindirlerin hantal yapısı nedeniyle cevap hızındaki aşırı gecikmeden dolayı türev etki kontrolcü cevabını aşırı büyütmekte ve salınıma neden olmaktadır.

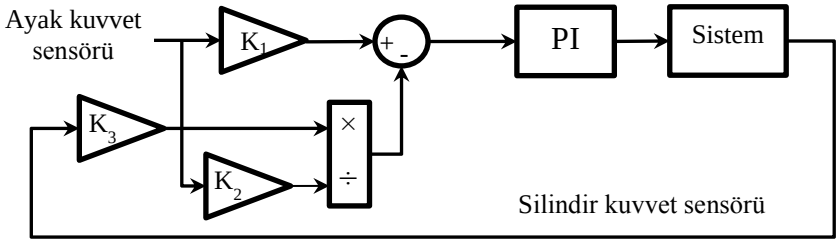
Bunun dışında pompa motoru kontrolcüsü, hidrolik basınç sensörleri yardımıyla pompa motorunu kontrol ederek sistemin ihtiyaç duyduğu basınç değerini uygun aralıkta tutmaya çalışmaktadır. Amaçlanan YTK kontrol mimarisinde,

ayakkabı içerisine yerleştirilen kuvvet sensörleri sayesinde ölçülen yer tepki kuvvetine göre silindirlere ne kadar kuvvet uygulanması gerektiği kontrolcü tarafından hesaplanmaktadır. Hidrolik silindir miline bağlı yük hücresi yardımıyla uygulanan kuvvet, kontrolcü tarafından ölçülerek hata düzeltmesi yapmaktadır.



Şekil 7.3. Yer tepki kuvveti(YTK) yöntemi ile kontrol şematik gösterimi

PI kontrolcüye ek olarak, kontrolcünün dış iskelet sisteminin yürüme esnasında değişen dinamik yapısına adapte olabilmesi için yardımcı kontrol parametreleri kontrol algoritmasına eklenmiştir. Bu parametreler ile kontrolcüye ek olarak silindir kuvvetinin yer tepki kuvveti ile oranlandığı ilave bir algoritma geliştirilmiştir. Bu sayede destek fazında silindir kuvvetinin kontrol üzerindeki etkisi azalmakta ve silindir üzerindeki basınç değişiminden çok fazla etkilenmemektedir. Böylece destek fazında oluşabilecek gürültü önlenmektedir. Diğer taraftan salınım fazında dış iskelet sisteminin kullanıcıya rahat bir hareket sağlaması için geri besleme sinyali büyütülerek sisteme verilmiştir. Bu sayede silindir kuvvet sensörü üzerindeki küçük değişimler büyütülerek insanın salınım fazında yapmak istediği hareketlere karşı sistem daha duyarlı hale gelmektedir. Tasarlanan kontrol algoritması Şekil 7.4'te verilmiştir.



Şekil 7.4. Sistem kontrol blok diyagramı.

Giriş sinyali ile ağırlıklandırılmış geri besleme sinyali denklem 7.7'de verilmiştir.

$$\frac{Y(s)\cdot K_3}{X(s)\cdot K_2} \tag{7.7}$$

Deneysel sistem üzerinde K parametrelerinin değeri,

$K_1, K_2 = 2$

$K_3 = 10$

olarak belirlenmiştir.

Bu parametreler yer tepki kuvveti ve silindir kuvvet sensörlerinin ölçüm aralığına göre belirlenmiştir. Yer tepki kuvveti 0-5 volt arasında değişmektedir. Buna karşın silindir kuvveti ise ±10 volt aralığında ölçülmektedir.

7.2.3 Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol (ANFLC) teorisi

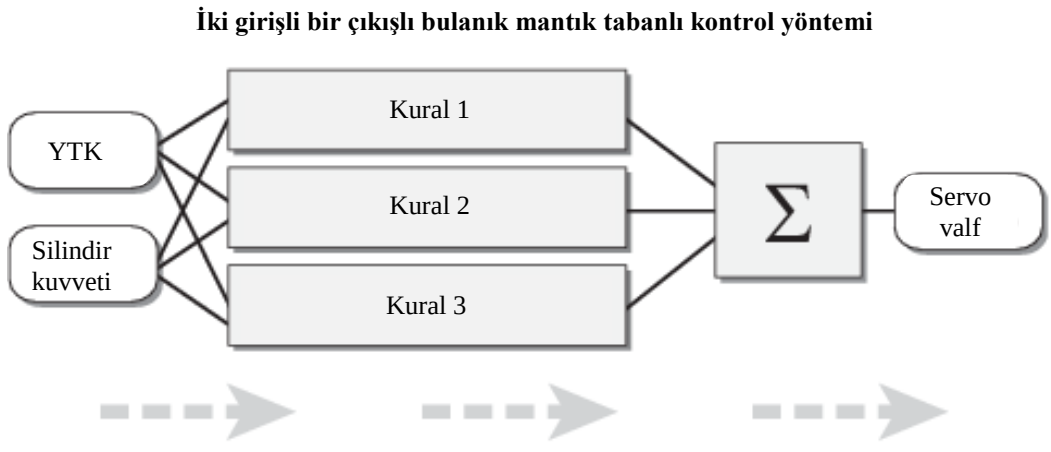
Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol (ANFLC) yönteminde, kontrolcünün giriş ve çıkış parametreleri bir yapay sinir ağında eğitilerek, bu giriş ve çıkışlara göre bulanık mantık kontrolcünün üyelik fonksiyonları ve kural tabanı oluşturulur (Önen,2011). Kontrolcü giriş-çıkış sayısı ve ara katman sayısı kullanıcı tarafından belirlenirken, üyelik fonksiyonlarının hangi aralıkta ve nasıl yerleştirileceği yapay sinir ağının eğitimi sonucu elde edilir. Kontrolcünün farklı giriş ve çıkış değerlerine karşı kendini ayarlayabilir olması, kontrolcünün adaptif olduğunu göstermektedir. ANFLC kontrolcüde Sugeno tip çıkarım kullanılması durumunda, kontrolcünün çıkışları klasik bulanık mantık kontrolcülerin çıkışları gibi dilsel değil sabit veya doğrusal değerlerden oluşmaktadır.

Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık çıkarım sistemleri, hibrit öğrenim algoritması kullanır. Bu yöntem, yapay sinir ağına verilen eğitim verilerini hesaplamak ve üyelik fonksiyonlarının parametrelerini bulmak için en küçük kareler yöntemi ve geri yayılım algoritmasını kullanır. ANFLC 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 (Önen,2011).

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 yaklaşık bir ifade yazma 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.

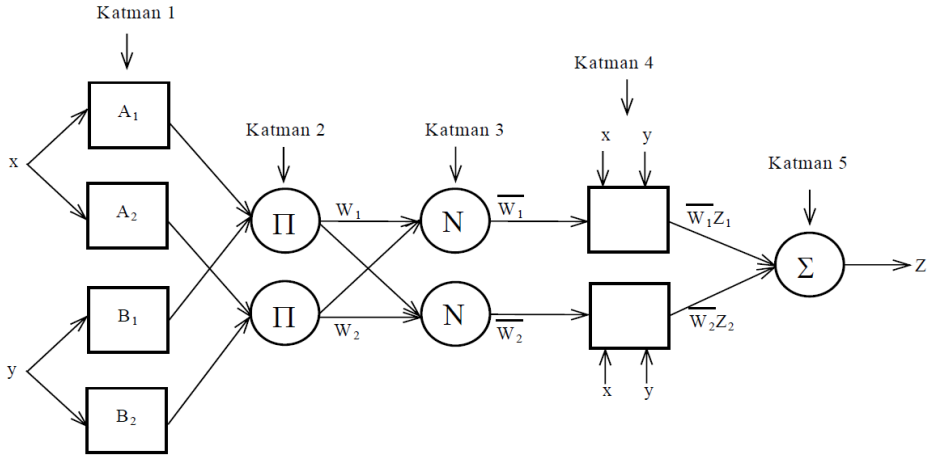
Sistem için düşünülen kontrolcü Şekil 7.5'te görülmektedir.



Şekil 7.5. Sistem bulanık mantık kontrol blok diyagramı.(YTK: Yer Tepki Kuvveti)

Adaptif yapay sinir ağı tabanlı bir bulanık mantık çıkarım sistemi, Şekil 7.6'da 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 7.6. Adaptif yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık çıkarım sisteminin yapısı (Zanganeh,2006)

Katman 1: Üyelik derecelerinin oluşturulduğu katmandır. Bu katmandaki her bir düğümde $\mu_{A_i}(x)$ 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.

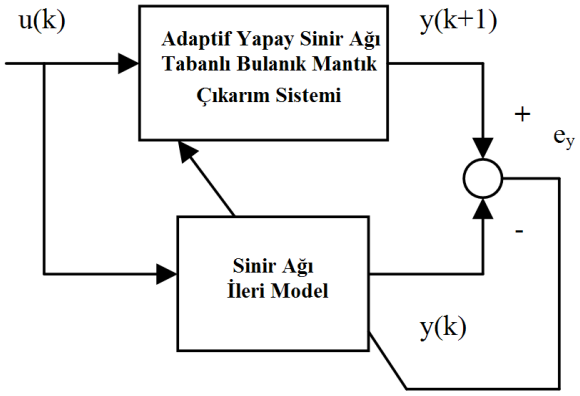
$$O_{4,i} = \overline{w}i\, f_i = \overline{w}i\,(p_i x + q_i y + r_i)$$

Burada $\overline{w_i}$ üçüncü katmanın çıkışıdır ve $\{p_i, q_i, r_i\}$ 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:

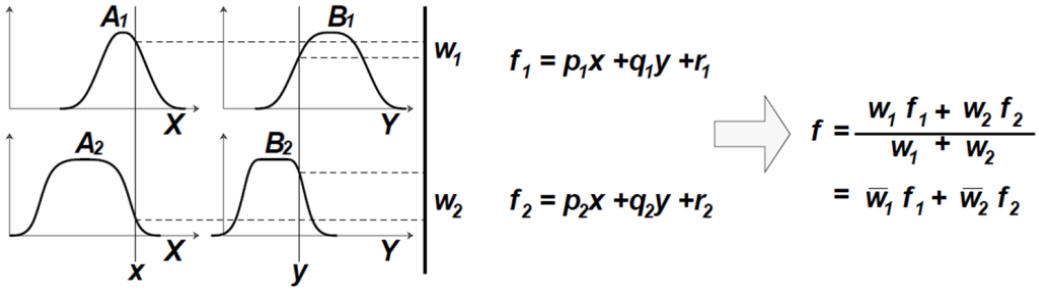
$$O_{5,l} = \sum_i \overline{w}i\, f_i = \frac{\sum_i w_i f}{\sum_i w_i}$$

ANFLC kontrolcülerin sinir ağında, ileri hibrit öğrenme algoritması kullanılır. Şekil 7.7'da ileri hibrit öğrenme algoritmalı bir yapay sinir ağının eğitimi gösterilmektedir. İleri hibrit öğrenme algoritmasında; düğüm çıkışları, katman 5'e kadar iletilir ve en küçük kareler yöntemi kullanılarak ağın çıkışı belirlenir. Çıkış, parametrelerin doğrusal bir kombinasyonu olarak ifade edilebilir. (Önen,2011)



Şekil 7.7. İleri hibrit öğrenme algoritmalı yapay sinir ağının eğitimi

Adaptif yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık çıkarım sisteminde, 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 7.8'de görülmektedir.



Şekil 7.8. 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.

$$f = \frac{w_1}{w_1 + w_2} f_1 + \frac{w_2}{w_1 + w_2} f_2$$

$$= \overline{w}_1 f_1 + \overline{w}2 f_2$$

$$= (w_1 x) p_1 + \left(\overline{w}_1 y\right) q_1 + \left(\overline{w}1\right) r_1 + \left(\overline{w}2x\right) p_2 + \left(\overline{w}1y\right) q_2 + \left(\overline{w}_1\right) r_2$$

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

$$f = \left[\overline{w}1x \quad \overline{w}1y \quad \overline{w}1 \quad \overline{w}2x \quad \overline{w}2y \quad \overline{w}1\right] \begin{bmatrix} p_1 \\ q_1 \\ r_1 \\ p_2 \\ q_2 \\ r_2 \end{bmatrix} = XW$$

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.

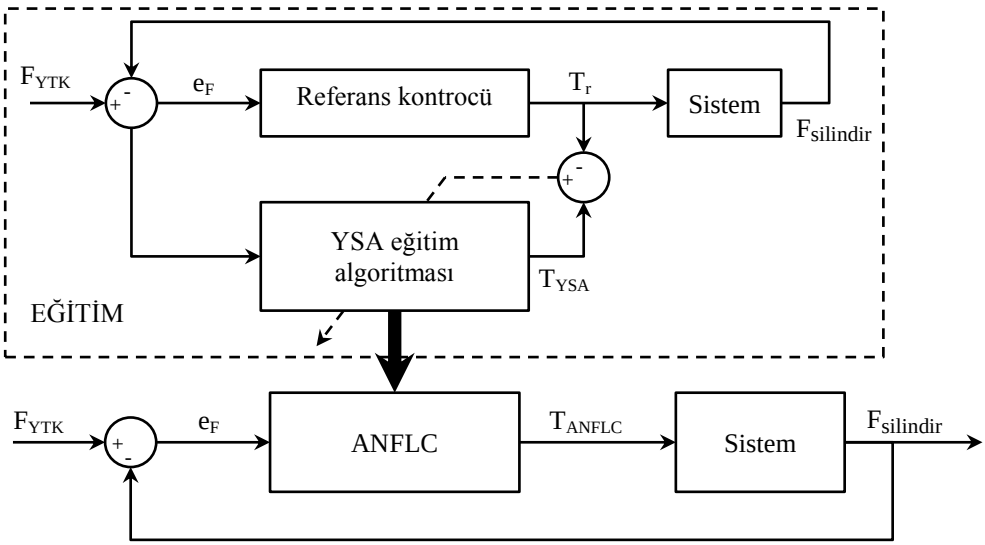
Teorem 2: Eğer X matrisi kare matris değilse o zaman $f = XW$ denkleminde W'u elde etmek için X'in sahte tersi olan $X^* = \left(X^T X\right)^{-1} X^T$ kullanılır. Bu durumda $W = X^* f$ olarak hesaplanır.

Doğrusal olmayan sistemlerin adaptif yapay sinir ağı tabanlı bulanık mantık kontrolünde genellikle, ağırlıkların ortalaması durulaştırma yöntemi kullanılır. Bu yöntemin matematiksel ifadesi ise şu şekildedir (Zanganeh,2006).

