

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜRÜME DESTEĞİ İÇİN DIŞ İSKELET SİSTEMİ**  
**BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIMI VE**  
**OPTİMİZASYONU**

**Oğuzhan DAŞ**

**Haziran, 2015**

**İZMİR**

**YÜRÜME DESTEĞİ İÇİN DIŞ İSKELET SİSTEMİ  
BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIMI VE  
OPTİMİZASYONU**

**Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü  
Yüksek Lisans Tezi  
Makine MühendisliĐi Anabilim Dalı, Mekanik Programı**

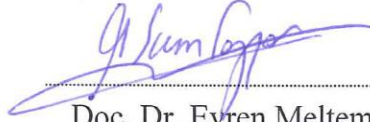
**OĞuzhan DAŞ**

**Haziran, 2015**

**İZMİR**

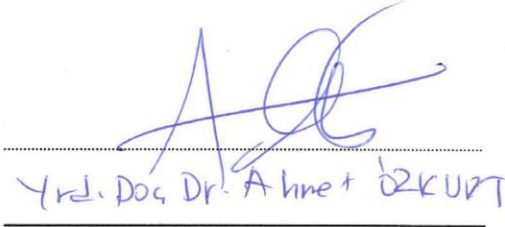
## YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

OĞUZHAN DAŞ tarafından DOÇ. DR. EVREN MELTEM TOYGAR yönetiminde hazırlanan, “YÜRÜME DESTEĞİ İÇİN DIŞ İSKELET SİSTEMİ BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIMI VE OPTİMİZASYONU” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

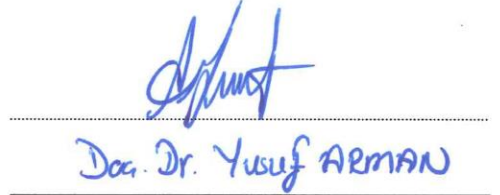


Doç. Dr. Evren Meltem TOYGAR

Yönetici



Jüri Üyesi



Jüri Üyesi



Prof. Dr. Ayşe OKUR

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim süresince bana her daim yardımcı olan, bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen başta değerli hocam Doç. Dr. Evren Meltem TOYGAR 'a sonsuz en içten teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Yardımları ve ilgilerinden ötürü Yrd. Doç. Dr. Ahmet ÖZKURT ve Doç. Dr. Yusuf ARMAN'a en içten teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Ayrıca çalışma boyunca her türlü yardım ve destekte bulunan Murat KARAGÖZ'e teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Son olarak eğitim ve öğretim hayatımda her zaman yanımda olan ve her türlü desteği benden esirgemeyen aileme de teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Oğuzhan DAŞ

# YÜRÜME DESTEĞİ İÇİN DIŞ İSKELET SİSTEMİ BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIMI VE OPTİMİZASYONU

## ÖZ

Başta sosyal yaşam olmak üzere birçok alanda güç gerektiren hareket veya hareket kümesi mevcuttur. Bu hareketlerin bir kısmı uygulanabiliyor iken bir kısmı da güç yetersizliği ve sağlık sorunları nedeniyle gerçekleştirilememektedir. Bu engeli ortadan kaldırmak ya da kısmi de olsa güç gerektiren bu hareketleri uygulamak için güçlendirilmiş dış iskelet sistemler ortaya çıkmıştır. Alt ekstremitelerde dış iskelet sistemleri, bacaklar vasıtasıyla yapılan fakat bir rahatsızlık sebebiyle gerçekleştirilemeyen hareketlerin yapılmasını kolaylaştırmak veya tamamen yaptıracak gücü sağlamak, alt ekstremitelerde bozukluğu olan hastaların rehabilitasyon sürecine de katkıda bulunması ve hayat kalitesini yükseltmek amacıyla tasarlanmış sistemlerdir. Bu çalışma kapsamında, 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında tamamlanmış olan 5000 serisi alüminyum çerçeveli alt ekstremitelerde eksoskeleton (dış iskelet) sisteminin kütlesi hafifletirilip mukavemetinin artırılması hedeflenerek, tasarımın iyileştirilmesi ve geliştirilmesi yapılmıştır. Çalışmanın sonraki aşamalarından olan motor seçimi için gereken eklem tork ihtiyacı ve harcanan güç miktarının tespiti için SolidWorks programı aracılığıyla sanal yürüme simülasyonu gerçekleştirilmiş ve 110M063 numaralı TÜBİTAK projesinde elde edilen kritik durum verileri kullanılarak sistemin emniyet durumunu tespit etmek amacıyla statik analiz yapılmıştır. Bununla birlikte, daha ileride yapılacak olan çalışmalara bir zemin oluşturmak, bir fikir vermek amacıyla bir öngörü modeli tasarlanmış, sanal yürüme simülasyonları ile sistem emniyetini ölçmek amacıyla kritik durumlarda statik analizler yapılmıştır. Geliştirilen bu iki sistem birbiriyle ve 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında prototipi üretilen sistem ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın bir bölümü Yıldız Teknik Üniversitesi'nde düzenlenen Mekatro 15 isimli panelde de sunulmuştur.

**Anahtar kelimeler:** Güçlendirilmiş dış iskelet sistemi, eksoskeleton, alt ekstremitelerde, yürüme analizi, bilgisayar destekli tasarım.

# COMPUTER AIDED DESIGN AND APPLICATION OF EXOSKELETON SYSTEM FOR GAIT ASSISTANCE

## ABSTRACT

There are many fields, socially foremost, that requires man power . Some of these actions can't be done because of the necessity of extreme power or some disorders. In order to solve such problems entirely or partially, powered exoskeletons have been shown up. Lower extremity exoskeleton systems are just one of the kind of powered exoskeleton systems. The main purpose of designing is normalizing the quality of life of patients who have difficulties with performing simple actions in their lifes and make that system usable in rehabilitation are also considered. Therefore, such a system also can provide power to people who struggle with performing an action with their legs because of lack of power. In this study, a prototype of lower extremity exoskeleton system with 5000 Series Aluminum frame which is studied in 110M063 numbered TUBITAK project, have been discussed in terms of optimization of weight and strength in order to improve the current design. Analyses and virtual gait simulations have been performed in SolidWorks 2013 with data that obtained from 110M063 numbered TUBITAK project and Dokuz Eylul University Physical Medicine and Rehabilitation Gait Lab, due to get the required torque values for joints and the power consumption values, which can be used for motor selection in next study. A foresight model has designed in order to create a basis for future work . Virtual gait simulations and critical state analyses has also carried out for this model. Finaly both model are compared with each other and also compared with the former system and other worldwide studies. A part of study has been presented in a panel discussion named Mekatro 15 in Yıldız Technical University.

**Keywords:** Powered exoskeleton system, exoskeleton, lower extremity, gait analysis, computer aided design.

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZ .....	iv
ABSTRACT .....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ . . . . .	ix
TABLolar LİSTESİ. . . . .	xii
<b>BÖLÜM BİR – EKSOSKELETON SİSTEMLER.....</b>	<b>1</b>
1.1 Tanım.....	1
1.2 Tarihçe.....	2
<b>BÖLÜM İKİ – TEMEL KAVRAMLAR.....</b>	<b>5</b>
2.1 Fiziksel Terimler .....	5
2.2 Sağlık Alanında Kullanılan Terimler .....	6
2.3 Boyutsal Terimler.....	8
<b>BÖLÜM ÜÇ – YÜRÜME.....</b>	<b>10</b>
3.1 Yürüme Döngüsü .....	10
3.2 Yürümenin Ön Koşulları .....	12
3.2.1 Denge.....	12
3.2.2 Vücudun İlerlemesi. ....	14
3.2.2.1 Yürüme Sırasında Basma Fazındaki Ayağın Hareketleri.....	15
3.2.2.1.1 Topukta Dönme .....	15
3.2.2.1.2 Ayak Bileğinde Dönme .....	15
3.2.2.1.3 Ön Ayakta Dönme.....	15
3.2.2.2 Salınım Fazındaki Ekstremitenin Vücut İlerlemesine Katkısı .....	15

3.2.2.2.1 Salınım Öncesi Diz Fleksiyonu .....	16
3.2.2.2.2 Salınım Fazı Kalça Fleksiyonu.....	16
3.2.2.2.3 Salınım Fazı Diz Ekstansiyonu .....	16
3.2.3 Şok Absorbsiyonu .....	16
3.2.4 Yürümede Enerji Tüketimi.....	17
<b>BÖLÜM DÖRT – YÜRÜME ANALİZİ .....</b>	<b>18</b>
4.1 Basma Fazı .....	18
4.1.1 İlk Değme .....	19
4.1.2 Yüklenme .....	19
4.1.3 Basma Ortası .....	20
4.1.4 Basma Sonu .....	21
4.1.5 Salınım Öncesi .....	21
4.2 Salınım Fazı.....	22
4.2.1 Erken Salınım .....	22
4.2.2 Salınım Ortası.....	23
4.2.3 Salınım Sonu .....	24
<b>BÖLÜM BEŞ – TEK ALT EKSTREMİTE DIŞ İSKELET SİSTEMİ .....</b>	<b>25</b>
5.1 5000 Serisi Alüminyum Tasarım .....	26
5.2 Karbon Fiber Kompozit Tasarım .....	27
5.2.1 Karbon Fiber Kompozit Tasarımın Küle Özellikleri .....	28
5.2.2 Karbon Fiber Kompozit Tasarımın Mekanik Özellikleri .....	28
5.2.3 65 kg Kütleye Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları.....	29
5.2.3.1 Statik Analiz Sonuçları.....	29
5.2.3.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları.....	32
5.2.4 80 kg Kütleye Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları.....	37
5.2.4.1 Statik Analiz Sonuçları.....	37



5.2.4.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları.....	40
5.3 Cidarlı Çubuklu Öngörü Modeli .....	43
5.3.1 Cidarlı Çubuklu Öngörü Modelinin Küle Özellikleri .....	44
5.3.2 Öngörü Modeli, 65 kg Kütleye Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan En Küçük ve En Büyük Bacak Boyuna Göre Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları.....	45
5.3.2.1 Statik Analiz Sonuçları.....	45
5.3.2.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları.....	47
5.3.3 Öngörü Modeli, 80 kg Kütleye Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan En Küçük ve En Büyük Bacak Boyuna Göre Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları.....	53
5.3.3.1 Statik Analiz Sonuçları.....	53
5.3.3.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları.....	55
<b>BÖLÜM ALTI - SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME .....</b>	<b>62</b>
6.1 5000 Serisi Alüminyum Tasarım ile Yeni Tasarımların Karşılaştırılması.....	62
6.2 Çalışmanın Literatür ile Karşılaştırılması ve Gelecek Çalışmalar .....	67
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>69</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>74</b>

## ŞEKİLLER LİSTESİ

	<b>Sayfa</b>
Şekil 1.1 Hardiman dış iskelet sistemi .....	3
Şekil 2.1 Taşınan ve taşıyıcı birimler .....	7
Şekil 2.2 Vücut düzlemleri.....	9
Şekil 3.1 Beş uzuvlu insan modeli .....	10
Şekil 3.2 Yürüme döngüsü.....	11
Şekil 3.3 Tek destek ve çift destek fazları.....	11
Şekil 3.4 Vücut ağırlık merkezinin (VAM) koronal düzlemdeki değişimi.....	13
Şekil 3.5 Vücut ağırlık merkezinin (VAM) sağital düzlemdeki değişimi .....	14
Şekil 4.1 İlk değme .....	19
Şekil 4.2 Yüklenme.....	20
Şekil 4.3 Basma ortası.....	20
Şekil 4.4 Basma sonu .....	21
Şekil 4.5 Salınım öncesi.....	22
Şekil 4.6 Erken salınım .....	23
Şekil 4.7 Salınım ortası .....	23
Şekil 4.8 Salınım sonu .....	24
Şekil 5.1 5000 serisi alüminyum sistemi tasarımı ve prototipi .....	26
Şekil 5.2 65 kg kütle ve 1. durum için statik analiz sonucu.....	30
Şekil 5.3 65 kg kütle ve 2. durum için statik analiz sonucu.....	31
Şekil 5.4 65 kg kütle ve 3. durum için statik analiz sonucu.....	32
Şekil 5.5 Kalça (pelvis) eklemi mafsalsal açı değeri – zaman eğrisi .....	33
Şekil 5.6 Diz eklemi mafsalsal açı değeri – zaman eğrisi .....	33
Şekil 5.7 Bilek eklemi mafsalsal açı değeri – zaman eğrisi .....	33
Şekil 5.8 65 kg için kalça eklem torku – zaman eğrisi.....	35
Şekil 5.9 65 kg için diz eklem torku – zaman eğrisi .....	35
Şekil 5.10 65 kg için bilek eklem torku – zaman eğrisi .....	35
Şekil 5.11 65 kg için kalça eklemi harcanan güç – zaman eğrisi.....	36
Şekil 5.12 65 kg için diz eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	36
Şekil 5.13 65 kg için bilek eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	37
Şekil 5.14 80 kg kütle ve 1. durum için statik analiz sonucu.....	38

Şekil 5.15 80 kg kütle ve 2. durum için statik analiz sonucu.....	39
Şekil 5.16 80 kg kütle ve 3. durum için statik analiz sonucu.....	40
Şekil 5.17 80 kg için kalça eklem torku – zaman eğrisi.....	40
Şekil 5.18 80 kg için diz eklem torku – zaman eğrisi .....	41
Şekil 5.19 80 kg için bilek eklem torku – zaman eğrisi .....	41
Şekil 5.20 80 kg için kalça eklemi harcanan güç – zaman eğrisi.....	42
Şekil 5.21 80 kg için diz eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	42
Şekil 5.22 80 kg için bilek eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	42
Şekil 5.23 Öngörü modeli .....	43
Şekil 5.24 Öngörü modeli, 65 kg kütle ve 1. durum için statik analiz sonucu .....	45
Şekil 5.25 Öngörü modeli, 65 kg kütle ve 2. durum için statik analiz sonucu .....	46
Şekil 5.26 Öngörü modeli, 65 kg kütle ve 3. durum için statik analiz sonucu .....	47
Şekil 5.27 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için kalça eklem torku – zaman eğrisi.....	48
Şekil 5.28 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için kalça eklem torku – zaman eğrisi.....	48
Şekil 5.29 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için diz eklem torku – zaman eğrisi.....	48
Şekil 5.30 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklem torku – zaman eğrisi.....	49
Şekil 5.31 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklem torku – zaman eğrisi.....	49
Şekil 5.32 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklem torku – zaman eğrisi.....	49
Şekil 5.33 Öngörü model, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	50
Şekil 5.34 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	50
Şekil 5.35 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	51
Şekil 5.36 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	51

Şekil 5.37 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	51
Şekil 5.38 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	52
Şekil 5.39 Öngörü modeli, 80 kg kütle ve 1. durum için statik analiz sonucu .....	53
Şekil 5.40 Öngörü modeli, 80 kg kütle ve 2. durum için statik analiz sonucu .....	54
Şekil 5.41 Öngörü modeli, 80 kg kütle ve 3. durum için statik analiz sonucu .....	55
Şekil 5.42 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için kalça eklem torku – zaman eğrisi.....	56
Şekil 5.43 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için kalça eklem torku – zaman eğrisi.....	56
Şekil 5.44 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için diz eklem torku – zaman eğrisi.....	56
Şekil 5.45 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklem torku – zaman eğrisi.....	57
Şekil 5.46 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklem torku – zaman eğrisi.....	57
Şekil 5.47 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklem torku – zaman eğrisi.....	57
Şekil 5.48 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	58
Şekil 5.49 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	59
Şekil 5.50 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	59
Şekil 5.51 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	59
Şekil 5.52 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	60
Şekil 5.53 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç – zaman eğrisi .....	60

## TABLULAR LİSTESİ

	<b>Sayfa</b>
Tablo 5.1 STD CF kumaşının bazı mekanik özellikleri.....	27
Tablo 5.2 Karbon fiber tasarımının kütle özellikleri.....	28
Tablo 5.3 Statik analizin yapıldığı üç kritik durum .....	29
Tablo 5.4 Normal yürüyüş verileri.....	34
Tablo 5.5 Öngörü modeli kütle özellikleri.....	44
Tablo 5.6 Öngörü modeli eklemler arası boyutlar .....	44
Tablo 6.1 Sistemlerin küle bakımından Karşılaştırılması.....	62
Tablo 6.2 Sistemlerin aynı boyut ve 65kg için mukavemet, tork ve güç bakımından karşılaştırılması .....	62
Tablo 6.3 Sistemlerin aynı boyut ve 80kg için mukavemet, tork ve güç bakımından karşılaştırılması .....	63
Tablo 6.4 En büyük ve en küçük boyutlu öngörü modeli tüm kütleler için analiz ve simülasyon sonuçları .....	64

## **BÖLÜM BİR**

### **EKSOSKELETON SİSTEMLER**

#### **1.1 Tanım**

Eksoskeleton, kelime olarak exo ve skeleton kelimelerinin birleşmesinden meydana gelmiştir. Exo, dış; skeleton, iskelet anlamına gelmektedir. Bundan dolayı Türkçe'ye "Dış İskelet" olarak geçmiştir. Teknolojik bir kavramdan çok biyolojik bir kavramdır. Eklemli canlıların iskelet sistemine verilen isimdir. Sert ve dayanıklı olmasıyla birlikte canlıya dışarıdan bir destek sağlaması ve hareket kabiliyetini geliştirmesi sebebi ile biyomekanik literatürüne de aynı isimle geçtiği düşünülmektedir. Ampüte olmayan uzuvların hareket yeteneğini kaybetmesi veya unutulması durumunda veya insanı zorlayabilecek veya aşabilecek güç gerektiren uygulamalarda kullanılmak üzere tasarlanan, sağlıklı ve hasta kişilerin hareket verileri kullanılarak; pil, motor gibi güç kaynakları vasıtasıyla hareketin sağlandığı ve çeşitli mekanizmalar vasıtasıyla hareketin güçlendirilerek veya zayıflatılarak iletildiği ortez sistemlere *eksoskeleton sistemler* denir.

