

BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİR GİYİLEBİLİR ALT VÜCUT DIŞ İSKELETİ TASARIMI VE KÜÇÜLTÜLMÜŞ
PROTOTİP ÜRETİMİ**



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Haldun KÖKTAŞ

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

HAZİRAN 2019

BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİR GİYİLEBİLİR ALT VÜCUT DIŞ İSKELETİ TASARIMI VE
KÜÇÜLTÜLMÜŞ PROTOTİP ÜRETİMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Haldun KÖKTAŞ
(171081520)**

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Bahattin KANBER

HAZİRAN 2019

İNTİHAL BEYANI

Bu tezde görsel, işitsel ve yazılı biçimde sunulan tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uyularak tarafımdan elde edildiğini, tez içinde yer alan ancak bu çalışmaya özgü olmayan tüm sonuç ve bilgileri tezde kaynak göstererek belgelediğimi, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Haldun KÖKTAŞ

İmzası :

X X X X



Sevgili Harry' ye,

ÖNSÖZ

Giyilebilir teknoloji alanıyla beni tanıştıran ve tezin başlangıcından bitişine kadar her aşamada beni yönlendiren, bilgi ve tecrübeleri aktaran tez danışmanım sayın Prof. Dr. Bahattin KANBER' e, bölüm hocalarıma, süreç boyunca desteklerini esirgemeyen aileme ve arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Haziran 2019

Haldun Köktaş



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	v
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR	viii
SEMBOLLER	ix
ÇİZELGE LİSTESİ	x
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÖZET	xiii
SUMMARY	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1 Dış İskelet Türleri	2
1.2 Tarihçe	6
1.3 Tezin Kapsamı ve Organizasyon	11
2. BİYOMEKANİK TEMELLER	12
2.1 Giriş	12
2.2 İnsan Vücudundaki Biyomekanik Yapılar	13
2.2.1 İskelet	13
2.2.2 Artikülasyon (Eklem)	13
2.2.3 Ligament	16
2.2.4 Eklem Yağlaması	16
2.2.5 Kas	16
2.3 Bacak Biyomekaniği	17
2.3.1 Kalça	17
2.3.2 Diz	18
2.3.3 Ayak Bileği ve Ayak	19
2.3.4 Bacağın Denavit-Hartenberg Modeli	20
2.4 Yürüme Biyomekaniği	22
3. MEKANİK TASARIM	24
3.1 Mekanik Tasarım	24
3.1.1 Mimari	24
3.1.2 Serbestlik Derecesi	24
3.1.3 Eklem Tasarımları	25
3.1.3.1 Kalça	25
3.1.3.2 Diz	26
3.1.3.3 Ayak Bileği	26
3.1.4 Uzuv Tasarımları	27
3.1.4.1 Üst Gövde	27
3.1.4.2 Üst ve Alt Bacak	28
3.1.4.3 Ayak	29
3.2 Yürüme Döngüsü	31
3.2.1 D-H Modeli	31

3.2.2 Ters Kinematik.....	32
3.3 PYK Uzunluklarının Belirlenmesi	36
4. YAPISAL ANALİZ.....	41
4.1 Statik Analiz.....	41
4.1.1 Sonlu Elemanlar Modeli	41
4.1.2 Kısıtlar ve Sınır Koşulları	42
4.2 Özdeğer Burkulma Analizi.....	43
4.2.1 Analiz Sonuçları.....	44
5. KÜÇÜLTÜLMÜŞ PROTOTİP ÜRETİMİ	47
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	53
KAYNAKLAR	55
EKLER	58
ÖZGEÇMİŞ.....	61



KISALTMALAR

D-H	: Denavit-Hartenberg
BLEEX	: Berkeley Alt Vücut Dış İskeleti
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
HAL	: Hybrid Assistive Leg
PYK	: Pnömatik Yapay Kas
ZMP	: Zero Moment Kontrolü



SEMBOLLER

cm	: santimetre
kg	: Kilogram
g	: gram
GPa	: Gigapaskal
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal



ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 : İnsan bacağı D-H parametreleri [26].....	21
Çizelge 3.1 : Yapının D-H parametreleri.....	32
Çizelge 3.2 : Uç işlevci rotaları	34
Çizelge 3.3 : Sağ bacak eklem açıları.....	34
Çizelge 3.4 : Sol bacak eklem açıları.....	34
Çizelge 3.5 : PYK parametreleri.....	39
Çizelge 3.6 : Sağ bacak PYK boyutları	39
Çizelge 3.7 : Sol bacak PYK boyutları.....	40
Çizelge 4.1 : Malzeme Özellikleri	42
Çizelge 4.2 : Pozisyona göre maksimum gerilme, deformasyon ve toplam Yer değiştirme değerleri.....	44
Çizelge 4.3 : Pozisyona göre burkulma yük (güvenlik) faktörü	44

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Yürümeye yardımcı medikal dış iskelet [2]	1
Şekil 1.2 : Askeri dış iskelet [3]	2
Şekil 1.3 : Dış iskeletlerin sınıflandırması.....	3
Şekil 1.4 : Üst vücut dış iskeleti [4].....	3
Şekil 1.5 : Alt vücut dış iskelet [2] [3].....	4
Şekil 1.6 : Tüm vücut dış iskelet [2].....	4
Şekil 1.7 : Mckibben pnömatik yapay kası [10].....	6
Şekil 1.8 : (a) Yagn Yürüme Yardımı [11] (b) Cobb Desteği [13] (c) Pietro Protezi [14]	7
Şekil 1.9 : (a) Hardiman (b) Vukobratovic Dış İskeleti (c) Wisconsin Dış İskeleti [12].....	8
Şekil 1.10 : (a) BLEEX (b) Sarcos [8].....	9
Şekil 2.1 : İnsan anatomik düzlemleri [26].....	14
Şekil 2.2 : Eklem tipleri [29]	15
Şekil 2.3 : İnsan bacağına ana kemik ve eklemleri [30].....	18
Şekil 2.4 : İnsan bacağına Denavit-Hartenberg modeli [22].....	21
Şekil 2.5 İnsan yürüme döngüsü [12]	22
Şekil 2.6 : Yürüme döngüsü esnasında kalça, diz ve bileğin momenti, açısı ve gücü [12]	23
Şekil 3.1 : Eklem tasarımı.....	25
Şekil 3.2 : Model boyutları	27
Şekil 3.3 : (a) Üst gövde (b) Üst gövde kesit görünümü	28
Şekil 3.4 : Üst bacak	29
Şekil 3.5 : Alt bacak (sol)	29
Şekil 3.6 : Ayak	30
Şekil 3.7 : Rehabilitasyon amaçlı alt vücut dış iskeleti mekanik tasarımı.....	30
Şekil 3.8 : Denavit-Hartenberg modeli.....	32
Şekil 3.10 : İskeletin Robotics Toolbox modeli	33
Şekil 3.11 : Ayak boşlukları	33
Şekil 3.12 : Döngü boyunca sağ ve sol bacak eklem açıları.....	35
Şekil 3.13 : Yürüme döngüsü	35
Şekil 3.14 : Basitleştirilmiş fleksör PYK.....	36
Şekil 3.15 : Fleksör PYK.....	37
Şekil 3.16 : Ekstansör PYK	38
Şekil 3.17 : Ekstansör PYK yakın görünüm.....	38
Şekil 3.18 : (a) Doğrultu dışı PYK ekstansör (b) Eğik PYK ekstansör.....	39
Şekil 4.1 : İnsan ağırlığının uygulandığı yüzeyler	42
Şekil 4.2 : Sonlu elemanlar modeli.....	43
Şekil 4.3 : Eşdeğer Gerilme (von-Mises) Değerleri: (a) Pozisyon 1 (b) Pozisyon 2 (c) Pozisyon 3 (d) Pozisyon 4.....	45

Şekil 4.4 : Toplam Deformasyon: (a) Pozisyon 1 (b) Pozisyon 2 (c) Pozisyon 3 (d) Pozisyon 4	46
Şekil 5.1 : %25 küçültülmüş prototip	47
Şekil 5.2 : Latex	47
Şekil 5.3 : Polyamid iplik	48
Şekil 5.4 : Latex temelli pnömatik yapay kas	48
Şekil 5.5 : PYK Testi: (a) Serbest (b) Hava Dolu	48
Şekil 5.6 : PYK Bağlantıları : (a) Kalça (b) Diz (c) Bilek	49
Şekil 5.7 : 3B model ve yapay kas montajı	49
Şekil 5.8 : Küçültülmüş insan modeli	50
Şekil 5.9 : İnsan Bedenine Giydirilmiş Yapı: (a) Önden görünüm (b) Arkadan görünüm	50
Şekil 5.10 : Dış iskelet ve yapay kas test ünitesi	51
Şekil 5.11 : Diz Fleksör Test: (a) Gevşeme (b) Kasılma	51
Şekil 5.12 : Yürüme Testi: (a) Pozisyon 1 (b) Pozisyon 2 (c) Pozisyon 3 (d) Pozisyon 4	52

BİR GİYİLEBİLİR ALT VÜCUT DIŞ İSKELETİ TASARIMI VE KÜÇÜLTÜLMÜŞ PROTOTİP ÜRETİMİ

ÖZET

Giyilebilir dış iskeletler; kökleri 1890 yılına kadar uzanan, son 40 yıldır ise robotik topluluğunun çektiği dikkatin sürekli arttığı bir çalışma alanıdır. Adından da anlaşılacağı üzere bu cihazlar, insanlar tarafından giyilebilen, yönlendirilebilen, ya da kendisini giyen insanın hareketlerini kontrol edebilen robotik yapılardır. Bu potansiyel, bu yapıların savunma sanayisinden fizik tedaviye kadar, insan bedeninin dâhil olduğu birçok alanda giyilebilir teknolojilerden yararlanma çabasını doğurmuştur.

Bu tez kapsamında, yürüme yetisini kısmen ya da tamamen kaybetmiş veya yürüme rehabilitasyonuna ihtiyaç duyan insanların yarar sağlayabilmesi amacıyla bir giyilebilir dış iskelet geliştirilmiştir. Tahrik sistemi olarak pnömatik yapay kaslar kullanan bu yapı, insan vücudunun belden aşağısında kalan kalça, bacak ve ayak (alt vücut) uzuvlarının bir fonksiyonu olan yürüme eylemini kendi gerçekleştiren; dolayısıyla da kendisini giyen insanın yürümesini sağlayan robotik bir cihazdır.

Bunun için öncelikle yapının mekanik tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarım için model olarak, 187 cm ve 80 kg ağırlığında bir insanın vücut ölçüleri kullanılmıştır. Mekanik tasarım aşaması tamamlandıktan sonra, istenen kriterleri sağlayan bir yürüme döngüsü elde edilmiş ve bu hareket döngüsü için gereken eklem açıları ters kinematik işlemiyle bulunmuştur. Mevcut çalışmada, elektrik motorları yerine pnömatik yapay kaslar kullanılması sebebiyle eklem açıları aktüatör girdisi olarak kullanılamamaktadır. Bu yüzden, yapay kas uzunluğu ve eklem açısı arasında bir matematiksel bağıntı elde edilmiş, bu sayede eldeki açılar girdi olarak kullanılacak hale getirilmiştir.

Yürüme döngüsündeki kritik noktaların yük taşıma durumlarının tespiti için sonlu elemanlar yöntemiyle yapısal analiz gerçekleştirilmiştir. Yapılan analiz sonucunda, geliştirilen yapının bütün bir yürüme döngüsü boyunca üzerine uygulanan yükü taşıyabildiği, dengede kalabildiği, dolayısıyla da güvenli bir hareket sağlayabildiği görülmüştür.

Son aşama olarak yapının; 3B yazıcı vasıtasıyla, %25 boyutunda ölçeklendirilmiş bir prototip üretimi gerçekleştirilmiştir. Aktüatör olarak ise, aynı oranda ölçeklendirilmiş, kese malzemesi olarak latex kullanan ve basınçlı hava ile şişip boyu kısalan mini bir yapay kas üretimi yapılmıştır. Küçültülmüş bir insan modeli üretilerek ve yapı bu modele giydirilmiştir. Tüm sistem yapay kas test ünitesine bağlanmış ve küçültülmüş prototipin davranışı incelenmiştir. Bu test sonucunda yapay kasların uzuvları birbirine çekerek öngörülen fonksiyonelliği sağladığı görülmüş; mekanizma olarak sistemin, eğilme problemleriyle karşılaşılacakla beraber, öngörülen döngü noktalarını izleyebildiği gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Giyilebilir Teknolojiler, Dış İskelet, Sonlu Elemanlar Analizi

DESIGN AND PROTOTYPE MANUFACTURE OF A WEARABLE LOWER EXTREMITY EXOSKELETON

SUMMARY

Wearable technology is such a topic which can be traced back to 1980 and has been attraction ever-increasing attention for 40 years from the robotic community. As the name implies, these devices can be worn and manipulated by humans and can also control the movements of the wearer. This potential has made wide range of areas such as military and rehabilitation in which human body involves strive for being utilizing the wearable technology.

In this thesis, a werable exoskeleton was developed to help people who partly or completely lost their walking ability or to support people who are in need of a rehabilitation treatment. This device which is powered by pneumatic artificial muscles provides the wearer with a walking motion which in fact is a function of lower limbs such as hip, legs and foot, thus makes the person walk again.

First, mechanical design of the device was performed. A person of 187 cms and 80 kgs was used as a model and body proportions were determined accordingly. After the mechanical design was achieved, a walking cycle that satisfies several criterias was schemed and inverse kinematics operation was performed to obtain the required joint angles which form this cycle. However, these angles can't be applied directly because the current device uses pneumatic artificial muscles instead of electric motors. This situation leaded to necessity of obtaining a mathematical relationship between the muscle length and the joint angle which makes it possible to use joint angles as the inputs.

Next part of the study is the assessment of the design by means of strength and balance. A finite element analysis was conducted to examine the structures load bearing capability for each critical point of the walking cycle. As a result, it is observed that the maximum gerilmes is lower than the materials yield strength and the structure is in balance during the cycle.

Lastly, a prototype of the structured was manufactured via a 3D printer by 25% scaling. As an actuator, a pneumatic artificial muscle which utilizes latex as bladder material and swells/shortens with pressurized air were manufactured. Mini human model was printed and the device was mounted. Whole system was connected to an artificial muscle test unit and the behaviour was observed. As a result, muscles produced succeeded in pulling two limbs together as predicted and it's observed that the mechanism is able to pass the gait cycle points with bending issues.

Keywords: Werable Technology, Exoskeleton, Finite Element Analysis

1. GİRİŞ

Dış iskelet, giyilebilir robotik sistemlere verilen isimdir. İnsan eklemleri ve zekâsıyla entegre bir biçimde çalışan bu yapılar normal şartlarda yapılması imkânsız ya da çok zor olan çeşitli eylemlerin gerçekleştirilmesini sağlar. Bunlardan biri yürüme zorluğu çeken yaşlı insanların günlük yaşamını kolaylaştırmaktır. Birleşmiş Milletler' in yaptığı bir araştırmaya göre, 2012 yılı itibariyle 60 yaş üstü insanlar toplam dünya nüfusunun %11,5' ini oluşturmaktadır ve bu sayının 2050 yılında ikiye katlanması beklenmektedir [1]. Bu yaş üstü insanlarda, daha az günlük aktivite sebebiyle azalan kas kütlesi ve gücü, yürüme eyleminin zorlaşmasına; en kötü durumda ise yatalaklığa sebep olmaktadır. Bu noktada dış iskelet yapıları, bu insanların kas aktivitelerini destekleyici bir sistem kullanarak yürüme eylemini kolaylaştırır.

Dış iskeletlerin diğer bir kullanım şekli ise, omurilik sakatlanması veya başka bir hastalıktan dolayı yürüme kabiliyetini tamamen kaybetmiş insanlara bu kabiliyeti, yardımcı bir yapı vasıtasıyla da olsa, tekrar kazandırmaktır. Bu hastalığa sahip olan insanlar, alt uzuvları üzerindeki motor ve sensör kontrolünü tamamen kaybettikleri için bu uzuvlardaki kaslar hiçbir şekilde aktifleşmez. Bu yüzden bu durumlarda kullanılan dış iskelet yapısı, bütün yürüme eylemini kendi aktüatörleri yardımıyla gerçekleştirir ve Şekil 1.1'de görüldüğü üzere kendine bağlanmış olan insanın yürümesini etmesini sağlar.



Şekil 1.1 : Yürümeye yardımcı medikal dış iskelet [2]

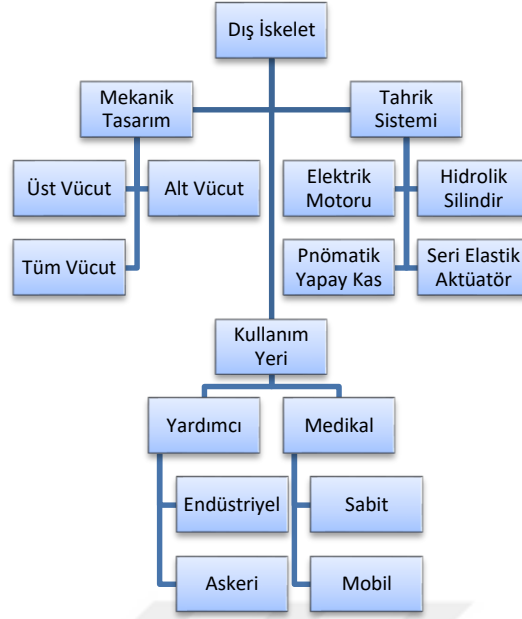
Dış iskeletler, hareket kabiliyeti kaybolmuş ya da zayıflamış insanlar dışında, hiçbir sağlık sorunu yaşamayan insanlar tarafından da kullanılabilir. Bu tip yapılar genellikle aynı hareketi uzun süre gerçekleştirmek zorunda olan veya çalışma şartları itibariyle sağlık açısından tehdit altında olan insanlar tarafından kullanılır. Ağır yük kaldırmak zorunda olan fabrika işçileri buna bir örnektir. Bel ve sırtı destekleyen bir dış iskelet yapısı, bu insanın aynı çalışma şartlarında daha az yük hissetmesini sağlar ve sağlık tehdidini minimuma indirmeye çalışır. Bununla beraber; Şekil 1.2’ de görülen, mühimmat ve erzak dolusu bir sırt çantasını kilometrelerce sırtında taşıyan bir askerin yükünü hafifletmek, dış iskelet üretimindeki en büyük motivasyonlardan biridir ve ilk dış iskelet tasarımlarının da ilham kaynağı olmuştur. Sırt çantasını taşıyan ve bu ağırlığı doğrudan yere aktaran esnek bir dış iskelet yapısı, askerin bu yükü hissetmeden uzun süre yürümesini sağlar.



Şekil 1.2 : Askeri dış iskelet [3]

1.1 Dış İskelet Türleri

Dış iskelet ile ilgili yapılan çalışmaların genel olarak iki büyük motivasyon kaynağı vardır: sağlıklı bireylerin yük kaldırma kapasitesini ve güçlerini arttırmak veya sakatlık, engel gibi rahatsızlıkların sebep olduğu hareket problemlerinin etkisini azaltmak ve iyileştirmek. Bu açıdan bakıldığında; endüstri, savunma sanayi ve rehabilitasyon, dış iskelet kullanımına en çok ihtiyaç duyan alanlar olarak öne çıkmaktadır. Şekil 1.3’ te dış iskeletlerin mekanik tasarım, tahrik sistemi ve kullanım yerine göre bir sınıflandırılması sunulmuştur.



Şekil 1.3 : Dış iskeletlerin sınıflandırması

Dış iskeletler, tanım itibariyle vücuda giyilen mekanik giysilerdir ve dolayısıyla insan uzuvlarıyla etkileşim içerisindedir. Bu yüzden bir dış iskeletin hangi uzuvlarla etkileşime girdiği, gerek amaç gerekse kullanım yeri açısından büyük öneme sahiptir. Bu açıdan dış iskeletler genel olarak “üst vücut”, “alt vücut” ve “tüm vücut” olmak üzere üçe ayrılır.

Adından da anlaşılacağı gibi üst vücut dış iskeletleri, Şekil 1.4’ te görüldüğü gibi, insan uzuvlarının belden yukarıda kalan kısımlarını hedef alır. Bir yükü normalde gerekenden daha az kuvvetle kaldırmak, ağırlık kaldırmakla görevli olan işçilerin sağlık tehdidini azaltmak veya yine fabrikalarda uzun süre aynı işi yapan insanların konforunu arttırmak için kullanılır.



Şekil 1.4 : Üst vücut dış iskeleti [4]

Şekil 1.5’ te görüldüğü üzere alt vücut dış iskeletler, genellikle yürüme eylemiyle alakalı olarak, kalça ve diz eklemlerini hedef alır. Yürüme eyleminin kolaylaştırılması, geri kazandırılması ve rehabilitasyonu için kullanılırlar.