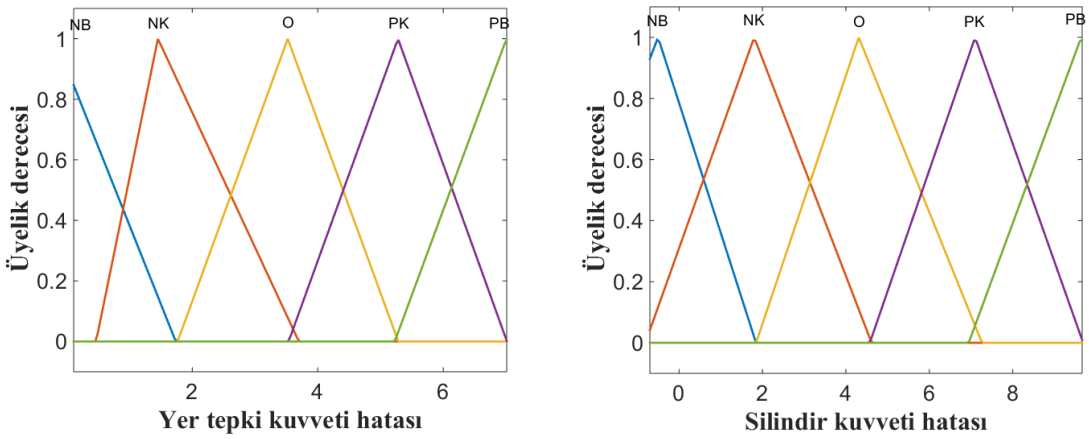
$$u = \frac{\sum_{i=1}^{N} w_i z_i}{\sum_{i=1}^{N} w_i}$$

7.2.4 ANFLC kontrolün dış iskelet sistemine uygulanması

Dış iskelet sisteminin ANFLC ile kontrolünde yer tepki kuvveti ve silindir kuvvetine göre servo valfi kontrol edecek iki girişli ve bir çıkışlı bir kontrolcü kullanılmıştır. Tasarlanan ANFLC kontrol şeması Şekil 7.9'da verilmiştir. Bu kontrolcü, PI kontrolcü giriş, geri besleme ve çıkış sinyalleri kullanılarak eğitilmiş ve gerekli parametreler bu yöntem ile bulunmuştur. Bu sayede PI kontrolcüde geri besleme sinyalinin yer tepki kuvvetine göre ağırlıklandırma işlemi bu kontrolcüye öğretilmektedir. Kontrolcünün tasarımı için Matlab/Anfis aracı kullanılmıştır. Eğitim sonunda elde edilen ANFL kontrolcüye ait üçgen üyelik fonksiyonları Şekil 7.10'da verilmiştir. Üyelik fonksiyonları için dilsel değişkenler; Negatif Büyük (NB), Negatif Küçük (NK), Orta (O), Pozitif Küçük (PK) ve Pozitif Büyük (PB) şeklinde belirlenmiştir. Kontrolcü için oluşturulan kural tabanı Çizelge 7.3'te ve durulaştırma yöntemine göre belirlenen kontrol yüzeyi ise Şekil 7.11'de verilmiştir.



Şekil 7.9. Adaptif ağ tabanlı bulanık mantık kontrol şeması

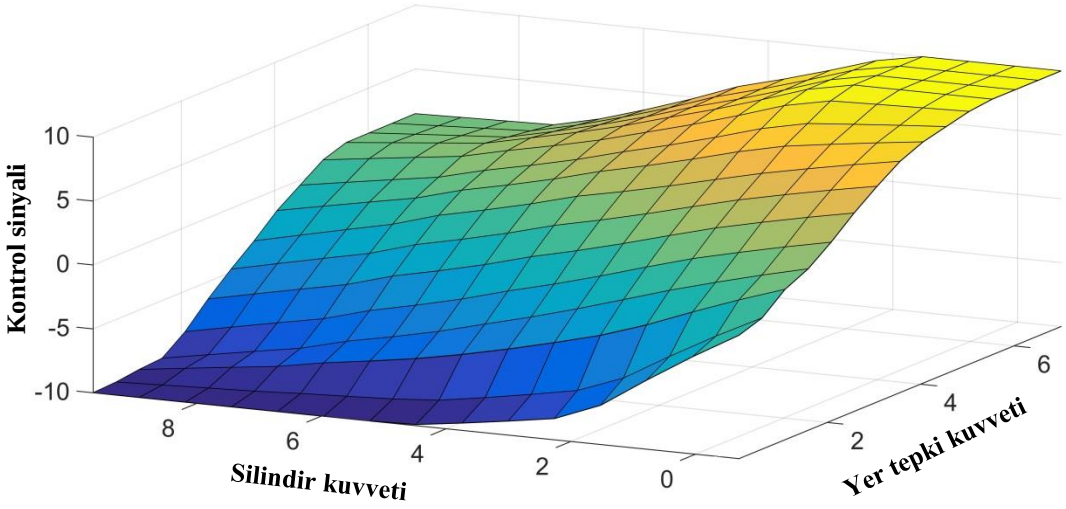


(a) (b)

Şekil 7.10. ANFLC kontrolcüsünün (a) YTK hatası girişi için belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları, (b) Silindir hatası girişi için belirlenen üçgen üyelik fonksiyonları

Çizelge 7.3. Tasarlanan ANFLC kontrolcü için oluşturulan kural tablosu

Silindir hatası	**YTK hatası**				
	NB	**NK**	**O**	**PK**	**PB**
NB	Çıkış1	Çıkış6	Çıkış11	Çıkış16	Çıkış21
NK	Çıkış2	Çıkış7	Çıkış12	Çıkış17	Çıkış22
O	Çıkış3	Çıkış8	Çıkış13	Çıkış18	Çıkış23
PK	Çıkış4	Çıkış9	Çıkış14	Çıkış19	Çıkış24
PB	Çıkış5	Çıkış10	Çıkış15	Çıkış20	Çıkış25



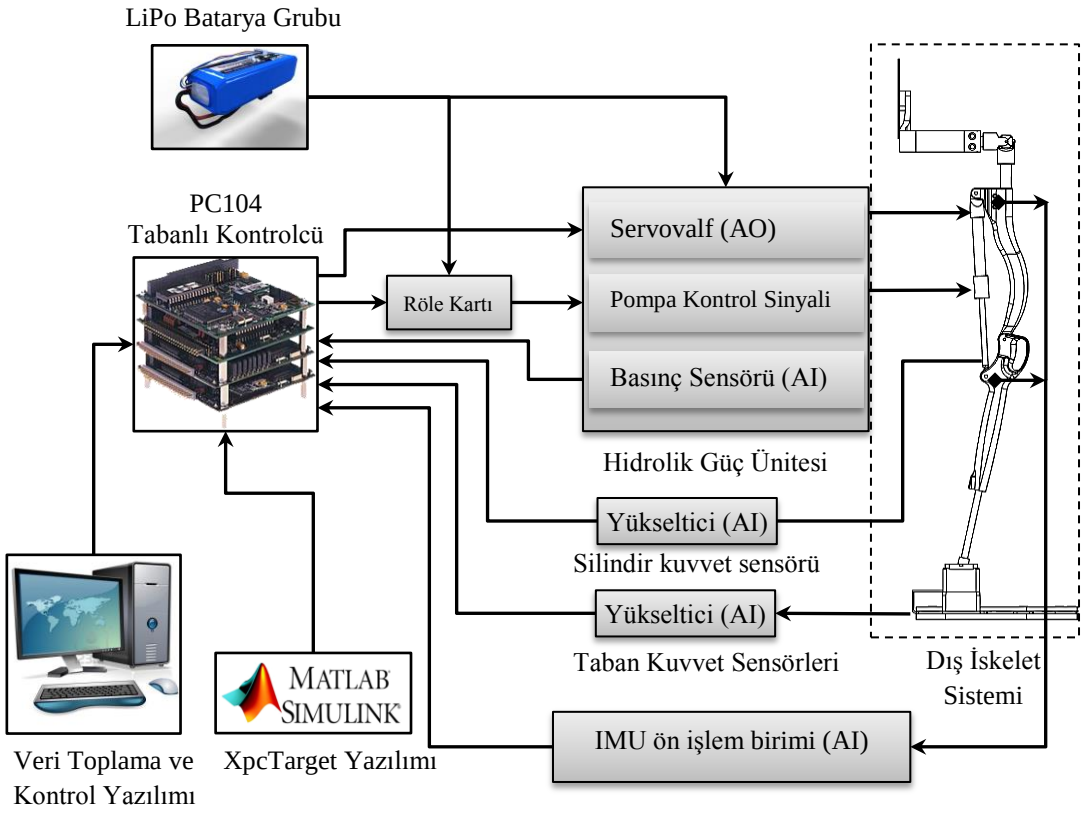
Şekil 7.11. ANFLC kontrolcünün kontrol yüzeyi

7.3. Dış İskelet Sistemi Kontrol Elektroniği Tasarımı

Dış iskeletin kontrolünde kullanılacak donanımın şematik gösterimi Şekil 7.8'de görülmektedir. Dış iskelet sisteminde kullanılacak kontrolcülerin tasarımları, MATLAB/Simulink yazılımında gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan kontrol algoritmaları, Simulink yazılı tarafından derlenerek xPC Target yazılımı yardımıyla kontrolcü üzerine yüklenmektedir.

Dış iskelet sistemi üzerinde kontrol edilmek istenen iki adet hidrolik silindir bulunmaktadır. Bu silindirlerin kontrolü servovalfler tarafından sağlanmaktadır. Kurulan hidrolik sistemde her bir silindir için bir adet olmak üzere iki adet servovalf bulunmaktadır. Servovalfler giriş bilgisini -10V ile +10 V arasında analog voltaj olarak almaktadır.

Öncelikli olarak kontrol mimarisi ve kontrolcü tasarımı cihaz dışında ana bilgisayarı üzerinde tasarlanmaktadır. Daha sonra mobil uygulamalar için geliştirilen gömülü sistem (Embedded Board) teknolojisi ile üretilen PC104 tabanlı küçük bir bilgisayar üzerine tasarlanan program yüklenmektedir. Uzak bilgisayar üzerinden kontrol için geliştirilmiş güçlü bir yazılım olan Matlab'ın XpcTarget teknolojisi ile Matlab Simulink yazılımı tarafından derlenen kontrol algoritması cihaz üzerindeki kontrolcüye aktarılmaktadır.



Şekil 7.12. Dış iskelet sistemi kontrol sisteminin elektronik şeması.(AI: Analog giriş, AO: Analog çıkış)

Çizelge 7.4. Dış iskelet sistemi kontrol sisteminde kullanılan CPU sistemi ve xPC Target'a ait özellikler

İşlemci	Düşük güçlü Pentium IV sınıfı
Hızı	2 GHz
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	4x RS-232 115.2kbps, 16-byte FIFO, 16C450 uyumlu

Ports 3/4	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 7.5. Kontrol sisteminde kullanılan veri toplama kartına ait özellikler

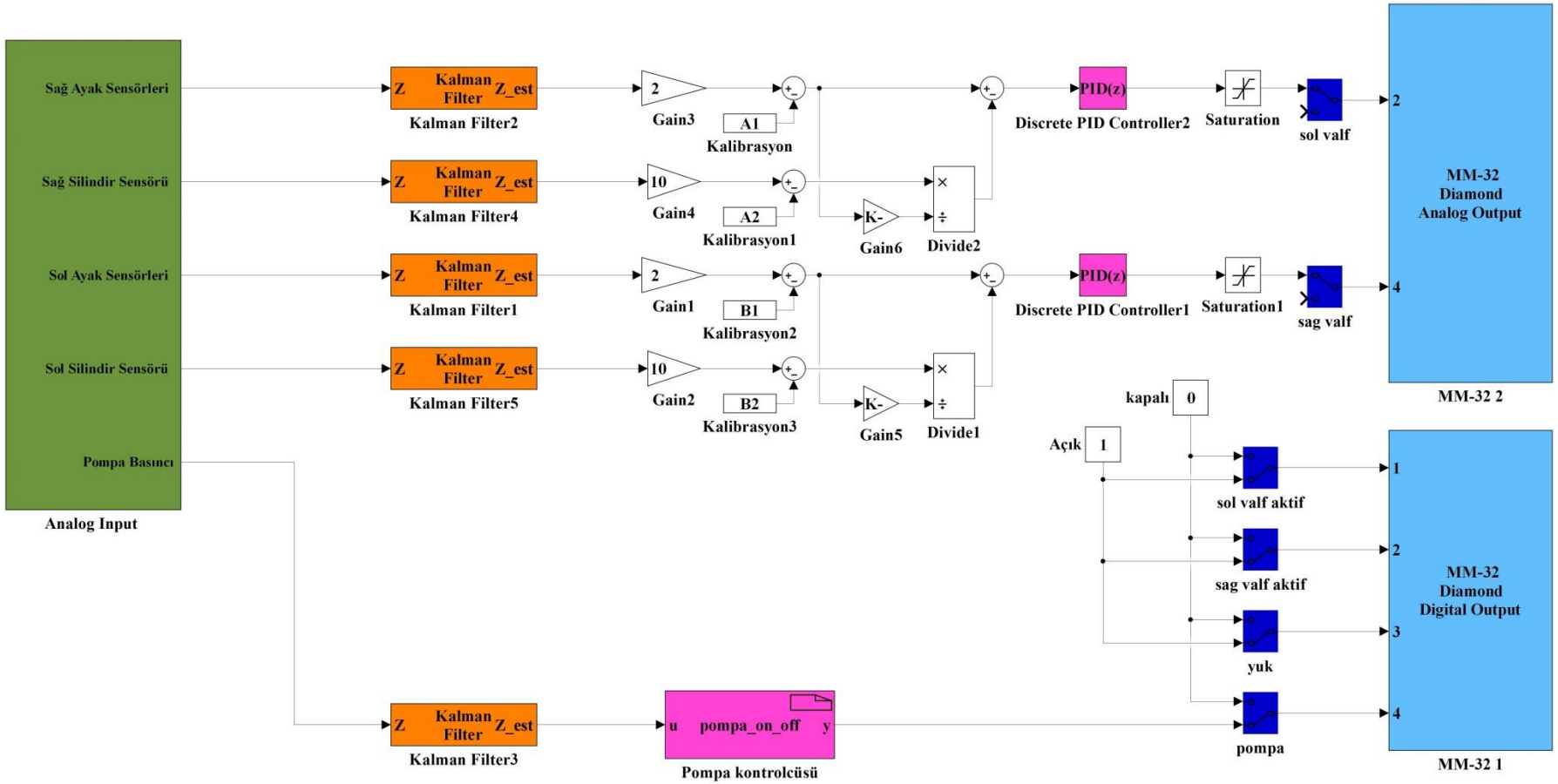
Verialma kartı	
Analog girişler	16 tek uçlu / 8 diferansiyel
A/D çözünürlük/hız	16 bit, 100KHz maksimum
Giriş aralığı	+/-10V, +/-5V, +/-2.5V, +/-1.25V, 0-10V, 0-5V, 0-2.5V, 0-1.25V
Analog çıkışlar	4, 12-bit çözünürlük
Çıkış aralığı	+/-10V, +/-5V, 0-10V, 0-5V
Giriş impedansı	10^13 ohm
Dijital I/O	
Sayıcı/Zamanlayıcı	1 24-bit ve 1 16-bit A/D örnekleme aralık kontrollü, sayıcı ve zamanlayıcılı, Kullanıcı tarafından programlanabilmeli

Kontrolcü üzerinde XpcTarget yazılımına ait basit bir kernel çalışmaktadır. Bu sayede diğer ağır işletim sistemlerinin verdiği atalet ve yazılım yükünden sistemi arındırmaktadır. Dış iskelet sisteminin kontrolünü sağlayan bu gömülü sistem üzerinde bulunan DAQ (Data Acquisition) kartı ile kontrolcü çıkışındaki dijital bilgiler servovalf için analog veriye dönüştürülmektedir. Aynı zamanda bu kart sayesinde ayak tabanında ve silindir üzerinde bulunan kuvvet sensörlerinden gelen analog veriler kontrolcünün anlayacağı dijital bilgilere dönüştürülmektedir. Buna ek olarak hidrolik güç ünitesi üzerinde bulanan basınç sensörlerinden gelen silindir basınç bilgisi de aynı şekilde kontrolcüye iletilmektedir. Şekil 7.9'da simulink yazılımı ile tasarlanan kontrol blok diyagramı görülmektedir.