İnsanlar, günlük hayatlarını devam ettirebilmek veya bir işi tamamlayabilmek amacıyla sürekli hareket içerisindeyler. Sağlıklı bireyler, bu temel hareketleri gerçekleştirebiliyorlarken hasta bireylerde bazen bu hareketler yapılamamaktadır. Temel olarak nitelendirilen hareketler yürümek, eğilmek, kapı açmak, yazı yazmak vb. hareketler veya hareketler kümesidir. Bununla birlikte sağlıklı bireylerin de güç yeterliliğini aşan hareketleri gerçekleştiremediği bilinmektedir. Bu hareketlere örnek olarak; hemşirelerin insanları taşınması, askerlerin ağır mühimmatları taşınması, yangın durumunda bir itfaiyecinin taşınabilir ve ağır bir söndürücü tüpü taşınması gibi hareketler verilebilir. İnsan tarafından yapılacak olan gerçekleştirilmesi güç bu hareketleri mümkün kılmak, temel hareketleri öğretmek ve insanların yaşam seviyesini yükseltmek amacıyla güçlendirilmiş eksoskeleton sistemler kavramı ortaya çıkmıştır.

## 1.2 Tarihçe

Nicholas Yagn isimli bir Rus tarafından 1890 yılında geliştirilen en eski dış iskelet sistemine benzeyen sistemdir. Bu sistem öncelikli olarak yürüme, zıplama ve koşma gibi temel hareketlere odaklanmıştır. Harekete destek olacak gücü veren enerjiyi depolayan bir gaz deposu mevcut olmasına rağmen uygulamada pasif kalmış ve insan gücüne ihtiyaç duymuş bir sistemdir (Yagn, 1890).

1917 yılında Leslie C.Kelley isminde bir Amerikalı, buhar motorunun yönlendirdiği bir sistem tasarlayarak yapay bağlarla kullanıcının hareketine paralel hareketi sisteme yaptırmaktadır. Fakat bu sistemin enerji üretebilmesi yine kullanıcıya bağlı kalmıştır (Leslie, 1917).

Dış iskelet anlamında üretilen ilk taşınabilir sistem A.B.D. Silahlı Kuvvetleri ile General Electric iş birliğinde geliştirilmiştir. Hardiman olarak adlandırılan bu ilk sistem 110 kilogramı 4.5 kiloymuş gibi kaldırmıştır. Gücü, elektronik ve hidrolikler tarafından sağlanan bu sistemde ayrıca 1'e 25'lik bir kuvvet taşıma yeterliliğini arttırmak söz konusudur. Yani bu sistemle 25 kiloluk bir cismi taşımak ile bu sistemi giymeden 1 kiloluk bir cismi taşımak eş değer hale getirilmiştir. Hardiman sistemi ilk başlarda dışarıdan umut verici gözükse de aşılması gereken bir çok sorunu vardı. Bu büyük metal yapının en önemli sorunu ağırlıktı. Bununla birlikte sistemi giyen kişi ile sistemin kendisi arasında hareketsetel uyumsuzluklar mevcuttu. Yürüme hızındaki yavaşlık, sinyallere cevap verme zamanının uzunluğu gibi daha birçok sorundan dolayı proje başarısız olarak nitelendirildi (Fick, 1971).



Şekil 1.1 Hardiman dış iskelet sistemi (G.E. Hardiman, b.t.)

Daha sonraki zamanlarda Şekil 1’de görülebildiği üzere tek kol dış iskelet sistemi üzerinde durulmuştur. 600 kilo taşıma kapasitesi hedeflenirken yaklaşık 340 kilo kaldırabilen Hardiman projesi bir süre sonra kısıtlanmıştır (Bellis, b.t.).

Belgrade eksoskeletonu insan boyutlarında, alt iskelet robot tasarımıdır. Amacı; belden aşağısı felçli kişileri rehabilite etmektir. Hardiman projesi gibi o da kendi güç kaynağını taşımayı gerçekleştirememiştir. Fakat bu proje, sıfır moment noktası kontrolünü ortaya çıkarmıştır, bu da hala insansı robotlarda kullanılmaktadır (Vukobratovic, Hristic ve Stojiljkovic, 1974).

1986 yılında bir paraşüt kazası sonucu belini kıran A.B.D. ordusunda görevli bir asker olan Monty Reed, Lifesuit (yaşam giysisi) adı altında bir dış iskelet prototipi geliştirmiştir (Reed, 2012). 2001 yılında prototip LS1 adı altında üretime geçti. 2003 yılında ise LS6 önemli bir gelişme kat ederek insan yürüyüş döngüsünü kaydetmeye ve bu döngüyü uygulayabilmeye başladı. 2005 yılında LS12 ye yükseltelen sistem yarışlara katılmaya başladı ve ödüller aldı. LS12 sistemi 5km yi yaklaşık 90 dakikada tamamlamıştır. Mevcut sistem olan LS14 prototipi tam şarj halinde 92 kg taşıyarak 1,2 km yol alabilmektedir (Powered exoskeleton, 2008).



Özellikle 2000'li yıllardan itibaren dış iskelet sistemleri üzerine yapılan son derece önemli ve başarılı çalışmalar mevcuttur. 2000 yılında üretilen HULC sistemi askerlerin 90 kg en büyük yükü saatte 16km hızla taşımaya yardım etmesi amacıyla tasarlanmış olup Lockheed Martin bünyesinde tasarlanmıştır. (Stoker, 2012).

2006 yılında BLEEX sistemi Berkeley Üniversitesi tarafından toplamda 7 serbestlik derecesine sahi askeri amaçla tasarlanmış alt ekstremite eksoskeleton sistemlerden birisidir (Zoss, Kazerooni ve Chu, 2006). 2007 yılında üretilen ReWalk isimli model paraplejik olanların yürümesini sağlamış bir sistemdir (Zeilig ve diğer., 2012). Berkeley bünyesinde çalışmalarına başlanan eLEGS yine paraplejik olanların yürümesi amacı ile 2011 yılında tamamlanan bir diğer sistem olup aynı zamanda 2013 yılında yapılan geliştirmelerle bir tekerlekli sandalye fiyatına alınabilen bir sistemdir (Shwartz, 2011). Son olarak Honda'nın da daha sonradan katıldığı, sağlık sektöründe hizmet verenlere ve yürüme engeli olan kişilere destek amacıyla HAL (Hybrid Assistive Limb) sistemi 2011 yılında Tsukuba Üniversitesi ile Cyberdyne kurumunun çabaları sonucu üretilmiştir (Sankai, 2010).

## BÖLÜM İKİ

### TEMEL KAVRAMLAR

Yapılan çalışmada fiziksel, boyutsal ve sağlık alanındaki terimler kullanılmıştır.

#### 2.1 Fiziksel Terimler

*Kuvvet (Force)* : Bir cisim hareket ettiren etkidir. Birimi Newton (N)'dur (Yalçın ve Berker, 2001).

*Kütle (mass)*: Bir cismin içerdiği madde miktarıdır. Birimi kilogram (kg)'dır (Yalçın ve Berker, 2001).

*Hareket*: Bir cismin yer değiştirmesidir. Bir cisme doğrusal bir kuvvet uygulandığında oluşan hareket, *doğrusal harekettir*. Birimi metre (m)'dir. Dönen cisimlerin hareketine ise *dairesel hareket denir*. Eklemler dönel hareket yaptığı için yürümeyi incelerken açısal hareket değerlendirilir. Birimi derece ( $^{\circ}$ )'dir (Yalçın ve Berker, 2001).

*Hız*: Birim saniyede alınan mesafedir. Birimi m/s veya derece/s'dir (Yalçın ve Berker, 2001).

*İvme*: Birim zamandaki hız değişimine verilen addır. Birimi  $m/s^2$  veya  $derece/s^2$ 'dir (Yalçın ve Berker, 2001).

*Moment*: Bir kuvvetin döndürücü etkisine verilen isimdir. Dairesel harekete neden olur. Uygulanan kuvvetin büyüklüğünün kaldıraç kolunun uzunluğuyla çarpımı ile hesaplanır . Bir eklemin stabil olabilmesi için saat yönündeki kuvvetlerin saatin ters yönündekilere eşit olması gerekir (Yalçın ve Berker, 2001).

*Enerji:* İş yapabilme yeteneğidir. Potansiyel enerji depolanmış enerjidir. Yürürken vücut ağırlık merkezi yerden yükseldiğinde potansiyel enerji artar. Kinetik enerji ise hareket esnasındaki enerjidir (Yalçın ve Berker, 2001).

*İş (Work):* Bir F kuvvetinin bir cisimi x kadar hareket ettirdiğinde iş yapılır. Cisim hareket etmezse kuvvet harcansa bile iş yapılmamıştır. Birimi Joul (J) dir (Yalçın ve Berker, 2001).

*Güç (Power):* Birim zamanda yapılan işe güç denir. Birimi Watt (W)'tır (Yalçın ve Berker, 2001).

*Newton'un Birinci Yasası (Atalet - Eylemsizlik):* Bir cismin bulunduğu konumu koruma isteğine eylemsizlik denir. Hareketli bir cisme kuvvet uygulanmadıkça hareket devam eder (Yalçın ve Berker, 2001).

*Newton'un İkinci Yasası:* Bir cisme kuvvet uygulanırsa cisim kuvvet yönünde hızlanarak hareket eder (Yalçın ve Berker, 2001).

*Newton'un Üçüncü Yasası (Etki = Tepki):* Her kuvvete karşı yönü ilk kuvvete ters, büyüklüğü aynı olan bir kuvvet doğar. Hareket eden insanın vücuduna etki eden kuvvetler üç grupta incelenebilir:

1. Ağırlık kuvveti (Yerçekimi ivmesi ile oluşur.)
2. Doğrusal kuvvetler
3. Döndürücü kuvvetler (Yalçın ve Berker, 2001).

## **2.2 Sağlık Alanında Kullanılan Terimler**

*Vücut Ağırlık Merkezi – VAM (Center of Mass - COM):* Ayakta anatomik pozisyonda duran bir insanda vücudun ağırlık merkezinin resimde kırmızı nokta ile görüldüğü gibi olduğu varsayılır. Vücudun bir hareketi ile bu noktanın yeri değişir.

Yerçekimi insan vücudunu etkileyerek VAM' dan yere doğru inen ağırlık kuvvet vektörünü oluşturur (Yalçın ve Berker, 2001).

*Destek Alanı Merkezi – DAM (Center of Pressure – COP) :* Ayağın yere basan alanının orta noktasıdır. Yürüme sırasında sürekli olarak yer değiştirir. Ağırlık kuvveti vektörü DAM'dan geçtiğinde denge sağlanır (Yalçın ve Berker, 2001).

*Yer tepkimesi kuvveti – YTK (Ground Reaction Force - GRF ) :* Newton'un üçüncü kanununa göre ayakta duran insanın yerde oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne, yer de büyüklüğü aynı, yönü ters bir kuvvet vektörü ile karşılık verir.

Buna yer tepkimesi kuvveti vektörü (YTKV) denir. Yürürken YTKV vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşur ve yürüme sırasında yönü ve büyüklüğü sürekli değişir (Yalçın ve Berker, 2001).

*Taşıyıcı ve Taşınan Birimler:* Yürümenin incelenmesinde vücut taşıyıcı ve taşınan birimler olmak üzere ikiye ayrılır. Taşınan birim baş, gövde ve kollardır (Yazğan ve Şen, 2010). Taşıyıcı birimler ise kalça (pelvis), ayaklar ve bacaklardır. Uyluk ve baldır, eklemlere vücudu hareket ettirmede yardımcı olur.



Şekil 2.1 Taşınan ve taşıyıcı birimler (Yazğan ve Şen, 2010)

*Fleksiyon:* Eklemlerin bükülme eylemini anlatmak için kullanılan terimdir (Jones, 2015).

*Plantar fleksiyon:* Ayağı -ayak bileği ekleminden- ayak sırtı, bacağı ön yüzünden uzaklaşacak şekilde arkaya doğru bükme hareketini açıklamak için kullanılan terimdir (Toygar ve diğer., 2013).

*Dorsifleksör:* Arkaya doğru bükülmesini sağlayan kas (Toygar ve diğer., 2013).

*Ekstansiyon:* Fleksiyonun aksine eklemlerin düzleşme eylemini anlatmak için kullanılan terimdir (Jones, 2015).

*Rotasyon:* Eklemlerin dönme eylemini anlatmak için kullanılan terimdir (Toygar ve diğer., 2013).

*Abduction/Adduction:* Uzaklaşma (abduction) ve yaklaşma (adduction) eylemlerini anlatmak için kullanılan terimlerdir (Jones, 2015).

*Lumbar Vertebra:* Bel omuru (Lumbar vertebrae, b.t ).

*Gastroknemius:* Baldır kası (Schumann, 2011).

*Kuadriseps / Triseps / Soleus:* Ön femurda bulunan dörtlü kas grubu (kuadriseps). Arka femurda bulunan üçlü kas grubu (triseps) (Schumann, 2011) . Arka baldırda bulunan kas (soleus) (Schumann, 2011).

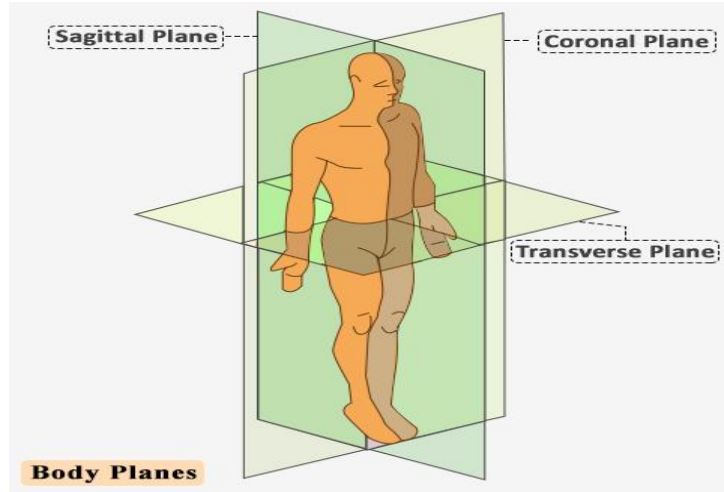
### **2.3 Boyutsal Terimler**

Boyutsal terimler yürümenin yönü için önem arz etmektedir. Şekil 2.2'de vücut düzlemleri verilmiştir.

*Yan Düzlem (Sajital Düzlem – Sagittal Plane)* : Yandan bakıldığında görülen düzleme verilen addır. Gövdeyi sağ ve sol olmak üzere iki bölüme ayıran düzlemdir (Yalçın ve Berker, 2001).

*Üst Düzlem (Transvers Düzlem – Transverse Plane)* : Üstten bakıldığında görülen düzleme verilen addır. Gövdeyi alt ve üst olmak üzere iki bölüme ayıran düzlemdir (Yalçın ve Berker, 2001).

*Ön Düzlem ( Frontal/Koronal Düzlem – Frontal/Coronal Plane)* : Önden bakıldığında görülen düzleme verilen addır. Gövdeyi ön ve arka olmak üzere iki bölüme ayıran düzlemdir (Yalçın ve Berker, 2001 ).



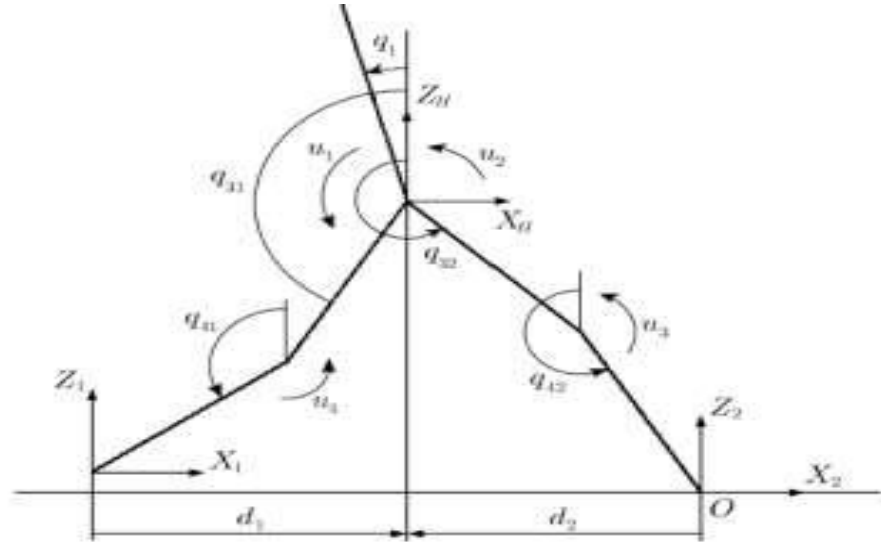
Şekil 2.2 Vücut düzlemleri (Nicks, 2014)

## BÖLÜM ÜÇ

### YÜRÜME

Yürüme bir yerden bir yere gidebilmek amacıyla gövdenin ilerletilmesidir. İki ayak üzerinde dik yürüme memeliler içinde yalnızca insana özgü bir beceridir. Üç milyon yaşındaki en eski insan iskeleti 'Lucy' dik durabilmektedir. Yürüme yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık bir hareket zinciridir (Toygar ve diğer., 2013).