Şekil 1.5 : Alt vücut dış iskelet [2] [3]

Üst ve alt vücut tiplerine göre daha az örneği bulunan üçüncü bir çeşit ise “tüm vücut” dış iskeletidir. Şekil 1.6’ da bir örneği görülen ve neredeyse bütün uzuv ve eklemlerin kullanıldığı bu tip cihazlarda, insan hareketlerinin mümkün olabildiğince fazla çeşidini gerçekleştirebilmek amaçlanır.



Şekil 1.6 : Tüm vücut dış iskelet [2]

Robotik sistemler olan dış iskeletler, kullanım alanı ve şartlarına göre çeşitli tahrik sistemlerine ihtiyaç duyarlar. Aktüatör adı da verilen bu sistemler her ekleme çeşitli konfigürasyonlarla yerleştirilerek yapının insan vücuduna benzer bir şekilde çalışmasını sağlar.

Bu yapılarda en çok kullanılan tahrik sistemleri: elektrik motorları, hidrolik/pnömatik silindir, seri elastik aktüatör ve pnömatik yapay kas (PYK) lardır.

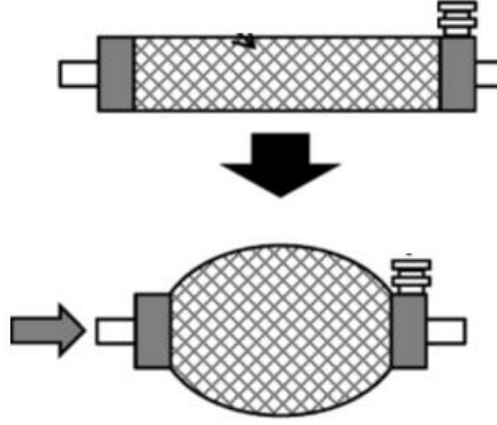
Mevcut tasarımlara bakıldığında sakatlık ya da yaşlılık sebebiyle oluşan yürüme zorlukları için geliştirilen dış iskeletlerin neredeyse tamamında elektrik motorları kullanılır [5]. Bununla birlikte, 100-200 W/kg güç-kütle oranına (birim aktüatör kütlesi başına üretilen güç) sahip bu sistemler, yüksek tork gerektiren durumlarda, kullanılabilecek dişli büyüklüğünün sınırı nedeniyle tercih edilememektedir. Bunun yerine, 300-600 W/kg güç-kütle oranına sahip hidrolik silindirler, bu amaç için daha uygun bir konumdadır. Nitekim oldukça ağır olan askeri sırt çantasının taşınmasının amaçlandığı Berkeley Alt Vücut Dış İskeleti (BLEEX) [6] hidrolik silindirlerden yararlanmaktadır.

Elektrik motorlarının düşük hızlardaki verimsizliği, gürültülü çalışması, geri sürülebilir olmayışı ve hidrolik/pnömatik silindirlerde bulunan sızıntı, histeri ve yüksek ağırlık gibi problemler; seri elastik aktüatör adı verilen yeni bir tahrik sisteminin doğuşuna yol açmıştır. En basit tanımıyla bir seri elastik aktüatör, yük ile motor arasında birbirine seri bağlanmış iki yayın bulunduğu sistemlerdir [7]. Şok emiciliği, daha kararlı kuvvet kontrolü ve enerji depolama gibi avantajları vardır [8]. Massachussets Teknoloji Enstitüsü'nde geliştirilen Aktif Bilek Ortezi, X1 ve MINDWALKER dış iskeletleri bu tip aktüatör kullanmaktadır [5].

Diğer önemli bir tahrik sistemi ise, dış iskelet topluluğunda gördüğü rağbetin giderek arttığı ve bu tezin de ana konularından biri olan “pnömatik yapay kaslar”dır. McKibben tarafından 1950 yıllarında ortaya atılan bu konsept; kontrol sisteminin karmaşıklığı sebebiyle bir süreliğine çalışma sahası bulamasa da, yeni kontrol teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte daha çok araştırmacı tarafından kullanılmaya başlanmıştır [8].

Temel olarak McKibben kası, esnek ama uzamayan ipliklerden oluşan örgülü meş tabakasıyla sarmalanmış bir iç kese içerir. Bu kese, Şekil 1.7' de görüldüğü gibi basınçlı hava ile doldurulduğunda hacmi artar. İpliklerin uzamaya karşı direncinden dolayı, sistemin boyu kısalır ve enine doğru bir genişleme gösterir. Hacimle orantılı olan bu genişleme, yük ile bağlı olma durumunda yapay kas uçlarında gerilme oluşturur [9].

Bu çalışma prensibi pnömatik kaslara, doğal bir esneklik özelliği ve hafiflik kazandırır. Bu özelliklerin yanında, 1000 W/kg gibi bir güç-kütle oranına sahip olması [9] ve esnekliğinin getirdiği güvenlik, bu sistemleri medikal dış iskeletler için oldukça güçlü bir tercih haline getirmektedir [8].



Şekil 1.7 : McKibben pnömatik yapay kası [10]

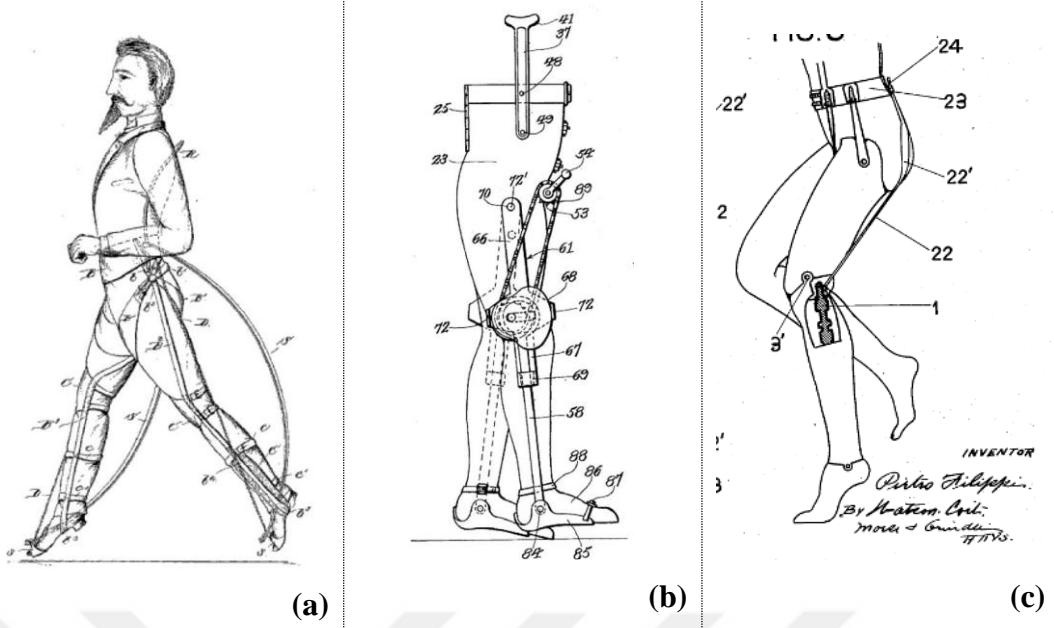
1.2 Tarihçe

Dış iskeletlerin tarihi, bu konudaki ilk patentlerden birinin Nicholas Yagn tarafından alındığı 1890 yılına kadar uzanır. “Yürüme Yardımı İçin Bir Aparat” [11] ismini taşıyan ve Şekil 1.8 (a)’ de bu çalışmada, insan alt vücut uzuvlarına paralel bir şekilde bağlanmış bir yapı ve ayaklara kadar uzanan uzun yaylar içeren bir yapı önerilmiştir. Yere temas sırasında ayak ile etkileşime giren bu yaylar vücut ağırlığının verimli bir şekilde transfer edilmesini sağlar. Fakat bilindiği kadarıyla bu cihaz hiçbir zaman üretilmemiştir [12].

Performans artırımından daha çok sağlık sektörüne yönelik bir patent ise 1935 yılında George L. Cobb [13] tarafından alınmıştır. Şekil 1.8 (b)’ de görüldüğü gibi, esasında bir diz desteği olan bu yapı; bir krank, bu krank yardımıyla sıkıştırılan ve dize yerleştirilmiş bir burulma yayı ve hareketi ekleme ileten kam milinden oluşur.

Bunu takip eden diğer bir medikal dış iskelet çalışması, Filippi Pietro tarafından 1942 yılında ortaya atılmış, Şekil 1.8 (c)’ de çizimi gösterilen “Dizin Otomatik Kontrolü İçin Uyluk Protezine Uygulanabilir Bir Cihaz” isimli patenttir [14]. Dizde ve kalçada yer alan hidrolik aktüatörlerle, ilk kontrol edilebilir dış iskelet olma özelliğine sahip olsa da, kontrol teknolojilerinin yetersizliği sebebiyle sadece el ile kontrol edilebilmiştir [12].

1960lı yıllara gelindiğinde ise, dış iskelet tarihi açısından çok büyük önem arz eden üç büyük çalışmaya rastlanmaktadır. Bu çalışmalar, önceki tasarım ve patentlerden bir adım öteye geçip ortaya bir prototip çıkarma başarısı sergilemişlerdir.



Şekil 1.8 : (a) Yagn Yürüme Yardımı [11] (b) Cobb Desteği [13] (c) Pietro Protezi [14]

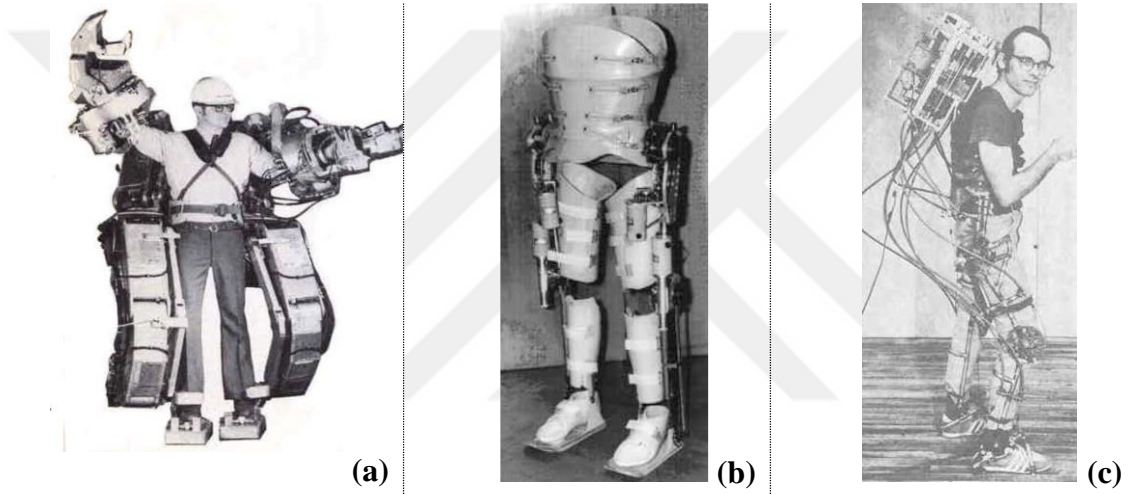
Bunlardan ilki, Serge Zaroodny'nin askerler gibi hareket yeteneklerinde bir sıkıntı bulunmayan insanların güç kapasitelerini arttırmayı amaçlayan, “Güç Sistemli Hareket Yardımı” [15] isimli çalışmasıdır. Üç serbestlik derecesine sahip olan bu yapı, her ne kadar bir konsept yayını olsa da, “ilk üretilen pnömomatik silindirlerle tahrik edilmiş dış iskelet” ünvanına sahiptir ve algı-kontrol, taşınabilir güç kaynağı ve insan-makine ara yüzü gibi konularda karşılaşılan zorlukları ifade etmesi açısından oldukça önemlidir [12].

Bu yıllarda ortaya atılmış ikinci önemli çalışma, General Electric tarafından geliştirilmiş “Hardiman” projesidir. Hidrolik silindirle tahrik edilen, 680 kg kütleye ve 30 serbestlik derecesine sahip bu yapı bir tam vücut dış iskeletidir ve Şekil 1.9 (a)' da görülen bu yapıyla insan gücünü 25 kat arttırmayı amaçlanmıştır. Fakat tatmin edici sonuçlar elde edilse de, aşılabilen alt uzuv problemleri nedeniyle hiçbir zaman içinde insan varken denenmemiştir [12].

1970lere gelindiğinde ise, Şekil 1.9 (b)' da görülen tarihteki ilk elektrik motoru kullanan alt vücut dış iskeleti, Prof. Vukobratovic ve arkadaşları tarafından Sırbistan, Mihailo Pupin Enstitüsü'nde geliştirilmiştir [16]. 1960 sonlarında başlayan bu proje, üç aşamada son haline getirilmiş ve 1972 yılı itibariyle Belgrad Ortopedi Kliniği'nde test edilmeye başlanmıştır. Dış iskelet tarihi açısından önemini yanında bu çalışma,

humanoid robotlarda hala kullanılmakta olan “sıfır-moment kontrolü” (ZMP) metodunun doğuşuna sebep olmuştur.

Vukabrotivic’ in geliştirdiği dış iskeletle yakın zamanlarda ortaya koyulan başka bir çalışma ise Wisconsin Üniversitesi’ nde Grundman ve Seireg tarafından ortaya atılan ve Şekil 1.9 (c)’ da görülen alt vücut rehabilitasyon dış iskeletidir [17]. Kalça ve ayak bileği için universal, diz için ise tek eksenli dönel eklem kullanan bu yapı hidrolik silindirlere vasıtasıyla tek düzlem üzerinde (fleksiyon-ekstansiyon) tahrik edilmiştir ve normal hızlarda oturma, kalkma ve yürüme eylemleri gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Hasta insanlarla yapılan testler hakkında bilgi bulunmazken, sağlıklı insanların kullanımında oldukça stabil ve doğal bir performans sergilemiştir [12].



Şekil 1.9 : (a) Hardiman (b) Vukobratovic Dış İskeleti (c) Wisconsin Dış İskeleti [12]

Dış iskelet çalışmalarında; üretilebilir ve ticarileştirilebilir yapıların ortaya konulmaya başlandığı “modern dönem” e geçiş ise 2000li yıllarda gerçekleşmeye başlamıştır. Bu yıllarda ABD Savunma Sanayi İleri Araştırma Projeleri Ofisi veya daha yaygın bilinen adıyla DARPA, bu alanda büyük bir sıçrama gerçekleşmesine yardım etmek için “İnsan Gücünü Arttıran Dış İskeletler” (EHPA) adını verdiği büyük çaplı bir destek programı başlatmıştır [5]. Bu projenin en öncelikli amacı askerlerin yük kaldırma ve bu yüklerle katedebileceği mesafe kapasitelerini arttırmaktır.

Bu program kapsamında destek verilen projelerden biri, aynı zamanda en önemlisi, BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) [6] adı verilen ve Berkeley Üniversitesi’nde geliştirilen bir alt vücut dış iskeletidir.

Şekil 1.10 (a)' da görüldüğü şekliyle, temelinde askeri sırt çantasını uzun mesafeler boyunca zorluk hissetmeden taşıyabilmeyi amaçlayan bu yapı, her ne kadar ticarileşemese de, başarılı bir şekilde çalışarak kullanıma hazır hale gelmiş ve kendinden sonraki dış iskelet çalışmalarına fikir bazında öncülük etmiştir.

Bu program kapsamında desteklenen diğer önemli bir çalışma da, sonrasında Raytheon tarafından satın alınıp XOS isimli dış iskelete dönüşen Sarcos projesidir [12]. Engeli arazilerde kullanılacak ve insan gücünü 91 kg ağırlık kaldırabilecek kadar arttırmayı amaçlayan bu yapı, hem bacakları hem de kolları destekleyebilen bir tam vücut dış iskeletidir [18]. Tahrik sistemi olarak, doğrudan eklemlere yerleştirilmiş dönel hidrolik aktüatör kullanılmıştır ve oldukça etkileyici sonuçlar elde edilmiştir. Şekil 1.10 (b)' da gösterilen bu yapı 84 kg ağırlığı taşıyabilmiş; sırtında bir insan bulunurken tek ayağını havaya kaldırabilmiş; yine sırtında 68 kg, kollarında ise 23 kg yük taşıırken 1,6 m/s hızla yürüyebilmiştir ve EHPA programı sona erdikten sonra da yatırım almaya devam etmiştir [12].



Şekil 1.10 : (a) BLEEX (b) Sarcos [8]

Bu çalışmaları takip eden ve dış iskelet çalışmalarında önemli ilerlemeler sağlayan diğer bir çalışma da, Japonya Tsukaba Üniversitesi' nde Prof. Yoshikuyi Sankai ve ekibi tarafından geliştirilen Hybrid Assisted Leg (HAL) [19] isimli dış iskelettir. Tam vücut dış iskelete bir örnek olan bu yapı, hem güç artırımını hem de rehabilitasyonu amaçlar. Kalça ve diz aktif, bilek ise pasif eklemdir. Fakat yukarıda bahsedilen çalışmaların aksine yükü ayaklar vasıtasıyla yere aktarmaz [12].

Bununla birlikte bu çalışma, elektromiyografi (EMG) yöntemini kullanan ilk dış iskelet olarak göze çarpmaktadır [5].

Felçli ya da yürüme yeteneğini büyük oranda kaybetmiş insanların tekrar yürüyebilmesini sağlamak amacıyla geliştirilen ve kullanım lisansına sahip olan cihazlara bakıldığında, ilk göze çarpan çalışmalardan biri Parker-Hannifin tarafından geliştirilen INDEGO [20] isimli dış iskelettir. Diğer ticari ürünlerden farklı olarak bir üniversite laboratuvarından doğması sebebiyle, hakkında daha fazla bilgi edinilebilmektedir [5]. 12 kg ağırlığına sahip olan bu yapının eklemleri 40 Nm' ye kadar tork uygulayabilmekle beraber kalça ve dizde sırasıyla 145° ve 115° hareket serbestisine sahiptir. Yapılan testler sonucu, tamamen felçli hastaların sağlıklı insan yürümesine benzeyen tekrarlanan bir yürüme döngüsünü gerçekleştirebildiği görülmüştür [20].

Bunu takip eden diğer bir girişim, 2012 yılında çalışmalarına başlanan ve sektördeki en önemli ürünlerden biri haline gelen REWALK [21] isimli dış iskelettir. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından onaylanarak, rehabilitasyon ve kişisel kullanıma açılan bu yapı kalça ve diz olmak üzere iki aktif ekleme sahiptir. Hastalar yapıyı kontrol ederek ayakta durma, yürüme ve ayağa kalkma hareketlerinin gerçekleştirilmesini sağlarlar [5].

2012 yılında ortaya atılan başka bir çalışma, felçli insanları yürütmeyi amaçlayan MINDWALKER [22] isimli dış iskelettir. Kalça ve diz olmak üzere iki aktif ekleme sahip olan bu yapı; bir batarya ünitesi, sırt çantasına yerleştirilmiş bilgisayar tabanlı bir kontrolcü, kablosuz mod seçici ve üst gövde eğim açısını, eklem açılarını ve yer temasını ölçen bir sensör dizisinden oluşur [22].

Yine felçli hastaları hedef alan diğer bir ürün Ekso Bionics tarafından 2013 yılında ortaya atılmıştır. Ekso GT [23] isimli bu yapı, muadillerine benzer bir şekilde, kalça ve dizde çift taraflı tahrik sistemine sahip bir alt vücut dış iskeletidir. Kişisel kullanıma açık olmayan bu ürün, yalnızca rehabilitasyon merkezlerinde terapistler eşliğinde kullanılabilir [5].

2014 yılına gelindiğinde ise Rex Bionics tarafından geliştirilen, eğimli yolda yürüme ve merdiven tırmanma kabiliyetine sahip REX Personal isimli dış iskelete rastlanmaktadır [5]. ReWalk ve diğer benzer sistemlerden farklı olarak baston desteğine ihtiyaç duymadan kendi kendine dengede kalabilen bu yapı, DC motorlarla

tahrik edilmektedir ve bir klavye ve joystick ile kontrol edilir. Dâhili ve değişebilen lityum-iyon batarya ile 2 saate kadar çalışabilmektedir [2].

1.3 Tezin Kapsamı ve Organizasyon

Bu tez kapsamında, yürüme kabiliyetini büyük oranda ya da tamamen kaybetmiş insanların tekrar yürüyebilmesi amacını güden bir alt vücut dış iskeleti tasarlanıp yapısal analizi gerçekleştirilmiş ve küçültülmüş bir prototip üretimi gerçekleştirilmiştir. Pnömatik yapay kaslar ile tahrik edilen bu yapı, kendi kendine dengede kalma ve 80 kg'a kadar yük taşıma kapasitesine sahiptir.