Simulink arabirimi üzerinde tasarlanan kontrol sistemi yükleme adımında öncelikli olarak verilen çalışma koşullarında programı derleyerek C kodlarına dönüştürmektedir. Bu işlem sırasında programlayıcıdan herhangi bir müdahale beklenmemektedir. Herhangi bir hata olmadığı sürece bu işlem otomatik olarak gerçekleşmektedir. Bir sonraki aşamada ana bilgisayarda derlenen program ethernet bağlantısı aracılığıyla direkt olarak önceden tanımlanan mobil bilgisayar üzerine yüklenerek programın çalışmaya başlaması sağlanmaktadır. Programın çalışması iki

şekilde olabilmektedir. Eğer anlık olarak ana bilgisayar üzerinden dış iskeletin istenen değişkenlerinin izlenmesi isteniyorsa yükleme modu network olarak seçilerek derleme yapılmaktadır. Bu şekilde sistemin çalışması sırasında oluşan veriler ara belleğe alınarak çalışma sırasında ana bilgisayara aktarılmaktadır. Bu işlem sistemin kontrol algoritmasının geliştirilmesi için kullanılmaktadır. Bunun yanında diğer seçenek ise kendi başına çalışma modudur (standalone). Geliştirme işlemi tamamlanan kontrol algoritması bu yöntem ile PC104 gömülü sistemine yüklenerek dışardan hiçbir giriş olmaksızın güç verildiği anda verilen görevleri yerine getirmek üzere programlanmaktadır.

Şekil 7.9'da verilen Simulink kontrol blok diyagramında, Diamonds Systems' in ürettiği MM-32 kodlu DAQ kartına ait giriş-çıkış blokları görülmektedir. Bu veri toplama kartına ait Analog giriş bloğu ile toplanan veriler, tasarlanan kontrol algoritması tarafından değerlendirilerek Analog ve Dijital çıkış blokları tarafından dış iskelet sistemi üzerindeki donanımlara aktarılmaktadır. Toplanan veriler Kalman filtrelerinden geçirilerek gürültüsüz bir sinyal elde edilmiştir. Bu sinyaller kazanç katsayıları ile çarpılarak uygun veri tipi elde edilmektedir. Son olarak gelen sinyal kalibre edilerek kontrolcüye aktarılmaktadır. Kullanılan PI kontrolcüye ek olarak yürüyüşün ayak destek ve salınım modlarında oluşacak kontrol hatalarının düzeltilmesi için ileri besleme yapılarak ayak tabanından alınan kuvvetler ile silindir kuvveti birbirine bağımlı hale getirilmiştir. Bu sayede salınım modunda ayak tabanından kuvvet gelmediği durumlarda kontrolcü sadece silindir kuvvet sensörüne bağımlı olarak çalışmaktadır. Bu sayede sistemin yere temasının olmadığı salınım hareketinde, kullanıcının bacak hareketlerine destek olacak şekilde çalışması sağlanmaktadır. Destek modunda ise silindir ayak tabanından ölçülen kuvveti dengelemeye çalışmaktadır.



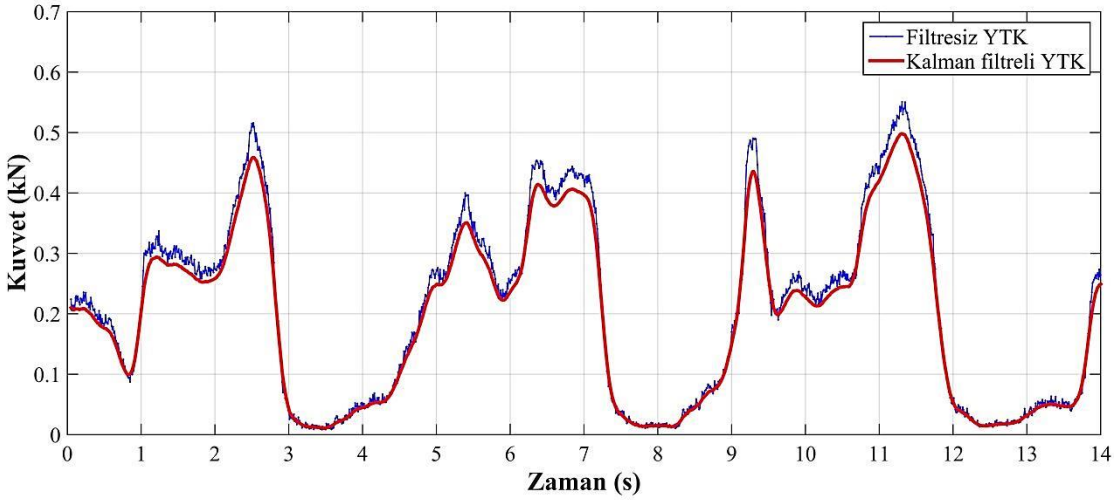
Şekil 7.9. Simulink yazılımı kullanılarak oluşturulan kontrol blok diyagramı

Geliştirilen dış iskelet sisteminin diz mafsal açısının ölçülmesinde kullanılacak geleneksel (optik, endüktif ya da potansiyometrik) enkoderlerin doğru bir ölçüm yapması için bu mafsal üzerine yataklama yapılması gerekmektedir. Ancak diz mafsalının hafif bir yapıda olması ve güvenlik risklerinden dolayı bu sensörlerin kullanılması uygun olmamaktadır. Bu nedenlerden dolayı IMU (Inertial Measurement Unit) sensörleri yardımıyla alt ve üst bacak yönlenmeleri ayrı ayrı ölçülerek dolaylı olarak diz mafsal açısına ulaşılmıştır.

IMU, içerisinde MEMS (Micro ElektroMechanic System) teknoloji kullanılarak üretilmiş çok küçük boyutlarda ivme, jiroskop ve dijital pusulanın birlikte bulunduğu ünitelerdir. Ölçülen yerçekimi ivmesi ile birlikte jiroskop ve pusula (magnetometre) yardımıyla bir noktadan bağımsız olarak yönlenme vektörü sensör üzerinde belirtilen eksenlere göre bulunabilmektedir. Yönlenme, bu üç sensörden elde edilen veriler kullanılarak dönme matrisleri yardımıyla Euler açıları şeklinde hesaplanmaktadır. Doğru ve kolay bir ölçüm için bu sensörler eksenleri çakışacak şekilde aynı düzlem üzerine Şekil 7.8'de görüldüğü gibi alt ve üst bacağa yerleştirilmiştir. Sensörler I2C seri iletişim teknoloji kullanarak haberleşmektedir. Bu sensörlerin direk olarak kontrol kartına bağlanması, sisteme iletişim ve hesaplama için fazladan işlem yükü getirecektir. Bu problemin aşılmasında, dışardan sadece ölçüm ve hesaplama işlemlerini yapmak üzere programlanmış bir sistemden faydalanılmıştır. Tasarlanan ön işlem birimi üzerinde filtreleme, koordinat dönüşümü, ağırlıklandırma ve Euler açıları gibi hesaplamalar yapılarak istenen açı değeri analog bilgi olarak kontrolcü DAQ kartına aktarılmaktadır. Bu şekilde veri kaybı ve işlem yükü gibi problemler giderilmiştir.

8. DIŞ İSKELET SİSTEMİ PERFORMANS TESTLERİ

Dış iskelet sisteminin kuvvet geri beslemeli kontrolü için Şekil 7.9'da verilen kontrol blok diyagramı oluşturulmuştur. Bu diyagramda öncelikle dış iskelet sisteminin ayak tabanına yerleştirilmiş kuvvet sensörlerinden gelen veriler ile hidrolik silindirlerin uç kısmında bulunan kuvvet sensörlerinden elde edilen silindir kuvvet verileri karşılaştırılmaktadır.



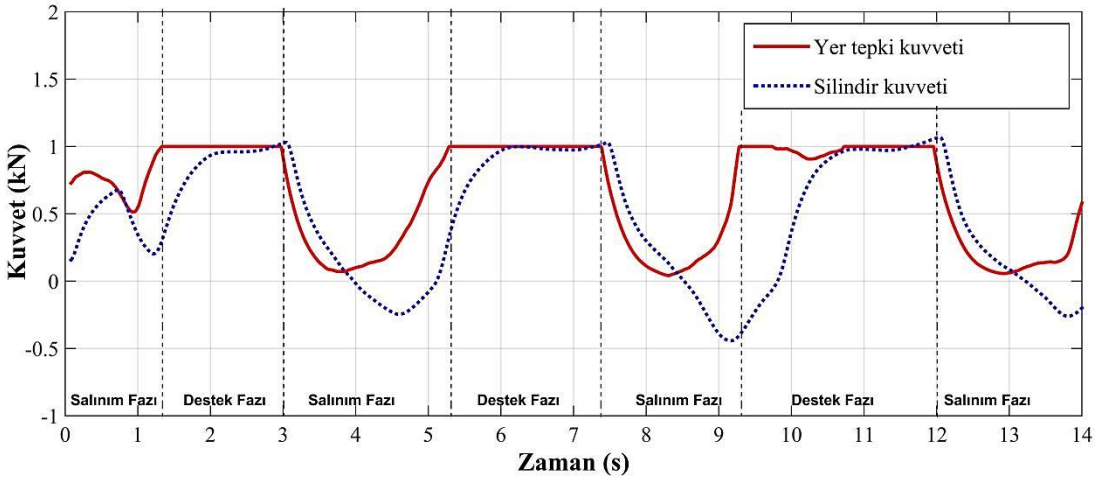
Şekil 8.1. Ayak sensörleri filtre ve kalibrasyon eğrileri

Şekil 8.1'de filtresiz ve filtreli elde edilen ayak sensör verileri verilmiştir. Bu grafikte yatay eksen zamanı, düşey eksen ise uygulanan yer tepki kuvvetini ifade etmektedir. Oluşturulan kontrol mimarisinde ayak sensörlerinden gelen gürültü içeren veriler Kalman filtresi kullanılarak filtrelenmekte ve kalibrasyonu yapılmaktadır. Gürültü giderme işlemi sonucunda kontrolcünün kararlılığı ve dış iskelet sisteminin istenilen hareketi gerçekleştirmedeki doğruluğu iyileşmektedir.

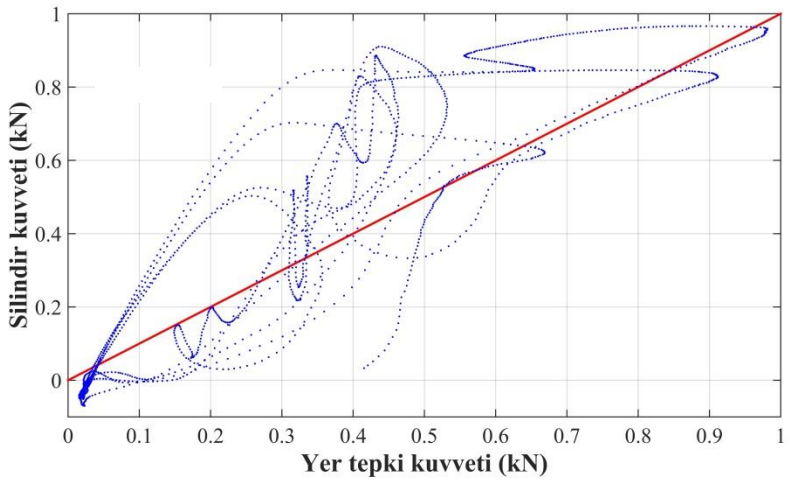
8.1. PI Kontrol Sonuçları

Kullanıcının ayağına gelen kuvvetin kontrolü amacıyla ilk aşamada PID kontrolcü içeren bir kontrol mimarisi tasarlanmıştır. Ancak ilk denemeler sonucunda, sistemdeki aşırı gecikmelerden dolayı türev etkinin sistemde salınıma neden olduğu tespit edilmiş, buna istinaden PI türünde kontrolcü kullanılmasına karar verilmiştir. Kontrolcü kazanç parametrelerinin belirlenmesinde dördüncü bölümde verilen sistemin dinamik modeli kullanılmıştır. Ancak sistemdeki insan dinamiği ve

sürtünme kayıplarından dolayı bu parametreler revize edilmiştir. Buna göre K_p=0.7, K_i=0.1 olarak seçilmiş ve deneysel çalışmalarda kullanılmıştır.



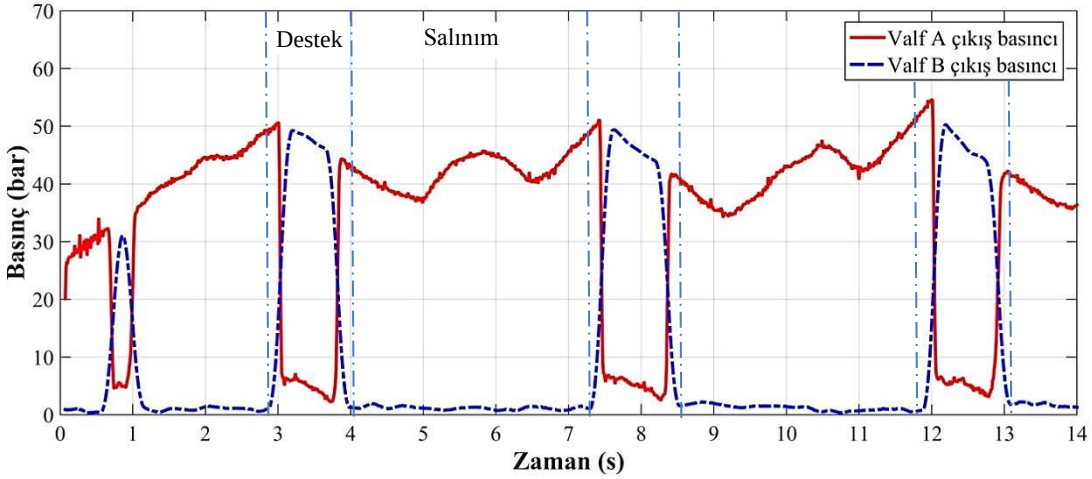
Şekil 8.2. Sistemin sağ bacak PI kontrol cevabı



Şekil 8.3. Sistemin sağ bacak PI kontrol cevabı

Yapılan yürüyüş denemelerinde PI tabanlı kontrol mimarisi kullanılması durumunda sistemde oluşan kuvvetler Şekil 8.2 ’de verilmiştir. Kontrol işleminin amacı ayak sensörlerinden gelen veriler ile silindirlerde oluşan kuvvetlerin dengelenmesidir. Elde edilen sonuçlara göre destek fazına geçerken silindir kuvvetinde bir gecikme oluştuğu görülmektedir. Şekil 8.3‘te PI tabanlı kontrol kullanılması halinde dış iskelet sisteminin istenilen hareketi gerçekleştirme konusundaki başarısı, regresyon analizi yapılarak R^2 değeri 0.7929 olarak

bulunmuştur. Bu değer kontrol sisteminin performansını değerlendirmesinde kullanılacaktır.