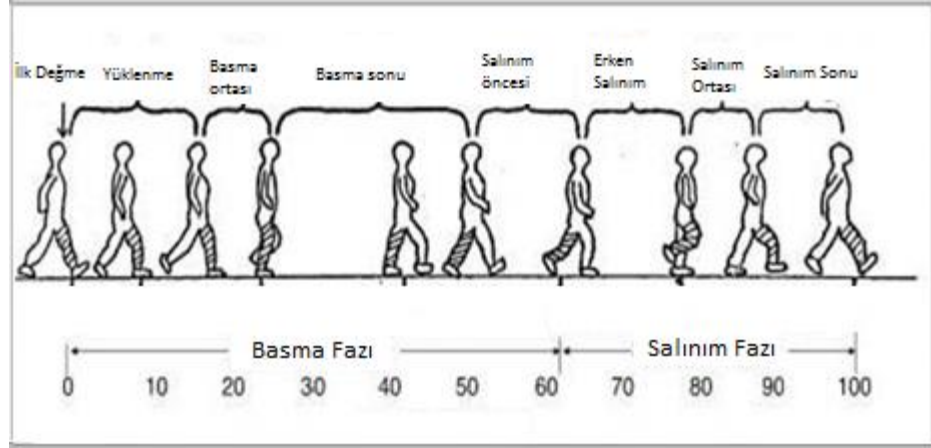
İnsan yürüyüşün altında yatan sistemin anlaşılması için beş uzuvlu insan modeli Şekil 3.1'de gösterilmiştir. Bu uzuvlar gövde, baldır ve uyluklardan meydana gelmektedir (Mu ve Wu, 2004).



Şekil 3.1 Beş uzuvlu insan modeli (Mu ve Wu, 2004)

### 3.1 Yürüme Döngüsü

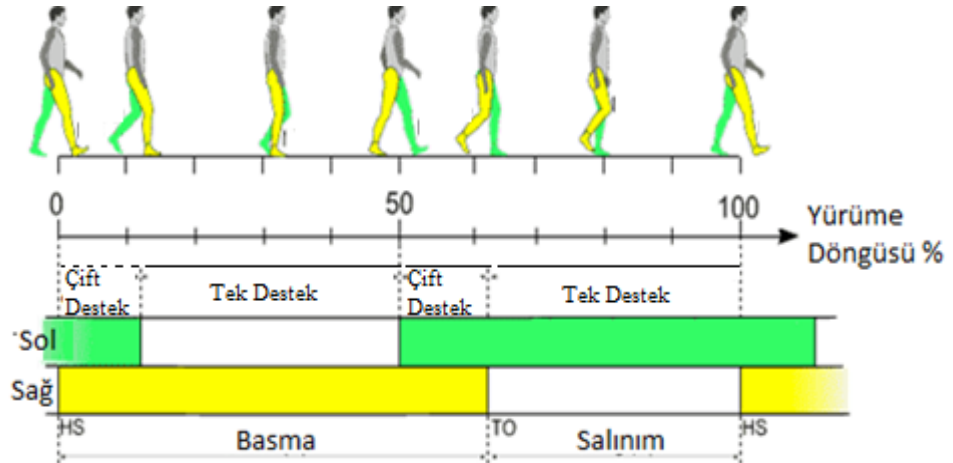
Yürümenin gerçekleşebilmesi için yapılan bir dizi harekete yürüme döngüsü denir. Bu döngüler tekrarlanarak yürüme işlemi sürekli olarak gerçekleştirilir. Yürüme döngüsü 8 aşamadan oluşmaktadır. Şekil 3.2'de gösterildiği gibi bu aşamaların sağlıklı insanlarda %60-62'ı basma (stance) oluştururken kalan %38-40'ını ise salınım (swing) oluşturmaktadır (Toygar ve diğer., 2013).



Şekil 3.2 Yürüme döngüsü ( Koster, b.t. )

Yürüme döngüsü bir alt ekstremitenin yere değmesi ile başlar. Yere değen alt ekstremitenin yer ile temasını kesene kadar basma fazındadır. Yer ile teması kestiğinde ise salınım fazına girer. Döngü, alt ekstremitenin tekrar yere basması ile tamamlanmış olur.

Yürüme döngüsü sırasında Şekil 3.3'te görüldüğü gibi tek destek (single support) ve çift destek (double support) durumları oluşur. Tek destek fazında tüm yük tek alt ekstremitenin üzerindedir. Yani vücut ağırlığı ile kasların yere uyguladığı kuvvet sonucu oluşan tepki kuvvetini tek bacak taşımaktadır. Çift destek fazında ise bu yükler iki alt ekstremitenin de taşınmaktadır.



Şekil 3.3 Tek destek ve çift destek fazları ( Definition and description of the gait cycle, b.t. )



Şekil 3.3 incelendiğinde döngünün yaklaşık %10'una kadar sağ ve sol ayağın yer ile temas halinde olduğunu ve bu sebepten dolayı çift destek fazında olduğunu söyleyebiliriz. Döngünün %10-%50 arasında sadece sağ ayak üzerinde olduğunu ve bu sebepten dolayı tek destek fazında olduğunu söyleyebiliriz. %50-%60 arasında ise döngünün %10'undaki davranışı gösterdiğini ve bu yüzden çift destek fazında olduğunu söyleyebiliriz. Basma fazına geçen ayağın sol ayak olması, salınma geçen ayağın sağ ayak olması sebebiyle tek destek fazının sol ayak için %60-%100 e kadar devam ettiği söylenebilir.

### **3.2 Yürümenin Ön Koşulları**

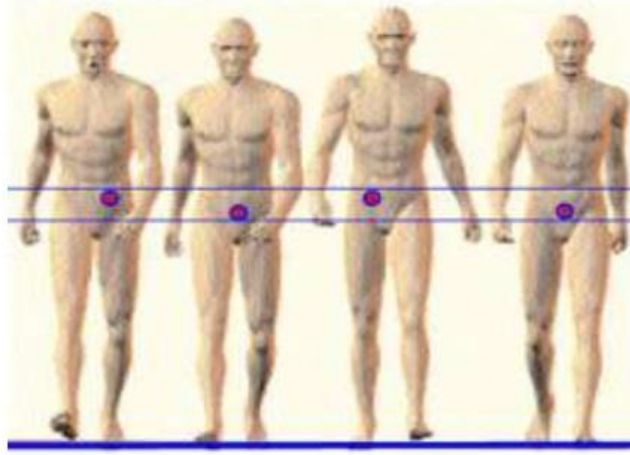
Yürümenin tamamlanması için vücudun dik ve dengede durabilmesi gerekmektedir. Bu sebepten dolayı denge bir önkoşul olarak sunulabilir. Yürüme işleminde vücudun belirli bir yöne hareketi söz konusu olduğundan mevcut kas gücünün vücudu hareket ettirebilecek güce sahip olması da gerekmektedir. Gelen tepkiyi sönmölemek (şok absorpsiyonu) de vücut sağlığı ve yürümenin sağlığı açısından bir önkoşul olarak sunulabilir. Son olarak yürüyüş için harcanan gücün mümkün mertebede az olması daha fazla yürüyüşü ve doğal olarak daha fazla ilerlemeyi sağlar. Dolayısıyla az enerji harcayarak yürümek de ilerleme miktarı için bir ön koşuldur (Toygar ve diğer., 2013).

#### **3.2.1 Denge**

Dik duruş için vücut ağırlık merkezi üzerinden geçen ve yere doğru inen yer tepki kuvveti vektörünün destek alanı merkezinden geçmesi şarttır. Sajital düzlemde bu vektör kalçanın arkası ve dizin önünden geçerek ayak bileğinin yaklaşık 1,5 - 5 cm önüne iner. Ön düzlemde gövde ağırlığının bacaklar tarafından hemen hemen eşit olarak taşınması durumunda destek alanı merkezin ortasına denk gelmektedir. Fakat aslında destek alan merkezi 6mm kadar sağa kaymıştır. Sağ bacak sola göre biraz daha fazla yüklenir (Yalçın ve Berker, 2001).

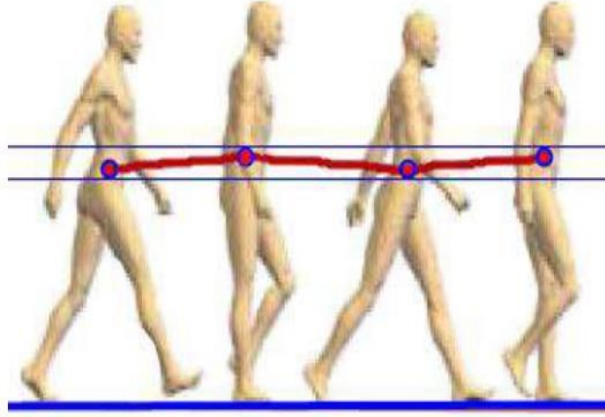
Yürüme sırasında taşınan ağırlık basan ekstremiteden diğer ekstremiteye aktarılır. Destek alan merkezinin yeri ise topuk, taban ve ön ayak arasında değişir yani gövde ağırlığı sırasıyla biraz topukta, biraz tabanda ve biraz da ön ayakta taşınır (Yalçın ve Berker, 2001).

Yer tepkimesi vektörü bir yürüme döngüsü sırasında sürekli yer değiştirir. Yürüme döngüsü boyunca dört kez denge sağlanır. Denge; birinci çift destek fazı, basma ortası fazı, ikinci çift destek fazı ve salınım ortası fazında sağlanmış olur. Diğer tüm fazlarda yer tepki kuvveti vektörü ile destek alanı merkezi üst üste gelmediğinden dengesizlik durumu vardır. (Yalçın ve Berker, 2001).



Şekil 3.4 Vücut ağırlık merkezinin (VAM) koronal düzlemdeki değişimi (Toygar ve diğer., 2013)

Şekil 3.4 'te bir yürüme döngüsü boyunca ağırlık merkezinin ön düzlemdeki değişimi gösterilmiştir. Şekil dikkatlice incelendiğinde, ağırlık merkezinin basan ayak tarafında doğru yöneldiği görülmektedir. Bu durum vücudun sağa sola yalpalanmasını engelleyerek dengeli bir yürüyüş yapmasını sağlar.



Şekil 3.5 Vücut ağırlık merkezinin (VAM) sağıtal düzlemdeki değişimi (Toygar ve diğer., 2013)

Şekil 3.5'te bir yürüme döngüsü boyunca vücut ağırlık merkezinin yan düzlemdeki değişimi görülmektedir. Ağırlık merkezimiz düşmemizi engellemek için basma ortasında yukarı kayar ve dengeyi sağlar.

### 3.2.2 Vücutun İlerlemesi

Yürümenin tanımı incelendiğinde vücutun ilerlemesi ifadesi karşımıza çıkmaktadır. Yürüyüşün temel amacı vücudumuzu bir yerden hedeflenen yere hareket ettirmek yani yer değiştirmektir. Bu anlamda yürüyüşün yapılabilmesi için vücutun ilerletilmesi gerekmektedir. İlerleme, yürüme döngüsünün %0 - 10 'unda iki ayağın yere basması ile ortaya çıkan çift destek fazı ardından %10 - %50 arasında tek ayağın yere kuvvet uygulayarak ilerlemeyi gerçekleştirdiği tek destek fazı ile tek ayağın vücudu bir miktar ilerletmesi sayesinde yapılır. Aynı durumun diğer ayak ile gerçekleştirilmesi ile ilerleme tamamlanmış olur (Yalçın ve Berker, 2001).

### 3.2.2.1 Yürüme Sırasında Basma Fazındaki Ayağın Hareketleri

3.2.2.1.1 *Topukta Dönme.* Ayak yere değdiğinde vücut topuğu bir kaldıraç dayanağı gibi kullanarak öne doğru dönmeye başlar. Bilekte pasif plantar fleksiyon meydana gelir. Ayak bileği dorsifleksörleri kasılarak plantar fleksiyonun gerçekleşmesini yavaşlatırken tibiayı da öne doğru çekerler. Tibia öne çekildiğinde kuadriseps gerilir ve femurun öne çekilmesini sağlar ve diz fleksiyonunun gerçekleşmesini önler. Böylelikle topuktaki dönme (heel rocker) basan ayağın tümünü iletir (Yalçın ve Berker, 2001).

3.2.2.1.2 *Ayak Bileğinde Dönme .* Ayak tamamen yere değdiğinde artık sıra ayak bileğinin döndürülmesine gelir. Ayak yere basar halde sabit iken yer tepki kuvveti vektörü ayak bileği ekleminin önüne geçer ve dorsifleksiyon oluşur. Ayak sabit olduğundan dolayı kaval kemiği öne doğru hareket eder. Bu aşamada baldırdaki bir kas olan soleus kası eksantrik olarak kasılır ve kaval kemiğinin öne hareketini denetler (Yalçın ve Berker, 2001).

3.2.2.1.3 *Ön Ayakta Dönme.* Yer tepki kuvveti vektörü ön ayağa denk geldiğinde bu sefer ön ayak üzerinde dönme gerçekleşmeye başlar. Vücut ağırlık merkezi destek alanı merkezinin önüne düşer ve ilerleme daha hızlı gerçekleşir. Triseps kasları kasılarak ayak bileğinde plantar fleksiyon meydana getirir bu sayede güçlü bir itici kuvvet sağlar. Gövde bu aşamada diğer ayak yere basana kadar öne doğru düşer (Yalçın ve Berker, 2001).

### 3.2.2.2 Salınım Fazındaki Ekstremitenin Vücut İlerlemesine Katkısı

Salınımdaki bacağın ilerleme için başka bir güç kaynağı olduğu söylenebilir. Basma fazındaki bacağın gövdenin iletmesi yavaşlarken salınımdaki bacağın öne geçmesi ile vücut ağırlık merkezini öne düşürür. Yer tepki kuvvet vektörü tekrar büyüterek gövdenin ilerlemesi sürdürülür (Yalçın ve Berker, 2001).

3.2.2.2.1 *Salınım Öncesi Diz Fleksiyonu.* Salınım sonuna gelen ayak yere bastığında basma durumundaki ayak üzerindeki yük azalır, gastroknemius kasılarak ayak bileğinde plantar fleksiyon ve dizde fleksiyon meydana getirir (Yalçın ve Berker, 2001).

3.2.2.2.2 *Salınım Fazı Kalça Fleksiyonu.* Fleksiyondaki dizi takiben kalça da aktif olarak fleksiyona getirilir. Böylelikle salınım durumundaki bacak öne doğru ilerler (Yalçın ve Berker, 2001).

3.2.2.2.3 *Salınım Fazı Diz Ekstansiyonu.* Salınım fazının sonunda dizin ekstansiyonu gerçekleşerek adım uzunluğu artar. Bu durum ayağın mümkün mertebede en uzağa basmasını sağlar (Yalçın ve Berker, 2001).

### **3.2.3 Şok Absorpsiyonu**

Salınım fazı sonunda, gövde öne ve yere doğru serbest düşmeye geçer. Bu aşamanın sonunda ilerideki ayak yere değdiğinde bir şok oluşur. Gövde ağırlığının %60' ı daha yürüme döngüsünün başlangıcı olarak bilinen ilk değme fazında yani %2 sinde basan ayağın üzerine yüklenir. Bu yüklenme ileride gövde ağırlığının yaklaşık 1,1 katına kadar çıkar. Bu ani yüklenmenin etkileri kalça, diz ve ayakta oluşan amortisör mekanizmalarıyla azaltılır (Yalçın ve Berker, 2001).

Ayak bileğindeki plantar fleksiyonun frenlenmesi, ilk mekanizma olarak bilinir. Ayak dorsifleksörler sayesinde yavaşça aşağı iner (Yalçın ve Berker, 2001).

Bir diğer amortisör mekanizma ise diz fleksiyonudur. Topuk dönmesi hareketince cevap olarak gerçekleşir. Ayak dorsifleksörler sayesinde öne düşmesi engellenirken bu durum dizde fleksiyonu meydana getirir. Bu aşamada kuadrisepsteki kasılma fleksiyonu kontrol eder ve artmamasını sağlar. Yerle teması kesilen salınım durumundaki ekstremiteden dolayı buradaki pelvis yere doğru alçalır. Bu durumun önüne geçmek için basan taraftaki kalçada bulunan abdükörler kasılarak şok absorpsiyonuna destek verirler (Yalçın ve Berker, 2001).

Geliştirilen sistemlerde şok absorpsiyonu yeterli görülürse sistemin iskeletine yaptırılabilir. Fakat hem absorpsiyona katkıda bulunmak amacıyla çeşitli tasarımlarda hidrolik sistemler veya yay mekanizmaları kullanılmıştır. Bu çalışma kapsamında yapılan statik analiz sonucunda şok absorpsiyonunun iskelet tarafından sağlanıp sağlanmadığı da incelenmiştir.