2.Bölüm' de yürüme kabiliyetini etkileyen anatomik yapılar, insan bacak ve yürüme biyomekaniği anlatılmıştır. 3.Bölüm' de teze konu olan çalışmanın; mekanik tasarım ve kinematik analiz aşamaları, 4.Bölüm' de gerçekleştirilen yapısal analizin detayları, 5.Bölüm' de ise küçültülmüş prototip üretimi anlatılmıştır. 6.Bölüm' de elde edilen sonuçlar tartışılarak gelecek önerileri sunulmuştur.

2. BİYOMEKANİK TEMELLER

2.1 Giriş

Biyomekanik; biyoloji, fizyoloji ve mühendislik matematiğinin birleşmesiyle oluşan interdisipliner bilim dalına verilen isimdir. Temel olarak mekanik kavramların; tıp ve biyolojik sistemler üzerindeki kavramsallaştırılma, tasarım, geliştirme ve analiz çalışmalarına uygulanmasından oluşur. Tarihsel olarak Leonardo da Vinci' ye kadar uzanan bu bilim dalı, en büyük gelişmesini son 50 yılda, temel bilimler, mühendislik, tıp ve biyolojideki ilerlemelerle birlikte göstermiştir [24].

Biyomekanik; normal ve patolojik durumlar, kan akışı, şekil, büyüme, ciğerlerdeki hava akışı mekaniği gibi konuları anlamamızı ve bu sayede; tedavi prosedürlerine yardımcı olmasının yanında tıbbi cihazlar, yapay uzuvlar ve implantlar tasarlanmasını sağlar [24].

Daha net bir ifadeyle biyomekanik, mekanik biliminin esas ve formüllerinin biyolojik sistemlere, yaygın haliyle insan vücuduna uygulanmasıdır. Bu uygulama, mekaniğin farklı dallarının farklı amaçlar için kullanılmasıyla sağlanır. Örneğin statik prensipleri çeşitli eklem ve kaslarda oluşan kuvvetleri bulmak için, dinamik prensipleri uzuvların ve tüm vücudun hareketini açıklamak için, malzeme mekaniği ise biyolojik malzemelerin farklı koşullar altındaki davranışlarını incelemek için gerekli araçları sağlar. Diğer yandan akışkanlar mekaniği, kan dolaşımı ve hava akışını araştırmada kullanılır [24].

Bu tez kapsamında; yürüme hareketini gerçekleştirmek için kullanılan eklem ve kemikler nelerdir, eklemler belli bir hareketi gerçekleştirmek için kaç derece dönmelidir, insan hareketi mekanik olarak nasıl modellenilebilir gibi sorulara cevap aranmaktadır ve yürüme eyleminin gerçekleştirmenin amaçlanması sebebiyle, bu eylemle alakalı olan anatomik yapılar dikkate alınmış, geniş bir fizyolojik inceleme yapılmamıştır.

2.2 İnsan Vücutundaki Biyomekanik Yapılar

2.2.1 İskelet

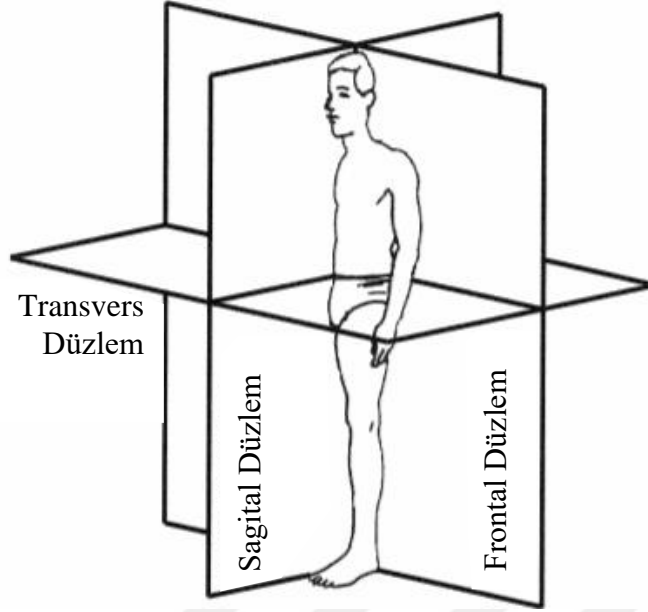
İskelet; insan vücudunda, kendisi dışındaki bütün yapıların tutunacağı bir platform sağlayan en rijit destek yapısıdır. Birbirine göre hareket eden (artikülasyon) kemik yapıların (uzuv) birleşiminden oluşur. Eklem denen bu hareket yerlerinde genişleyen kemikler çeşitli hareket yörüngeleri izleyerek ayakta durma, yürüme, koşma, oturma, ağırlık kaldırma hareketlerin gerçekleşmesini sağlar. Bununla beraber bütün diğer vücut kısımlarını üzerinde tuttuğu için oldukça rijittir. Her ne kadar şok emme potansiyeli olsa da, deformasyona olan direncinden dolayı fazla yüklemde kolaylıkla kırılabilir [25].

2.2.2 Artikülasyon (Eklem)

Bir uzvun, bağlı olduğu diğer uzva göre hareketine artikülasyon adı verilir. Bir başka deyişle bir eklem yapısının fonksiyonudur ve çeşitli yapıların beraber hareket etmesiyle ortaya çıkar. Bunlar genel olarak iki kemik ve kemiklerin ucunda yer alan, hareketi yumuşatmaya yarayan düşük sürtünme katsayılı hyalin kartilaj ismi verilen yapılardır. Bununla beraber diz gibi bazı organlarda, sürtünmeyi azaltmanın yanında artikülasyon yüzeyinin şeklini düzenleyen fibro-kartilaj isimindeki yapılar bulunur. Yine sadece diz ekleminde bulunan ve kas hareketini optimize eden dizkapağı, artikülasyon elemanı olarak sayılabilir [25].

Tıp ve biyolojide yaygın kullanıldığı şekliyle anatomik insan hareketi; kemiklerin birbirine göre hareketi ve eklemlerin serbestlik derecesinin, anatomik düzlem adı verilen üç adet düzlem üzerinde açıklanmasıdır. Frontal (koronal), transvers ve sagittal (lateral) isimli bu üç düzlem, anatomik pozisyon denilen, ayakların bitişik, kolların dışa doğru döndürüldüğü, baş, göz ve avuç içlerinin karşıya baktığı ayakta durma durumuna göre tanımlanır. Frontal düzlem, vücudu anterior (ön) ve posterior (arka) kısımlara ayırırken, transvers düzlem üst ve alt, sagittal düzlem ise sağ ve sol olmak üzere ikiye ayırır [26]. Bu düzlemler Şekil 2.1’ de gösterilmiştir.

Eklem artikülasyonu ise, bu düzlemler üzerinde gerçekleşen hareketlerdir. Kritik eklem hareketleri; fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon, addüksiyon, rotasyon, elevasyon ve depresyon olarak isimlendirilir [26].



Şekil 2.1 : İnsan anatomik düzlemleri [26]

Fleksiyon: Uzun sagittal düzlemde anatomik pozisyonundan uzaklaşmasına verilen isimdir.

Ekstansiyon: Fleksiyonun tersi olarak uzun anatomik pozisyonuna geri dönmesidir.

Abdüksiyon: Uzun frontal düzlem üzerinde anatomik pozisyonundan uzaklaşmasıdır.

Addüksiyon: Addüksiyonun tersidir ve uzuv frontal düzlemde anatomik pozisyonuna geri döner.

Rotasyon: Herhangi bir uzvun transvers düzlem üzerindeki hareketine denir.

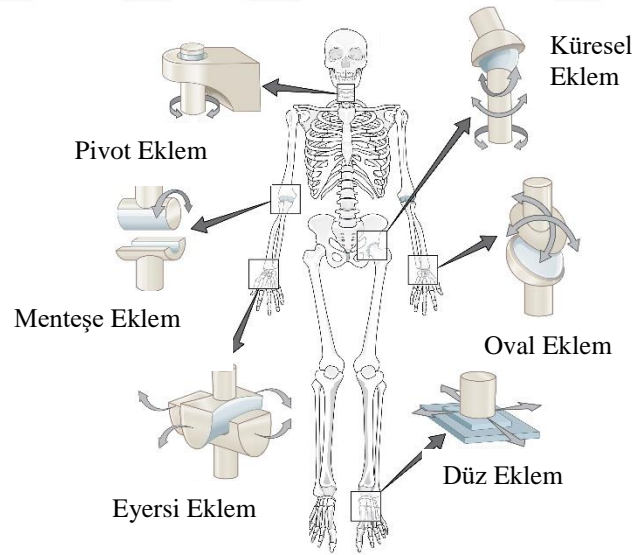
Elevasyon ve Depresyon: Frontal düzlemde fakat dönül olmayan hareket çeşididir (omuz kaldırma vb.)

Bazı uzuvlarda gerçekleşen sınırlı öteleme hareketleri hariç tutulduğunda, insan bedeninin gerçekleştirdiği hareketler genellikle bir ya da daha fazla dönül hareketin birleşiminden oluşur. Örneğin oturma pozisyonundayken, diz ekleminin 45 derece değişmiş olması, ayakta durma pozisyonuyla sonuçlanacaktır. Ya da yürüme olayında belirleyici olan etmenler diz, kalça, bilek açısıdır. Bu yüzden kasların hareket etkisinden söz edilirken, kas doğrultusunun ekleme göre dik uzaklığından doğan döndürme etkisi kastedilmektedir [25].

İnsan vücudunda 3 tip eklem bulunmaktadır. Bunlar: sabit eklemler, yarı oynar eklemler ve oynar eklemler (sinovyal) olarak isimlendirilir. Sabit eklemler, hareket kabiliyetinin olmadığı ve çoğunlukla kemikleri bir arada tutma işlevini gören eklemlerdir. Kafatası eklemleri ve kalbi koruyan sternum kemiğinde bulunan eklemler sabit eklemlerdir. Yarı oynar eklemler ise sınırlı bir hareket alanına sahip eklemlere verilen isimdir. Omurga diskleri arasındaki hareket bu eklem çeşidine bir örnektir [24]. Genel olarak insan hareketini belirleyen ve bu tez kapsamında da incelenen eklem tipi ise oynar eklemlerdir. Sinovyal eklemler olarak da isimlendirilen ve insan vücudunda karşılık geldiği yerler Şekil 2.2’ de gösterilmiş olan bu eklem çeşidinde artikülasyon, hareketin gerçekleştiği düzleme göre (frontal, sagittal ve transvers) olarak ifade edilir ve altıya ayrılır [29]:

Küresel Eklem: Bu eklem çeşidinde, eklemi oluşturan kemiklerin birinin ucu küre şeklindeki diğer kemiğin ucu bu kürenin oturacağı bir oyuk halindedir ve çok eksenli hareket eder. Kalça ve omuz eklemleri birer küresel eklemdir.

Menteşe Eklem: Mentşe eklem, bir kemiğin konveks ucunun diğer kemiğin konkav yüzeyine oturarak tek eksenli hareket gerçekleştirdiği eklem çeşididir. Dirsek eklemi bu çeşide örnektir.



Şekil 2.2 : Eklem tipleri [29]

Pivot Eklem: Pivot eklem, dairesel bir kemiğin yüzük şeklindeki başa bir kemiğin içine oturmasıyla oluşur. Dairesel kemik boyuna olan eksen etrafında dönüş sergiler ve tek eksenlidir. Boyun eklemi, bu çeşidin bir örneğidir.

Düz Eklem: En basit oynar eklem çeşididir ve tek eksen etrafında hareket eder. İlgili kemiklerin ucunun düz olmasından dolayı düz eklem olarak isimlendirilir.

Oval Eklem: Biri konveks, diğeri konkav uca sahip olan iki kemiğin oluşturduğu eklem çeşididir. İleri-geri ve sağ-sol olmak üzere iki eksenli harekete sahiptir. Başparmak haricindeki diğel el parmakları bu eklem çeşidine sahiptir.

Eyersi Eklem: Eyersi eklem ismini, bu eklemi oluşturan kemiklerin görünümünün eyere benzerliğinden alır. Konkav-konveks çifti şeklinde hareket eden bu eklem hem menteşe hem de oval eklemde daha büyük bir hareket serbestliğine sahiptir. Diz eklemi bu çeşidin bir örneğidir [27].

2.2.3 Ligament

İki kemiği, bir artikülasyon boyunca bir arada tutmayı sağlayan (bağlayan) yapılara ligament (bağ) adı verilir. Elastik ve viskoz davranış gösteren ligamentler, hareket boyunca esneyerek artikülasyonu kontrol altında tutar. Bununla beraber eklem hareketinin doğal sınırlarının dışına çıkması ise bu yapıların yırtılmasına veya kopmasına sebep olur [26].

2.2.4 Eklem Yağlaması

Makine bağlantılarında olduğu gibi, insan eklemlerinde de sürtünmeyi azaltmak ve hareket yüzeylerinin aşınmasını önlemek için yağlamaya ihtiyaç vardır. İnsan vücudunda bu ihtiyaç, içinde sinovyal sıvı bulunduran bir bağ dokusuyla giderilir. Bu sıvının, temas yüzeylerindeki basınca bağlı olarak hyalin kartilajdaki mikro kanallardan içeri ve dışarı püskürtülmesiyle yağlama olayı gerçekleştirilir [26].

2.2.5 Kas

Kaslar, tendonlar vasıtasıyla kemiklere bağlanan ve şekil değiştirerek eklemlerin hareket etmesini sağlayan biyolojik yapılardır. Bu şekil değiştirme iki ucun birbirine yaklaşması şeklinde, sadece tek yönlü olarak gerçekleşir. Bu yüzden, eklemde diğel yönde hareket etmesini sağlayan başka bir kas veya kaslar kemiğin diğel tarafında bulunur ve bu iki kas veya kas grubu karşılıklı çalışarak eklemde bütün hareketini gerçekleştirmesini sağlar [26].

Kaslar, iskelet, kalp ve düz kaslar olmak üzere üçe ayrılır. Bunlar içinde kalp kasları ve düz kaslar vücudun iç hareketlerinden sorumlu iken (kan pompalanması, sindirim sistemi vb.) vücudun bir bütün olarak hareketinden sorumlu olan kaslar iskelet kaslarıdır. Bir eklem hareket ederken, bu harekete dâhil olan tüm kaslar, bu hareketteki fonksiyonlarına göre farklı isimler alır:

Agonist: Mevcut hareketten sorumlu olan ana kas/kas grubuna verilen isimdir. Hareketin oluşmasına sebep olur.

Antagonist: Harekete ters yönde etki eden kas/kas grubudur.

Sinerjist: Mevcut hareketi gerçekleştirmek için agonist kasa yardımcı olan kaslardır.

Fakat insan vücudu boyunca yerleşmiş olan kasların karmaşık düzeninden ve bu kaslar hakkındaki sınırlı bilgidен dolayı kas-kuvvet analizini tam anlamıyla gerçekleştirmek zordur. Bununla beraber bir eklem hareketinde genellikle birden fazla kas grubu rol oynar. Bu karmaşık problemi statik olarak belirli ve mekanik prensiplerin uygulanabileceği bir problem haline getirmek için ancak harekete sebep olan en öncelikli kas grubu (agonist) hesaba katılabilir [24].

2.3 Bacak Biyomekaniği

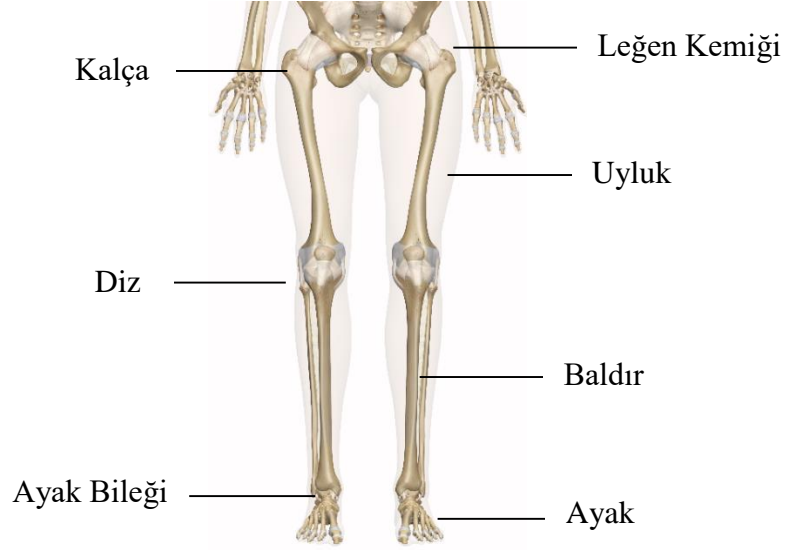
Bacak, gluteal bölgeden ayaklara kadar uzanan ve gövdenin alt kısmına bağlı olan vücut bölümüne verilen isimdir. Leğen kemiği, uyluk, baldır ve ayaktan oluşan bacak yapısı; kalça, diz ve ayak bileği olmak üzere üç adet eklem içerir.

Kalça eklemi leğen kemiği ile uyluğu birleştirirken, diz uyluk ve baldır, ayak bileği ise baldır ve ayak kemiklerini birleştirir.

Bacaklar, insan vücudunun ayakta durmasını ve bulunduğu noktadan farklı bir noktaya gidebilmesini sağlar. Bu sebeple temel fonksiyonu ağırlık taşıma ve itici güç sağlamadır [26]. Şekil 2.3' te, bacak yapısındaki ana kemik ve eklemler gösterilmiştir.

2.3.1 Kalça

Kalça eklemi; fleksiyon-ekstansiyon, abdüksiyon-addüksiyon ve medyal-lateral rotasyon olmak üzere üç serbestlik derecesine sahip bir küresel eklemdir. Bu serbestlik derecelerinin üçü de, düz bir yolda ilerleme dahil, stabil bir hareket için büyük öneme sahiptir.



Şekil 2.3 : İnsan bacağına ana kemik ve eklemleri [30]

Fleksiyon-ekstansiyon: Uyluk kemiğini leğen kemiğine göre ileri ve yukarı hareket ettiren dönel harekete fleksiyon, bu hareketin karşıtına ise ekstansiyon adı verilir. 120°'ye kadar hareket serbestisine sahiptir.

Abdüksiyon-addüksiyon: Abdüksiyon, bacağına bütün olarak sagittal düzlemde anatomik pozisyonundan uzaklaşmasıdır ve hareket serbestisi 40°'dir. Karşıtı addüksiyon hareketidir ve 30-35° hareket serbestisi vardır.

Medyal-lateral dönme: Bacağına, boyuna eksenini etrafında içeri (vücuda) doğru dönmesine medyal, dış tarafa doğru dönmesine ise lateral dönme adı verilir. Medyal dönme 15-30° hareket serbestisine sahipken bu lateral dönmede 60°'ye ulaşır [26].

2.3.2 Diz

Diz eklemi, eklem tiplerinde gösterildiği gibi menteşe eklem olarak değerlendirilebilir. Fonksiyonel olarak diz, ayakta durma ve yürüme eylemlerinde kritik bir öneme sahiptir. Ana artikülasyonları sagittal düzlem üzerinde gerçekleşen dizin, kilitlenme ve serbest kalma olmak üzere iki fonksiyona sahip olduğu söylenebilir. Kilitlenme, yer tepki kuvveti doğrultusunda gerçekleşir ve ekstansiyon momenti oluşturarak minimum kas aktivitesiyle ayakta durmayı sağlar. Serbest kaldığında ise fleksiyon hareketi gerçekleşerek ayak yerden kaldırılır ve vücut ağırlığı bu eklem tarafından taşınmaz. Dizde gerçekleşen eklem hareketleri şunlardır:

Fleksiyon-ekstansiyon: Fleksiyon hareketinde baldır kemiği, frontal düzlem üzerinde kalarak uyluk kemiğine yaklaşır.

Diz bükülmesi de denen bu hareket, kalça ekstansiyon halindeyken 120° , kalça fleksiyon halindeyken 160° , pasif olarak büküldüğünde (kas aktivitesi gerçekleşmeden) 160° lik bir hareket serbestisine sahiptir.

Medyal dönme: Bu hareket, ekstansiyon hareketinin son aşamasında gerçekleşen içe (vücuda) doğru boyuna eksenini etrafında dönme hareketidir ve kilitlenme esnasında dize maksimum kararlılık verir. $15-30^\circ$ hareket serbestisine sahiptir.

Lateral dönme: Fleksiyon hareketinin başlangıç aşamasında gerçekleşen bu hareket, dizin serbest kalmasını sağlar. $30-50^\circ$ hareket serbestisine sahiptir [26].