Şekil 8.4. Servovalf A ve B hatlarında yürüyüş esnasında oluşan hidrolik basınç değişimi

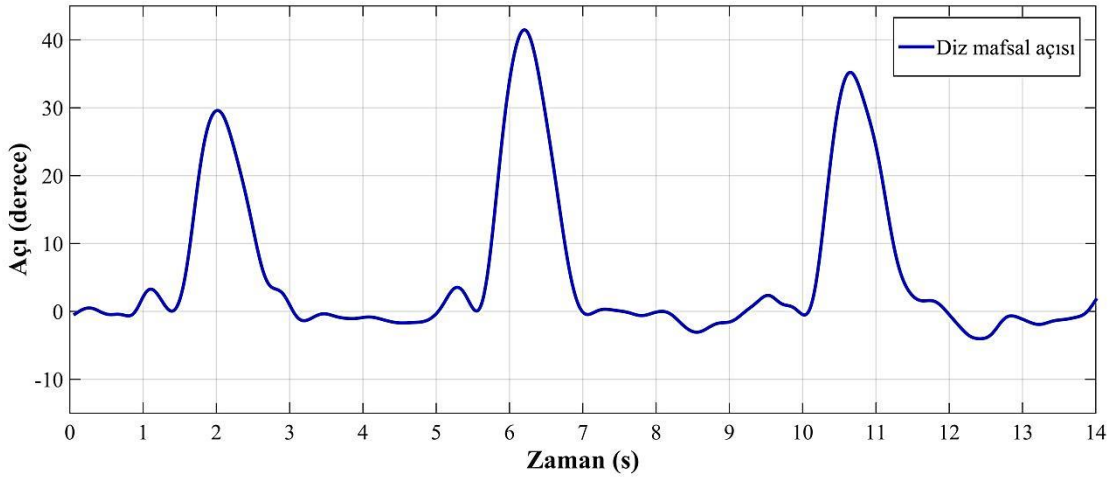
Şekil 8.4'de yürüyüş çalışmalarında hidrolik güç ünitesi üzerinde bulunan basınç sensörlerinden elde edilen hidrolik basıncın değişimi verilmiştir. Bu sonuçlara göre valf A-B çıkışlarında oluşan basıncın maksimum 50 bar olduğu görülmektedir. Yürüyüşün destek fazında B hattında basınç artarken A hattının basıncı sıfıra düşmektedir. Salınım fazında ise A hattı üzerindeki basınç dalgalanmaları kullanıcının hareketlerinin izlenmesini sağlamak amacıyla kontrolcü tarafından oluşturulmaktadır.

Şekil 8.5'te yürüyüş esnasında ölçülen diz mafsalı açısının değişimi görülmektedir. Bu grafikten görüldüğü gibi yürüyüş boyunca üç adım atılmaktadır. Bu grafikteki açı değerleri bölüm 4 'te verilen denklemlere yerleştirerek hesaplanan silindirin diz mafsalında oluşturduğu tork değeri Şekil 8.6'da verilmiştir. Diz mafsalı tork değeri beklendiği gibi destek fazında yaklaşık 27 Nm değerine ulaşmaktadır.

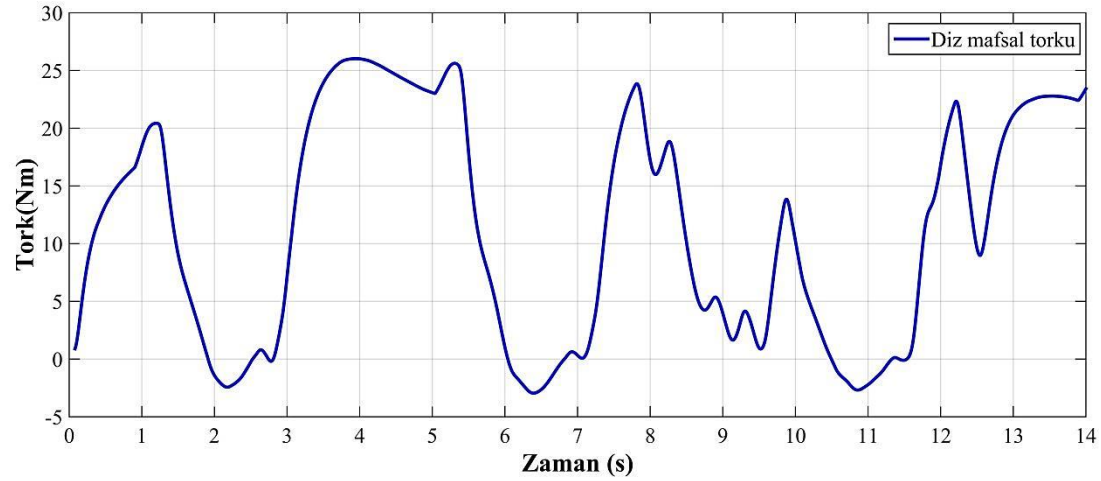
Şekil 8.7'de pompanın on/off konumlarında hidrolik pompa çıkış basıncının değişimi görülmektedir.

Dış iskelet sistemine ait hidrolik güç ünitesinin enerji verimliliğini sağlamak amacıyla sistemde kullanılan hidrolik pompanın sadece sistemin güce ihtiyacı olduğu zamanlarda çalışmasını sağlamak üzere bir kontrolcü tasarımı yapılmış, kontrol işlemi sırasında sistemdeki basınç dalgalanmalarının önlenmesi amacıyla sisteme bir hidrolik akümülatör eklenmiştir. Pompanın pasif olduğu durumlarda sistemin basınç

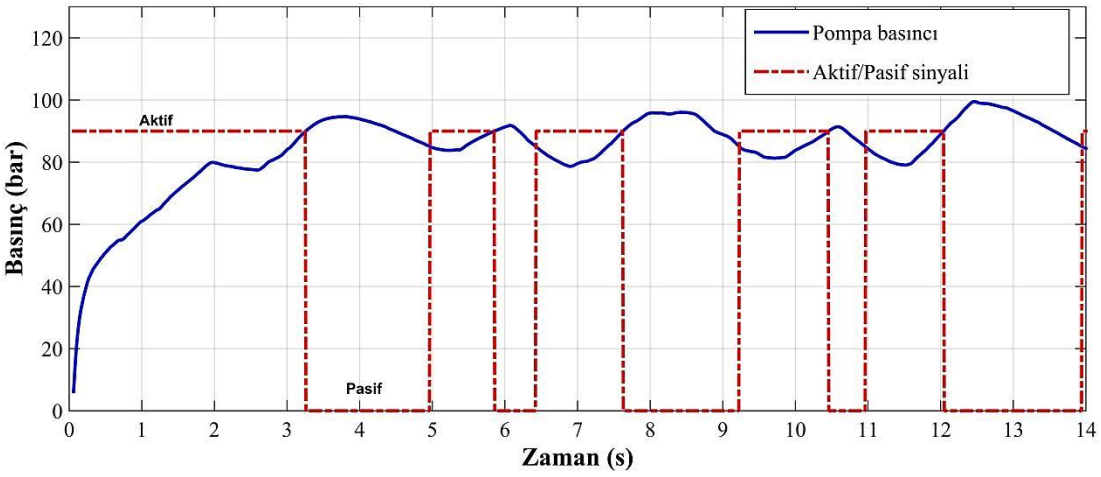
gereksinimi akümülatör tarafından sağlanmaktadır. Bu uygulama ile pompayı çeviren elektrik motorunun ısınma problemi de ortadan kaldırılmıştır.



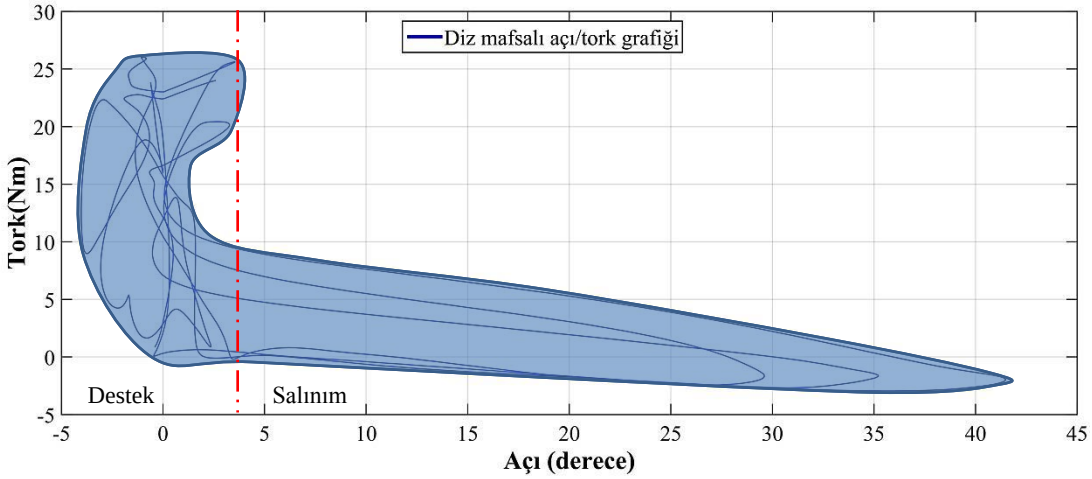
Şekil 8.5. Yürüyüş esnasında oluşan diz mafsalı açısının PI kontrol etkisi altında değişimi.



Şekil 8.6. Diz mafsalında oluşan tork miktarı



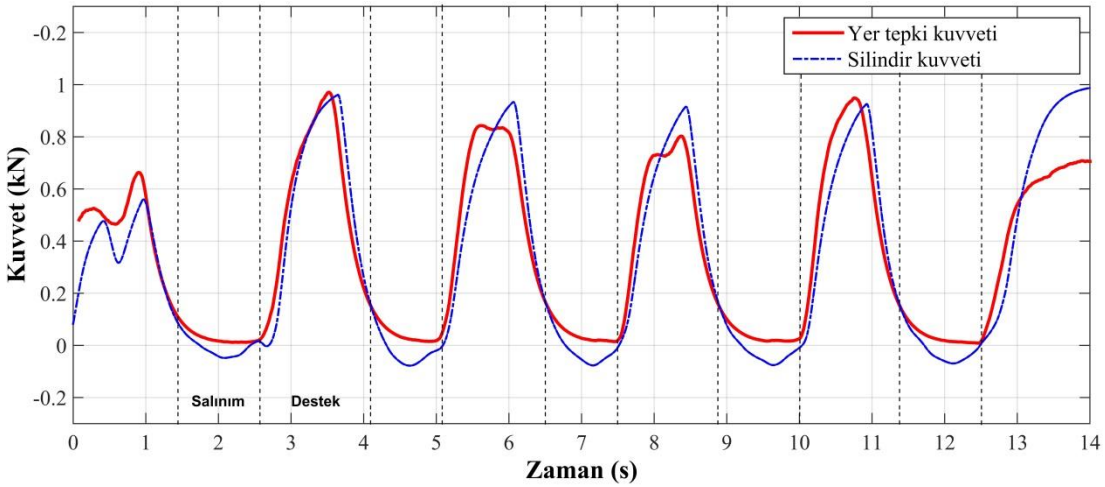
Şekil 8.7. Hidrolik pompa çıkış basıncı değişimi



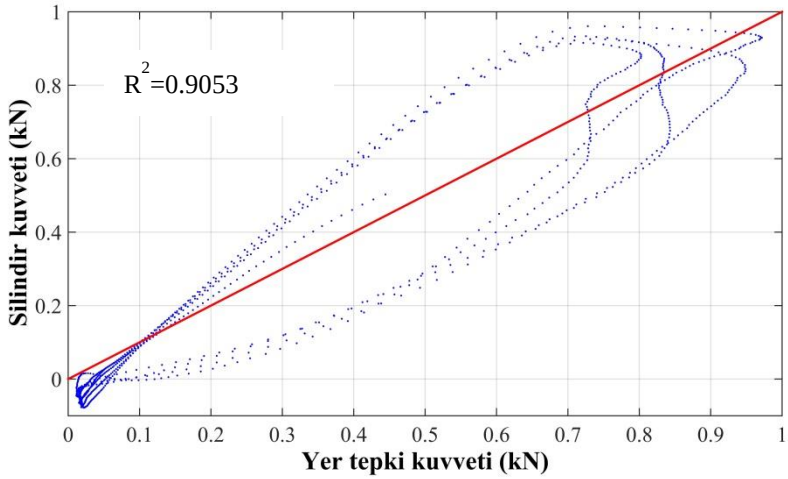
Şekil 8.8‘de diz mafsalındaki açı/tork değişimi görülmektedir. Yaklaşık 4 derecede salınım fazına geçen sistemde salınım fazındaki tork değerleri, kontrolcü sayesinde kullanıcının hareketini dengeleyecek şekilde negatif ve pozitif yönde küçük değişimlere maruz kalmaktadır. Salınım fazındaki tork değerlerinin destek fazına göre çok küçük olduğu bu grafikten açık biçimde görülmektedir.

8.2. Bulanık Mantık Kontrolcü Sonuçları

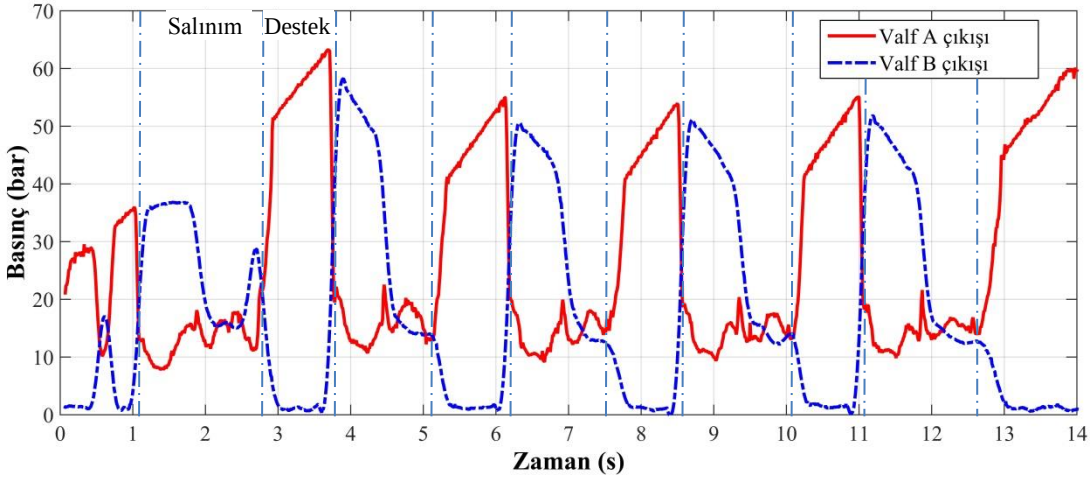
Bulanık mantık tabanlı kontrolcü (ANFLC-Adaptive Networks Based Fuzzy Logic Controller) kullanılarak kontrol edilen sistemdeki kuvvetlerin değişimi Şekil 8.9’da görülmektedir. ANFLC kontrolcü ile yapılan yürüyüş denemesinde PI kontrol algoritması ile yapılan deneme yürüyüşünden farklı olarak atılan adım sayısı 5 ‘e çıkmıştır. Hızdaki bu artışa rağmen ANFLC kontrolcünün PI kontrolcüden daha hızlı cevap verdiği görülmektedir. Ayrıca, hareketin oldukça yumuşak olduğu gözlemlenebilmektedir. Birbirine eşit olması beklenilen yer tepki kuvveti ve gerçekleşen hidrolik silindir kuvvetine ait değerlerin birbirine oldukça yakın değerler aldığı görülmektedir. Şekil 8.10‘da görüldüğü gibi ANFLC kontrolcü kullanılması durumuna ait regresyon analizinde R2 değeri 0.9053 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuca istinaden ANFLC kontrolcünün istenilen yürüyüş hareketini gerçekleştirmedeki performansının PI kontrolcü kullanılması durumuna göre daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır.