### ***3.2.4 Yürümede Enerji Tüketimi***

Enerji yürüme sırasında hızlanma, yavaşlama ve şok absorpsiyonu için kullanılmaktadır. Harcanan enerji dakikadaki oksijen tüketim miktarı ile ölçülür. Bir insanın en çok gayret gösterdiği hareketi sırasında kilosu başına harcadığı oksijen miktarına “Aeorbik Kapasite” denir. Bu da enerji tüketimi için bir ölçüttür (Yalçın ve Berker, 2001 ).

Rahat yürüme hızında (75-80 m/dk) kullanılan oksijen miktarı en büyük tüketim kapasitesinin %38'i kadardır. Bazı biyomekanik düzenlemeler ile bu tüketim bu kadar düşük seviyelere getirilebilir. Vücut ağırlık merkezinin en az düzeyde hareket ettirmek ve kasları mümkün mertebede az kullanmak bu düzenlemelerden bazılarıdır. Enerji tüketimi dış iskelet sistemlerinin tasarımında ve motorların belirlenmesinde oldukça önemlidir. Yapılan yürüme analizleri sonucu elde edilen tork değerlerine uygun motor seçilmelidir. Seçilen motorun güç ihtiyacı fazla ise sistemin harcadığı enerji buna bağlı olarak artacaktır ve kullanılan enerji kaynağı daha çabuk tükeneceğinden geliştirilen sistemin de tıpkı bir insan gibi fazla çaba sarf edeceğinden dolayı bir süre sonra yavaşlayacak ve duracaktır. Bu sebepten geliştirilen veya geliştirilecek olan sistemlerin enerji tüketiminin az olması, sistemi cazip kılan önemli özelliklerden bir tanesidir (Toygar ve diğer., 2013; Yalçın ve Berker, 2001).

## **BÖLÜM DÖRT**

### **YÜRÜME ANALİZİ**

Yürüme analizi yürümenin sayısal olarak değerlendirilmesi, tanımlanması ve yorumlanmasıdır.

Yürüme analizi yürüme ve koşma verimini arttırmak ile birlikte meydana gelebilecek sakatlıklara karşı tedbir almak ve mevcut sakatlıkları tedavi etme süreçlerini takip edebilmek için oldukça önemlidir.

Yürüme analizi altı yöntem kullanılarak gerçekleştirilebilir.

- Gözleme dayalı analiz ve görüntüleme
- Açısal kinematik analiz
- Adım analizi
- Kuvvet levhası ve basınç levhası analizleri
- Dinamik elektromyografi (EMG)
- Videofloroskopik analizler (Kanatlı, Yetkin, Songür, Öztürk ve Bölükbaşı, 2006)

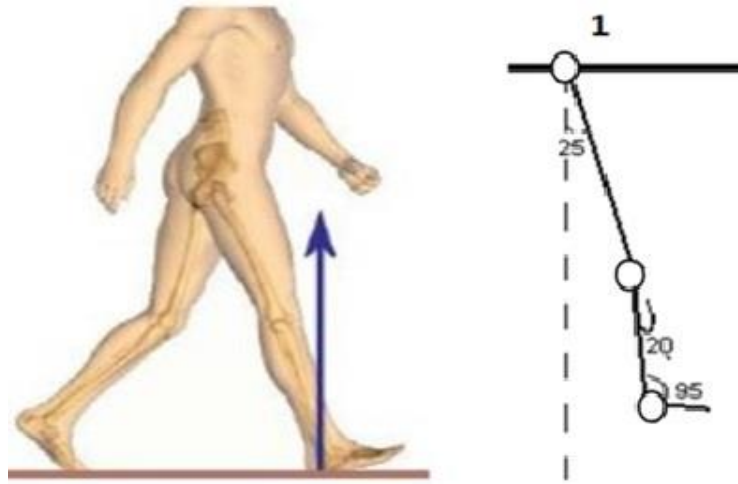
Yürüme bölümünde ( bölüm 3 ) belirtildiği gibi, yürüme döngüsü yaklaşık %60 basma ve %40 salınım fazından oluşmuştur. Yürüme döngüsü yardımı ile yapılan analiz sonucunda eklemlerde oluşan tork değerleri, hareketin gerçekleştirilebilmesi için gerekli olan güç miktarı, döngünün belirli bölgelerindeki kritik yüklemelerden kaynaklanan gerilmelerin tespiti yapılmıştır. Bu yüzden yürüme döngüsünün incelenmesi çalışmanın doğruluğu açısından son derece önem arz etmektedir.

#### **4.1 Basma Fazı**

Basma fazı, ilk değme; yüklenme, basma ortası fazı, basma sonu fazı ve salınım öncesi fazı olmak üzere beş bölümden oluşmaktadır.

#### 4.1.1 İlk Değme

Yürüme döngüsünün %0-2 lik kısmını oluşturur. Basma fazının başlangıcıdır. Yere ilk olarak topuğun değmesi ile başlar. Vücut ağırlık merkezi en alçak noktada ve en yüksek hızdadır. Tepki kuvveti Şekil 4.1’de görüldüğü gibi vücudun önüne doğrudur. Yer tepki kuvveti dizin önünde gövdenin hareket etmesini sağlayacak doğrultudadır (Yalçın ve Berker, 2001). Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $25^{\circ}$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $-20^{\circ}$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $95^{\circ}$  açı vardır.

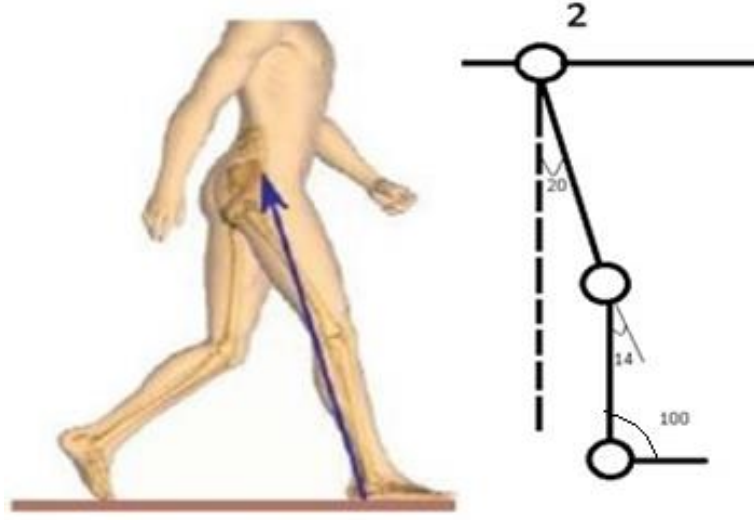


Şekil 4.1 İlk değme (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

#### 4.1.2 Yükleme

Birinci çift destek fazı olan yükleme aşaması, basma fazında olup yürümenin %2-10'luk kısmının gerçekleştiği yerdir. Bu aşamada şok absorpsiyonu, ayağın tam basması ve vücut ağırlığının taşınması gerçekleşmektedir. Vücut ağırlık merkezi yükselmeye başlar. Yer tepki kuvveti Şekil 4.2 'de görüldüğü gibi dizin arkasından kalçaya doğrudur (Yalçın ve Berker, 2001). Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $-20^{\circ}$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $-14^{\circ}$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $100^{\circ}$  açı vardır.

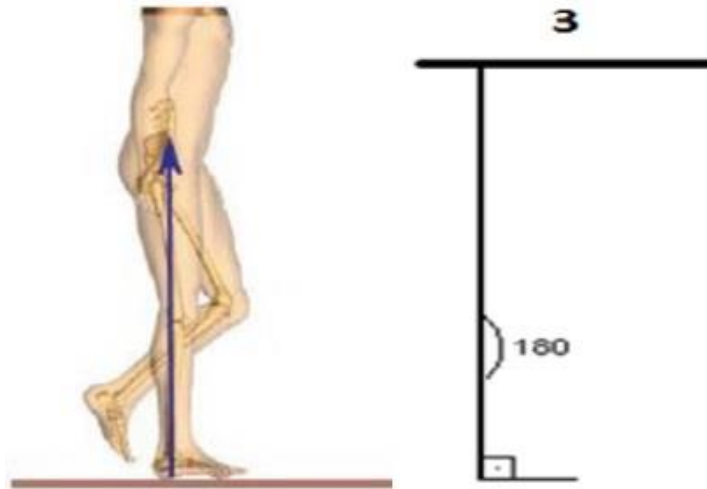




Şekil 4.2 Yükleme (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

#### 4.1.3 Basma Ortası

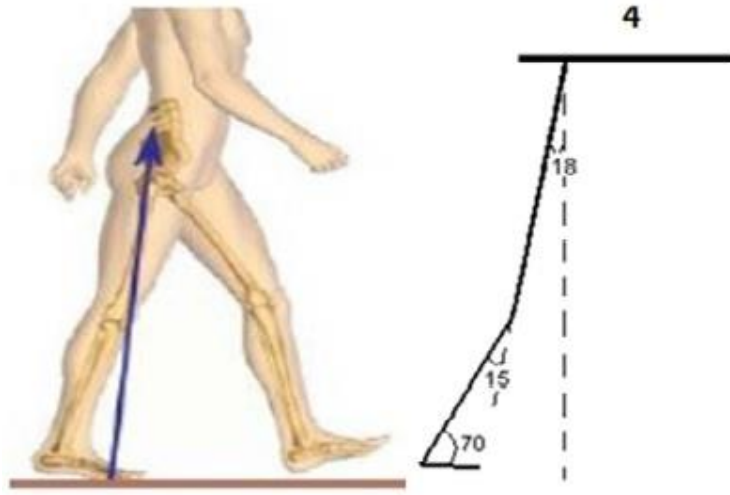
Tek basma fazının yani tek destek fazının başlangıcıdır. Yürüme döngüsünün %10-%30'unu oluşturur. İlerlemenin gerçekleştiği aşamadır. Vücut ağırlık merkezi en yüksektedir. İlerleme gerçekleştiğinden Vücut ağırlık merkezinin hızı en aza inmiş olur. Yer tepki kuvveti Şekil 4.3'te görüldüğü gibi diz, bilek ve kalça doğrultusundadır (Yalçın ve Berker, 2001). Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $180^\circ$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $180^\circ$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $90^\circ$  açı vardır.



Şekil 4.3 Basma ortası (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

#### 4.1.4 Basma Sonu

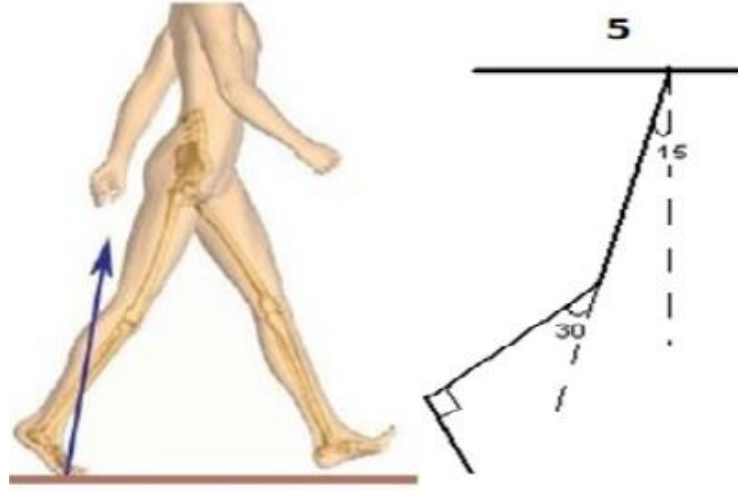
Tek basma fazının yani tek destek fazının sona erdiği aşamadır. Yürümen döngüsünün %30-50'sini oluşturur. Amaç basan bacağın yer ile temasının kesilmesine hazırlıktır. Vücut ağırlık merkezi alçalmaya başlar ve başlangıç konumuna doğru hareket eder (Yalçın ve Berker, 2001). Yer tepki kuvveti Şekil 4.4'te görüldüğü gibi kalçaya doğrudur. Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $-18^\circ$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $-15^\circ$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $70^\circ$  açı vardır.



Şekil 4.4 Basma sonu (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

#### 4.1.5 Salınım Öncesi

Çift destek fazının başladığı yerdir. Bu aşamada basan bacak artık salınımına geçmek üzeredir. Yürüme döngüsünün %50-60'ını oluşturur. Salınımında olan ekstremitenin yere teması ile başlar ve basmada olan ekstremitenin parmak uçlarının yerden kesilmesiyle sona erer (Yalçın ve Berker, 2001). Gövde ağırlığı salınımdan basmaya geçen ekstremiteye aktarılır. Yer tepki kuvveti Şekil 4.5'te görüldüğü gibi vücudun arkasına doğrudur. Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $-15^\circ$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $-30^\circ$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $90^\circ$  açı vardır.



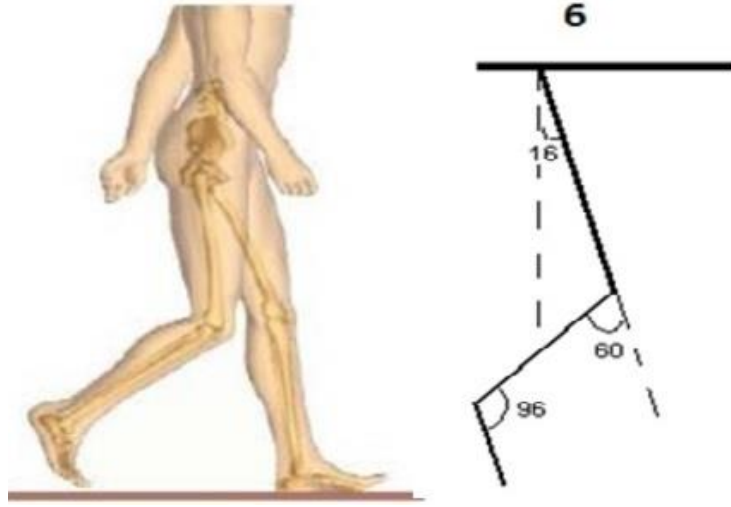
Şekil 4.5 Salınım öncesi (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

## 4.2 Salınım Fazı

Yürüme döngüsünün kalan %40'lık kısmını oluşturan fazdır. Bu aşamada basan ekstremitte salınım aşamasında iken, basma fazında salınım aşamasında olan ekstremitte basma fazına geçmiştir.

### 4.2.1 Erken Salınım

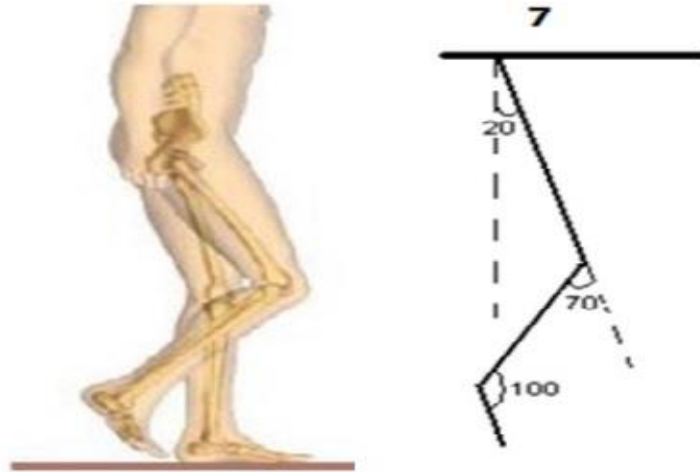
Yürüme döngüsünün %60 - 73 'lük kısmını oluşturan aşamadır. Ayağın yer ile temasının kesilmesi ile başlar ve basan ekstremitte ile aynı hizaya geldiğinde sona ermektedir. Amaç Şekil 4.6'da görüldüğü gibi salınım halindeki bacağı öne ilerletmektir (Yalçın ve Berker, 2001). Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $16^\circ$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $-60^\circ$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $96^\circ$  açı vardır.



Şekil 4.6 Erken salınım (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

#### 4.2.2 Salınım Ortası

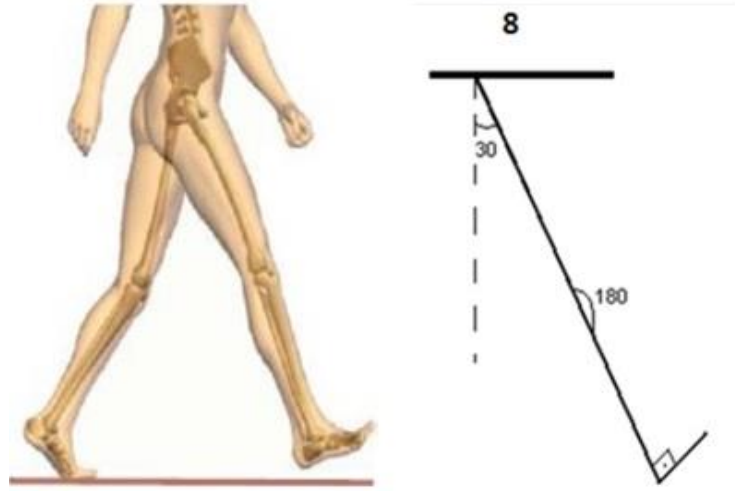
Yürüme döngüsünün %73-87'lik kısmını oluşturan aşamadır. Amaç Şekil 4.7'de görüldüğü gibi ayağın yere değmeden ilerletilmesidir (Yalçın ve Berker, 2001). Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $20^\circ$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $-70^\circ$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $100^\circ$  açı vardır.