2.3.3 Ayak Bileği ve Ayak

Ayak bileği ve ayak, 100'den fazla kasa sahip olan, 33 eklem ve 26 kemik içeren bir yapı olup hareket ve vücut kararlılığında rol oynar. Ayak bileği temel olarak bir menteşe eklemdir ve dorsal fleksiyon-plantar fleksiyon olmak üzere iki çeşit hareket sergiler.

Dorsal fleksiyon: Bu hareket, ayağı bacağın ön (posterior) yüzeyine yaklaştıran dönme hareketidir ve 20° lik bir hareket serbestisine sahiptir.

Plantar fleksiyon: Dorsal fleksiyonun karşıtı olan bu hareket, ayağı bacağın arka (anterior) yüzeyine yaklaştırmak ve $40-50^\circ$ hareket serbestisine sahiptir.

Bununla birlikte, bu yapıda hareket sağlayan eklem sadece ayak bileği değildir. Ayak yapısının içinde, tıpkı bilekte olduğu gibi kaslar vasıtasıyla kontrol edilen üç adet eklem yapısı vardır. Bunlar; tarsal eklemleri, subtalar eklem ve transvers tarsal eklemdir. Bu yapılarda gerçekleşen hareketler şunlardır [26]:

İnversiyon: Bu hareket, ayağın boyuna eksenini etrafında içeri doğru dönmesiyle oluşur ve 35° lik hareket serbestisine sahiptir.

Eversiyon: İnversiyonun tersi olan bu hareket, aynı eksen etrafında ayağı dışa doğru döndürür. $15-20^\circ$ arasında hareket serbestisi bulunur.

Pronasyon: İnversion ve addüksiyon artikülasyonlarının kombinasyonunu ifade eder.

Supinasyon: Pronasyonun tersi olarak, inversion ve addüksiyon kombinasyonudur.

2.3.4 Bacağın Denavit-Hartenberg Modeli

Dizde gerçekleşen doğrusal yer değiştirme hareketi gibi, bacak hareketinde etkisi diğer artikülasyonlara göre az olan ve hareketin doğasını doğrudan belirlemeyen artikülasyonları ihmal ettiğimizde; altı serbestlik derecesine sahip bir yapıyla karşı karşıya kalırız. Bunlar; kalçada gerçekleşen sirkumdiksiyon, addüksiyon-abdüksiyon, fleksiyon-ekstansiyon; dizde gerçekleşen fleksiyon-ekstansiyon ve ayak yapısında gerçekleşen dorsifleksiyon-plantarfleksiyon, inversiyon-eversiyon artikülasyonlarıdır.

Denavit-Hartenberg (D-H) modelleme metodu, robotik uygulamalarında ve kinematik analizde oldukça sık kullanılan bir yöntemdir ve eklem koordinat sistemlerinin sistematik bir şekilde belirlenmesini sağlar [31]. Elde edilen bu sistemler, ters ve ileri kinematik işlemleri için kullanılır.

Bacağın D-H modelini çıkarmak için öncelikli olarak gerçekleştirilmesi gereken adım, eklemlerin hareketinin kendisine göre tanımlandığı referans koordinat sisteminin belirlenmesidir.

İnsan bacağı için, $X_0Y_0Z_0$ noktasına yerleştirilen bu referans koordinat sistemi, leğen kemiğinde ve iki bacağın tam ortasına gelecek şekilde bulunur. Bunu takip eden diğer koordinat sistemleri şunlardır [26]:

Kalça

- *Sirkumdiksiyon, $X_1Y_1Z_1$*
- *Addüksiyon-abdüksiyon, $X_2Y_2Z_3$*
- *Fleksiyon-ekstansiyon, $X_3Y_3Z_3$*

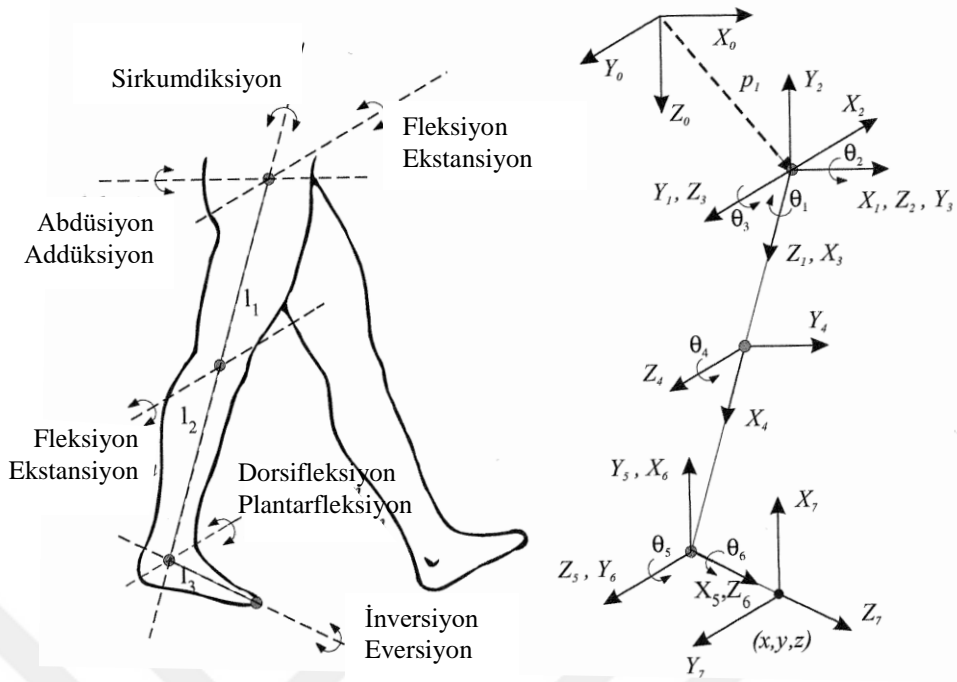
Diz

- *Fleksiyon-ekstansiyon, $X_4Y_4Z_4$*

Ayak

- *Dorsifleksiyon-plantarfleksiyon, $X_5Y_5Z_5$*
- *İnversiyon-eversiyon, $X_6Y_6Z_6$*

Uç işlevci koordinat sistemi ise, en uzun ayak parmağının ucuna, $X_7Y_7Z_7$ olarak yerleştirilmiştir. Sonuç olarak model Şekil 2.4' de görüldüğü gibi oluşur.



Şekil 2.4 : İnsan bacağına ait Denavit-Hartenberg modeli [22]

Bacağın kinematik modeli, hepsi bir menteşe ekleme karşılık gelen altı değişkene sahiptir. β , eklemin hareket serbestisini ifade ederken α ve d vücut segment (uzuv) uzunluklarını ifade eder ve kişiye göre değişir. θ ise Z eksenini etrafındaki açıyı ifade eder ve β' ya bağlıdır. Sonuç olarak bacağın D-H parametrelerine gösterimi Çizelge 2.1' deki gibidir [26].

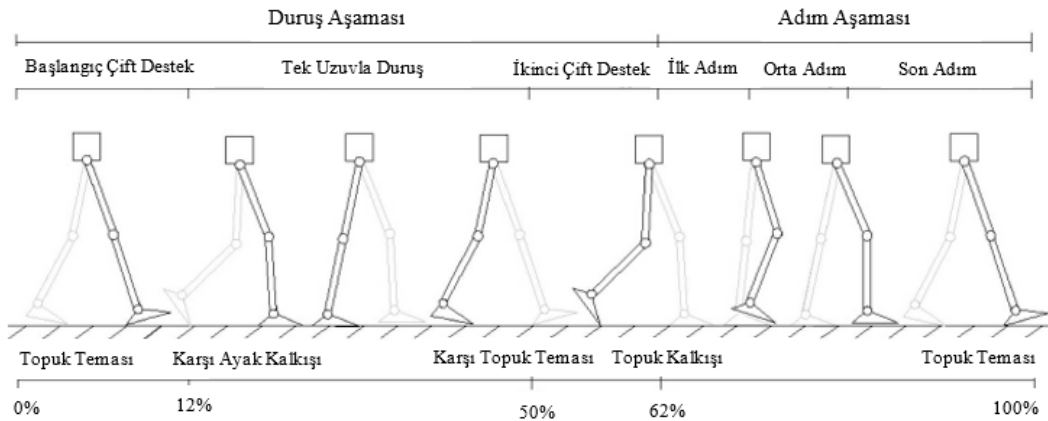
Çizelge 2.1 : İnsan bacağı D-H parametreleri [26].

Eklem	β_i	Numara	α_i	α_i	d_i	θ_i
Referans	0	1 (0 → 1)	0	α_0	d_0	0
Kalça	(-50) medyal dönme/lateral dönme (+40)	2 (1 → 2)	-90°	0	0	$\beta_1 + 90^\circ$
Kalça	(-20) abdüsiyon/addüsiyon (+45)	3 (2 → 3)	$+90^\circ$	0	0	$\beta_2 + 90^\circ$
Kalça	(-30) ekstansiyon/fleksiyon (+120)	4 (3 → 4)	0	l_1	0	β_3
Diz	0 ekstansiyon/fleksiyon (+150)	5 (4 → 5)	0	l_2	0	$\beta_4 + 90^\circ$
Ayak	(-40) (plantarfleksiyon/dorsifleksiyon (+20))	6 (5 → 6)	$+90^\circ$	0	0	$\beta_5 + 90^\circ$
Ayak	(-35) invrsiyon/eversiyon (+20)	7 (6 → 7)	0	0	l_3	β_6

2.4 Yürüme Biyomekaniği

Yürümenin genel amacı, eklemli bir kütleli yatay olarak bir noktadan başka bir noktaya hareket ettirmektir. Mekanik açıdan bakıldığında yürümedeki problem, yer çekiminin etkisine karşı gelebilecek yeterli dik kuvveti üretebilmektir. Genel olarak bir insan yürüme döngüsü; aynı ayak topuğunun, birbirini takip eden iki yer temasının arasındaki harekettir. İlk temas başlangıç (%0), ikinci temas ise bitiş (%100) olarak ifade edilir (zaman noktaları yaklaşıktır ve kişiden kişiye değişiklik gösterebilmektedir) [12].

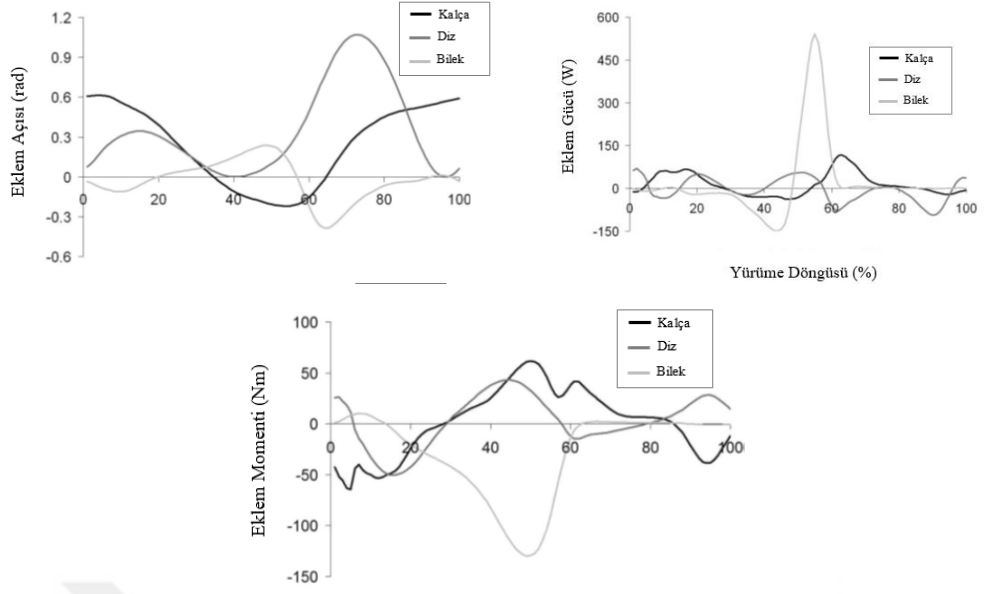
Şekil 2.5’ te görüldüğü gibi bir yürüme döngüsü, duruş aşaması ve adım aşaması olarak ikiye ayrılır ve döngünün referans aldığı ayağa göre ifade edilir. Duruş aşaması, referans alınan ayak topuğunun yer ile temasında başlar ve temas kesildiğinde (%62) sona erer ve iki ayağında yerde olduğu “çift destek” durumunu barındırır. Bundan sonraki aşama, referans ayağın eski konumuna döndüğü “adım aşaması”dır. Böylece bir yürüme döngüsü tamamlanmış olur.



Şekil 2.5 İnsan yürüme döngüsü [12]

Yürüme esnasında ayağın aldığı konumlar eklem açılarını, bu açılar da uzuv ağırlıklarına göre değişmekle birlikte bir eklemden uygulanması gereken moment ve gücü belirler.

Şekil 2.6’ da 82 kg ve 22 yaşında, bacak boyu 0.99 metre olan bir erkekten elde edilen açı, moment ve güç grafikleri, referans alınan ayak için, gösterilmektedir. Verilere ait detaylar [12] çalışmasında bulunabilir.



Şekil 2.6 : Yürüme döngüsü esnasında kalça, diz ve bileğin momenti, açısı ve gücü [12]

3. MEKANİK TASARIM

3.1 Mekanik Tasarım

3.1.1 Mimari

Dış iskelet çalışmalarında yapısal mimari; eklemlerin ve uzuvların, fonksiyonel bir bacak yapısı meydana getirmek üzere oluşturduğu düzene verilen isimdir ve antropomorfik, antropomorfik olmayan ve yarı antropomorfik olmak üzere üç ana kategoriye ayrılır. Antropomorfik; insan vücudundaki uzuv ve eklemlerin dizilişini taklit eden yapılara denir. Bu yapılar; biçimsel olarak insan vücudunun bir kopyası olmasının yanında, hareket bazında da (kinematik olarak) insan vücudunun hareketlerini takip eder. Antropomorfik olmayan yapılar ise, adından da anlaşılacağı üzere, insan vücudunu taklit etme amacı gütmeyen yapılardır.

Bu açıdan bakıldığında bu çalışmada ortaya konulan yapı, yarı antropomorfik bir yapıdır. Genel tasarımı ve eklemlerin dizilişi insan vücuduyla çok benzese de, insan eklem artikülasyonunu birebir taklit etmez. Bu konu, özellikle diz eklemine tasarımında önemli bir rol oynar ve ilgili kısımda detaylı olarak tartışılmıştır.

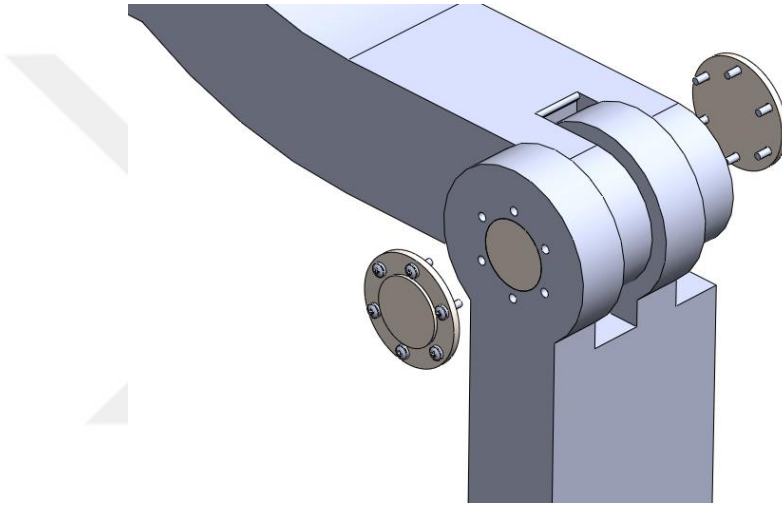
3.1.2 Serbestlik Derecesi

Mevcut dış iskelet çalışmalarına bakıldığında, bir bacak için belirlenen serbestlik derecesi çoğunlukla 3 ile 6 arasında değişmektedir. Serbestlik derecesinin artması insan hareketlerine daha çok yaklaşabilmeyi sağlamaktadır. Bununla beraber; aktif serbestlik derecesinin artması kullanılacak aktüatör sayısını arttırır. Bu ise kontrol probleminin karmaşıklaşmasına sebep olur. Bununla beraber, bu tez çalışmasında aktüatör olarak pnömatik yapay kaslar kullanılmaktadır ve bu sistemler, nonlineer doğası sebebiyle muadillerine göre daha karmaşık bir kontrol yapısına sahiptir. Dolayısıyla aktüatör sayısının artması, kontrol problemini normalde olduğundan daha zor bir hale sokar. Bu durum, doğruluk ve basitlik arasında bir seçim yapma gerekliliğini doğurmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, yürüme eylemini mümkün olan minimum karmaşıklık ve maliyetle gerçekleştirmek olduğu için; bir yürüme döngüsünü tamamlamada gereken minimum serbestlik derecesi, yapının hareket serbestisi olarak belirlenmiştir. Bu da; kalça, diz ve ayak bileği olmak üzere bir bacak için üç serbestlik derecesine denk gelir.

3.1.3 Eklem Tasarımları

Yapıdaki tüm eklemler, ilgili başlıklarda açıklandığı üzere, tek eksenli dönel (menteşe) eklemdir ve delik çapı 20 mm'dir. Eğilmeleri ve eklemlerde oluşan dönme momentini azaltmak amacıyla çift kesme bağlantı kullanılmıştır. Bir mil ile bağlanan bu eklemler Şekil 3.1' de görüldüğü gibi iki tarafından kapaklar ile kapatılmıştır.



Şekil 3.1 : Eklem tasarımı

3.1.3.1 Kalça

Önceki bölümlerde bahsedildiği üzere, insan kalça eklemi bir küresel eklemdir ve üç serbestlik derecesine sahiptir. Yürüme eyleminde ise bunların ikisi aktif rol oynar. Fleksiyon-ekstansiyon artikülasyonu bacağı yerden kaldırırken; abdüksiyon-addüksiyon artikülasyonu ağırlık transferi esnasında gövdeyi dik tutmayı sağlar. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi yürüme için olmazsa olmazdır ve bu çalışmadaki kalça hareketine temel oluşturur. Bununla beraber, ağırlık transferi esnasında dengeyi korumak için antropomorfik olmayan bir ayak yapısı geliştirilmiş ve bu sayede kalçada kullanılan aktüatör sayısı bir adet azaltılmıştır.

Medyal-lateral dönme ise yürümede etkin bir rol oynamadığı için bu yapıda yer verilmemiştir ve sonuç olarak mevcut yapının kalça eklemi bir serbestlik derecesine sahiptir ve tek eksenli bir menteşe eklem olarak tasarlanmıştır.

3.1.3.2 Diz

Mekanik olarak değerlendirildiğinde diz eklemi, d6nel karakter sergilemesine karşın d6nme merkezi hareket boyunca s6rekli değişir. 6zellikle fleksiyon hareketinin ilk aşamasında, baldır kemiği uyluk etrafında d6nmeye başlamadan 6nce bir doğrusal yer değiştirme sergiler. Bu y6zden diz eklemi standart bir d6nel eklem cinsinden, bu eklem 6eşidi tek eksenli olmasından 6t6r6, tamamen ifade edilmiş olamaz. Bu sorunu aşmak i6in d6rt-bar, sekiz-bar mekanizmaları gibi; d6nme merkezinin hareket boyunca değiştiği eklem 6eşitleri, diz i6in 6nerilmiştir. Bu mekanizmaların izlediği y6r6ngeler incelendiğinde, diz ekleminin ger6ekte izlediği y6r6ngeye olduk6a yaklaşılabildiği tespit edilir.

Bununla beraber bu yaklaşımın 6eşitli zorluk ve dezavantajları vardır. 6ncelikle; bu mekanizmaların sentezi, standart bir d6nel eklemin belirlenmesine nazaran bir dizi karmaşık operasyon gerektirir. 6rneğin diz, kal6a, bilek y6r6ngesinin tespiti, bu y6r6ngelerden alınan 6rneklerle 6nerilen mekanizmanın y6r6ngesinin karşılaştırılması, genetik algoritma ile optimizasyon gibi 6eşitli işlemleri barındırır. Bunun yanında, kişinin uzuv boyutlarına g6re elde edilecek olan mekanizma da değişecektir. Bu mekanizmalar, insan diz hareketine b6y6k oranda yaklaşabilmeyi sağlasa da, yapıyı kinematik olarak karmaşıklaştırır ve dolayısıyla kontrol problemini zorlaştırır. İnsan diz hareketini birebir takip etmenin mecburi veya kritik olduğu durumlarda (diz protezi, rehabilitasyon desteği) bu mekanizmaların kullanılması olduk6a etkili ve doğru sonu6lar doğurur. Bununla beraber, insan v6cudunu destekleme amacı g6den bir dış iskelet i6in insan dizini kinematik olarak kopyalamak mecburi değildir. Uzuvlar ve eklemler (ne kadar fonksiyonelliğini kaybetmiş olsa da) anatomik olarak doğal pozisyonunda olduğu s6rece diz normal y6r6ngesini takip edecektir. Bu 6alışmada ortaya konulan dış iskeletin amacı ise bu hareket i6in v6cuda kılavuzluk yapmaktadır. Sonu6 olarak, diz eklemi i6in tek eksenli bir d6nel eklem tercih edilmiştir.