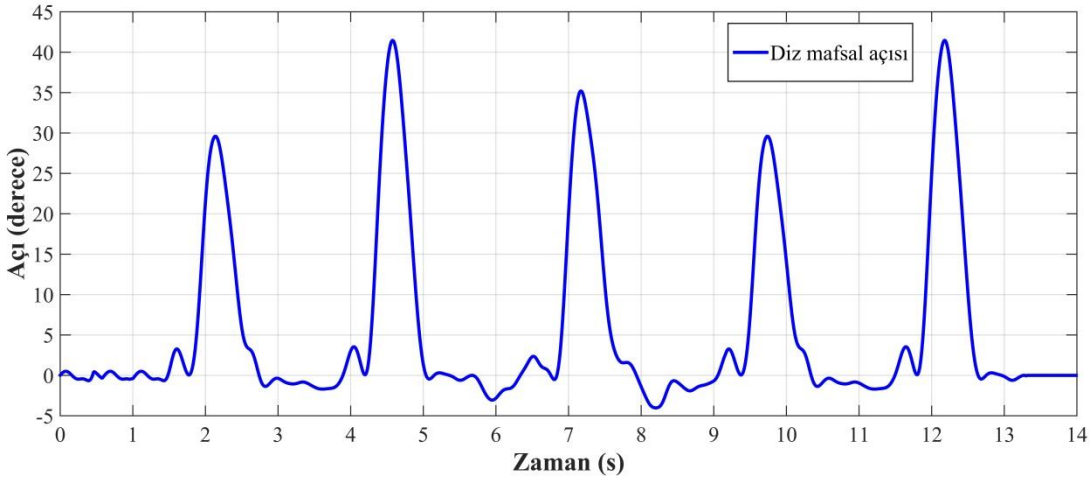
Şekil 8.9. Sistemin bulanık mantık (ANFLC) kontrol cevabı.



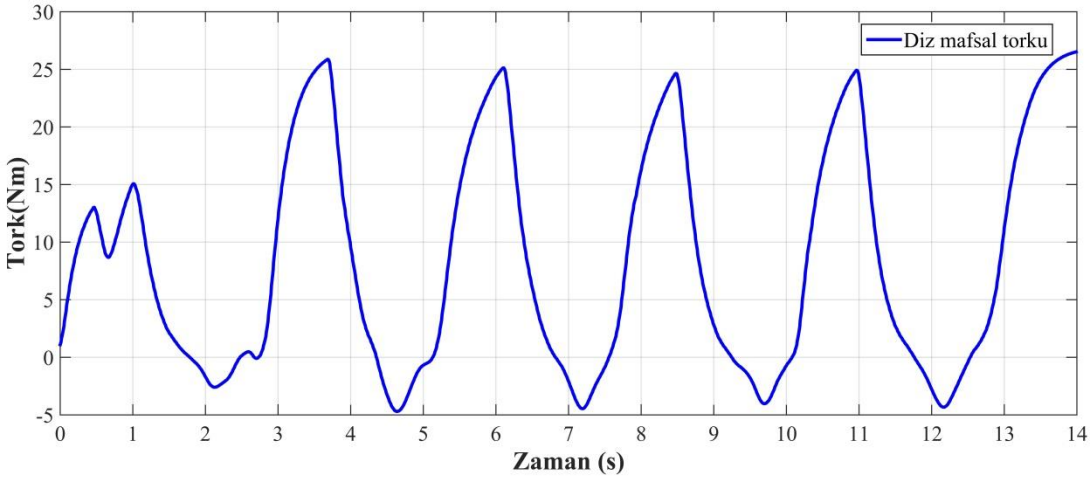
Şekil 8.10. Sistemin bulanık mantık kontrol cevabının (ANFLC) regresyon analizi.



Şekil 8.11'de ise ANFLC kontrolcü kullanılması durumunda A ve B hatlarında kaydedilen basınç değerlerinin değişimi verilmiştir. Bu grafikten görüldüğü gibi salınım fazında valf A çıkışındaki basınç, hareketteki hız artışına bağlı olarak düşük seviyede seyretmektedir. Ancak, salınım fazında kuvvet gereksinimin az olması nedeniyle harekette herhangi bir süreksizlik oluşmamaktadır.



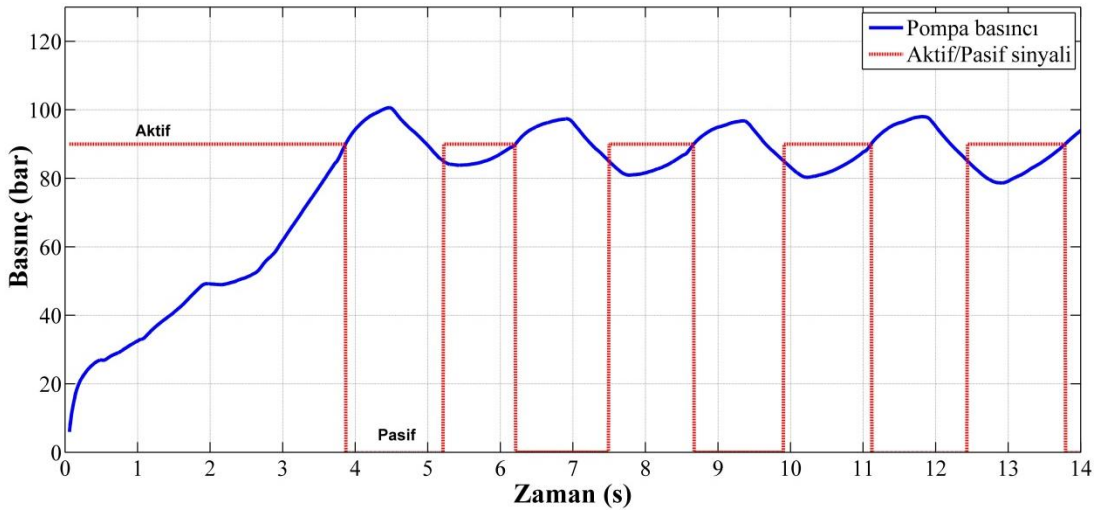
Şekil 8.12. Yürüyüş esnasında oluşan diz mafsalı açısının ANFLC kontrol etkisi altında değişimi.



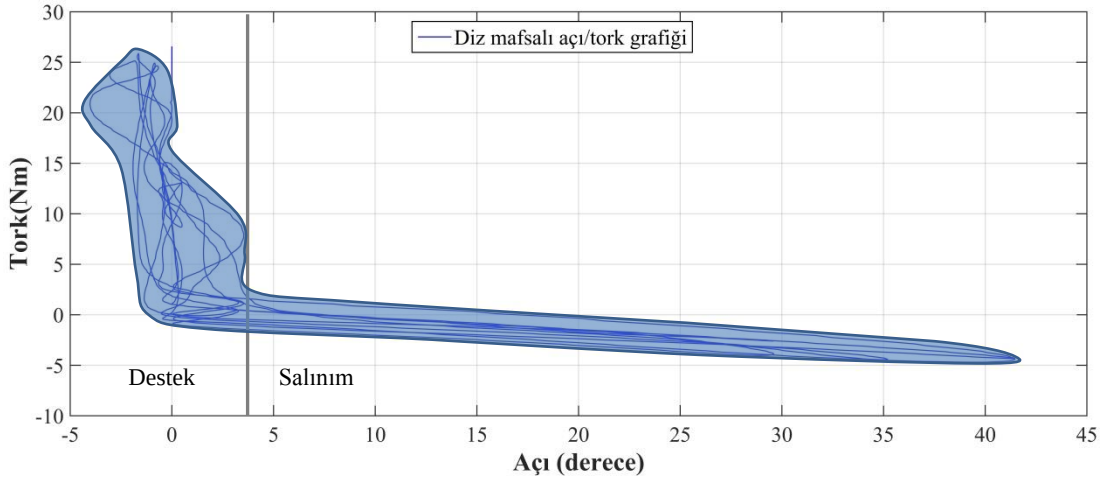
Şekil 8.13. Diz mafsalında oluşan tork miktarı.

Dış iskelet sisteminde bulanık mantık kontrolcü kullanılması durumunda oluşan diz mafsal açısı değerlerinin değişimi Şekil 8.12'de verilmiştir. Şekilden görüldüğü gibi kullanıcı yürüyüş boyunca beş adım atmıştır. Her adımda diz mafsalı 30 ile 42 derece arasında salınım yapmıştır. Bu değerler kullanıcının yürüme alışkanlığına göre değişebilmektedir.

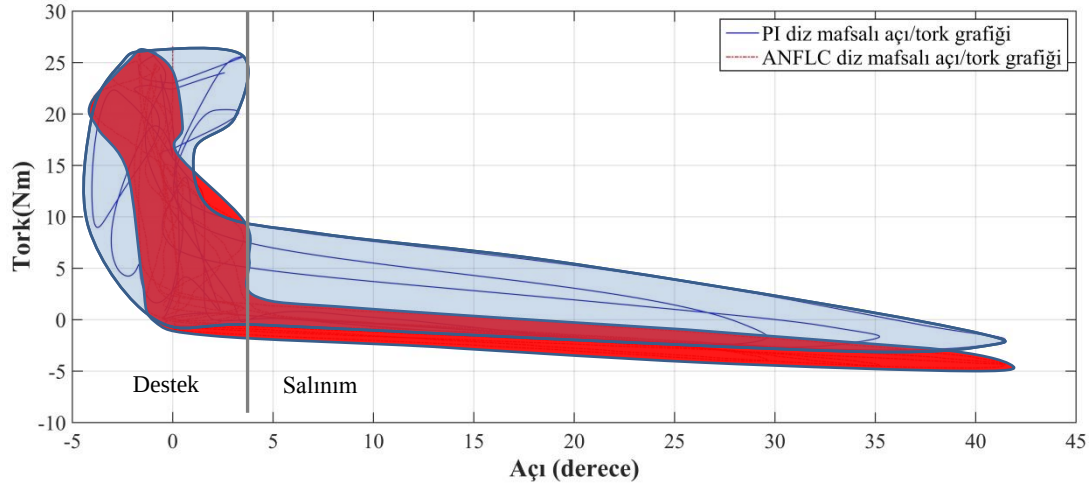
Bulanık mantık tabanlı kontrolcü kullanılması durumunda diz mafsalı üzerinde oluşan tork değerlerinin değişimi Şekil 8.13'de verilmiştir. Gerçekleşen tork değerleri PI kontrolcü kullanılması durumundaki tork değerleri ile uyumlu olup maksimum tork değeri 27 Nm olarak gerçekleşmiştir. Diz mafsalındaki tork değerinin diz mafsal açısına göre değişimi Şekil 8.15'te verilmiştir. Grafikten görüldüğü gibi torkta ani düşüş görülen mafsal açısında yürüyüşün salınım fazına başladığı görülmektedir. Salınım fazı boyunca tork değişimi 2 ile -5 Nm aralığında değişmektedir. Bu değişim PI kontrolcü kullanılması durumunda 9 ile -3 Nm arasında gerçekleşmiştir. PI ve bulanık mantık kontrolcü kullanılması durumlarına ait tork-açı değişimi grafikleri Şekil 8.16'da karşılaştırmalı verilmiştir. Şekilden görüldüğü gibi bulanık mantık kontrolcü kullanılması durumunda tork ihtiyacının salınım fazında daha düşük olduğu, buna bağlı olarak dış iskelet sisteminin kullanıcı ile daha uyumlu çalıştığı sonucuna varılmıştır.



Şekil 8.14. Hidrolik pompa çıkış basıncı değişimi.



Şekil 8.15. Bulanık mantık kontrolcü (ANFLC) için diz mafsalına ait tork değerinin açıya göre değişimi



9. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Bu tez çalışmasında, sırtında 25 kg yük taşıyan insanın yürüyüşünü desteklemek amacıyla kullanılacak giyilebilir bir alt-ekstremite dış iskelet geliştirilmiştir. Tez çalışması kapsamında geliştirilen dış iskelet sisteminin kinematik ve mekanik tasarımı, hidrolik sistem tasarımı, dinamik modellemesi ve simülasyonu, kontrolcü tasarımı yapılmış, geliştirilen sistemin prototipi üretilmiş, yapılan yürüyüş denemeleri ile sistemin sırt yükü taşıyan kullanıcının yürüyüşünü destekleme konusundaki performansı değerlendirilmiştir.

Dış iskelet sistemi mafsallarının serbestlik dereceleri ve her mafsalın hareket aralıkları; kullanıcının hareket kabiliyetini kısıtlamayacak, rahat, güvenli ve sürekli bir yürüyüş sağlayacak şekilde belirlenmiştir. Mafsal serbestlik derecelerinin belirlenmesi ve mekanizmanın kinematik tasarımı Klinik yürüyüş analizi (CGA) verileri ve insan anatomisi göz önüne alınarak gerçekleştirilmiştir. Mekanizma elemanlarının optimum boyutları ile mafsal açılarının sınır değerlerinin belirlenmesi amacıyla MATLAB optimizasyon aracı kullanılarak simülasyonlar yapılmıştır. Dış iskelet sisteminin kinematik tasarımı için ihtiyaç duyulan insan yürüyüşüne ait klinik yürüyüş analizi verileri (CGA), Hong Kong Polytechnic Üniversitesi'nin Normal Yürüyüş Veri tabanından alınmıştır. Buna ek olarak A.B.D. ordusu bünyesindeki Çevresel Tıp Enstitüsü tarafından 16 erkek katılımcı ile yapılan çalışma incelenerek, değişken hız ve sırt yükü altında oluşan yürüyüş verilerinin değişimi incelenmiştir. (Harman,2000)

Dış iskelet sisteminin mekanik tasarımı Solidworks yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Tasarlanan dış iskelet sistemi, Unigraphics yazılımındaki insan modeli üzerine giydirilerek insan anatomisine uygunluğu değerlendirilmiş, Unigraphics ortamında yapılan animasyonlar ile mafsal açılarına ait sınırlar değerlerin gerçekleştirilebilirliği ve yapılan tasarımın insan anatomisine uygunluğu doğrulanmıştır. Unigraphics ortamında yapılan animasyonlar esas alınarak sistem tasarımı üzerinde gerekli düzeltmeler ve iyileştirmeler yapıldıktan sonra Solidworks ortamında dış iskelet sistemine ait parça ve bileşenlerin detay tasarımları yapılmıştır. Geliştirilen dış iskelet sistemi tasarımı, bel, üst bacak ve alt bacak mesafeleri farklı vücut ölçülerindeki kullanıcılara uyum sağlayabilecek şekilde ayarlanmasını mümkün kılacak ayar mekanizmaları ile donatılmıştır. Dış iskelet sisteminin, 1.70 m

- 1.86 m boy aralığındaki erkek kullanıcılar ile 1.67 m - 1.86 m boy aralığındaki kadın kullanıcılar tarafından kullanılabilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca, dış iskelet sistemi, bel genişliğinin farklı vücut ölçülerine sahip kullanıcılara göre ayarlanmasını mümkün kılan bir bel genişliği ayar mekanizması içermektedir.

Dış iskelete ait parça ve bileşenler için malzeme seçimi sistemin hafifliği ve dayanıklılığı esas alınarak gerçekleştirilmiştir. Gövdeyi oluşturan parçalar yüksek dayanıma sahip alüminyum malzemeden üretilerek dış iskelet sistemine ait mekanik yapının kütlesinin 11 kg olması sağlanmıştır.