Şekil 4.7 Salınım ortası (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

### 4.2.3 Salınım Sonu

Yürüme döngüsünün %87-100 'lük kısmını oluşturan son aşamadır. Amaç Şekil 4.8'de görüldüğü gibi salınımdaki ayağı yere basmaya hazırlamaktır (Yalçın ve Berker, 2001). Bu aşamada kalça ile düşey düzlem arasında yaklaşık olarak  $30^\circ$ , diz eklemi ile uyluk arasında yaklaşık olarak  $180^\circ$  ve bilek ile baldır arasında yaklaşık olarak  $90^\circ$  açı vardır. Döngü sona ermiştir ve kendini tekrarlamak üzeredir.



Şekil 4.8 Salınım sonu (Yalçın ve Berker, 2001 ; Toygar ve diğer., 2013)

## **BÖLÜM BEŞ**

### **TEK ALT EKSTREMİTE DIŞ İSKELET SİSTEMİ**

Vücudumuz, ikinci bölümde bahsedildiği gibi yürüyüş sırasında taşıyıcı ve taşınan olmak iki kısma ayrılmaktadır. Alt ekstremitte, en basit haliyle bacaklara yani leğen kemiği ile ayak arasını oluşturan taşıyıcı kısma verilen biyolojik terimdir. Tek alt ekstremiteden söz edildiğinde tek baktan söz edilmektedir. Alt ekstremitede çeşitli nedenler sonucu oluşan hastalıklar, kasların çalışmasını olumsuz etkilemekte veya doğrudan kasın işlevini unutmalarına neden olmaktadır. Günümüzde rehabilitasyon tedavisi gören bu hastaların hayatlarını normal olarak sürdüremedikleri bilinmektedir. Bu nedenle söz konusu hastaların hayat kalitesini yükseltmek ve rehabilitasyonlarına destek vermesi amacıyla tek alt ekstremitte dış iskelet sistemi tasarlanmıştır.

Çalışmanın amacı, 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında başarı ile tamamlanan ve prototip üretimi gerçekleştirilen dış iskelet sisteminin sanal ortamda karbon fiber kompozit malzeme ile hafifletilip, eklemlerdeki tork ihtiyacı ve eklemlerde harcanan gücü belirleyerek mevcut dış iskelet tasarımının iyileştirilmesi ve geliştirilmesini sağlamaktır. Bu anlamda tasarım aşamasında, geliştirilen ve iyileştirilen yeni tasarımın mukavemet analizleri ile sonraki çalışmalarda yapılacak olan motor seçimi için gerekli olan eklemlerdeki tork ve güç ihtiyacı değerlerini kısmen de olsa elde etmek amacıyla sanal yürüyüş simülasyonları yapılmış ve yorumlanmıştır. Sanal yürüme simülasyonunda sistem ağırlığı, insan kütlesi ve 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında deneysel olarak elde edilen 65 kg kütleyle sahip bir insanın ayak tabanına etkiyen yer tepki kuvveti değerleri kullanılmıştır. 80 kg kütleyle sahip bir insan için bu değerler 80 : 65 oranında büyütülerek hesaplanmıştır. Tepki kuvvetinin en büyük değeri literatür araştırmaları sonucunda vücut ağırlığının 1,1 katı kadar olduğu tespit edilmiştir (Marasović, Cecić, Zanchi, 2009). Sistemi kullanacak insanın kütlesi ise tek fazda yarı kütle ve çift fazda tam kütle olacak şekilde simülasyonda etki kuvveti olarak kullanılmıştır.

Bu tasarıma ek olarak ileride yapılacak olan çalışmalara bir fikir vermesi amacıyla karbon fiber kompozit ve alüminyum alaşım malzemeleriyle bir öngörü modeli tasarlanmıştır. Bu model için de gerekli analiz ve sanal yürüme simülasyonları yapılmıştır. Ayrıca, öngörü modelinde uzuv boyutlarının artırılmasının model üzerinde gerilme, tork ve güç bakımından ne gibi bir etki oluşturduğu da incelenmiştir.

### 5.1 5000 Serisi Alüminyum Tasarım

Proje kapsamında paslanmaz çelik tasarımı, iyileştirilmiş paslanmaz çelik tasarımı, 1060 alüminyum tasarımı ve son olarak 5000 serisi alüminyum tasarımı geliştirilmiştir. Bunların arasında 5000 serisi alüminyum tasarım üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Katı model görünümü Şekil 5.1 'de verilen bu sistem, toplamda 6 kg ağırlığında bir iskelete sahiptir (Toygar ve diğer., 2012). Fakat çerçeve yaklaşık 2,6 kg dir. Tasarım iskeleti 64 mm genişliğinde ve 70mm kalınlığındadır. Motor bağlantıları ile birlikte genişlik 144mm olmaktadır. Uyluk boyu 370mm ve baldır boyu 360mm dir. Uyluk boyu 50 mm ve baldır boyu 50 mm olmak üzere toplamda 100mm uzayabilmektedir.

Sistemin hafifletilmesi ve daha mukavim olması amacı ile malzeme değişikliğine gidilmiş ve gerekli analiz ile yürüyüş simülasyonları yapılmıştır.



Şekil 5.1 5000 serisi alüminyum sistemi tasarım ve prototipi (Toygar ve diğer., 2013)

## 5.2 Karbon Fiber Kompozit Tasarım

5000 serisi alüminyum tasarımının geometrisi aynı olacak şekilde sadece malzemesi değiştirilerek karbon fiber kompozit tasarım elde edilmiştir. Tasarımın statik - kritik değer analizleri ile yürüyüş simülasyonları SolidWorks 2013 programı kullanılarak yapılmıştır.

Kullanılan karbon fiber kumaşı  $0^{\circ}/90^{\circ}$  iplik açısına sahip olup  $120^{\circ}$  C de epoksi reçine ile pişirilmiş olarak kabul edilmiştir. Tablo 5.1’de bu malzemenin mekanik özellikleri verilmiştir.

Tablo 5.1 STD CF kumaşının bazı mekanik özellikleri (Performance Composites, b.t.)

Mekanik Özellikler	STD CF Kumaş
Young Modülü $0^{\circ}$	70 GPa
Young Modülü $90^{\circ}$	70 GPa
Kayma Modülü	5 GPa
Poisson Oranı	0,10
En büyük Çekme Gerilmesi $0^{\circ}$	600 MPa
En büyük Çekme Gerilmesi $90^{\circ}$	600 MPa
En büyük Basma Gerilmesi $0^{\circ}$	570MPa
En büyük Basma Gerilmesi $90^{\circ}$	570 MPa
En büyük Kayma Gerilmesi	90 MPa
Yoğunluk	1600 kg/m <sup>3</sup>



### 5.2.1 Karbon Fiber Kompozit Tasarımın Kütle Özellikleri

Sistemin karbon fiber malzemeye dönüştürülmesindeki esas amaç kütle hafifletilmesidir. Bu anlamda 5000 serisi alüminyum tasarımı ile kıyaslandığında iskeletin yaklaşık 1 kg kadar hafifletildiği tespit edilmiştir. Sistemin iskeletin kütle özellikleri Tablo 5.2’de verilmiştir.

Tablo 5.2 Karbon fiber tasarımının kütle özellikleri

Kütle	1692,900 g
Hacim ( mm <sup>3</sup> )	1306,461 x 10 <sup>3</sup> mm <sup>3</sup>
Yüzey Alanı ( mm <sup>2</sup> )	916,378 x 10 <sup>3</sup> mm <sup>2</sup>

Sistem iskeletin külesine tork iletici, artırıcı veya azaltıcılar; rulman ve destekleyici elemanları, civatalar, vidalar ve motor tutucuları dahil değildir.

### 5.2.2 Karbon Fiber Kompozit Tasarımın Mekanik Özellikleri

Tamamlanmış olan 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında elde edilen analiz verileri karbon fiber kompozit tasarımın analizi için kullanılmıştır. Yapılan incelemeler sonucunda sistemi mekanik yönden zorlayacak üç kritik nokta belirlenmiştir (Toygar ve diğer., 2013). Bu noktalar 65 kg kütleyle sahip bir insan yürütülerek elde edilmiş açı ve yer tepki kuvveti değerleridir. Sistemin analizi yapılırken bu kuvvet değerleri toplanarak etki alanına dağıtılmıştır. Ayrıca kişinin ağırlığı ve sistemin ağırlığı da göz önünde bulundurulmuştur. Tüm analizlerde 8mm eleman boyutu ve 0,4 mm tolerans boyutu dikkate alınarak mesh işlemi yapılmıştır.

Analiz sonuçları değerlendirilirken emniyet değeri normal çevre şartlarında çalışan, kolayca tespit edilebilen kuvvetler ile gerilmelere maruz kalan orta kalite malzeme koşuluna göre kabul edilmiş ve bu sebepten sınır emniyet katsayısı 2 olarak alınmıştır (Kaymaz, Alsaran ve Hacısalihoğlu, b.t.)

Analiz sonuçları değerlendirilirken Von Mises kriteri dikkate alınmıştır. Von Mises kriterinin bir sisteme gelen kuvvetlerin sisteme etkisini 6 durumda ( x - yönündeki normal gerilme, y- yönündeki normal gerilme, z – yönündeki normal gerilme, xy düzlemindeki kayma gerilmesi, yz düzlemindeki kayma gerilmesi ve xz düzlemindeki kayma gerilmesi) inceleyip irdeleyebilen bir ölçüt olmasından dolayı kullanılmıştır (Capinc, 2014)

### **5.2.3 65 kg Kütleyle Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları**

Bu bölümde 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında tasarlanan sistemin 65 kilogram kütleyle sahip bir insan taşıdığı kabul edilerek yapılan statik analizleri ve yürüyüş simülasyonu sonuçları incelenmektedir.

#### **5.2.3.1 Statik Analiz Sonuçları**

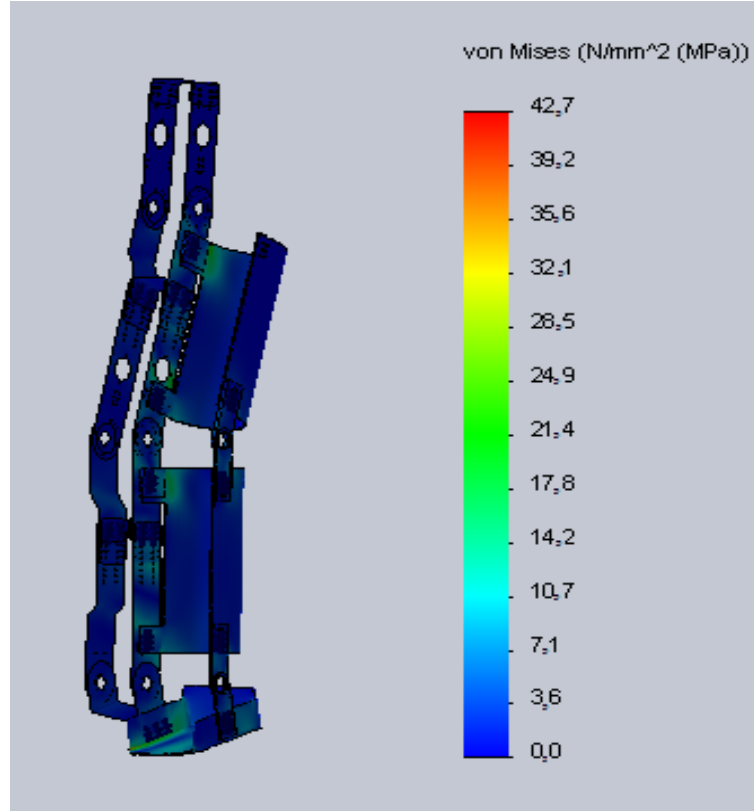
65 kilogram kütleyle sahip bir insan için elde edilen kritik değerler Tablo 5.3'te verilmiştir.

Tablo 5.3 Statik analizin yapıldığı üç kritik durum (Toygur ve diğer., 2013)

	1.Durum	2.Durum	3.Durum
Kalça Açısı	14°	11°	9°
Diz Açısı	19°	20°	21°
Bilek Açısı	14°	22°	25°
Ayak Tabanına Gelen Toplam Kuvvet	575,470 N	637,260 N	627,800 N

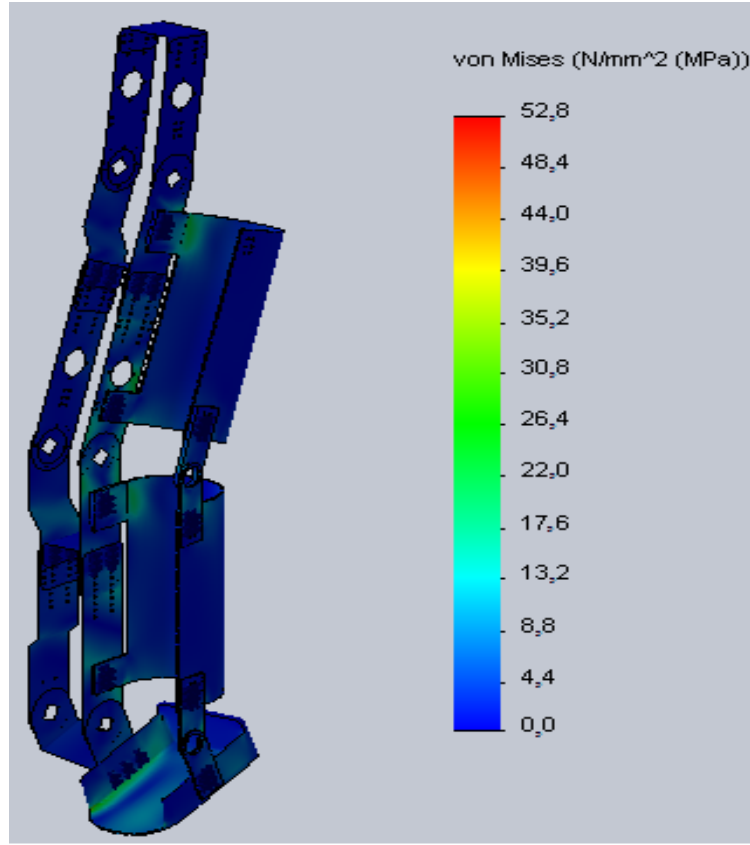
Eklem açıları incelendiğinde söz konusu kritik durumların yüklenme ile basma ortası arasında gerçekleştiği görülebilir. Bu yüzden yer tepki kuvvetinin (YTK) yönünün kalçaya doğru olduğu kabul edilerek statik analizler yapılmış ve sistem iskeletinin dayanımı ölçülmüştür.

Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 575, 470 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 14°, diz için 19° ve bilek için 14° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.2’de görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri 42,700 MPa ‘dır.



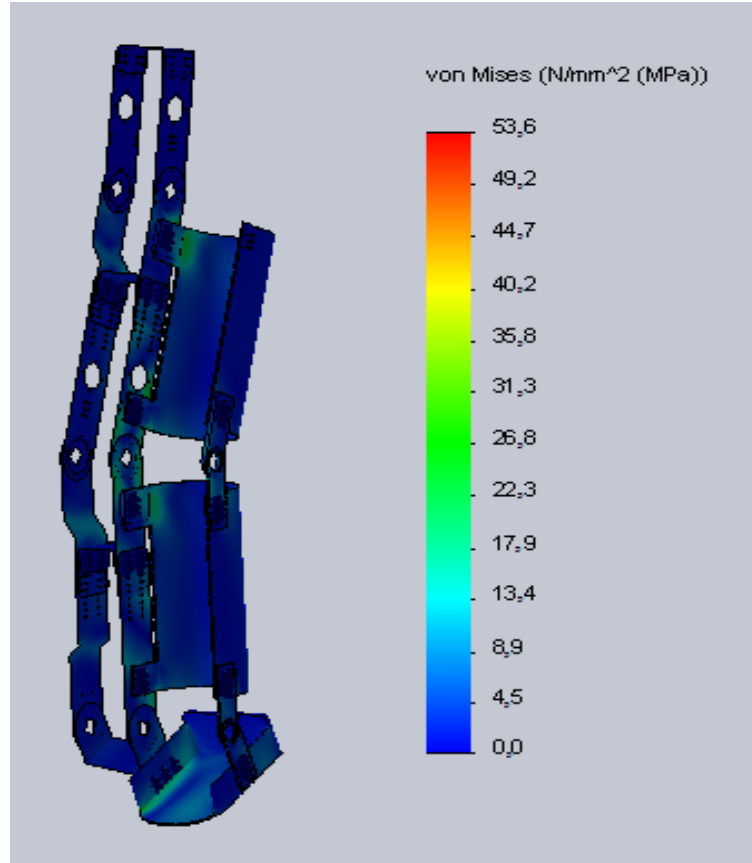
Şekil 5.2 65 kg kütle ve 1.durum için statik analiz sonucu

Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 637, 260 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 11°, diz için 20° ve bilek için 22° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.3’te görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri 52,800 MPa ‘dır.