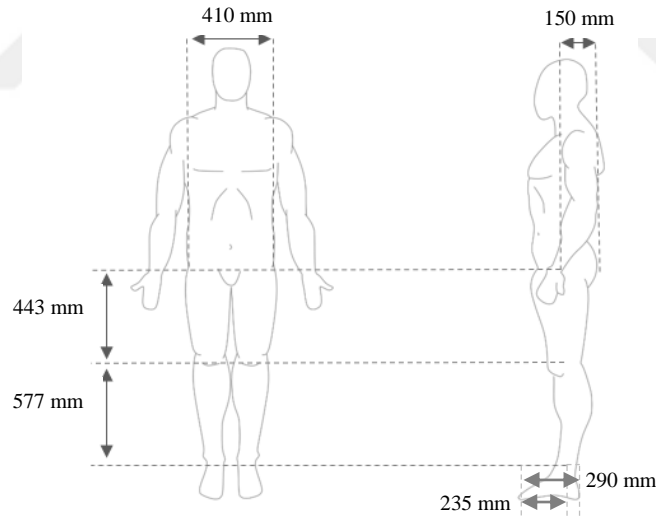
3.1.3.3 Ayak Bileği

Bir 6nceki b6l6mde bahsedildiği gibi insan v6cudunda ayak hareketini sağlayan eklemler hem ayak bileğinde hem de ayak yapısının i6inde bulunur. Temel olarak ayak bileği, ayağı sagittal d6zlemde d6nd6ren (dorsi-fleksiyon, plantar-fleksiyon) ve tek eksenli d6nel eklem hareketine olduk6a yakın bir hareket sergiler.

Diğer eklem ise ayak yapısında bulunur ve bu eklem yürüme esnasındaki ağırlık transferi sırasında, kalça eklemindeki medyal-lateral dönmeye benzer olarak, vücudu sağa yatırarak ağırlık merkezinin yerle temas halinde bulunan ayak üzerinde kalmasını; bu da yürüme esnasında dengede kalmayı sağlar. Sonuç olarak stabil bir hareket için ayak yapısında iki serbestlik derecesi, dolayısıyla iki aktüatör kullanılması gerektiği görülmektedir. Bununla beraber mevcut tasarımda, kalça ekleminde olduğu gibi, ağırlık transferi esnasındaki denge problemi eklemler vasıtasıyla değil mekanik olarak giderilmeye çalışılmıştır. İç içe geçen bir ayak yapısı kullanılmış olup, bir ayak yerden kalktığı anda, vücudun hareket etmeden ağırlık merkezinin diğer ayak üzerinde kalması sağlanmıştır. Bu sayede serbestlik derecesi sayısı iki ayakta birer adet azaltılıp iki ayak için kullanılacak yapay kas sayısı sekizden dörde düşürülmüştür.

3.1.4 Uzuv Tasarımları

Yapı, 80 kg ağırlığında ve 187 cm boyunda bir insanın giyeceği şekilde tasarlanmıştır ve uzun boyutları ve eklem konumları buna göre belirlenmiştir. Model ölçüleri Şekil 3.2’ de görüldüğü gibidir.

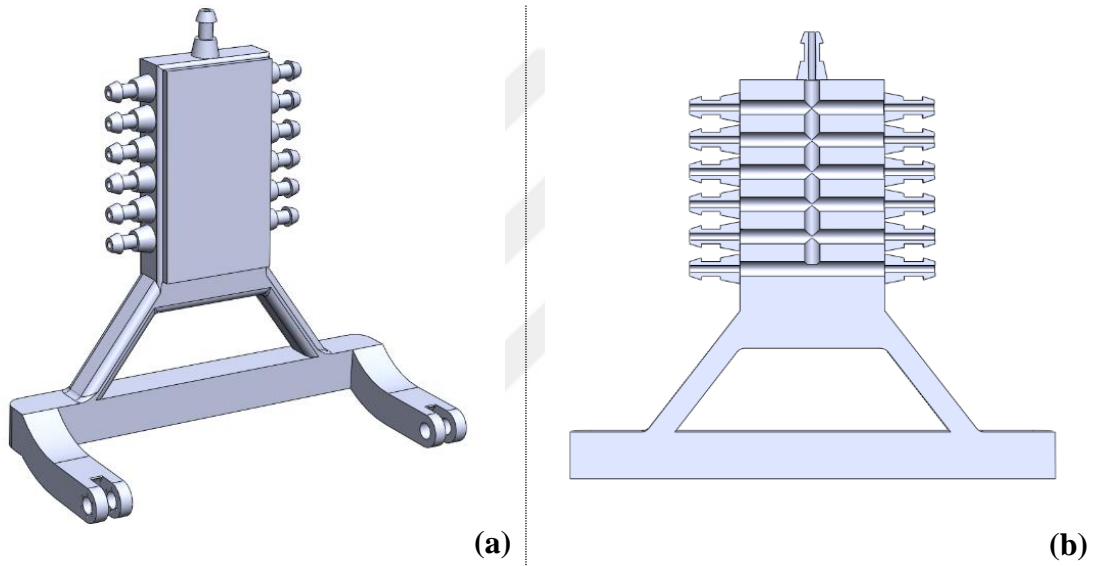


Şekil 3.2 : Model boyutları

3.1.4.1 Üst Gövde

Alt vücut dış iskelet tasarımlarında insan belinin üzerindeki tüm uzuv ve eklemler yekpare bir yapı olarak düşünülür. Bu sebeple dış iskelet üst gövde yapısının işlevi bu yapıyı desteklemek ve dengede tutmaktır. Bu iş rehabilitasyon dış iskeletlerin çoğunda (ReWalk, Exo Suit vb.) bastonlar yardımıyla gerçekleştirilir.

Mevcut tasarımda ise baston kullanılmamış olup, bütün vücut ağırlığı yapay kaslar ve insan uzuvlarının dış iskelet uzuvlarına sabitlenmesi vasıtasıyla dengelenmiştir. Sonuç olarak iskelet üst gövdesi, insan sırtını destekleyen ve kemerler ile insan vücudunu sabitleyen bir yapıdır. Bununla birlikte, yapının pnömatik yapay kaslarla tahrik ediliyor oluşundan ötürü, basınçlı havayı gerekli yerlere gönderebilecek bir hava kolektörüne ihtiyaç vardır. Mevcut çalışma da ise sırt, bu işlevi yerine getirecek şekilde tasarlanmıştır. Şekil 3.3 (a)' te görüldüğü gibi, parçanın üst tarafında basınçlı havayı alan bir tıpa bulunmaktadır. Yan taraflarda ise, bir bacak için kullanılan pyk sayısı kadar (altı adet) tıpa yerleştirilmiştir. Oluşan hava kanalları ise Şekil 3.3 (b)' te gösterilmiştir.



Şekil 3.3 : (a) Üst gövde (b) Üst gövde kesit görünümü

3.1.4.2 Üst ve Alt Bacak

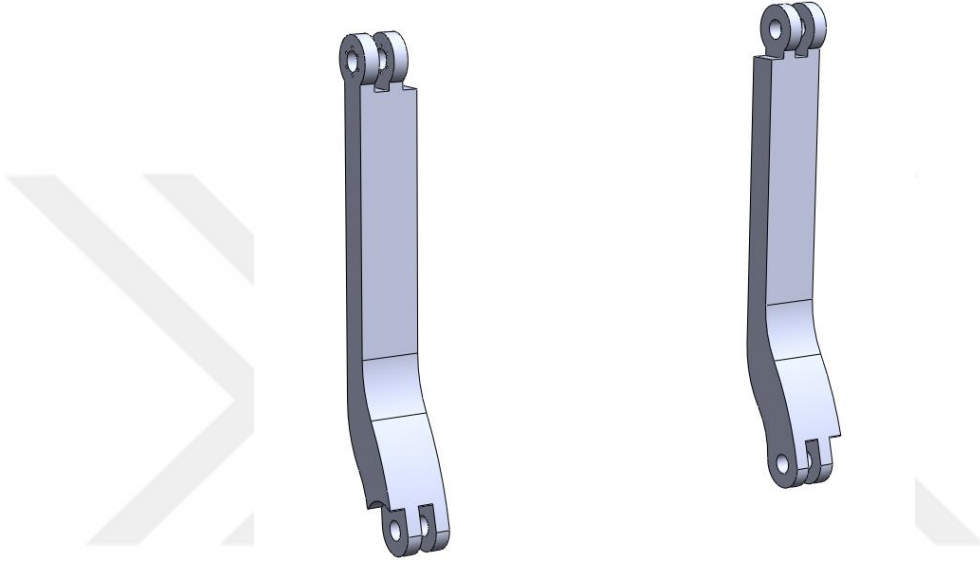
Üst ve alt bacak, insan uyluk ve baldır kemiklerini desteklemektedir ve kemer vasıtasıyla insan vücuduna bağlanır. Bu iki uzvun da gövde kalınlıkları 60 mm olup, eklem stabilitesini artırmak için her biri 15 mm genişliğinde olan çift taraflı eklem bağlantısına sahiptir.

Bununla beraber, diz tasarımında anlatıldığı üzere, kinematik eşitsizliği gidermek üzere diz eklemi, insandakiyle çakışmaz. Bu sebeple alt ve üst bacak sagittal düzlem üzerinde, Şekil 3.4 ve Şekil 3.5' te görüldüğü gibi, insan ön bölgesine doğru bir eğim sergiler.

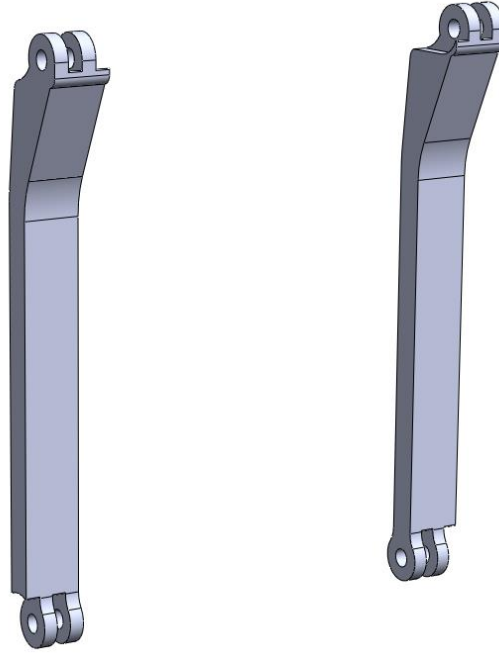
3.1.4.3 Ayak

Ayak yapısı, mevcut dış iskelet tasarımlarından farklı olarak antropomorfik olarak tasarlanmamıştır. Bunun sebebi, ayak eklemi tasarımında açıklandığı gibi, ikinci bir eklem kullanmadan yürüme esnasında insan vücudunu dengede tutmaktır.

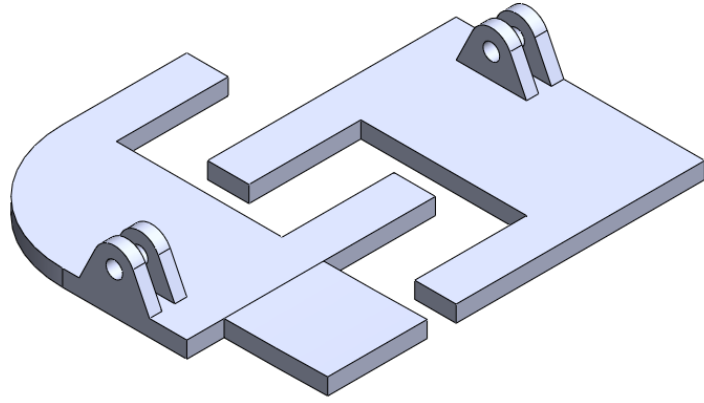
Bunu sağlamak için; insan ayağının üzerine oturduğu alandan, transvers düzlem üzerinde diğer ayağa doğru çıkıntılar barındıran ve Şekil 3.6' da görülen iç içe bir ayak yapısı tasarlanmıştır.



Şekil 3.4 : Üst bacak

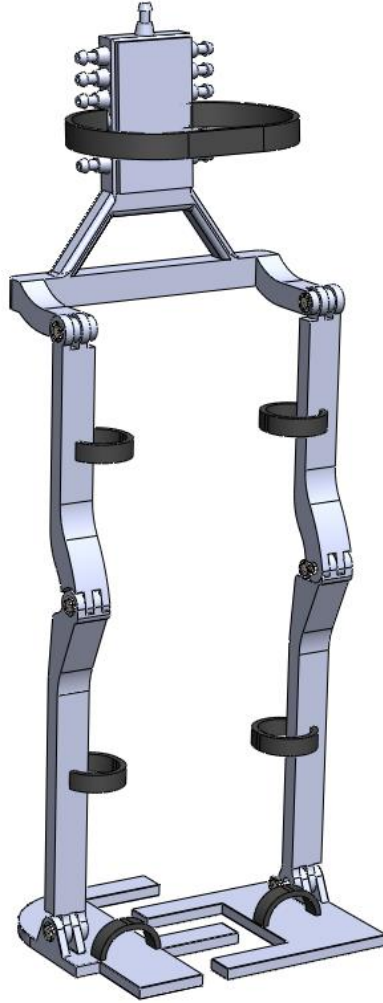


Şekil 3.5 : Alt bacak (sol)



Şekil 3.6 : Ayak

Sonuç olarak, rehabilitasyon amaçlı alt vücut dış iskelet mekanik tasarımı parçaların montajı yapılarak Şekil 3.7' deki haline getirilmiştir.



Şekil 3.7 : Rehabilitasyon amaçlı alt vücut dış iskeleti mekanik tasarımı

3.2 Yürüme Döngüsü

İnsan yürüme döngüsüyle karşılaştırıldığında mevcut sistemin çeşitli farklılıkları vardır. Bunlardan birincisi ayak bileği ve ayağın izlediği rotadır. Mevcut sistemdeki ayak yapısı, insan ayağından farklı olarak, tek parçadır ve parmak bulundurmaz. İnsanda ise ayak yer ile temas ederken ve temasını keserken serbestlik derecesinden yararlanır ve bu sayede hareket daha yumuşak bir şekilde gerçekleştirilmiş olur. Ayağın tek parça ve köşeli yapıda olduğu mevcut çalışmada ise, yer ile temasın kritik noktalarında yapıdaki yükü azaltmak ve daha yumuşak bir hareket gerçekleştirmek adına ayak yürüme döngüsü boyunca yere paralel tutulmuştur.

Bir yürüme döngüsü, döngü boyunca eklemlerin aldığı açılarla (joint-space) tanımlanır ve sistemde bir bacak için üç, toplamda altı eklem/serbestlik derecesi bulunmaktadır. Bu açıları belirlemek için ters kinematik yönteminden yararlanılmıştır ve bunun için öncelikle yapının denaviy-hartenberg modeli oluşturulmuştur.

3.2.1 D-H Modeli

Referans koordinat sistemi, insan bacağı modelinde olduğu gibi leğen kemiğinde, iki bacağın tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Bunu takip eden diğer koordinat sistemleri:

Kalça

- *Fleksiyon-ekstansiyon, $X_1Y_1Z_1$*

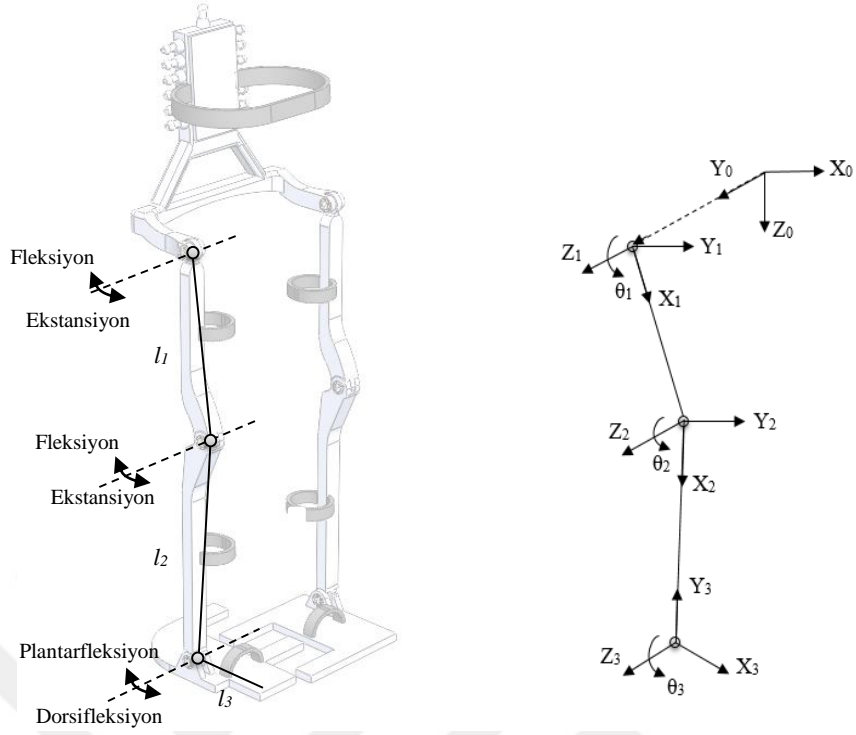
Diz

- *Fleksiyon-ekstansiyon, $X_2Y_2Z_2$*

Ayak Bileği

- *Dorsifleksiyon-plantarfleksiyon, $X_3Y_3Z_3$*

Sonuç olarak bir bacak için elde edilen kinematik model Şekil 3.8' de görüldüğü gibidir. Aynı işlem diğer bacak için yapıldığında Şekil 3.9' daki çift bacak kinematik modeli ve Çizelge 3.1' deki D-H parametreleri elde edilir.



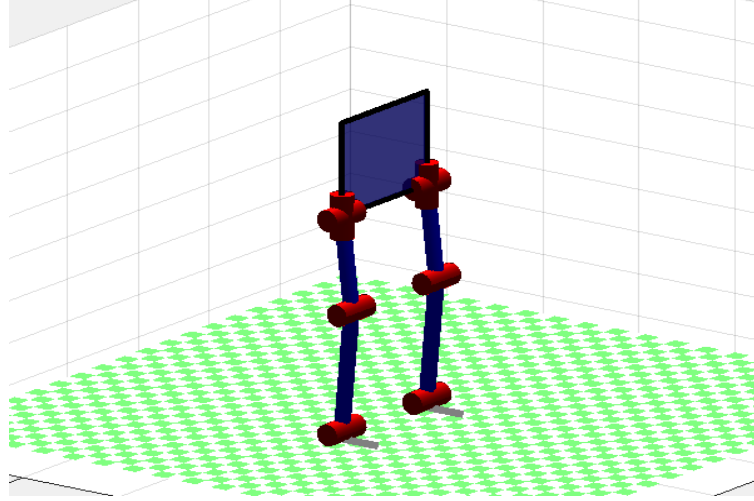
Şekil 3.8 : Denavit-Hartenberg modeli

Çizelge 3.1 : Yapının D-H parametreleri

Eklem	α_i	a_i	d_i	θ_i
Referans	0	0	d_0	0
Kalça	0	l_1	0	θ_1
Diz	0	l_2	0	θ_2
Ayak	$+90^\circ$	l_3	0	θ_3

3.2.2 Ters Kinematik

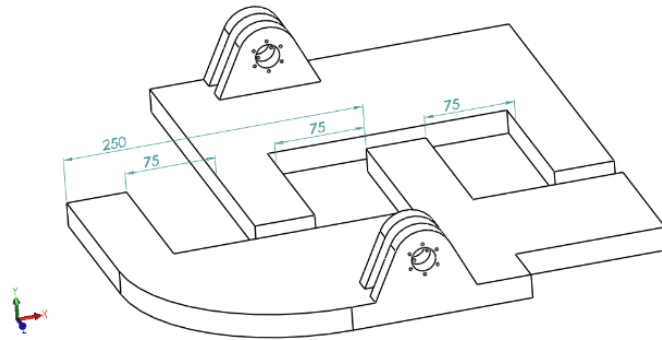
Ters kinematik işlemlerini gerçekleştirmek için, MATLAB programı içinde çalışan Robotics Toolbox [32]' tan yararlanılmıştır. Sistemin kinematik modeli (D-H parametreleri) Çizelge 3.1' de gösterildiği gibi tanımlanmıştır. Yapıda toplamda altı adet eksen bulunsa da altı eksenli bir robot tanımlamak yerine üst gövde referans alınarak, iki ayrı üç eksenli manipülatör tanımlanmıştır ve ters kinematik işlemi her bacak için ayrı gerçekleştirilmiştir. Uç işlevciyi yerleştirirken, insan kinematik modelinden farklı olarak; hareket boyunca ayağı yere paralel tutmak için parmak ucuna değil, $-l_3$ kadar ötelenip ayak bileğinin merkezine yerleştirilmiştir. Sonuç olarak oluşan Robotics Toolbox modeli Şekil 3.10' da görüldüğü gibidir.