Dış iskelet sisteminde kullanılan eyleyicilerinin seçimi amacıyla 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. Belirlenen kriterler esas alınarak yapılan değerlendirme sonucunda sistemin tahriki için hidrolik eyleyici kullanılmasına karar verilmiştir. Hidrolik silindir seçimi yapılırken silindirin 150 mm/s hızda çalıştığı ve maksimum kuvvetin 1000 N olduğu kabul edilmiştir. Temel emniyet gereksinimleri göz önünde bulundurularak nominal çalışma gerilimi 12 V olan bir hidrolik pompa kullanılmıştır.

Solidworks ortamında tasarlanan dış iskelet sistemine ait katı model 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.

Dış iskelet sisteminde kullanılacak kontrol mimarisini belirlemek için, alt-ekstremite dış iskeletlerde kullanılabilecek kontrol yöntemlerinin karşılaştırmalı analizi yapılmıştır. Dış iskelet sisteminde daha az sensör kullanılarak etkin bir kontrol sağlamak için kuvvet geri beslemeli kontrol kullanılmasına karar verilmiştir.

Prototip üretimi yapılan dış iskelet sisteminde gerçek zamanlı kontrol uygulamalarında kullanılacak elektronik bileşenlerin tasarımı/seçimi yapılarak, Dış iskelet sisteminin elektronik donanımı imal edilmiştir.

MATLAB/Simulink yazılımı kullanılarak tasarlanan “Kuvvet geri beslemeli Kontrol” tabanlı dış iskelet sistemi kontrol mimarisi, gerçek zamanlı kontrol uygulamalarında kullanmak üzere bilgisayara bağımlı olmayan xPC Target Çekirdek (xPC Target Kernel) dosyasına dönüştürülmüştür. Dış iskelet sistemi kuvvet kontrolü

için ilk aşamada oransal-integral (PI) kontrolcü kullanılmıştır. Yapılan denemelerde türev kontrol etkisinin sistemde salınıma sebep olarak cevabı olumsuz yönde etkilediği gözlemlendiğinden, kontrolcüde türev kontrol kullanılmaması uygun bulunmuştur. Dış iskelet sistemine ait dinamik model doğrusallaştırılamadığı için kontrolcü kazançları belirlenirken analitik yöntemler yerine deneme-yanılma yöntemi kullanılmıştır.

Sistemden istenilen yürüyüşün gerçekleştirilmesinde insan yürüyüşüne ait farklı aşamaların tümünde aynı kontrolcünün kullanımı öngörülmüştür. Bu amaçla, yürüyüşün destek fazındaki kontrol sinyali, kullanıcının ayak tabanındaki sensörler tarafından ölçülen yer tepki kuvveti ile hidrolik silindir kuvveti arasındaki farka ait sinyal kullanılarak üretilmektedir. Yer tepki kuvvetinin olmadığı salınım fazında ise kontrol sinyali, sadece tahrik silindirine bağlı kuvvet sensöründen gelen geri besleme sinyali kullanılarak üretilmektedir. Bu nedenle, kontrol sistemi, yürüyüşün salınım fazında kullanıcının hareketini kopyalarken, destek fazında ayak tabanından ölçülen yer tepki kuvveti ile silindirin uyguladığı kuvvetin dengelenmesini sağlamaktadır.

Sistemin kontrolünde kullanılmak üzere Adaptif Ağ Tabanlı Bulanık Önerme Sistemi (ANFIS-Adaptive Network based Fuzzy Inference System) kullanılan ikinci bir kontrol mimarisi geliştirilmiştir. Adaptif bulanık mantık tabanlı kontrol mimarisi kullanılan dış iskelet sisteminin performansı ile PI esaslı kontrolcü kullanılan dış iskelet sisteminin performansı regresyon analizi kullanılarak sayısal bazda karşılaştırılmıştır. Bulanık mantık kontrolcü tasarımında yer tepki kuvveti ve silindir kuvveti giriş olarak verilmiş ve buna uygun çıkışlar, bulanık mantık kontrolcü parametrelerinin yapay sinir ağları kullanılarak eğitilmesi ile elde edilmiştir. Yapay sinir ağının eğitiminde PI tabanlı kontrol mimarisi kullanılması durumundaki giriş ve çıkış verileri kullanılmıştır. Bulanık mantık kontrolcü sayesinde kontrol algoritmasının daha basit hale geldiği, buna bağlı olarak daha hızlı cevap elde edildiği gözlemlenmiştir.

Dış iskelet sistemi ile gerçekleştirilen yürüyüş hareketinin yumuşak ve sürekli olması, denge problemlerinin oluşmaması için hızlı cevap veren bir kontrolcü kullanımı büyük önem arz etmektedir. Sonuç olarak bulanık mantık tabanlı kontrol yönteminin klinik yürüyüş analizi verileri ile daha uyumlu bir yürüyüş hareketi gerçekleştirdiği sonucuna varılmıştır.

Yapılan tasarım ile;

- 25 kg sırt yükü taşıyan kullanıcının bir yürüyüş çevrimini maksimum 2 saniyede tamamlayabilmesini sağlayan,
- Yumuşak ve 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.

Bu tez çalışması kapsamında tasarımı ve prototip üretimi yapılan dış iskelette tek etkili silindir yerine çift etkili silindir kullanılmıştır. Bu seçim, kontrol sistemi tasarımında bazı zorlukları getirse de kullanıcıya önemli düzeyde rahatlık sağlamaktadır. Ancak, çift etkili silindir kullanımı ile beklenildiği şekilde enerji sarfiyatında artış söz konusu olmuştur. Dış iskelet sistemine ait hidrolik güç ünitesinin enerji verimliliğini sağlamak amacıyla sistemde kullanılan hidrolik pompanın sadece sistemin güce ihtiyacı olduğu zamanlarda çalışmasını sağlamak üzere bir kontrolcü tasarımı yapılmış, kontrol işlemi sırasında sistemdeki basınç dalgalanmalarının önlenmesi amacıyla sisteme bir hidrolik akümülatör eklenmiştir.

Bu tez kapsamında geliştirilen dış iskelet sistemi, savunma sanayii, eğlence sektörü ve diğer endüstriyel birçok alanda kullanılma potansiyeline sahiptir. Geliştirilen sistem, benzer çalışma ilkesine sahip farklı sistemlerin geliştirilmesini de tetikleyebilecektir.

Geliştirilen dış iskelet sisteminin yürüyüş denemeleri tek kullanıcı ile yapılmış olup sistemin yük taşıyan insanın yürüyüşünü desteklemede kullanılabilirliği ve kullanıcıya uyumlu ve akıcı yürüyüş gerçekleştirme yeteneği farklı beden ölçüleri, cinsiyet ve bedensel güce sahip kullanıcılarla yapılan denemelerle karşılaştırmalı olarak belirlenip, tasarımda gerekli düzeltmeler yapılmalıdır.

Geliştirilen dış iskeletin tasarımı, yürüyüş hareketinin dışındaki oturma, kalkma gibi hareketleri de gerçekleştirebilecek şekilde geliştirilebilir.

Bundan sonra yapılacak çalışmalarda, servo valfler, tank, akümülatör gibi ağır hidrolik ekipman kullanımının yerine, kapalı devre çalışan ve direk olarak servo pompa motoru ile sürülen Elektro Hidrostatik Eyleyici (EHA) ile çalışan dış iskelet sistemi geliştirilerek, sistemin ağırlığı önemli ölçüde azaltılabilir.

Tez çalışmaları kapsamında enerji verimliliği öncelikli bir tasarım hedefi olarak alınmamıştır. Geliştirilen dış iskeletin enerji verimliliğinin geliştirilmesi konusunda yapılacak çalışmalar, geliştirilen sistemin ticarileştirilmesine önemli role sahip olacaktır.

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.

P. Beyl, M. Van Damme, R. Van Ham, R. Versluys, B. Vanderborght, D. Lefeber, An Exoskeleton for Gait Rehabilitation: Prototype Design and Control Principle, 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation Pasadena, CA, USA, May 19-23, 2008, p.2037-2042.

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.

Cao, H., Ling, Z., Zhu, J., Wang, Y., Wang, W.: Design frame of a leg exoskeleton for load-carrying augmentation, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Guilin, China, 2009 p. 426–431

Cao H, Yin Y, Du D, Lin L, Gu W, Yang Z, Neural network inverse dynamic online learning control on physical exoskeleton.13th international conference on neural information processing,2006

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.

C. J. Yang, B. Niu, Y. Chen, Adaptive neuro-fuzzy control based development of a wearable exoskeleton leg for human walking power augmentation, Proceedings of the 2005 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Monterey, California, USA, July 24-28, 2005, p.467-472.

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.

Guven M., Pekedis M., Yıldız H., Diz Altı Bacak Protez Kiti Tasarımı, BiyoTeknoloji Elektronik Dergisi Cilt: 1, No: 1, 2010 (7-20)

G. K. Borovin, A. V. Kostyuk, G. Seet, V. V. Iastrebov, "Computer simulation of hydraulic system of exoskeleton", Matem. Mod., 18:10 (2006), 39–54

Harman E., Han K., Frykman P., Pandorf C., "The Effects of Walking Speed on the Biomechanics of Backpack Load Carriage", Technical Report T00/20**,** United States Army Research Institute of Environmental Medicine, Natick, MA, 2000.

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].

Kizir S., Bingül Z., 2012, Stewart Platformunun Konum ve Bulanık Empedans-Kuvvet Kontrolü, Ulusal Otomatik Kontrol Toplantısı, Niğde, 11-12 Ekim

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.

NASA RP 1024, Anthropometric Source Book: Volume 1: Anthropometry for Designers Anthropology Staff/Webb Associates, NASA, 7-78.

Önen, Ü. 2011. İnsan Yürüyüşünü Destekleyici Dış İskelet Tasarımı Ve Kontrolü., Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.

Önen, Ü. 2014, Botsalı, F.M., Kalyoncu, M., Tınkır, M., Yılmaz, N., Şahin, Y., "Design and Actuator Selection of a Lower Extremity Exoskeleton",IEEE Transcation on Mechatronics,

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.

Şahin, Y., Botsalı, F.M., Kalyoncu, M., Tınkır, M., Önen, Ü., Yılmaz, N., Baykan, Ö.K., Çakan, A., 2014,"Force Feedback Control of Lower Extremity Exoskeleton Assisting of Load Carrying Human",Applied Mechanics and Material Journal, Vol. 598, pp. 546-550.

Şahin, Y., Botsalı, F.M., Kalyoncu, M., Tınkır, M., Önen, Ü., Yılmaz, N., Çakan, A.,2014,"Mechanical Design of Lower Extremity Exoskeleton Assisting Walking of Load Carrying Human",Applied Mechanics and Material Journal, Vol. 598, pp. 141-145.

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, Conor James, "Biomimetic design of an under-acuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation," pp. i-viii and 1-88.

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.

Winter, D.A., The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Second Edition, University of Waterloo Press, 1991.

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.

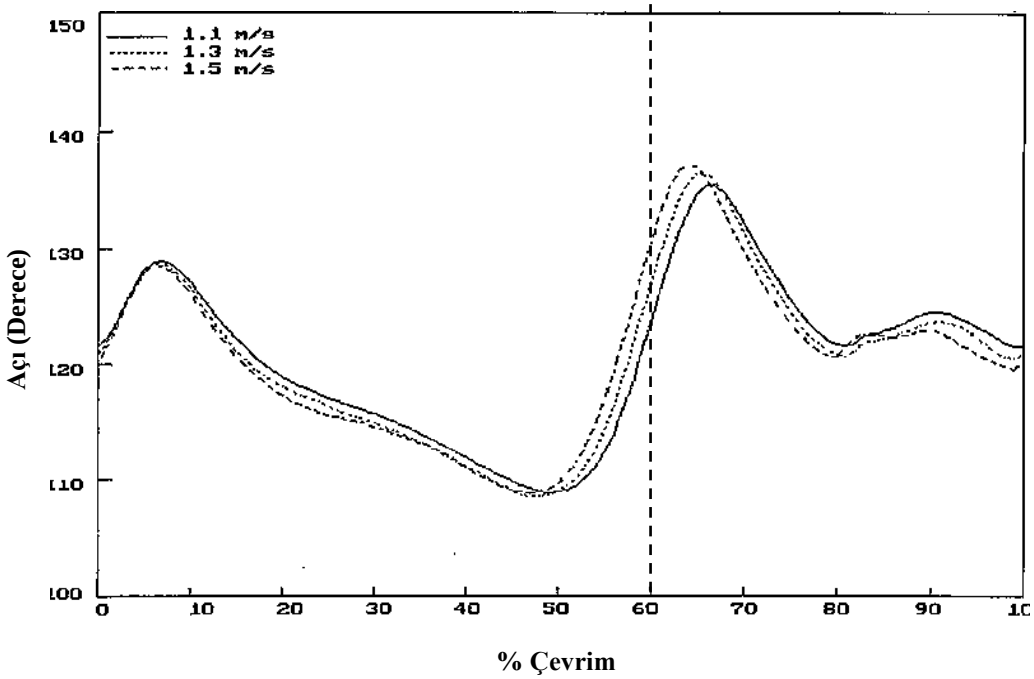
Zoss, A.B., Kazerooni, H., Chu, A. 2006. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). IEEE/ASME Transactions on Mechetronics, vol.11, no.2, pp.128-138.

Zhu J., Zhou H., Wang Y., 2012, Human-machine coupling control of exoskeleton intelligent load carry robot, IEEE/International Conference on Mechatronics and Automation, Chengdu, China, August 5 – 8.