Şekil 5.3 65 kg kütle ve 2.durum için statik analiz Sonucu

Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 627, 800 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için  $9^\circ$ , diz için  $21^\circ$  ve bilek için  $25^\circ$  olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.4'te görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme 53,600 MPa 'dır. En büyük gerilme değeri bu durumda ortaya çıkmaktadır. Analiz sonucuna göre emniyet katsayısı 10,634 olarak hesaplanmıştır. Emniyet katsayısı malzeme emniyet sınırı olarak belirlenen 2'den büyük olduğundan sistem güvenlidir. Katsayının 10,634 olması sistemin, mevcut yükü çok rahat taşıyabileceğini göstermektedir. Malzemenin çekme dayanımının 600 MPa, basma dayanımının 570 MPa olduğu göz önüne alınırsa sistemin oldukça dayanıklı olduğu sonucuna ulaşılmaktadır. Üçüncü bölümde söz edilen şok absorpsiyonu sönnümleyici bir sistem (yay veya hidrolik) olmadan iskelete yaptırılmıştır.

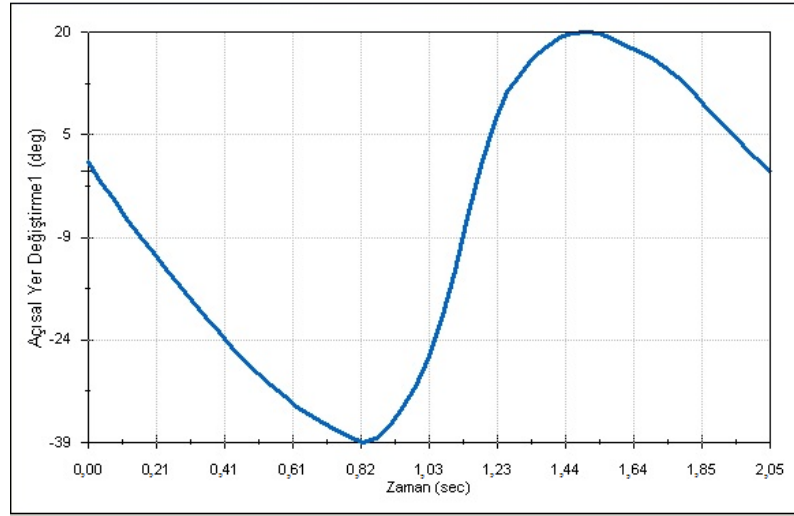


Şekil 5.4 65 kg kütle ve 3.durum için statik analiz sonucu

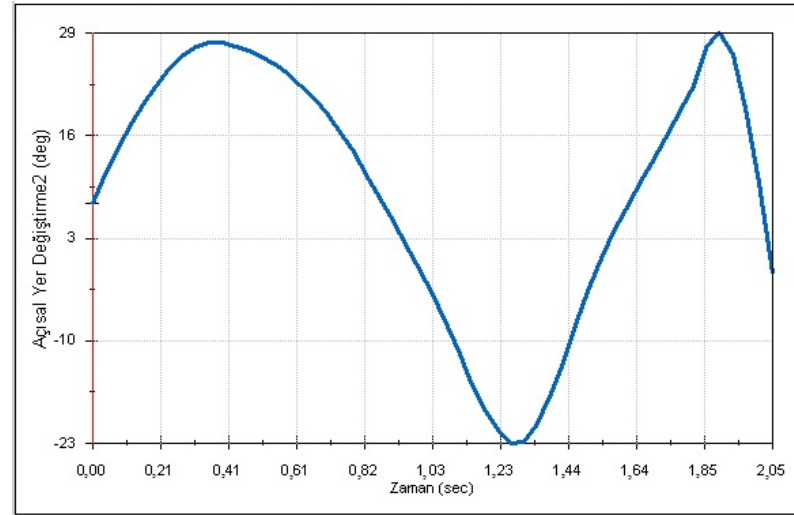
### 5.2.3.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları

Mevcut tasarımın yeni malzeme ile TÜBİTAK projesi kapsamında ve D.E.Ü. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yürüme Laboratuvarı'nda yapılan kinematik yürüme deneyi sonucunda elde edilen eklem açı değerleri iyileştirilerek SolidWorks 2013 Motion Analysis programı yardımı ile yürüyüş döngüsü oluşturulmuştur (Toygar ve diğer., 2013). Oluşturulan bu döngünün amacı yürüme eyleminin gerçekleşmesi için eklemlerdeki tork ve güç ihtiyacının kısmen belirlenmesi ve bu değerlerin sonraki çalışmalarda motorun seçilmesine yardımcı olmaktır

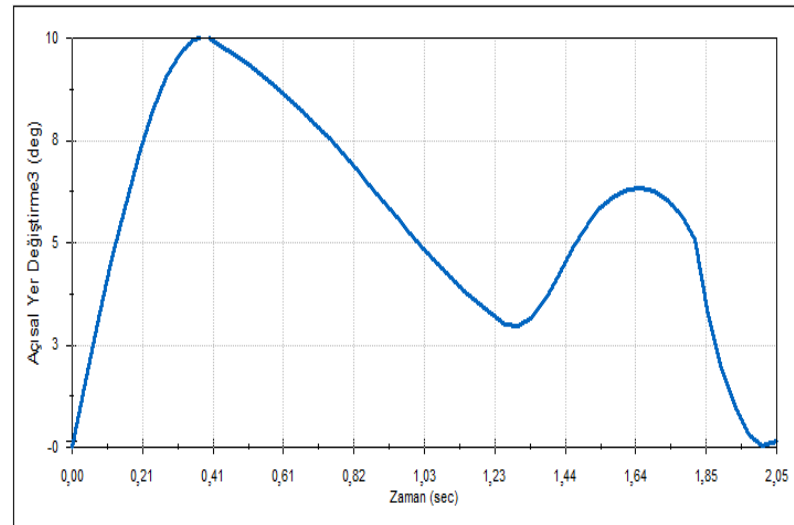
65 kg ve 80 kg kütleyle sahip insanlar için yürüme simülasyonlarında girdi olarak kullanılan mafsal açıları Şekil 5.5, Şekil 5.6 ve Şekil 5.7'deki gibidir.



Şekil 5.5 Kalça (pelvis) eklemi mafsalsal açı değerleri - zaman grafiği



Şekil 5.6 Diz eklemi mafsalsal açı değerleri - zaman grafiği



Şekil 5.7 Bilek eklemi mafsalsal açı değerleri - zaman grafiği

Simülasyonların tamamı 18-30 yaş aralığında bir erkeğin normal yürüyüşü dikkate alınmıştır. Normal yürüyüş parametreleri Tablo 5.4’te verilmiştir.

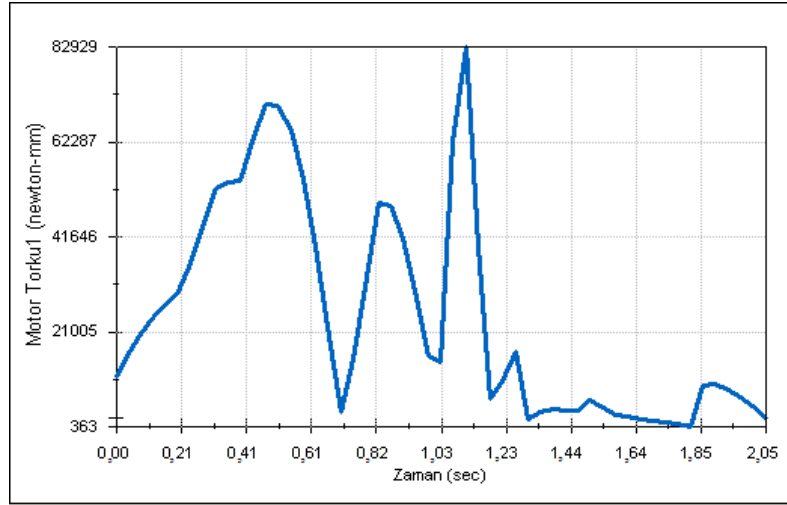
Tablo 5.4 Normal yürüyüş verileri (Toygar ve diğer., 2013)

<b>Normal Yürüyüşte Ortalama</b>	<b>Erkek</b>	<b>Kadın</b>
<b>Adım uzunluğu (cm)</b>	79	66
<b>Çift adım uzunluğu (cm)</b>	158	132
<b>Dakikadaki adım sayısı</b>	117 (60-132)	117 (60-132)
<b>Hız (m/s)</b>	1,54	1,31
<b>Adım genişliği (cm)</b>	8,1	7,1
<b>Ayak açısı (derece)</b>	7	6

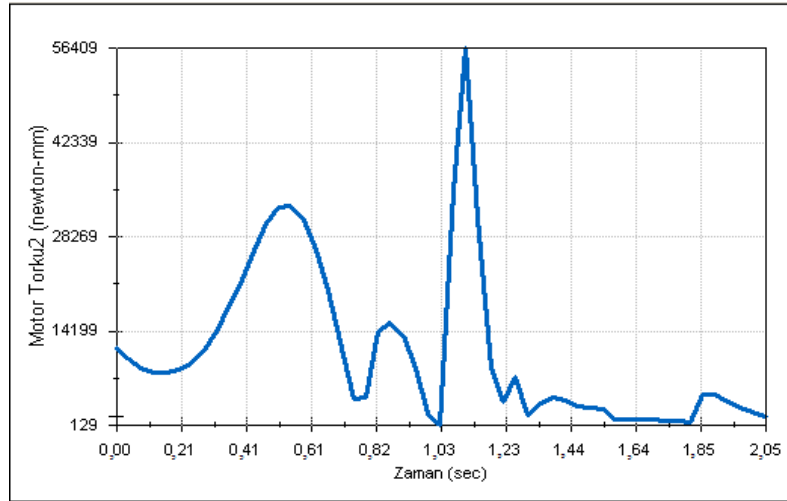
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Meslek Yüksek Okulu’nda yürüme laboratuvarında yapılan kinematik yürüme deneyine ve 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında gerçekleştirilen yürüme deneylerine göre bir yürüyüş döngüsü erkekler için 2,02 saniye olarak tespit edilmiştir. Bu sebepten dolayı sanal ortamda yapılan yürüyüş simülasyonu, 0-2,02s’lik zaman aralığı tanımlanarak gerçekleştirilmiştir (Toygar ve diğer., 2013). Yürüme eylemi robotik olarak düşünülmüş ve iki boyutta yani eklemlerin sadece sağıtal düzlemde, fleksiyon/ekstansiyon (esneme/uzama) hareketi düşünülerek uygulanmıştır. Sanal yürüme simülasyon sonucunda ortaya çıkan kalça, diz ve bilek eklemlerine sonraki çalışmalarda yerleştirilecek motorun tork ihtiyacı; eklemlerdeki tork ihtiyacı, dişli oranları, motor ve dişli düzeneğinin eylemsizlik momenti, yükseltici katsayısı, sönümlenme katsayısı, yürüyüş hızı ve ivmesi gibi değerler de göz önünde bulundurularak hesaplanmalıdır (Zoss ve Kazerooni, 2006).

Eklemlerdeki tork ihtiyacı Şekil 5.8, Şekil 5.9 ve Şekil 5.10’daki gibidir. Daha sonra, bir yürüme döngüsünde eklem yerlerinde harcanan en büyük güç tespit edilip yapılması gereken hesaplamalar sonucu ortaya çıkacak olan motor tork değeri göz önünde bulundurularak motor seçimi yapılmalıdır. Tork ve güç ihtiyaçlarının kesin olarak bilinmesi bakımından bir yürüme laboratuvarında da simülasyon yapılmalı ve elde edilen veriler ile bu çalışma kapsamında ortaya çıkan veriler ve literatür verileri dikkate alınarak net tork ve güç değerleri tespit edilmelidir.

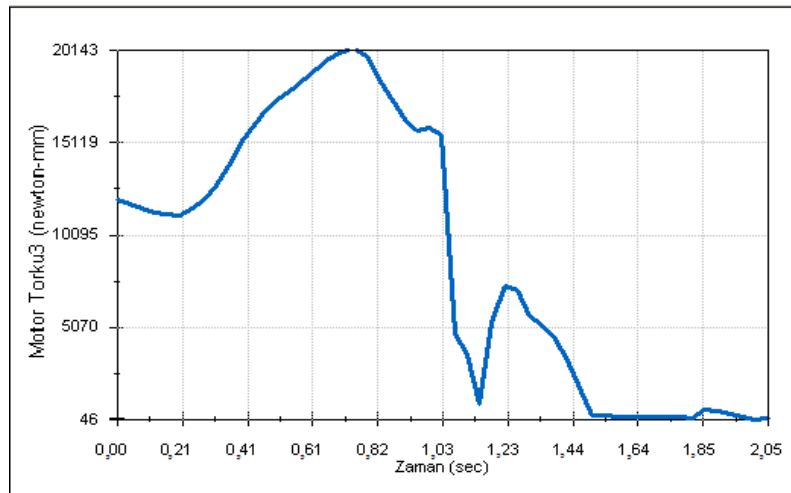
Kalça, bilek ve diz için bir yürüme döngüsü boyunca harcanan güç değerleri Şekil 5.11, Şekil 5.12 ve Şekil 5.13'teki gibidir.



Şekil 5.8 65 kg için kalça eklem torku - zaman eğrisi



Şekil 5.9 65 kg için diz eklem torku - zaman eğrisi

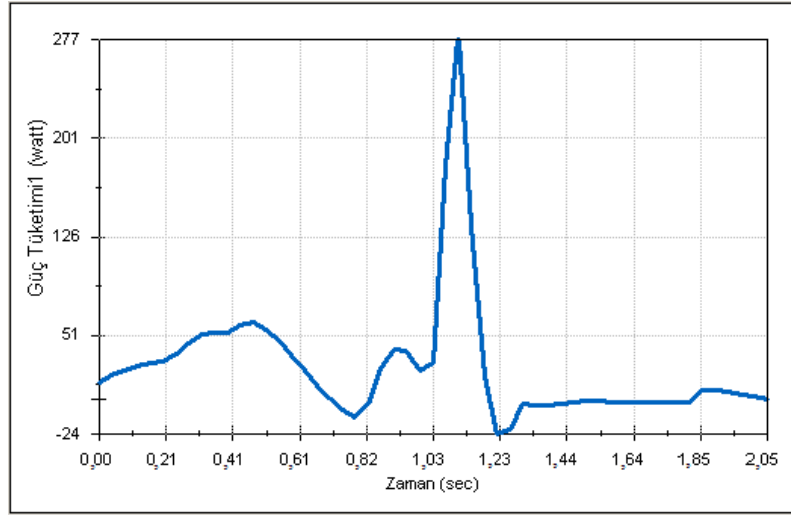


Şekil 5.10 65 kg için bilek eklem torku - zaman eğrisi

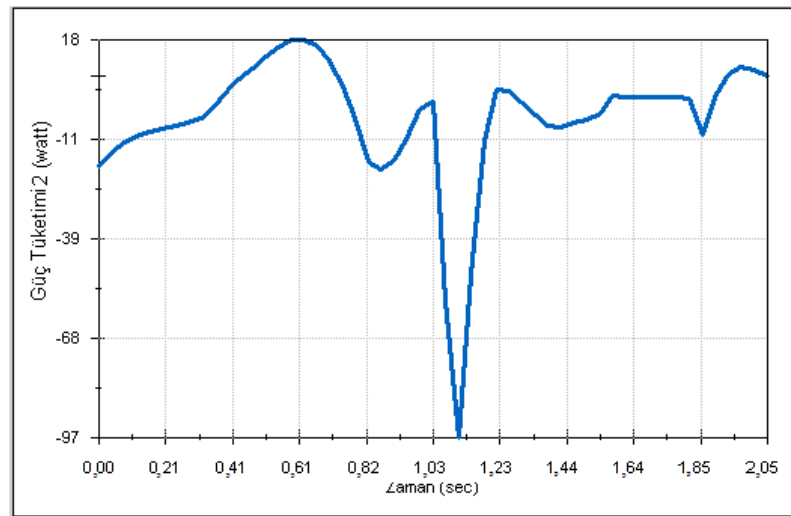


Sonuçlar incelendiğinde en yüksek torkun kalçada ve 82,929 Nm değerinde olduğu görülmektedir. Diz için bu değer 56,409 Nm, bilek için ise 20,143 Nm değerindedir. Motor seçiminde en yüksek tork değeri olan 82,929 Nm dikkate alınır. Bu tork değeri karşılandığı takdirde diğer tork değerleri de motor tarafından karşılanacaktır. Motor seçilirken, sistemin tork ihtiyacını arttırabilecek etmenler (ani hareketler gibi) de düşünülmelidir.

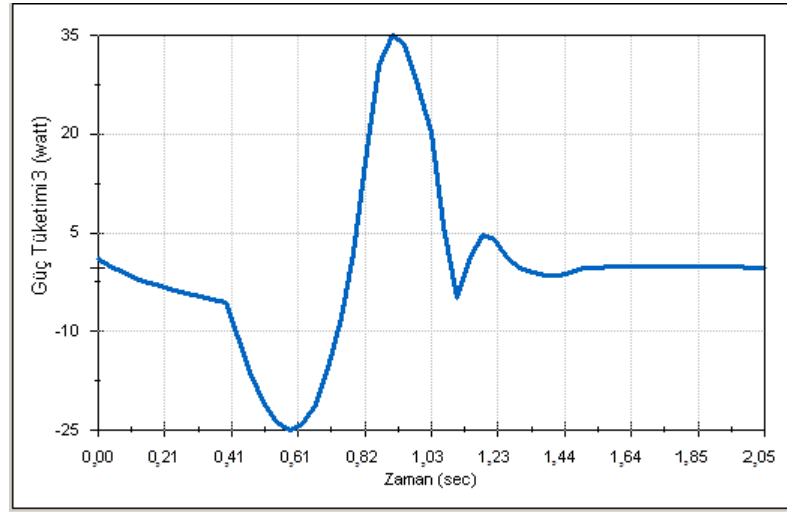
Sanal yürüme simülasyonu sonucunda kalça, diz ve bilekte harcanan güç değerleri sırası ile Şekil 5.11, Şekil 5.12 ve Şekil 5.13'teki gibidir.