Şekil 3.9 : İskeletin Robotics Toolbox modeli

Uç işlevci rotası; iç içe geçmiş ayaklar arasındaki mesafe döngünün başında ve sonunda aynı kalacak şekilde belirlenmiştir. Şekil 3.11’ de görülebileceği gibi, adımın sağ ayakla başlayacağı göz önüne alınır, bu ayaktaki her nokta döngü sonunda x ekseninde 250 mm yer değiştirmiş olacaktır. Aynı durum sol ayak için de geçerlidir.

Hareket dört duruma bölünmüştür ve her adım tüm hareketin dörtte birini oluşturmaktadır. Üst gövdenin referans olma durumu ve ayakların hareket boyunca birbirine göre pozisyonu göz önüne alınarak uç işlevci rotaları ([x y z]) Çizelge 3.2’ deki gibi belirlenmiştir.



Şekil 3.10 : Ayak boşlukları

Ters kinematik işlemi için Robotics Toolbox’ ta bulunan “ikcon” metodu kullanılmıştır. Bu metod, önceden belirlenmiş eklem limitlerini dikkate alarak ileri kinematik çözümünü uç işlevci koordinatları arasındaki hatayı minimize eden bir optimizasyon işlemi uygulayarak eklem açılarının elde edilmesini sağlar [32].

Sonuç olarak bu işlem sonucunda belirlenen rota için elde edilen açı değerleri Çizelge 3.3 ve 3.4’ de görüldüğü gibi elde edilmiştir. Şekil 3.12, bu döngünün yüzde zamana göre eklem açı değişimlerini göstermekte, Şekil 3.13’ te ise oluşan döngünün grafiksel gösterimini içermektedir. Bu grafiği elde etmek için yine Robotics Toolbox’ ta bulunan “jtraj” metodu kullanılmıştır. Bu metod; hız ve ivme için sıfır sınır koşullu beşinci dereceden bir polinom kullanarak ayrı noktalar üzerinden yörünge oluşturan bir fonksiyondur [32]. Bu işlem için kullanılan MATLAB kodu EK A’ da verilmiştir.

Çizelge 3.2 : Uç işlevci rotaları

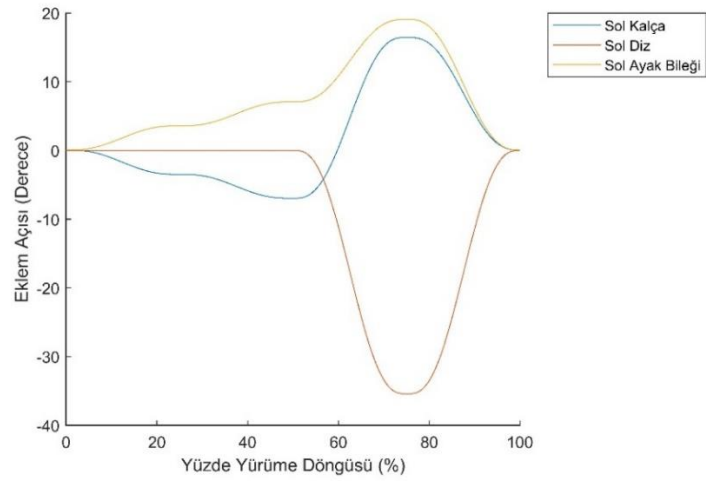
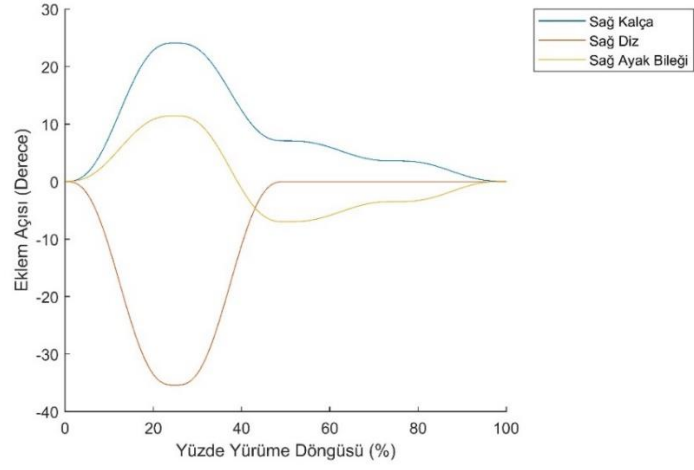
	Pozisyon 1 (mm)	Pozisyon 2 (mm)	Pozisyon 3 (mm)	Pozisyon 4 (mm)
Sağ Ayak	[0 0 0]	[62,5 0 100]	[125 0 0]	[62,5 0 0]
Sol Ayak	[0 0 0]	[-62,5 0 0]	[-125 0 0]	[-62,5 0 100]

Çizelge 3.3 : Sağ bacak eklem açıları

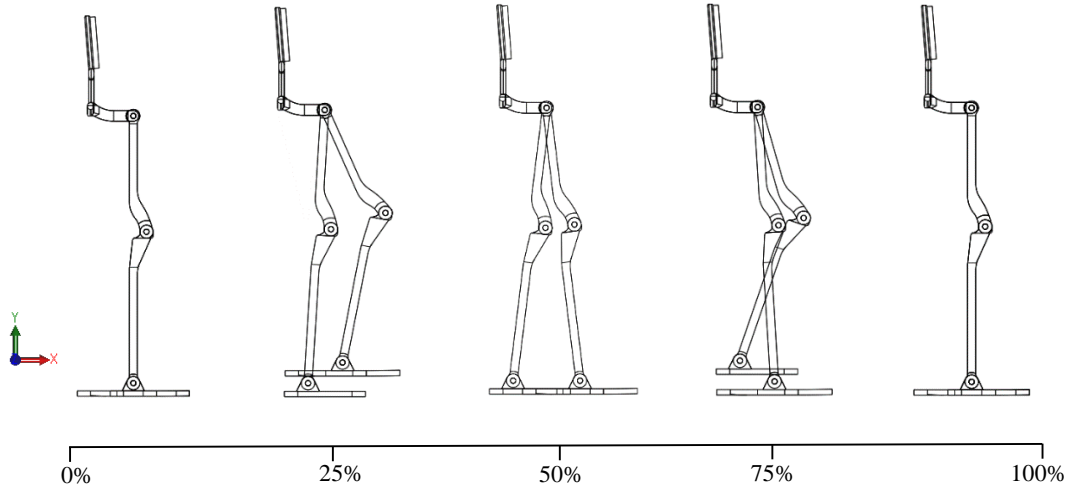
	Kalça (Derece)	Diz (Derece)	Ayak Bileği (Derece)
Pozisyon 1	0,055	0	0,062
Pozisyon 2	24,085	-35,387	11,413
Pozisyon 3	7,078	0	-6,984
Pozisyon 4	3,582	0	-3,482

Çizelge 3.4 : Sol bacak eklem açıları

	Kalça (Derece)	Diz (Derece)	Ayak Bileği (Derece)
Pozisyon 1	0,055	0	0,062
Pozisyon 2	-3,479	0	3,575
Pozisyon 3	-6,964	0	7,066
Pozisyon 4	16,447	-35,404	19,058



Şekil 3.11 : Döngü boyunca sağ ve sol bacak eklem açıları



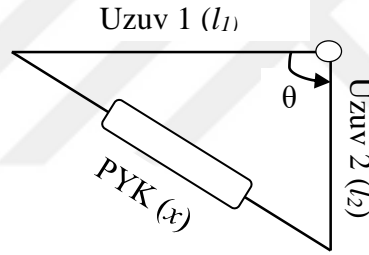
Şekil 3.12 : Yürme döngüsü

3.3 PYK Uzunluklarının Belirlenmesi

Pnömatik yapay kaslar, kasılma ve gevşeme hareketi sonucu meydana gelen boy değişimiyle yapıları hareket ettiren tahrik sistemidir. Bir kese ve örgü yapısından oluşan bir pnömatik yapay kas, içine basınçlı hava doldurulması vasıtasıyla hareketini gerçekleştirir. Bu yüzden kasa verilen girdi, içe doldurulan havanın basıncıdır. Bu sayede, farklı basınç değerleri kullanılarak, kas uzunluğu kontrol edilebilmiş olunur. İskeletin hareketi esnasında gerçekleşecek olan bu uzunluk değişimi, eklem açısı cinsinden ifade edilebilir. Bu sayede, istenen açı için yapay kasın boyunun ne olması gerektiği bulunabilir. Yapay kasın fonksiyonuna göre (fleksiyon, ekstansiyon) kas uzuvlara içeriden ve dışarıdan olmak üzere iki şekilde bağlanır. Dolayısıyla kas uzunluğu ve açığı birbirine bağlayan iki çeşit bağıntı elde edilir.

a) Fleksiyon

Fleksiyon görevi gören bir PYK' in basit bir gösterimi Şekil 3.14' deki gibidir.

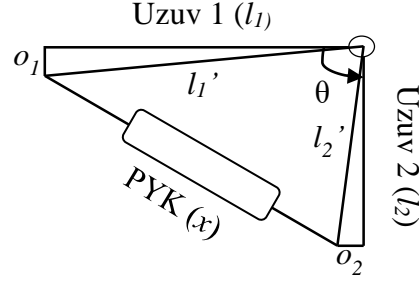


Şekil 3.13 : Basitleştirilmiş fleksör PYK

Böyle bir eklemden kas boyu x , Denklem 3.1' de ifade edilen kosinüs teoremiyle elde edilir.

$$x = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2 * l_1 * l_2 * \cos(\theta)} \quad (3.1)$$

Fakat gerçek durumda, kasların uzuvlara bağlandığı noktalar eklemin merkezine göre, Şekil 3.15' te görüldüğü gibi, uzuvların geometrik şeklinden kaynaklanan bir ötelemeye (o_1, o_2) sahip olacaktır. Bu değer, kasın uzva bağlandığı noktanın ekleme olan en kısa dik uzaklığını ifade eder.



Şekil 3.14 : Fleksör PYK

Kas bağlantı noktalarının uzunluğu (eklem merkezine uzaklığı) Pisagor teoremiyle Denklem 3.2 ve 3.3' teki gibi bulunur.

$$l_1' = \sqrt{l_1^2 + o_1^2} \quad (3.2)$$

$$l_2' = \sqrt{l_2^2 + o_2^2} \quad (3.3)$$

Fakat bu durumda θ açısı doğrudan kullanılamaz. Bu yüzden öncelikle bu açı Denklem 3.4' te gösterildiği şekliyle bulunmalıdır.

$$\theta' = \theta - \arctan\left(\frac{o_1}{l_1}\right) - \arctan\left(\frac{o_2}{l_2}\right) \quad (3.4)$$

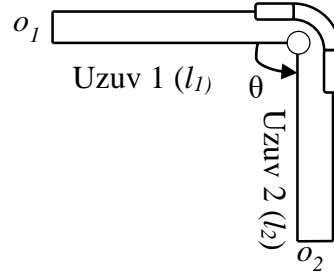
Sonrasında ise kas boyu x ve eklem açısındaki ilişki kosinüs teoremiyle Denklem 3.5' de görüldüğü gibi elde edilir.

$$x = \sqrt{l_1'^2 + l_2'^2 - 2 * l_1' * l_2' * \cos(\theta')} \quad (3.5)$$

b) Ekstansiyon

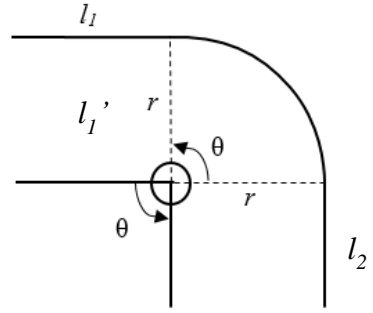
Ekstansiyon görevi gören yapay kaslar; uzuvlar boyunca uzanarak, fleksiyonun karşıt yönünde hareket gerçekleştirir. Fleksiyonun aksine, uzuv eksenine göre öteleme olmadığı durumda eklem etrafında bir moment oluşturamayacağı için, ancak ötelemenin sıfırdan büyük olma durumunda uzunluk ve eklem açısı arasındaki bağıntı elde edilebilir. Şekil 3.16' da bir ekstansör PYK' in genel görünümü verilmiştir.

Böyle bir yapay kasın boyu bulunurken, uzuv doğrultularından uzunlukların yanında eklem etrafında oluşan kıvrılma da hesaba katılmalıdır.



Şekil 3.15 : Ekstansör PYK

Şekil 3.17' de bu durum daha detaylı gösterilmiştir. Bu şekilde; l_1' ve l_2' kasların bağlantı noktalarının eklem merkezine uzuv boyunca olan uzaklığını gösterirken r , kasın eklem etrafında yapacağı kıvrılma sonucunda oluşacağı varsayılan ve eklemi merkez alan çember parçasının yarıçapını belirtmektedir.



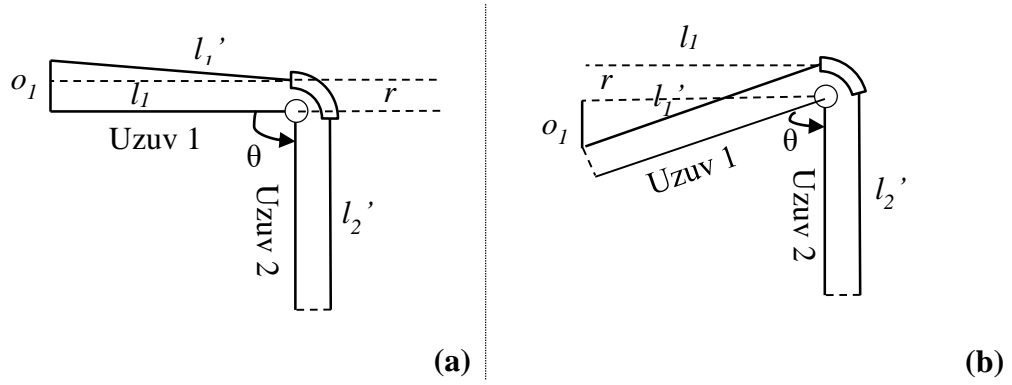
Şekil 3.16 : Ekstansör PYK yakın görünüm

Bu halde kasın boyu l_1' ve l_2' nin toplamıyla beraber bu yayın uzunluğu olmuş olur. Çember kuralları gereği yayın uzunluğu çember parçasının açısı (radyan) ile yarıçapın çarpımına eşittir. Sonuç olarak kas boyu ile açı arasındaki ilişki Denklem 3.6' da gibi ifade edilir.

$$x = l_1' + l_2' + \theta * r \quad (3.6)$$

Bununla birlikte, Şekil 3.17 (sağ)' de görüldüğü gibi kas bağlantı noktalarının eklem merkezine göre olan dik uzaklığı (uzuv şeklinden dolayı) her zaman uzuv doğrultusunda olmayabilir. Mevcut çalışmadaki diz ekstansör kası buna bir örnektir. Ek olarak bu dik uzaklık, uzuv doğrultusunda olsa bile kasın kendisi, Şekil 3.18 (sol)' de görüldüğü üzere, bu doğrultuda olmayabilir.

Bu durum da l ve o parametreleri kas bağlantı noktasının düzlemsel izdüşümü olarak düşünülüp, bu noktanın eklem etrafında oluşan yay olan uzaklığı, doğrultu dışı PYK için Denklem 3.7; eğik PYK için ise Denklem 3.8 kullanılarak bulunur.



Şekil 3.17 : (a) Doğrultu dışı PYK ekstansör (b) Eğik PYK ekstansör

$$l_1' = \sqrt{l_1^2 + (o_1 - r)^2} \quad (3.7)$$

$$l_1' = \sqrt{l_1^2 + (o_1 + r)^2} \quad (3.8)$$

Toplam kas boyu ise, Denklem 3.6 kullanılarak elde edilir. Mevcut yapıda kullanılan PYK parametreleri Çizelge 3.5' te gösterilmiştir. Sonuç olarak; Denklem 3.2-3.8 yardımıyla, Çizelge 3.3, 3.4' te gösterilen ve ters kinematik işlemi sonucu elde edilen eklem açıları kullanılarak elde edilen kasların ilk boyları, toplam boy değişimleri ve yüzde boy değişimi ise sağ bacak ve sol bacak için Çizelge 3.6 ve 3.7' de gösterilmiştir.

Çizelge 3.5 : PYK parametreleri

	l_1 (mm)	l_2 (mm)	o_1 (mm)	o_2 (mm)	r (mm)
Kalça Fleksör	40	180	20	15	-
Kalça Ekstansör	115	0	30	30	30
Diz Fleksör	250	250	65	65	-
Diz Ekstansör	300	0	35	25	25
Bilek Fleksör	230	30	15	50	-
Bilek Ekstansör	230	30	15	50	-

Çizelge 3.6 : Sağ bacak PYK boyutları

Sağ Bacak	İlk Boy (mm)	Toplam Boy Değişimi (mm)	Boy Değişimi (%)
Kalça Fleksör	161,98	18,54	11,44
Kalça Ekstansör	162,09	12,58	7,76
Diz Fleksör	500	63,16	12,63
Diz Ekstansör	305,94	15,44	5,15
Bilek Fleksör	262,3	9,61	3,66
Bilek Ekstansör	262,4	8,37	3,19

Çizelge 3.7 : Sol bacak PYK boyutları

Sol Bacak	İlk Boy (mm)	Toplam Boy Değişimi (mm)	Boy Değişimi (%)
Kalça Fleksör	161,98	17,68	10,92
Kalça Ekstansör	162,09	12,28	7,56
Diz Fleksör	500	64,2	12,64
Diz Ekstansör	305,94	15,45	5,15
Bilek Fleksör	262,3	16,64	6,34
Bilek Ekstansör	262,4	13,2	5,03



4. YAPISAL ANALİZ

Yapısal analiz; sistemin bir yürüme döngüsü boyunca yapının dengede kalıp kalmadığını ve maruz kaldığı yük altında, mekanik olarak güvenli bir şekilde çalışıp çalışmayacağını gösterir.

Yürüme döngüsündeki bu kritik noktalarda yapıdaki deformasyonları, denge durumunu ve gerilme dağılımını belirlemek amacıyla; ANSYS programı kullanılarak yapısal analiz gerçekleştirilmiştir. Bu analiz, bir yürüme döngüsü boyunca yapının mekanik açıdan güvenliğini ve dayanıklılığını belirlemektedir.

4.1 Statik Analiz

4.1.1 Sonlu Elemanlar Modeli

Sonlu elemanlar modelini basitleştirmek amacıyla eklem noktalarındaki eklem kapakları, vida delikleri ve vidalar çıkarılmış; sadece delik çapında bir mil bırakılmıştır. Bu mil ile bağladığı uzuvlardan biri arasına yapıştırmalı, diğerine ise sürtünmeli temas tanımlanarak konumundan çıkmadan istenen fonksiyonu gerçekleştirmesi sağlanmıştır. Bu basitleştirme Saint-Venant prensibi gereği sonucu önemli ölçüde etkilememekle beraber, temas sayısının azalması ve geometrinin basitleşmesinden ötürü, çözüm hızını kayda değer ölçüde arttırmaktadır. Bununla birlikte, ayak-yer teması dâhil olmak üzere uzuvlar arasındaki tüm temaslar için 0,2 sürtünme katsayısına sahip sürtünmeli temas kullanılmış ve yapıyı bulunduğu konumda tutmak için ise her eklemde tek eksenli dönel eklem tanımlanmıştır.

Ağ yapısı olarak, dış iskelet için varsayılan boyutlandırma kullanılmakla beraber yer geometrisi için temas durumu göz önünde bulundurularak 50 mm' lik eleman boyutu kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar modelini oluştururken karar verilmesi gereken diğer bir aşama malzeme seçimidir. Mevcut sistemde; yapının üzerinde bulunduğu yer geometrisi ve miller için yapı çeliği kullanılırken dış iskelet malzemesi olarak alüminyum alaşımı kullanılmıştır. Kullanılan malzeme özellikleri Çizelge 4.1' de gösterildiği gibidir.