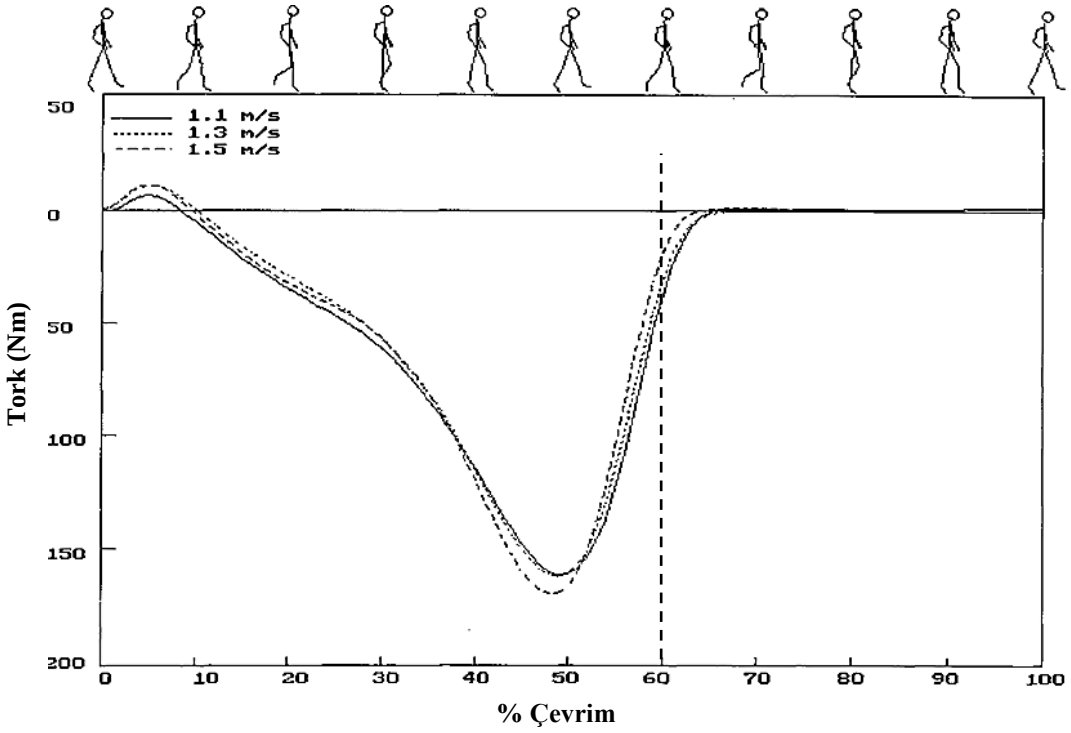
Zanganeh M., Mousavi S. J., Etemad-Shahidi A.,2006, A Genetic Algorithm-Based Fuzzy Inference System in Prediction of Wave Parameters, Computational Intelligence, Theory and Applications, Vol. 38, pp 741-750

EKLER

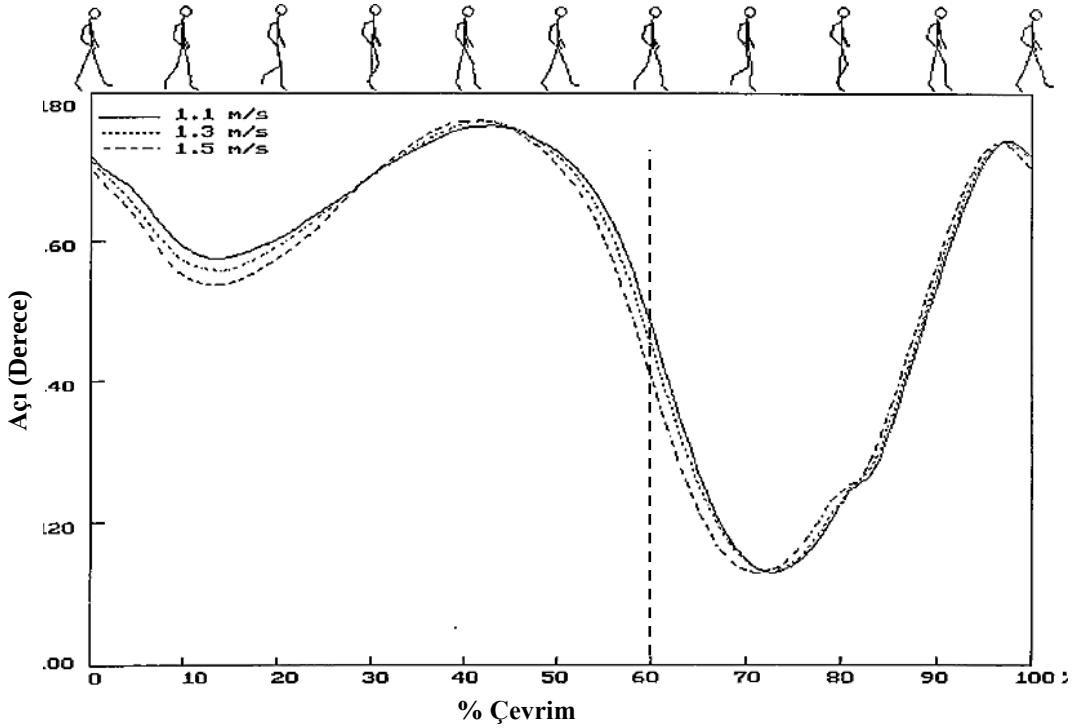
Ek 1. Farklı Yürüyüş Hızlarında Oluşan CGA Grafikleri



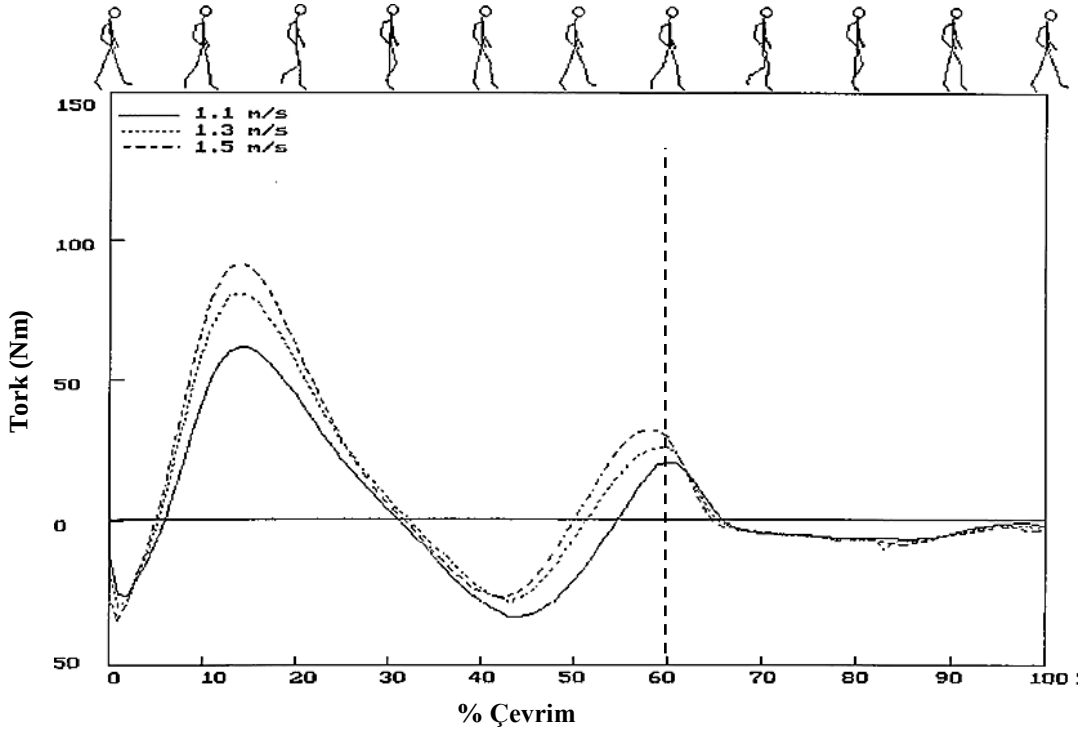
Şekil 1. Yürüme hızının ayak mafsalı açısı değişimine etkisi (Harman,2000)



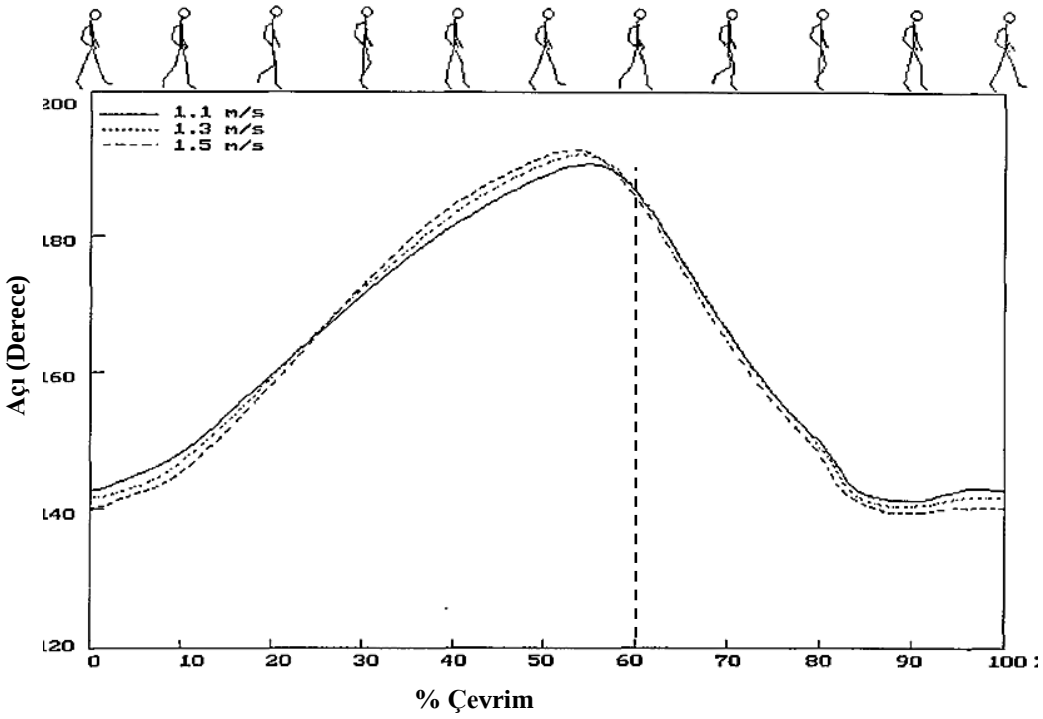
Şekil 2. Yürüme hızının ayak mafsalında oluşan tork miktarına etkisi (Harman,2000)



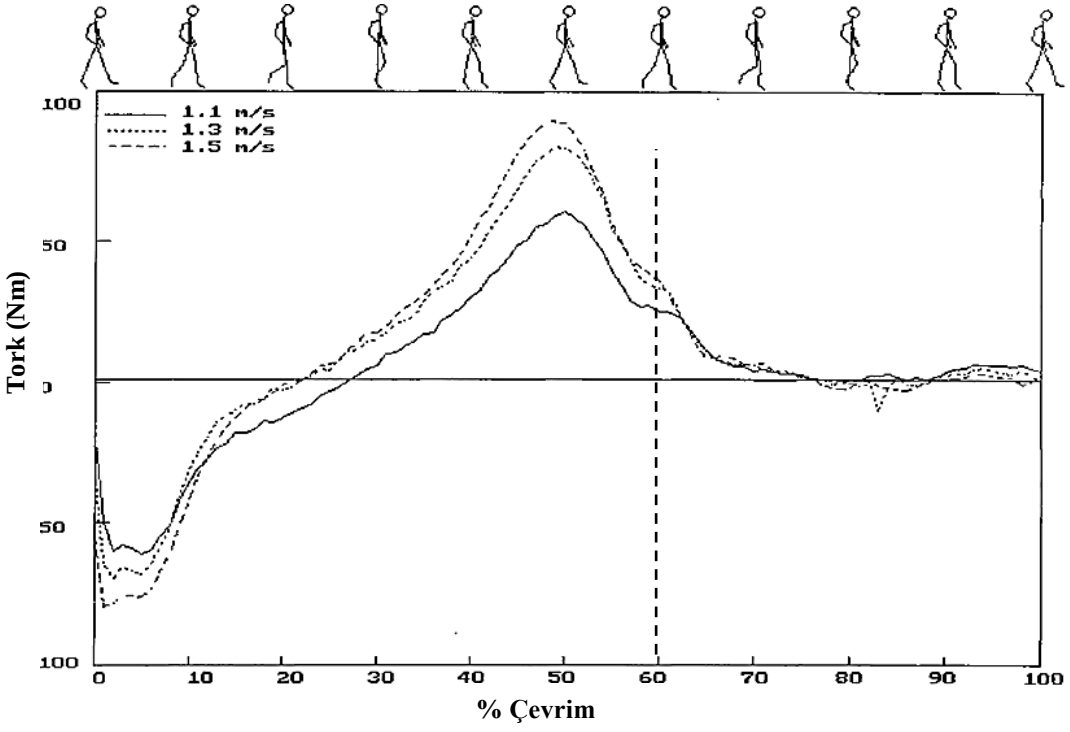
Şekil 3. Yürüme hızının diz mafsalı açısı değişimine etkisi (Harman,2000)



Şekil 4. Yürüme hızının diz mafsalında oluşan tork miktarına etkisi (Harman,2000)

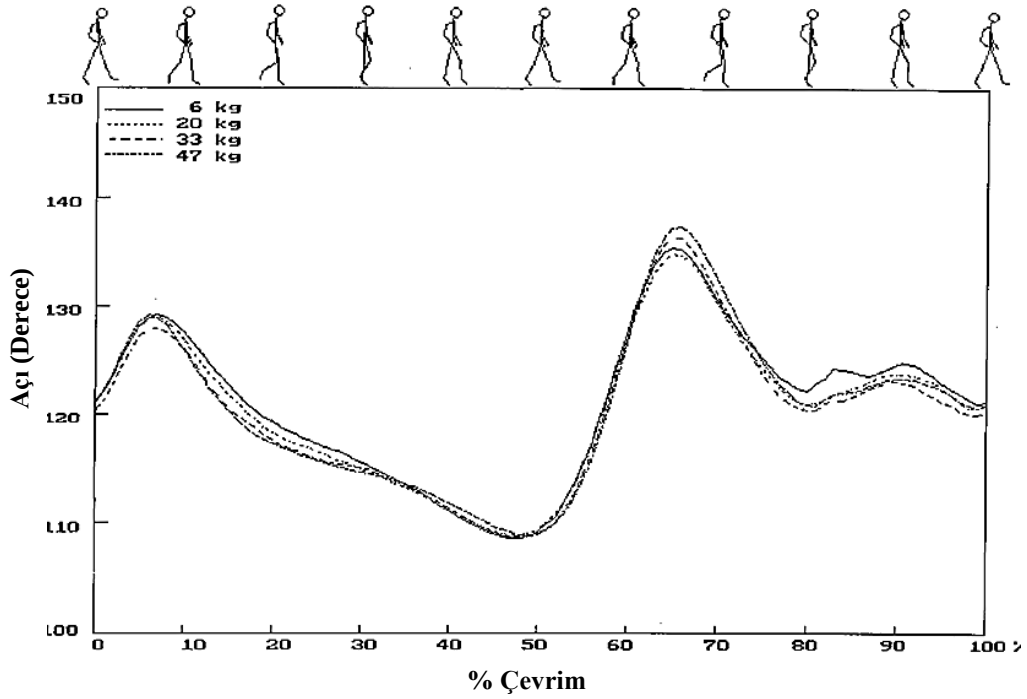


Şekil 5. Bel mafsalı açısının yürüme hızıyla değişimi (Harman,2000)

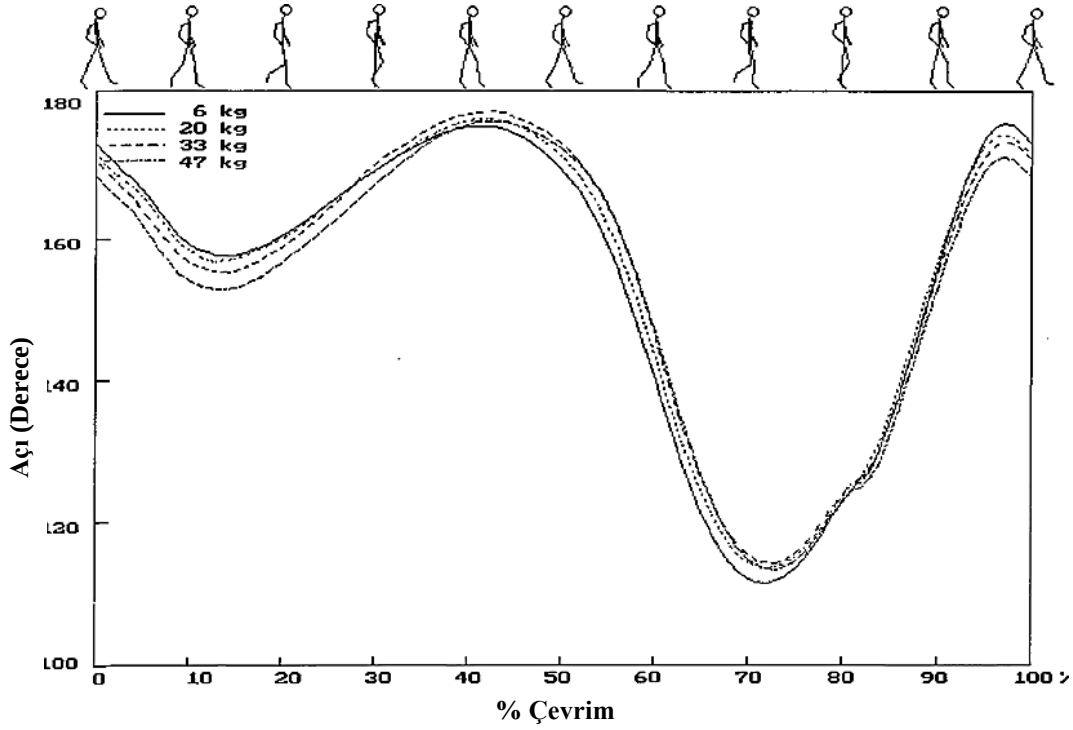


Şekil 6. Bel mafsalında oluşan tork miktarının yürüme hızıyla değişimi (Harman,2000)