Şekil 5.11 65 kg için kalça eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



Şekil 5.12 65 kg için diz eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



Şekil 5.13 65 kg için bilek eklemi harcanan güç - zaman eğrisi

Sonuçlar incelendiğinde kalçadaki motorun güç ihtiyacı en büyük 277 W'dır. Bu değer dizde -97 W, bilekte ise 35 W değerindedir. Motor seçimi yapılırken 280 – 300 W aralığı dikkate alınmalıdır. Bu değerler karşılandığı takdirde diğer eklemlerdeki güç ihtiyacı da karşılanmış olacaktır. Motor seçilirken, sistemin güç ihtiyacını arttırabilecek etmenler (ani hareketler, sistemin tüm kütlesi vb.) de düşünülmelidir.

#### **5.2.4 80 kg Kütleyle Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları**

##### **5.2.4.1 Statik Analiz Sonuçları**

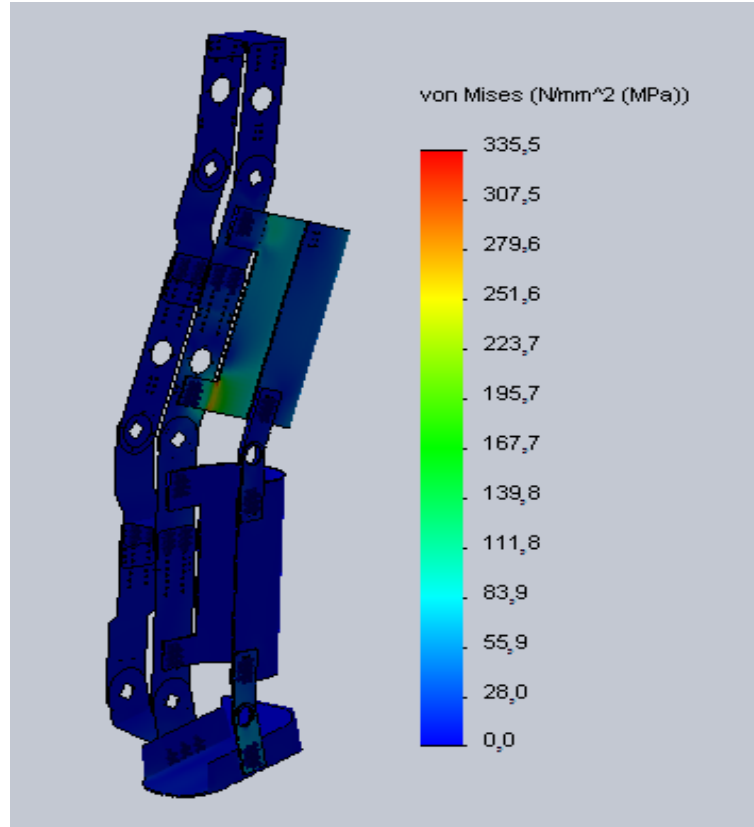
Tablo 5.3'te verilen değerlere ve durumlara göre yine 80 kg kütle için statik analiz gerçekleştirilmiştir.

Malzemesi değiştirilmiş mevcut tasarım için üst sınır kütle 80 kg olarak belirlenmiştir.

Ayak tabanına gelen kuvvetin tespiti için ise tablo 5.3'te, 65 kg için elde edilen veriler kullanılmış, bu veriler arasında 80 kg için ayak tabanına gelen tepki kuvveti değerleri olmadığından, 80:65 oranı ile çarpılarak 80 kg kütleyle sahip bir insanın ayak tabanına gelen yer tepki kuvveti değeri tahmin edilmiştir.

Buna göre eklem açılarının sırasıyla kalça için  $14^\circ$ , diz için  $19^\circ$  ve bilek için  $14^\circ$  olduğu durum için ayak tabanına toplamda 708,390 N değerinde yer tepki kuvveti olduğu kabul edilmiştir. Eklem açılarının sırasıyla kalça için  $11^\circ$ , diz için  $20^\circ$  ve bilek için  $22^\circ$  olduğu durum için 784,320 N ve eklem açılarının sırasıyla kalça için  $9^\circ$ , diz için  $21^\circ$  ve bilek için  $25^\circ$  olduğu durum için 772,430 N olarak hesaplanmış ve kabul edilmiştir.

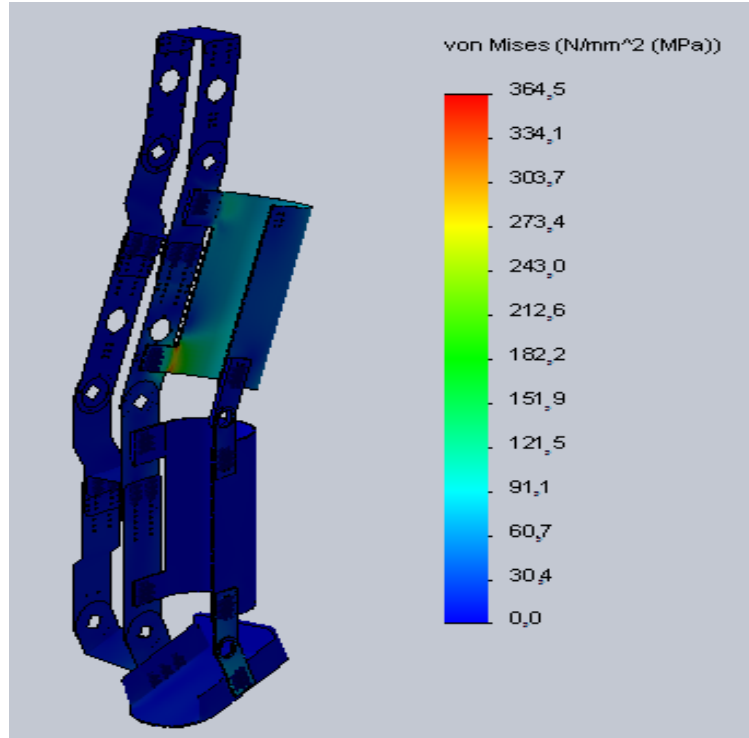
Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 708,390 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için  $14^\circ$ , diz için  $19^\circ$  ve bilek için  $14^\circ$  olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.14'te verildiği gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri 335,500 MPa'dır.



Şekil 5.14 80 kg kütle ve 1.durum için statik analiz sonucu

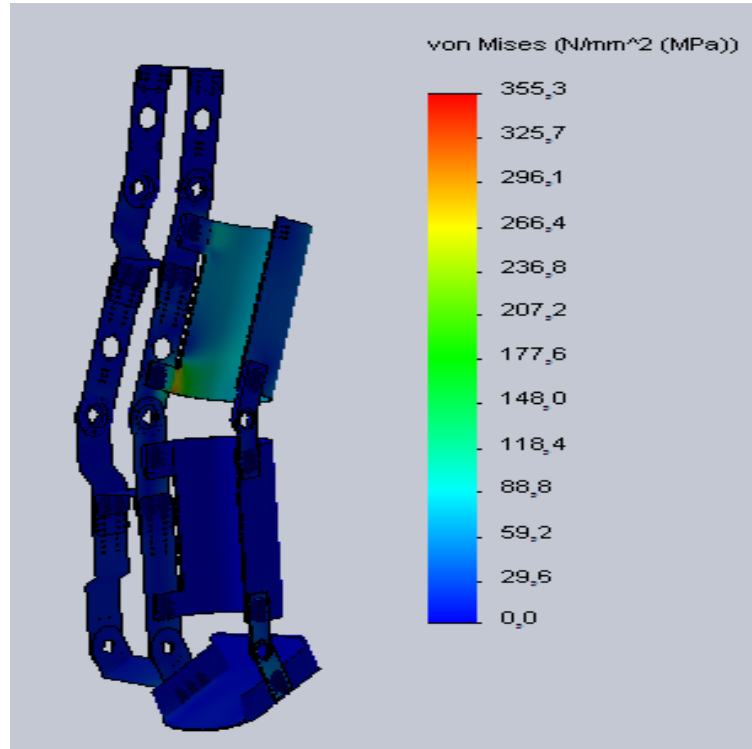
Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 784,320 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 11°, diz için 20° ve bilek için 22° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.15'te görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri 364,500 MPa'dır.

En büyük gerilme bu durumda gerçekleşmektedir. Analiz sonucuna göre emniyet katsayısı 1,563 olarak hesaplanmıştır. Emniyet katsayısı malzeme emniyet sınırı olarak belirlenen 2'den küçük olduğundan, sistem emniyetli değildir. Şok absorpsiyonunun iskelet tarafından yapılabildiği görülmüştür. Fakat emniyetli olmayan bu sistem için pnömatrik ,yay sistemi eklenerek veya daha dayanıklı bir malzeme kullanılarak emniyetli hale getirilebilir.



Şekil 5.15 80 kg kütle ve 2.durum için statik analiz sonucu

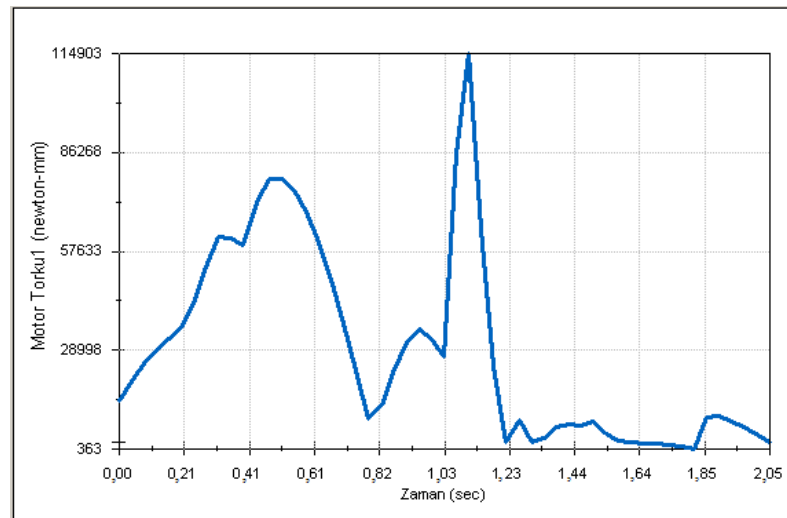
Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 772,430 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 9°, diz için 21° ve bilek için 25° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.16'da verildiği gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri 355,300 MPa'dır.



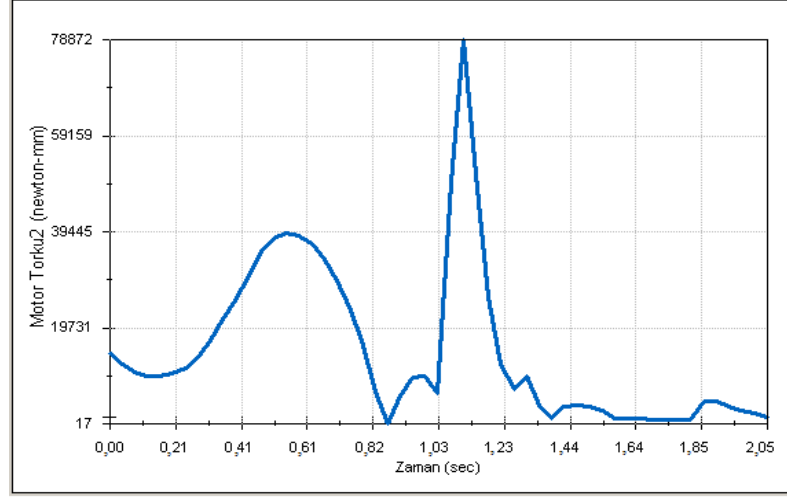
Şekil 5.16 80 kg kütle ve 3.durum için statik analiz sonucu

#### 5.2.4.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları

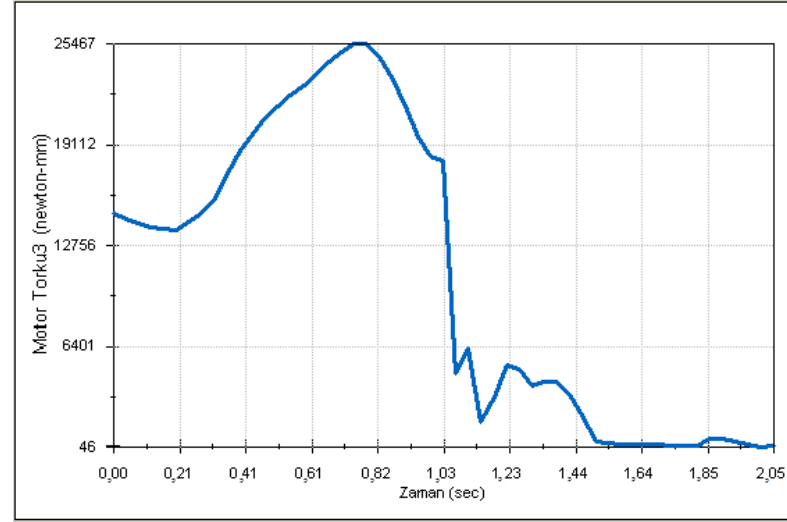
Sonraki çalışmalarda seçilecek olan motor torkunun belirlenmesine yardımcı olmak amacıyla yapılan sanal yürüyüş simülasyonu sonucunda elde edilen kalça, diz ve bilek eklemlerinin tork ihtiyacı Şekil 5.17, Şekil 5.18 ve Şekil 5.19’da sırasıyla verilmektedir. Şekil 5.5, Şekil 5.6 ve Şekil 5.7 ‘de verilen açılar simülasyonda girdi olarak kullanılmıştır.



Şekil 5.17 80 kg için kalça eklem torku - zaman eğrisi



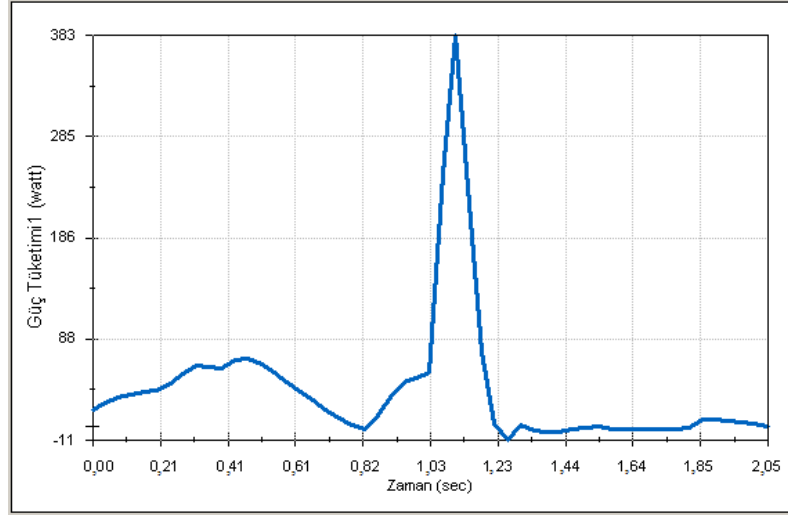
Şekil 5.18 80 kg için diz eklem torku - zaman eğrisi



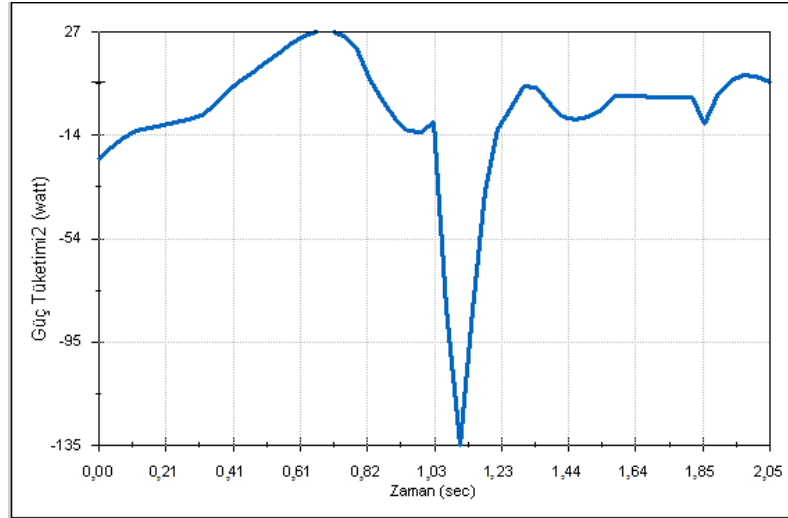
Şekil 5.19 80 kg için bilek eklem torku - zaman eğrisi

Sonuçlar incelendiğinde kalça için en yüksek 114,903 Nm değerinde olduğu görülmektedir. Diz için bu değer 78,872 Nm, bilek için ise 25,467 Nm değerindedir. Tork değerleri incelenirken en yüksek tork değeri olan 114,903 Nm dikkate alınmalıdır. Bu değer karşılanırsa diğer eklemlerdeki tork ihtiyacı da aynı motor kullanılarak karşılanabilir. Motor seçilirken, sistemin tork ihtiyacını arttıracı etmenler de düşünülmelidir.