4.1.2 Kısıtlar ve Sınır Koşulları

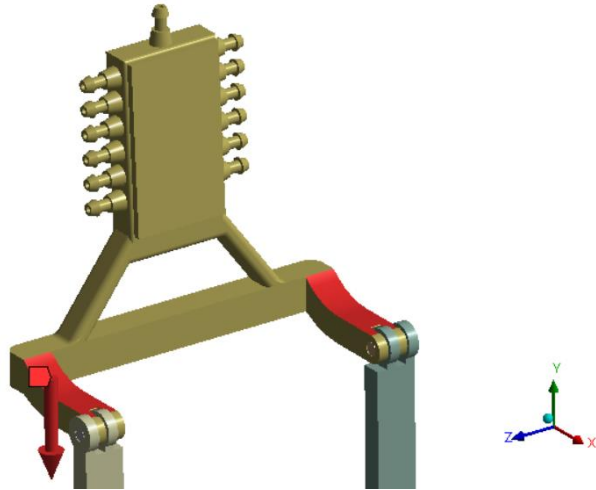
Sonlu elemanlar analizinde kısıtlar ve sınır koşulları, analizin gerçekleştirildiği şartların belirlenmesi verilen isimdir. Yapıya uygulanan kuvvetler, eklem girdileri, mesnet noktalarının belirlenmesi vb. işlemler bu aşamada gerçekleştirilir.

Çizelge 4.1 : Malzeme Özellikleri

	Yapı Çeliği	Alüminyum Alaşımı
Yoğunluk (g/cm^3)	7.85	2.77
Elastisite Modülü (GPa)	200	71
Poisson Oranı	0.3	0.33
Çekme Akma Dayanımı (MPa)	250	280
Basma Akma Dayanımı (MPa)	250	280
Kopma Dayanımı (MPa)	460	310

Mevcut analizde; yer çekimi, yerin sabitlenmesi, yapıyı giyecek insanın ağırlığı ve altı adet eklem girdisi sistemin kısıt ve sınır koşullarını oluşturmaktadır. Yapı, önceki bölümlerde belirtildiği gibi 80 kg kütledeki bir insanın giyeceği şekilde tasarlanmıştır. Bu ağırlığın yoğunlukla üst gövdenin kalça eklemine yaklaştığı noktadan etkiyeceği göz önüne alınarak bu yük Şekil 4.1’ de gösterilen yüzeylere –Y yönünde 784,8 N olacak şekilde uygulanmıştır.

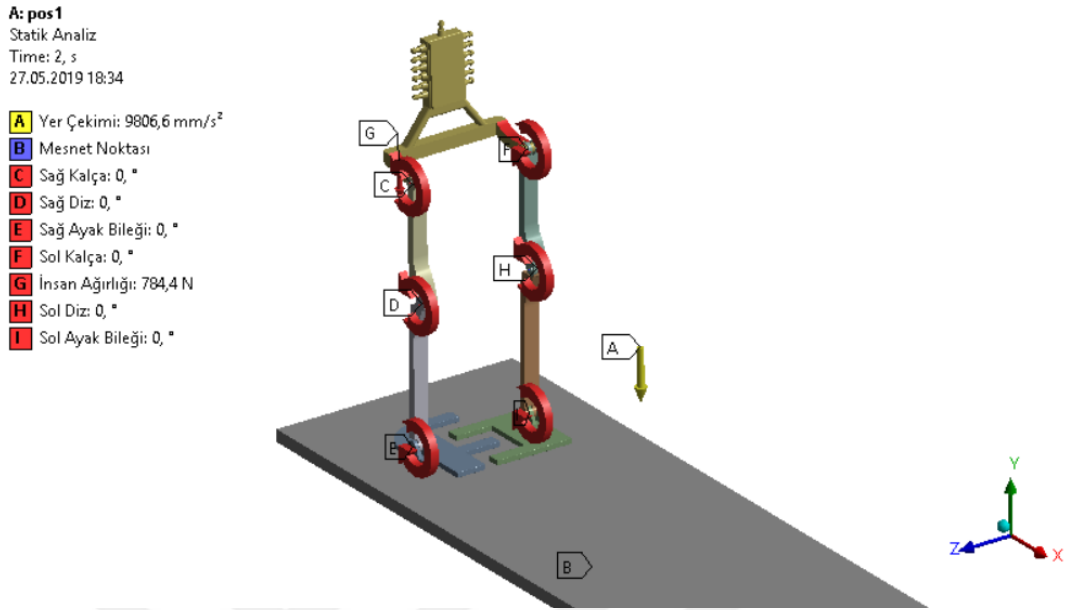
A: post
İnsan Ağırlığı
Time: 2, s
27.05.2019 18:32
İnsan Ağırlığı: 784,4 N
Components: 0,-784,4,0, N



Şekil 4.1 : İnsan ağırlığının uygulandığı yüzeyler

Yukarıda da bahsedildiği gibi mevcut yapısal analiz, dört adet pozisyon için ayrı ayrı statik analiz gerçekleştirilmesini kapsamaktadır. Bu yüzden eklemler 0 derecede tutulmuş, yapının tepkisi bu duruma göre ölçülmüştür.

Sonuç olarak elde edilen sonlu elemanlar modeli Şekil 4.2’ de görüldüğü gibidir. Diğer pozisyonlar için elde edilen modeller EK B’ de sunulmuştur.



Şekil 4.2 : Sonlu elemanlar modeli

4.2 Özdeğer Burkulma Analizi

Özdeğer burkulma analizi, elastik olarak idealize edilmiş bir yapının teorik burkulma dayanımı elde etmeye yarayan bir burkulma analizidir ve “taban” adı verilen bir ön yükleme durumuna göre gerçekleştirilir [33]. Bu çalışmada, önceki bölümde açıklanan statik analiz modeli, burkulma analizi için taban olarak alınmıştır. Bu modelin doğasının doğrusal olmaması (büyük yer değiştirmeler, temaslar vb.), “doğrusal olmayan tabanda özdeğer burkulma analizi” gerçekleşmesini sağlamış ve bu sayede gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılmıştır. Böyle bir durumda oluşan burkulma dayanımı Denklem 4.1’deki gibi elde edilir.

$$F_{Burkulma} = F_{Başlangıç} + \lambda_i * F_{Pertürbasyon} \quad (4.1)$$

$F_{Burkulma}$, yapının burkulmaya maruz kalmadan önce taşıyabileceği maksimum yükü gösterirken, $F_{Başlangıç}$ ön yüklemeye belirlenen yükü, $F_{Pertürbasyon}$ ise burkulma analizinde tanımlanan yükü ifade eder. λ_i , i’inci mod için yapının yük (güvenlik) faktörüdür ve yapının mevcut durumda burkulmaya karşı olan güvenliğini belirtir. Örnek olarak; bir yapının yük faktörünün 10 olması, bu yapının burkulmaya maruz kalmadan mevcut yükün 10 katına kadar daha yük taşıyabilmesi demektir.

4.2.1 Analiz Sonuçları

Gerçekleştirilen statik analiz sonucu, her pozisyon için elde edilen maksimum eşdeğer gerilme (von-Mises), birim elastik şekil değiştirme ve toplam yer değiştirme değerleri Çizelge 4.2’ de belirtilmiştir.

Çizelge 4.2 : Pozisyona göre maksimum gerilme, deformasyon ve toplam Yer değiştirme değerleri

	Pozisyon 1	Pozisyon 2	Pozisyon 3	Pozisyon 4
Maksimum eşdeğer gerilme (von-Mises) (MPa)	28,91	83,43	30,18	149,73
Maksimum birim elastik şekil değiştirme (MPa)	4,1e-4	1,2e-3	4,3e-4	2,2e-3
Maksimum toplam yer değiştirme (mm)	5,6	20,8	4,8	30

Çizelge 4.3’ te ise, her pozisyon için elde edilen özdeğer burkulma analizi sonucu elde edilen yük faktörü değerleri, 1.mod için, gösterilmiştir.

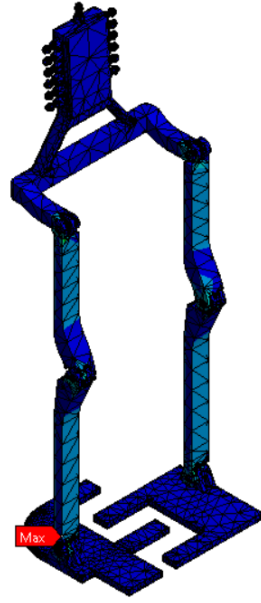
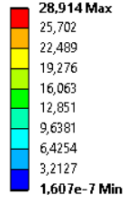
Çizelge 4.3 : Pozisyona göre burkulma yük (güvenlik) faktörü

	Pozisyon 1	Pozisyon 2	Pozisyon 3	Pozisyon 4
Yük (güvenlik) faktörü	32,97	9,84	33,58	7

Şekil 4.3’te, maksimum-minimum aralığındaki von-Mises gerilme değerleri, pozisyona göre maksimumun olduğu nokta ile beraber, görülmektedir.

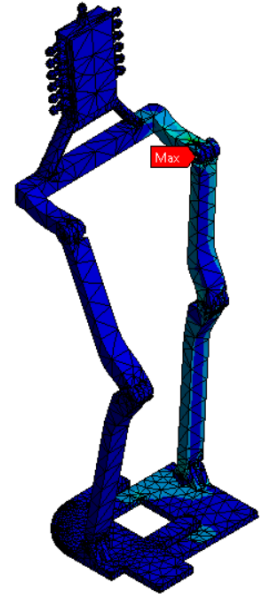
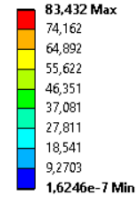
Şekil 4.4’ te ise yine her pozisyon için, ortaya çıkan toplam deformasyon değerleri gösterilmiştir. Bu değerler, geçerli pozisyonda yapının gerçekleştirdiği yer değiştirme ile beraber oluşan eğilme miktarının da gözlemlenmesini sağlamaktadır.

A: pos1
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2
27.05.2019 18:38



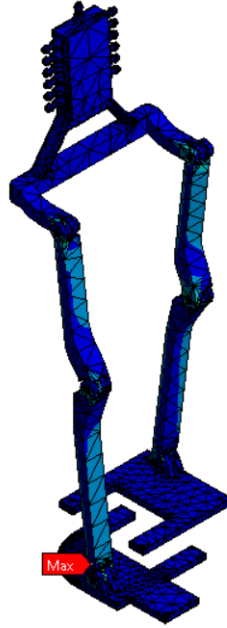
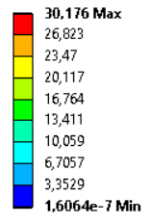
(a)

B: pos2
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2
27.05.2019 18:40



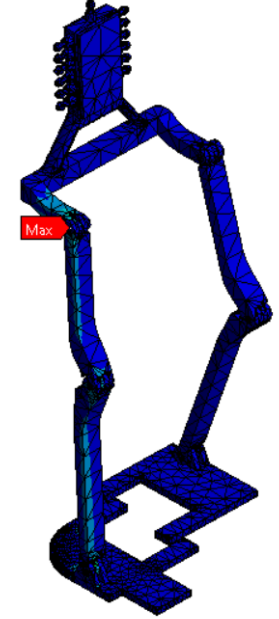
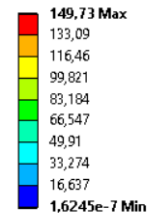
(b)

C: pos3
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2
27.05.2019 18:42



(c)

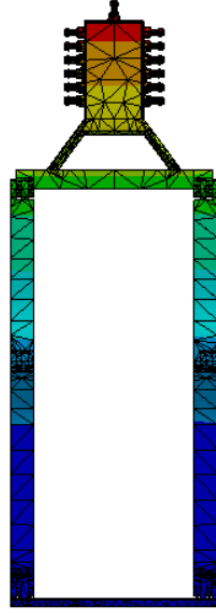
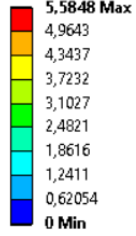
D: pos4
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2
27.05.2019 18:43



(d)

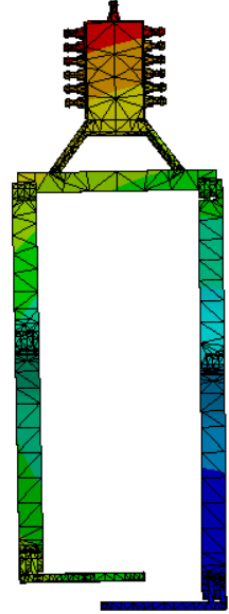
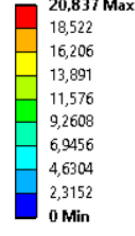
Şekil 4.3 : Eşdeğer Gerilme (von-Mises) Değerleri: (a) Pozisyon 1 (b) Pozisyon 2 (c) Pozisyon 3 (d) Pozisyon 4

A: pos1
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2
27.05.2019 22:13



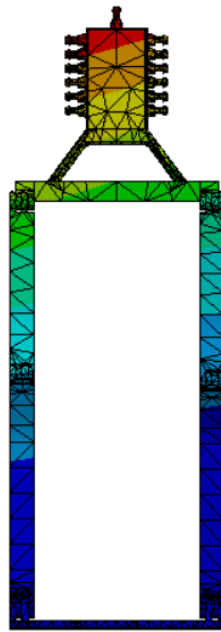
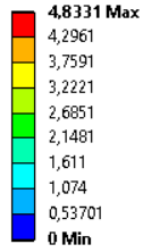
(a)

B: pos2
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2
27.05.2019 22:12



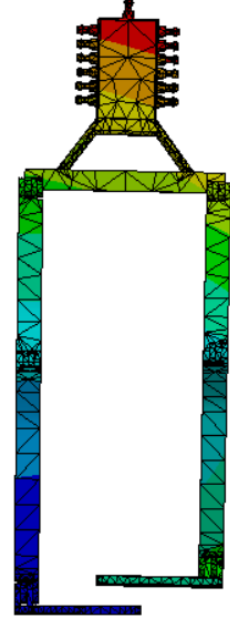
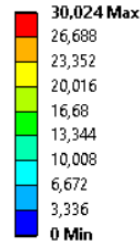
(b)

C: pos3
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2
27.05.2019 22:10



(c)

D: pos4
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2
27.05.2019 22:08



(d)

Şekil 4.4 : Toplam Deformasyon: (a) Pozisyon 1 (b) Pozisyon 2 (c) Pozisyon 3 (d) Pozisyon 4

5. KÜÇÜLTÜLMÜŞ PROTOTİP ÜRETİMİ

Tasarımı gerçekleştirilen dış iskeleti test etmek amacıyla %25 boyutunda bir prototip üretimi gerçekleştirilmiştir. Bunun için, Prusa i3 isimli 3D baskı makinesi kullanılmıştır. Yapılan taslak üretimlerde farklı malzemeler denenerek, ABS ve PLA'nın kırılmaya yatkınlığı sebebiyle son üretim için PET-G malzemesi tercih edilmiştir. CURA yazılımıyla parçalar %25 boyutunda küçültülerek basıma yollanmıştır ve yapılan montaj sonrası oluşan dış iskelet Şekil 5.1' de görüldüğü gibi elde edilmiştir.



Şekil 5.1 : %25 küçültülmüş prototip

Yapay kas üretimi için, geleneksel yöntemlerden farklı bir yöntem denenerek kese malzemesi olarak, Şekil 5.2' de görülen ve içi hava dolduğunda şişme davranışı gösteren latex kullanılmıştır.



Şekil 5.2 : Latex

Pnömatik yapay kas üretiminde, kesenin şişmesi esnasında uçlar arasındaki mesafenin doğrusal olarak kısılmasını sağlamak amacıyla liflerden bir örgü yapısı kullanılır. Bu çalışmada örgü yapısı olarak Şekil 5.3’ te görülen polyamid iplik kullanılmıştır.



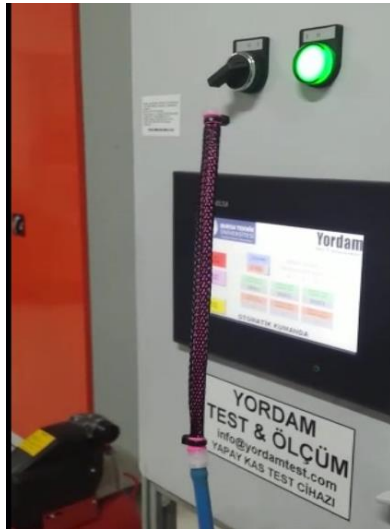
Şekil 5.3 : Polyamid iplik

Son aşamada, bu iplikler latex etrafına el ile örülerek Şekil 5.4’ teki latex temelli pnömatik yapay kas elde edilmiştir.

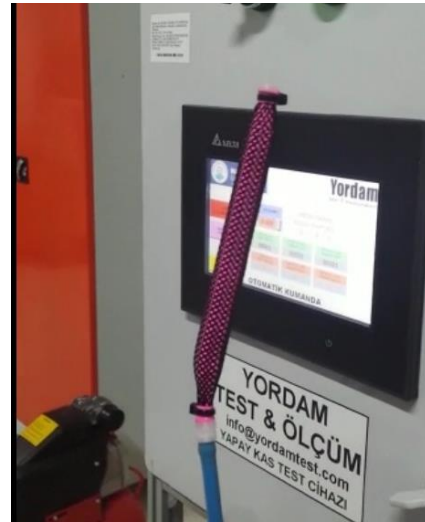


Şekil 5.4 : Latex temelli pnömatik yapay kas

Sonuç olarak, serbest durumda bulunan yapay kas, basınçlı hava ile doldurulduğunda Şekil 5.5’ te görüldüğü gibi kasılma-gevşeme davranışı sergilemektedir.



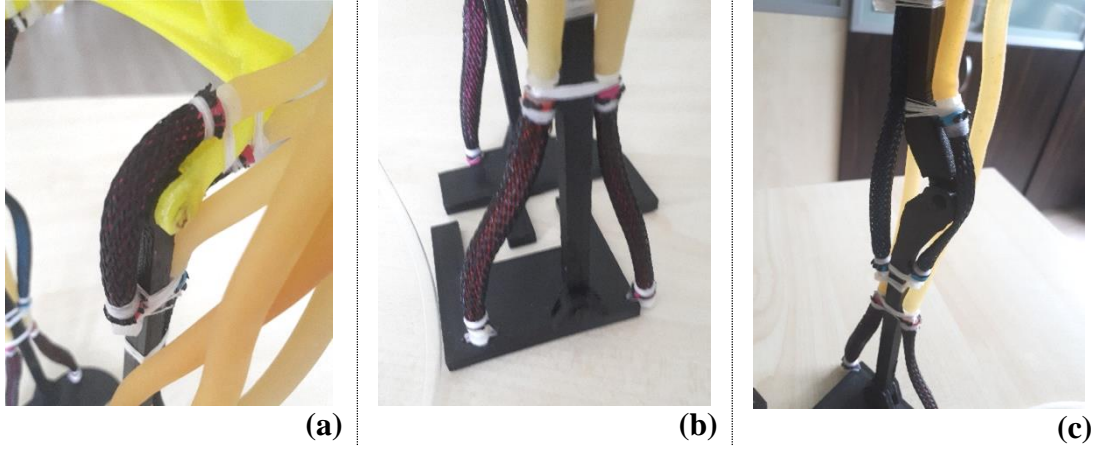
(a)



(b)

Şekil 5.5 : PYK Testi: (a) Serbest (b) Hava Dolu

Sonrasında ise yapay kaslar 3B model' e Şekil 5.6' da görüldüğü gibi, türüne göre (fleksör, ekstansör) eklemler etrafına yerleştirilmiş ve uzuvlara sabitlenmiştir.



Şekil 5.6 : PYK Bağlantıları : (a) Kalça (b) Diz (c) Bilek

Devamında yapıya basınçlı havanın kaslara iletileceği hava kanalları bağlanarak Şekil 5.7' de görülen yapı elde edilmiştir.



Şekil 5.7 : 3B model ve yapay kas montajı

Mevcut çalışmanın amacı giyilebilir bir yapı ortaya çıkarmak olduğu için, giyildiği zamanki durumunu gözlemlemek amacıyla yine 3B yazıcı vasıtasıyla Şekil 5.8' de görülen küçültülmüş insan modeli elde edilmiştir.