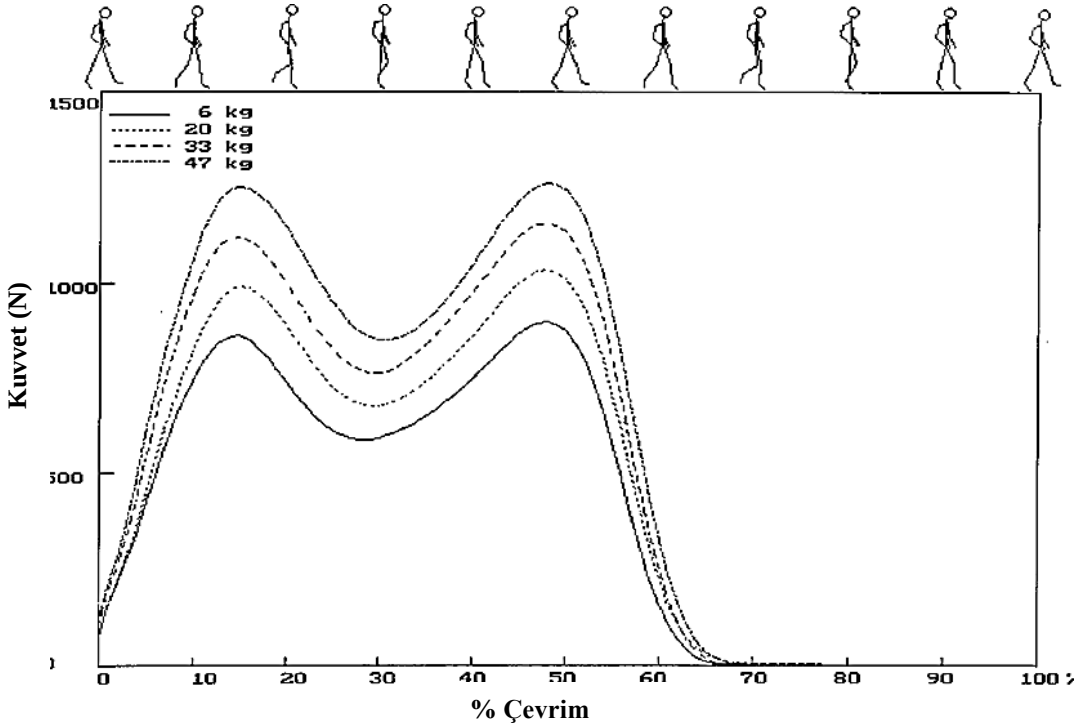
Ek 2. Farklı Sırt Yüküne Göre Oluşan CGA Grafikleri



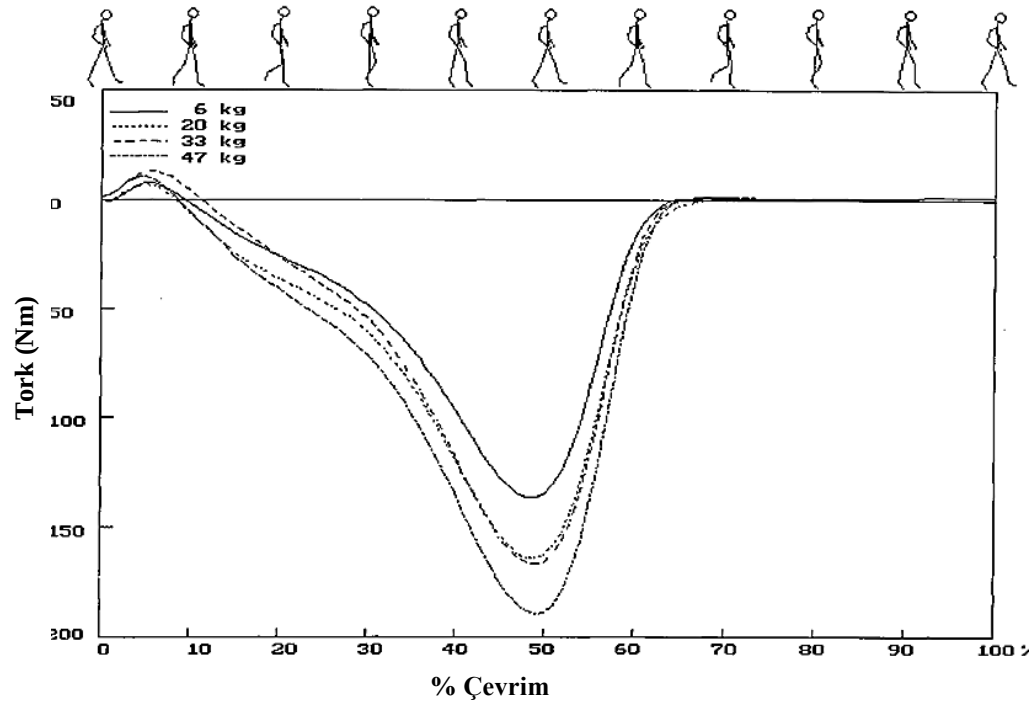
Şekil 1. Sırt yükünün ayak mafsalı açısına etkisi (Harman,2000)



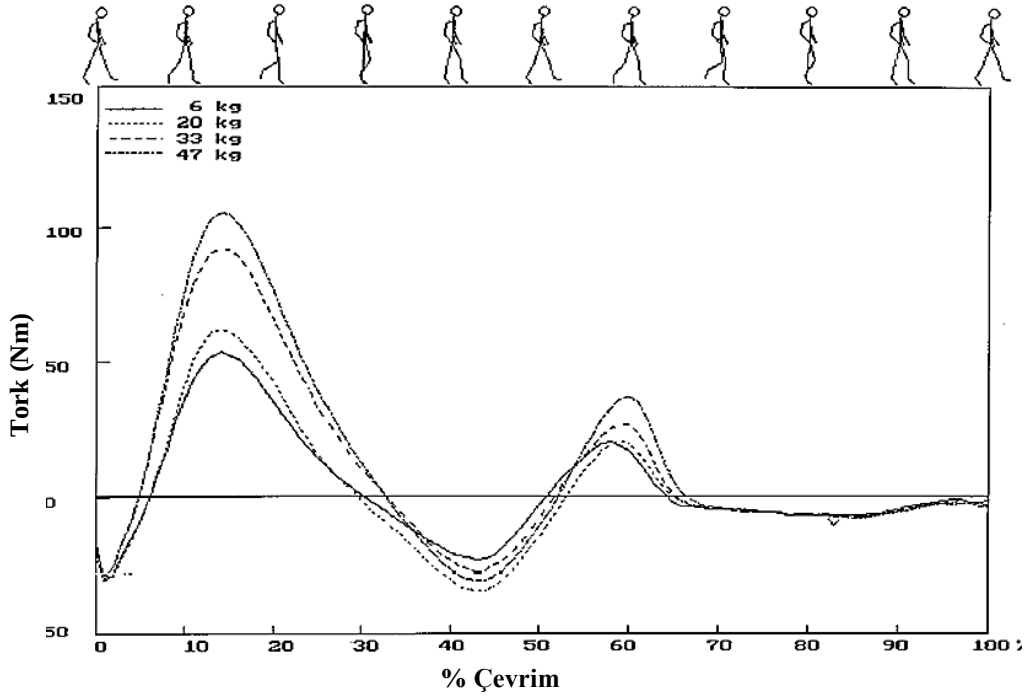
Şekil 2. Sırt yükünün diz mafsalı açısına etkisi (Harman,2000)



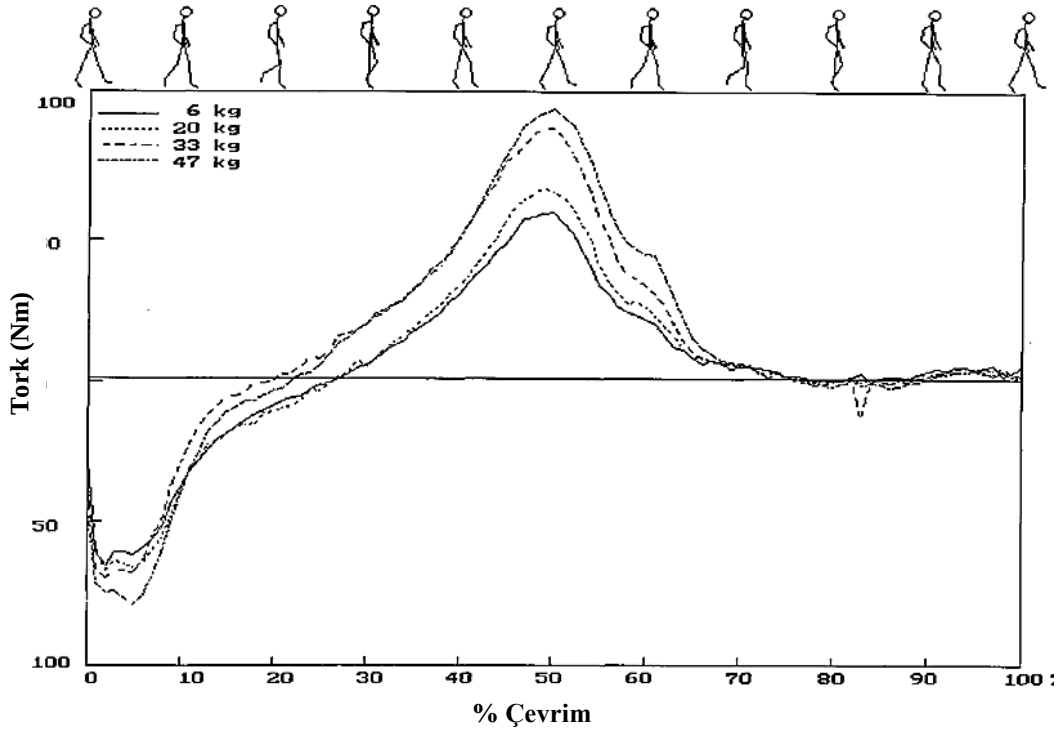
Şekil 3. Sırt yükünün yer tepki kuvvetine etkisi (Harman,2000)



Şekil 4. Sırt yükünün ayakta meydana gelen tork'a etkisi (Harman,2000)



Şekil 5. Sırt yükünün diz mafsalı torkuna etkisi (Harman,2000)



Şekil 6. Sırt yükünün bel mafsalı torkuna etkisi (Harman,2000)

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı	**:**	Yusuf ŞAHİN
Uyruğu	**:**	T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi	**:**	YOZGAT / 1982
Telefon	**:**	536 655 48 68
Faks	**:**	-
e-mail	**:**	ysahin@selcuk.edu.tr

EĞİTİM

Derece		**Adı, İlçe, İl**	**Bitirme Yılı**
Lise	:	Nevşehir Fen Lisesi, Nevşehir	1999
Üniversite	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2003
Yüksek Lisans	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2006
Doktora	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2014

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	**Kurum**	**Görevi**
2008	Selçuk Ünv. Mühendislik Fak.	Araştırma Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Makine Teorisi ve Dinamiği

YABANCI DİLLER

İngilizce

YAYINLAR

Ümit ÖNEN, Fatih Mehmet BOTSALI, Mete KALYONCU, Mustafa TINKIR, Nihat YILMAZ, Yusuf ŞAHİN "Design and Actuator Selection of a Lower Extremity Exoskeleton",IEEE Transcation on Mechatronics, 2014.

Yusuf ŞAHİN, Fatih Mehmet BOTSALI, Mete Kalyoncu, Mustafa TINKIR, Ümit ÖNEN, Nihat YILMAZ, Ömer Kaan BAYKAN, Abdullah ÇAKAN,2014,"Force Feedback Control of Lower Extremity Exoskeleton Assisting of Load Carrying Human",Applied Mechanics and Material Journal, Vol. 598, pp. 546-550.

Yusuf ŞAHİN, Fatih Mehmet BOTSALI, Mete Kalyoncu, Mustafa TINKIR, Ümit ÖNEN, Nihat YILMAZ, Abdullah ÇAKAN, 2014,"Mechanical Design of Lower Extremity Exoskeleton Assisting Walking of Load Carrying Human",Applied Mechanics and Material Journal, Vol. 598, pp. 141-145.

Mustafa TINKIR, Mete KALYONCU, Yusuf ŞAHİN, "Experimental Investigation of Full-Order Observered and LQR Controlled Building-Like Structure Under Seismic Excitation", Applied Mechanics and Material (Section: Mechatronics and Computational Mechanics), Vol. 307, pp. 316-320. 2013.

Mustafa TINKIR, Mete KALYONCU, Yusuf ŞAHİN, " Deflection Control of Two-Floors Structure Against Northridge Earthquake by Using PI Controlled Active Mass Damping", Applied Mechanics and Materials(Section: Mechatronics and Computational Mechanics), Vol. 307, pp.126-130, 2013.

Ü. Önen, F. M. Botsalı, M. Kalyoncu, Y. Şahin, M. Tınkır, N. Yılmaz, "Yürüyüş Destekleyici Dış İskeletin Modellenmesi ve Hareket Kontrolü", Ulusal Makina Teorisi Sempozyumu (UMTS), Erzurum, 12-13 Eylül 2013.

Yusuf ŞAHİN, Mustafa TINKIR, Arif ANKARALI "Trajectory Planning and Adaptive Neural Network Based Interval Type-2 Fuzzy Logic Controller Design of 3-DOF Robot" 2011 International Conference on System Engineering and Modeling (ICSEM 2011), Shanghai, China, March 11-13, pp. 114 – 119, 2011.

Yusuf ŞAHİN, Arif ANKARALI, Mustafa TINKIR, "Neuro-Fuzzy Trajectory Control of A Scara Robot", The 2nd International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE 2010), Singapore, February 26 – 28, pp. 298-302, 2010.

Mustafa TINKIR, Ümit ÖNEN, Mete KALYONCU, Yusuf ŞAHİN, "Adaptive Network Based Interval Type-2 Fuzzy Logic Controller Design For A Single Flexible Link Carrying A Pendulum", The 2nd International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE 2010), Singapore, February 26 – 28, pp.112-116, 2010.

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 - 2011.

"Giyilebilir Alt Ekstrem Dış İskelet (Exo-Skeleton) Geliştirilmesi", TÜBİTAK Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı 1001 Projesi, Proje Kodu : 108M289, Bursiyer, 2009 – 2013.