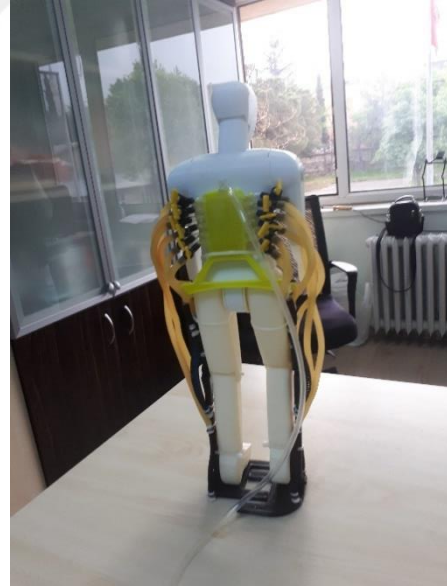


Şekil 5.8 : Küçültülmüş insan modeli

Şekil 5.9' da ise insan modeli montajlanmış yapıya yerleştirildiğindeki durum görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 5.9 : İnsan Modeline Giydirilmiş Yapı: (a) Önden görünüm (b) Arkadan görünüm

Daha sonra bu sistem, hem yapay kasların fonksiyonelliğini incelemek, hem de yürüme döngüsündeki adımları uygulamak ve yapıyı bu pozisyonlardaki durumunu gözlemlemek amacıyla Şekil 5.10' da görülen yapay kas test ünitesine bağlanmıştır.



Şekil 5.10 : Dış iskelet ve yapay kas test ünitesi

Bundan sonraki ilk adım; yapay kaslara basınçlı hava verilmesi durumunda bu kasların bağlandığı uzuvları birbirine yaklaştırıp yaklaştırmadığını, yani eklem açısını değiştirip değiştirmediğinin gözlenmesidir. Şekil 5.11’ de görüldüğü üzere diz fleksör kası basınçlı hava ile uçları arasındaki boyunu kısaltmakta ve uzuvları birbirine çekmektedir.



(a)



(b)

Şekil 5.11 : Diz Fleksör Test: (a) Gevşeme (b) Kasılma

Yapay kasların fonksiyonelliği test edildikten sonra yürüme adımlarının uygulanması aşamasına geçilmiştir. Mevcut çalışmada yapay kas kontrolüne dair bir çalışma gerçekleştirilmediği için eklem açıları sisteme verilip yürüme döngüsünü otomatik olarak elde edilememektedir. Bunun yerine, mekanizmanın işlevselliği ve denge durumunu gözlemlemenin birinci öncelik olmasından ötürü, sistem, döngü noktalarına yaklaşacak şekilde el ile kontrol edilmiştir (basınç değerleri manuel olarak ayarlanmaya çalışılmıştır). Bununla beraber, küçültülmüş prototip malzemesinin alüminyum yerine PET-G olması, öngörülmeven eğilmelere yol açmış ve bir ayağın havada olduğu döngü noktalarında yapının dengesiz olmasına sebep olmuştur. Bu yüzden bu noktalarda, devrilmeyi engellemek için, yapıya alttan destek yerleştirilmiştir. Şekil 5.12’ de bu işlemlerin sonucu olarak elde edilen durum gösterilmektedir.



(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 5.12 : Yürüme Testi: (a) Pozisyon 1 (b) Pozisyon 2 (c) Pozisyon 3 (d) Pozisyon 4

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Söz konusu tez; yürüme güçlüğü çeken veya yürüme kabiliyetini tamamen kaybetmiş insanların tekrar yürüebilmesini sağlamak için geliştirilen, fakat maliyetin ve pazar fiyatının oldukça yüksek olduğu rehabilitatif dış iskelet çalışmalarının yanında; tasarım ve fiyat maliyeti daha düşük, dolayısıyla daha kolay ulaşılabilir bir dış iskelet ortaya koyma amacı güden bir çalışmadır. Bu kapsamda; tahrik sistemi olarak pnömomatik yapay kas kullanan bir rehabilitatif alt vücut dış iskeleti tasarlanmıştır. Yapı, 187 cm boyunda ve 80 kg olan bir insanın kullanacağı şekilde düşünülüp mekanik tasarım bu yönde gerçekleştirilmiştir. Hareketi sağlamak için gerekli aktüatör girdilerini elde etmek amacıyla, yapının başlangıç pozisyonuna geri döndüğü ve dört kritik noktadan oluşan bir yürüme döngüsü belirlenmiştir ve ters kinematik işlemiyle döngü boyunca oluşan eklem açıları bulunmuştur. PYK uzunluklarıyla eklem açıları arasındaki matematik ifadeler çıkarılarak, açı değerlerinin aktüatör girdisi olarak kullanılabilmesi sağlanmıştır.

Yapının hareket boyunca oluşan yüklere dayanıp dayanmadığını ve denge durumunu tespit etmek amacıyla, dört kritik yürüme noktanın statik ve burkulma analizi gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçları incelendiğinde; tüm hareket boyunca oluşan maksimum gerilme değeri 149,73 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Alüminyum alaşımın çekme ve basma akma dayanımının 280 MPa olduğu düşünüldüğünde; yapının elastik sınırı aşmadan (akmaya maruz kalmadan) uygulanan yükü güvenli bir şekilde taşıyabildiği görülmüştür. Burkulma testinde ise minimum yük faktörü 7 olarak ortaya çıkmıştır ve bu, yapının en çok zorlandığı durumda, burkulmaya maruz kalmadan 7 kat daha fazla yük taşıyabileceğini göstermektedir. Bununla beraber maksimum yer değiştirme 30 mm olarak gözlenmiştir ve yapı bir döngüyü dengesini kaybetmeden (yıkılmadan) tamamlayabilmiştir.

Son aşama olarak, yapının %25 boyutunda bir prototipi üretilmiştir. Yapay kasların üretiminde ise; benzer şekilde sistem %25 boyutunda küçültülüp; latex malzeme kullanılarak basınçlı hava ile şişip boyu kısalan bir aktüatör elde edilmiştir. Sonrasında yapı küçültülmüş bir insan modeline giydirilerek fonksiyonelliği test edilmiştir.

Yapılan testlerde kasların uzuvları birbirine çekerek eklem açısını, dolayısıyla da insan modelinin pozisyonunu değiştirebildiği gözlenmiştir.

Bununla beraber küçültülmüş bu prototip, üretimde kullanılan malzemeden ötürü tek ayak havadayken öngörülenden fazla bir eğilme ve bunun sebebi olarak da dengesizlik gözlenmiştir. Ek olarak yapı; mekanizma olarak belirlenen yürüme döngüsü noktalarından geçebilmekte, kullanılan aktüatörlerinde de yapıyı bu konumlara, tam pozisyon doğruluğu olmamakla beraber, getirebildiği görülmüştür. Bu sebeple sistemin, bir kontrol algoritması uygulandığı takdirde bir yürüme döngüsünü tamamlayabilme potansiyelinde olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Gelecekte yapılacak çalışmaların başında yapının tam boy üretimi gelmektedir. Belirlenen malzemeyle yapılan bu üretimin, sistemin gerçek davranışını gösterecek olmasından ötürü prototip üretiminde doğan problemleri azaltacağı veya ortadan kaldıracacağı düşünülmektedir.

Diğer yandan, yapılan basitleştirmeler kapsamında, önerilen iç içe ayak yapısı; her ne kadar kullanılan aktif eklem ve aktüatör sayısını azaltmış olsa da, iki bacak arasında oluşan asimetri yürüme döngüsü tasarımını zorlaştırmış ve bacakların, maruz kalınan eğilmeyi telafi edebilmesi için kalınlaşmasına sebep olmuştur. Bu yüzden, iç içe geçen ayak yapısından vazgeçilip denge, bileğe eklenecek ve frontal düzlemde hareket edecek aktif eklemlerle sağlanabilir. Bilek fleksiyon hareket için kullanılan aktüatör yerine ise (kesin konumlandırmaya gerek kalmayacağı için) yaylar kullanılabilir.

Yapılabilecek başka bir geliştirme ise, yapay kas boyu ile eklem açısı arasındaki bağıntının genelleştirilmesidir. Mevcut çalışmada bu bağıntılar, öncelikle yapıda kullanılan kasların bağlantı şekilleri göz önünde bulundurularak türetilmiştir. Buna ek olarak, daha farklı konfigürasyonları da kapsayan daha genel bir bağıntı elde edilebilmesi, gelecekte gerçekleştirilebilecek çalışmalardandır.

KAYNAKLAR

- [1] **Chen, B., Ma, H., Qin, L. Y., Gao, F., Chan, K. M., Law, S. W., ... & Liao, W. H.** (2016). Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, 5, 26-37.
- [2] **Bogue, Robert.** (2009). Exoskeletons and Robotic Prosthetics: A Review of Recent Developments, *Industrial Robot: An International Journal*, 36 (5), 421–427.
- [3] **Bogue, Robert.** (2015). Robotic Exoskeletons: A Review of Recent Progress, *Industrial Robot: An International Journal*, 42 (1), 5–10.
- [4] **Lo, Ho Shing, and Sheng Quan Xie.** (2012). Exoskeleton Robots for Upper-Limb Rehabilitation: State of the Art and Future Prospects, *Medical Engineering & Physics*, 34 (3), 261–268.
- [5] **Young, Aaron J., and Daniel P. Ferris.** (2017). State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25 (2), 171–182.
- [6] **Zoss, A. B., Kazerooni, H., Chu, A.** (2006). Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX), *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 11 (2), 128-138.
- [7] **Series Elastic Actuators.** (t.y). Erişim: 5 Şubat 2019, http://fab.cba.mit.edu/classes/865.15/people/rebecca.kleinberger/assets/papers/SEA_Pratt.pdf
- [8] **Huo, Weiguang, et al.** (2016). Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: A State of the Art, *IEEE Systems Journal*, 10(3), 1068–1081.
- [9] **Chou, Ching-Ping, and B. Hannaford.** (1996). Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 12 (1), 90–102.
- [10] **Takashima, Kazuto, et al.** (2010). Development of a McKibben Artificial Muscle Using a Shape-Memory Polymer, *Sensors and Actuators A: Physical*, 164(1-2), 116-124
- [11] **Yagn, N.** (1890). *U.S. Patent No. 440,684*. United States Patent Office.
- [12] **Dollar, Aaron M., and Hugh Herr.** (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art, *IEEE Transactions on Robotics*, 24 (1), 144–158.
- [13] **Cobb, G. L.** (1935). *U.S. Patent No. 2,010,482*. United States Patent Office.
- [14] **Flippi, P.** (1942) *U.S. Patent No. 2,305,291*. United States Patent Office.

- [15] **Zaroodny, S. J.** (1963). Bumpusher-A Powered Aid to Locomotion (No. Brl-Tn-1524). Ballistic Research Labs Aberdeen Proving Ground Md.
- [16] **Vukobratovic, M., Hristic, D., Stojiljkovic, Z.** (1974) Development of active anthropomorphic exoskeletons, *Med. Biol. Eng.*, 12 (1), 66-80.
- [17] **Seireg, A., Grundmann, J. G.** (1981) Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics, *Biomechanics of Medical Devices*, 569–644.
- [18] **Guizzo, E., Goldstein, H.** (2005). The Rise of The Body Bots, *IEEE Spectr.*, 42 (10), 50–56.
- [19] **Kawamoto, H., & Sankai, Y.** (2002). Power assist system HAL-3 for gait disorder person, *International Conference on Computers for Handicapped Persons* (ss. 196-203). Springer, Berlin, Heidelberg, July.
- [20] **Farris, R. J., et al.** (2011). Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19 (6), 652–659.
- [21] **Zeilig, Gabi, et al.** (2012). Safety and Tolerance of the ReWalk™ Exoskeleton Suit for Ambulation by People with Complete Spinal Cord Injury: A Pilot Study, *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 35 (2), 96–101.
- [22] **Gancet, J., Ilzkovitz, M., Motard, E., Nevatia, Y., Letier, P., De Weerd, D., ... & Ivanenko, Y.** (2012). MINDWALKER: Going one step further with assistive lower limbs exoskeleton for SCI condition subjects, *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)* (s. 1794-1800). IEEE, June.
- [23] **Kolakowsky-Hayner, S. A., Crew, J., Moran, S., & Shah, A.** (2013). Safety and feasibility of using the Ekso™ bionic exoskeleton to aid ambulation after spinal cord injury, *J Spine*, 4(003)
- [24] **Ozkaya, N., Nordin, M., Goldsheyder, D., & Leger, D.** (2012). Fundamentals of Biomechanics. USA: Springer.
- [25] **Chapman, A. E.** (2008). *Biomechanical Analysis of Fundamental Human Movements*. Human Kinetics.
- [26] **Pons, J. L.** (2008). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & Sons.
- [27] **Mckinley, M. P.** (2011). *Human Anatomy*. McGraw-Hill.
- [28] **Introduction – Anatomy And Physiology.** (t.y). Erişim: 29 Nisan 2019, <https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/introduction-ch-9/>
- [29] **Synovial Joints – Anatomy And Physiology.** (t.y). Erişim: 29 Nisan 2019, <https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/9-4-synovial-joints/>

[30] **Bones of the Leg and Foot | Interactive Anatomy Guide.** (t.y). Erişim: 29 Nisan 2019, <https://www.innerbody.com/anatomy/skeletal/leg-foot>

[31] **Forward Kinematics: The Denavit-Hartenberg Convention.** (t.y). Erişim: 17 Mayıs 2019, <https://users.cs.duke.edu/~brd/Teaching/Bio/asmb/current/Papers/chap3-forward-kinematics.pdf>

[32] **Corke, P.** (2017). *Robotics, Vision And Control: Fundamental Algorithms In MATLAB®.* Springer.

[33] **Eigenvalue Buckling Analysis.** (t.y). Erişim: 13 Haziran 2019, https://www.sharcnet.ca/Software/Ansys/17.0/en-us/help/wb_sim/ds_buckling_analysis_type.html



EKLER

EK A: Kinematik Analiz MATLAB Kodu

```
L1 = 442.83;
L2 = 577.17;
L3 = 235;
s = 'Rz(q0) Rx(q1) Ty(L1) Rx(q2) Ty(L2) Rx(q3) Ty(L3)';
dh = DHFactor(s);
leg = eval( dh.command('leg') );
leg.offset = [pi/2,-pi/2+(6.48*pi/180),0-(11.55*pi/180),pi/2+(4.97*pi/180)].;
leg.tool = SE3(-L3, 0, 0);
leg.qlim = [0, 0; -pi, pi; -pi/2, 0; -pi, pi].;
set(gca, 'Xdir', 'reverse'); view(137,48);
x0=0;
y0=0;
z0= -1015;
W = 440; L = 600;
legs(1) = SerialLink(leg, 'name', 'leg1', 'base', SE3(-L, 0, 0));
legs(2)= SerialLink(leg, 'name', 'leg2', 'base', SE3(0, 0, 0));
x=0;
yf = 125;
yb = -125;
zu = z0+80;
zd = z0;
t= [0:0.01:1].;

%% % Right Leg % % %

point11 = [x y0 z0].;
point12 = [x yf/2 zu].;
point13 = [x yf z0].;
point14 = [x yf/2 z0].;
point15 = [x y0 z0].;
qr1 = leg.ikcon(SE3(point11));
qr2 = leg.ikcon(SE3(point12));
qr3 = leg.ikcon(SE3(point13));
qr4 = leg.ikcon(SE3(point14));
qr5 = leg.ikcon(SE3(point15));
[qR1,qd,qdd]. = jtraj(qr1, qr2, t);
[qR2,qd,qdd]. = jtraj(qr2, qr3, t);
[qR3,qd,qdd]. = jtraj(qr3, qr4, t);
[qR4,qd,qdd]. = jtraj(qr4, qr5, t);
qR= [qR1;qR2;qR3;qR4].;
```

```

%%% Left Leg %%%
point21 = [x y0 z0].;
point22 = [x yb/2 z0].;
point23 = [x yb z0].;
point24 = [x yb/2 zu].;
point25 = [x y0 z0].;
ql1 = leg.ikcon(SE3(point21));
ql2 = leg.ikcon(SE3(point22));
ql3 = leg.ikcon(SE3(point23));
ql4 = leg.ikcon(SE3(point24));
ql5 = leg.ikcon(SE3(point25));
[qL1,qd1,qdd1]. = jtraj(ql1, ql2, t);
[qL2,qd2,qdd2]. = jtraj(ql2, ql3, t);
[qL3,qd3,qdd3]. = jtraj(ql3, ql4, t);
[qL4,qd4,qdd4]. = jtraj(ql4, ql5, t);
qL= [qL1;qL2;qL3;qL4].;

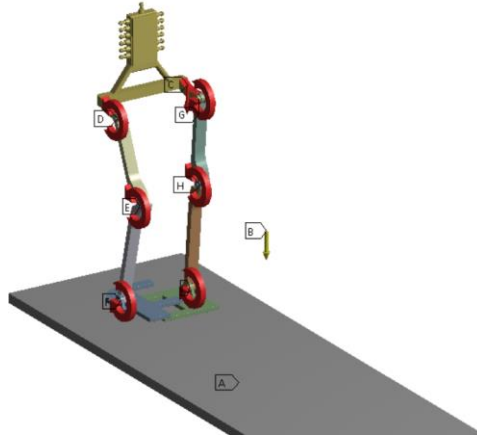
```



EK B

B: pos2
Static Structural
Time: 1, s
27.05.2019 18:48

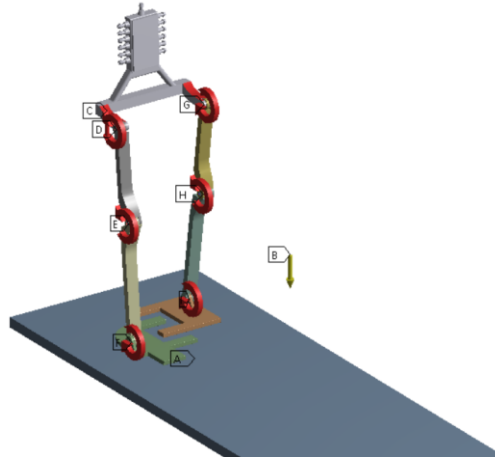
- A** Mesnet Noktası
- B** Yer Çekimi: 9806,6 mm/s²
- C** İnsan Ağırlığı: 392,2 N
- D** Sağ Kalça: 0, °
- E** Sağ Diz: 0, °
- F** Sağ Ayak Bileği: 0, °
- G** Sol Kalça: 0, °
- H** Sol Diz: 0, °
- I** Sol Ayak Bileği: 0, °



(a)

C: pos3
Static Structural
Time: 1, s
27.05.2019 22:02

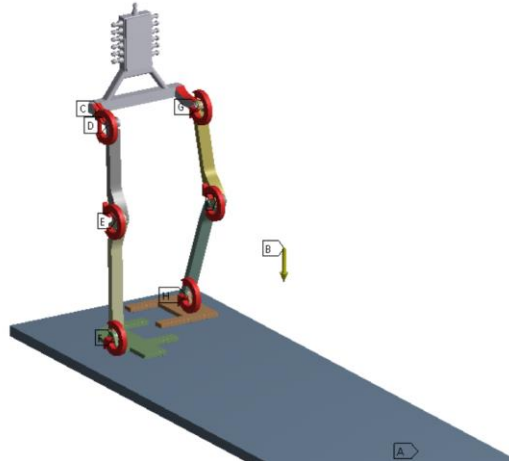
- A** Mesnet Noktası
- B** Yer Çekimi: 9806,6 mm/s²
- C** İnsan Ağırlığı: 392,2 N
- D** Sağ Kalça: 0, °
- E** Sağ Diz: 0, °
- F** Sağ Ayak Bileği: 0, °
- G** Sol Kalça: 0, °
- H** Sol Diz: 0, °
- I** Sol Ayak Bileği: 0, °



(b)

D: pos4
Static Structural
Time: 1, s
27.05.2019 22:04

- A** Mesnet Noktası
- B** Yer Çekimi: 9806,6 mm/s²
- C** İnsan Ağırlığı: 392,4 N
- D** Sağ Kalça: 0, °
- E** Sağ Diz: 0, °
- F** Sağ Ayak Bileği: 0, °
- G** Sol Kalça: 0, °
- H** Sol Ayak Bileği: 0, °
- I** Sol Diz: 0, °



(c)

Şekil B.1 : Yapısal Analiz Senaryoları: (a) Pozisyon 2 (b) Pozisyon 3 (c) Pozisyon 4

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : Haldun Köktaş
Doğum Tarihi ve Yeri : 03.10.1993 / Balçova
E-posta : haldun.koktas@btu.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2016, Yıldız Teknik Üniversitesi, Makine Fakültesi, Makine Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- Araştırma Görevlisi – Bursa Teknik Üniversitesi (Mayıs 2017 – devam ediyor)

TEZDEN TÜRETİLEN ESERLER, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- Köktaş, H., Kanber, B. (2018). Mechanical Design and Finite Element Analysis of a Pneumatic Artificial Muscle Powered Lower Limb Exoskeleton. *2nd International Symposium on Innovative Approaches in Scientific Studies (ISAS)*, 239-245. Samsun. Kasım 30 - Aralık 2.

DİĞER ESERLER, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- Bilgin, M., Köktaş H. (2017). Word2Vec Based Sentiment Analysis for Turkish Texts. *International Conference on Engineering Technologies (ICENTE)*, (ss.106-109). Konya: Selçuk Üniversitesi, Aralık 7-9.