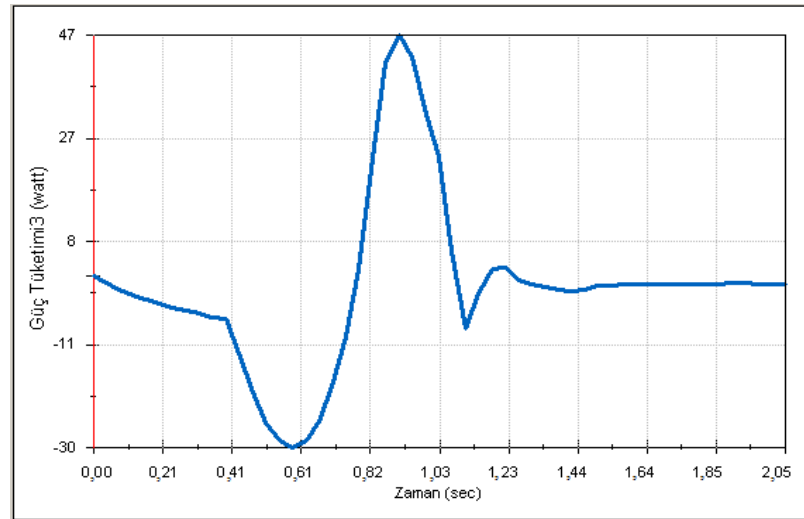
Yürüme simülasyonu sonucunda elde edilen güç değerleri, Şekil 5.20, Şekil 5.21 ve Şekil 5.22'de verilmiştir.



Şekil 5.20 80 kg için kalça eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



Şekil 5.21 80 kg için diz eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



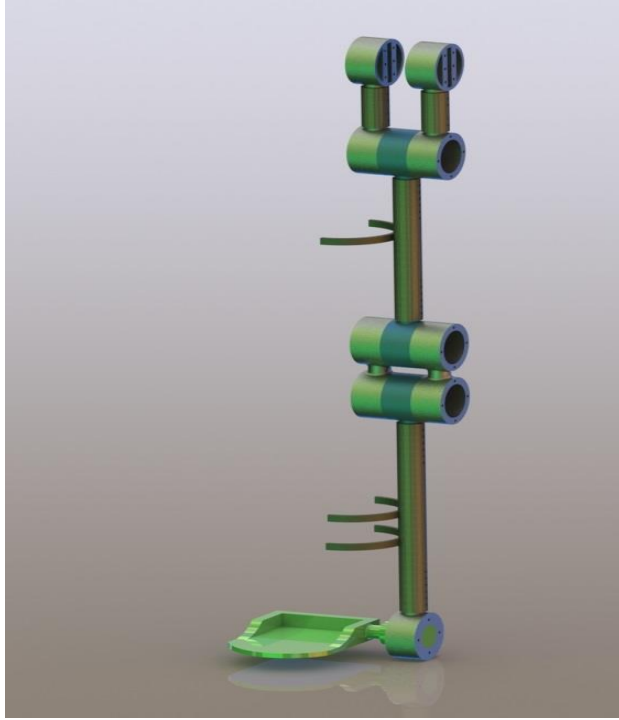
Şekil 5.22 80 kg için bilek eklemi harcanan güç - zaman eğrisi

Sonuçlar incelendiğinde kalçadaki motorun güç ihtiyacı en büyük 383W'dır. Bu değer dizde -135W, bilekte ise 47W değerindedir. Motor seçimi yapılırken 390 – 410 W aralığı dikkate alınmalıdır. Bu değerler karşılandığı takdirde diğer eklemlerdeki güç ihtiyacı da karşılanmış olacaktır. Motor seçilirken, sistemin tork ihtiyacını, tüm sistemin kütlesi gibi, arttırabilecek etmenler de düşünülmelidir.

### 5.3 Cidarlı Çubuklu Öngörü Modeli

Yapılan literatür araştırmaları sonucunda uluslararası çalışmalarda (BLEEX, ReWalk, Eksobionics vb.) sistem iskeleti olarak kemik geometrisine benzer çubuklu yapıların kullanıldığı sonucuna varılmıştır. Bu anlamda bir sonraki aşamada üzerinde çalışılabilecek Şekil 5.23'te verildiği gibi basit bir öngörü modeli oluşturulmuştur.

Sistemin ileride yapılacak olan çalışmalara fikir verme düşüncesi amacıyla yapılmış bir tasarımdır. Sistemin hafifletilmesi, tork ve güç değerlerinin iyileştirilmesi veya daha kullanışlı bir tasarım yapmak üzere modelde eklemeler veya değişiklikler yapılabilir.



Şekil 5.23 Öngörü modeli



### 5.3.1 Cidarlı Çubuk Öngörü Modelinin Kütle Özellikleri

Sistemin tasarımında yine STD CF karbon fiber malzeme ile 2024 T3 Alüminyum kullanılmıştır. Malzemeler seçilirken üretim kolaylığı, hafiflik, maliyet ve mukavemeti dikkate alınmıştır. Modelin kütle özellikleri Tablo 5.5 'te verilmiştir.

Tablo 5.5 Öngörü modeli kütle özellikleri

Kütle	3830,500 g
Hacim ( m <sup>3</sup> )	1433,769 x 10 <sup>3</sup> mm <sup>3</sup>
Yüzey Alanı ( mm <sup>2</sup> )	460,411 x 10 <sup>3</sup> mm <sup>2</sup>

Kütle değeri sadece sistemin iskeletine aittir. Tork iletici, tork yükseltici ve tork düşürücü sistemler ile civata, vida gibi araçlar sistem kütesine dahil değildir. Tablo 5.6'da modele ait en küçük ve en büyük uyluk ve baldır uzunlukları verilmiştir.

Tablo 5.6 Öngörü modeli eklemler arası boyutlar

	<b>Uyluk</b>	<b>Baldır</b>
<b>En küçük</b>	370 mm	360 mm
<b>En büyük</b>	470 mm	460 mm

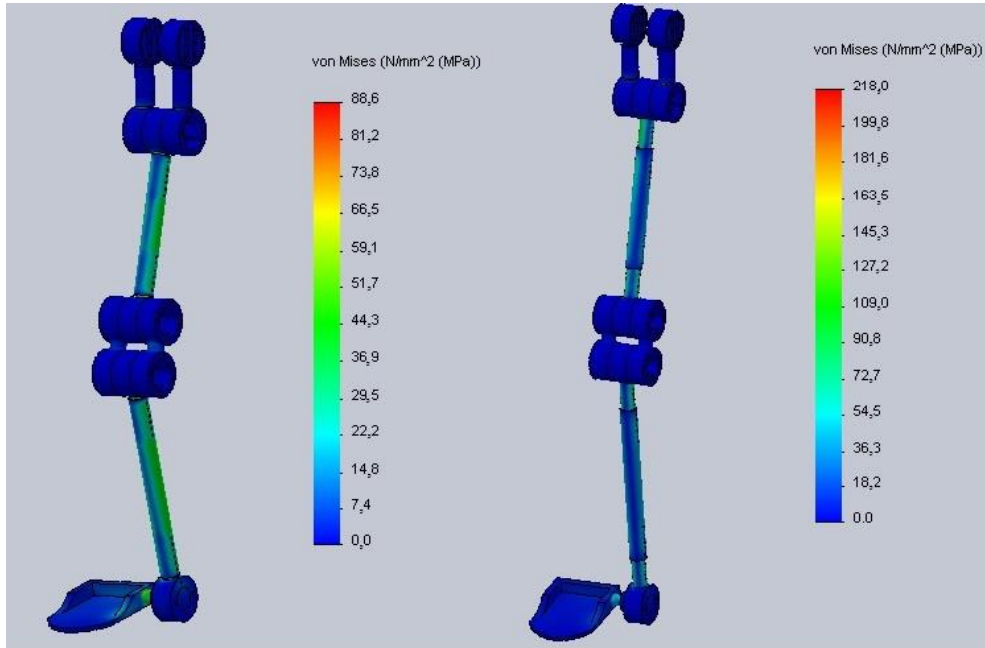
Ayak kısmı 120 x 160 mm şeklinde tasarlanmıştır. Bununla birlikte eklem ve eklemler arası parçalar da cidarlı çubuk şeklinde tasarlanmıştır. Eklemler ile kemik görevi gören çubuklar iç içe girecek şekilde tasarlanmış ve ayarlanabilir hale getirilmiştir. Bu ayarlanabilir mekanizma ile her bir kademe ilgili bölgenin boyunun 10mm değiştirebilmektedir. Her kemik çubuğa ait iki eklem tasarlanmıştır. Eklemlerin her biri 5 kademedен oluşmaktadır. Bu sayede sistem toplamda 730mm ile 930mm bacak uzunluğuna sahip kişilerde kullanılabilir hale getirilmiştir. Eklem çubukla iç içe geçen kısmında dış çap 25mm iç çap 20mm 'dir. Eklemler 2024 T3 Alüminyum'dan tasarlanmıştır. Kemik çubuklar ise STD CF karbon fiber kompozit malzemedен tasarlanmış olup dış çapı 30 mm, iç çapı 25 mm dir.

### 5.3.2 Öngörü Modeli 65 kg Kütleye Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan En Küçük ve En Büyük Bacak Boyuna Göre Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları

#### 5.3.2.1 Statik Analiz Sonuçları

Tablo 5.3'te verilen değerlere göre yine 65 kg kütle ve tablo 5.3'teki durumlar için statik analiz gerçekleştirilmiştir. Analizde, 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında elde edilen kritik değerler ve buna göre yapılan kabuller kullanılmıştır.

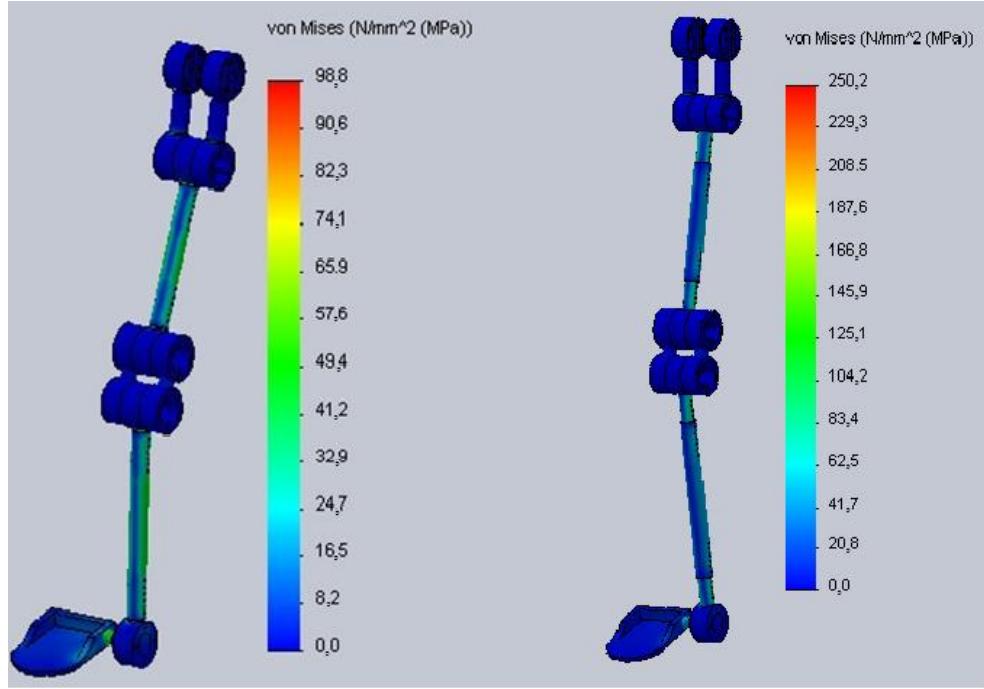
Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 637, 260 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 14°, diz için 19° ve bilek için 14° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.24'te görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri en küçük boyutlu sistem için 88,600 MPa 'dır. En büyük boyutlu sistem için 218,000 MPa 'dır.



Şekil 5.24 Öngörü modeli, 65 kg kütle ve 1.durum için statik analiz sonucu

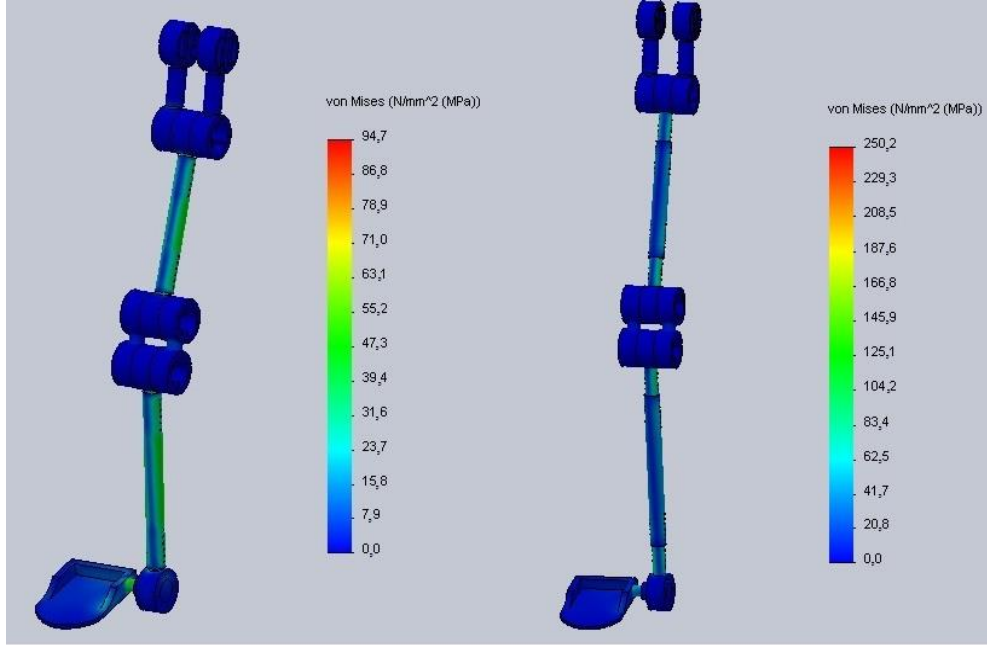
Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 637, 260 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 11°, diz için 20° ve bilek için 22° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.25'te görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri en küçük boyutlu sistem için 98,8 MPa 'dır. En büyük boyutlu sistem için 250,180 MPa' dır.

Bu durumda elde edilen gerilme değerleri en büyük değerlerdir. Buna göre emniyet katsayısı 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için 3,491 iken en büyük boyutlu sistem için 1,379 dir. En büyük boya sahip sistem için emniyet katsayısı malzeme emniyet sınırı olarak belirlenen 2'den düşük olduğundan sistem mukavemet açısından “tehlikededir” yani “emniyetli değildir” diyebiliriz. En küçük boyuttaki sistem için böyle bir durum yoktur. En küçük boyuttaki sistem, tasarım sonuçlarına göre mukavemet açısından tamamen güvenlidir. Şok absorpsiyonunun en büyük değerler için iskelet tarafından sağlandığı görülmektedir. Fakat, sisteme pnömatik veya bir yay sistemi dahil edilmesi veya malzemenin daha dayanıklı seçilmesi durumunda sistemin en büyük boyutlu durumunun daha emniyetli olacağı düşünülmektedir.



Şekil 5.25 Öngörü modeli, 65 kg kütle ve 2.durum için statik analiz sonucu

Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 627, 800 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 9°, diz için 21° ve bilek için 25° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.26’da görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri en küçük boyutlu sistem için 94,700 MPa ‘dır. En büyük boyutlu sistem için 250,150 MPa’ dır.



Şekil 5.26 Öngörü modeli, 65 kg kütle ve 3.durum için statik analiz sonucu

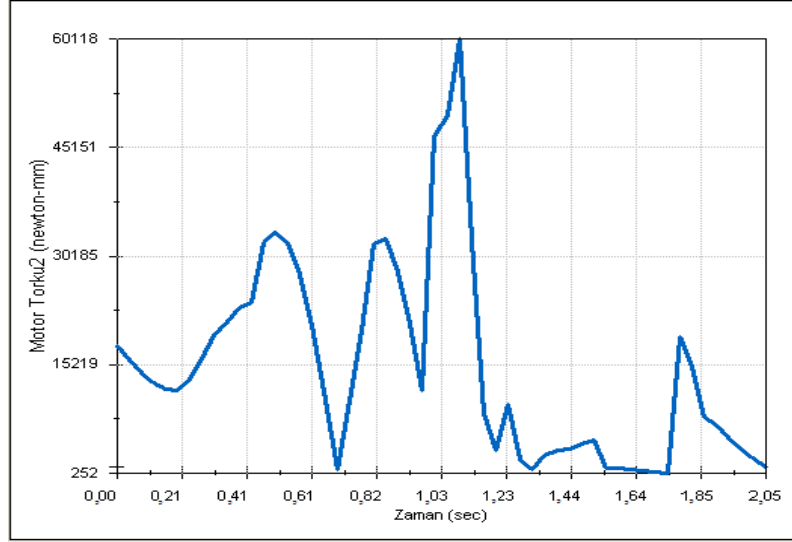
Analiz sonuçları incelendiğinde sistemin boyu uzadıkça oluşan gerilmelerin beklendiği gibi arttığı gözlenmiştir. Ayrıca uzunluk arttıkça en büyük gerilmenin kalçadan dize doğru yöneldiğini görmekteyiz.

### 5.3.2.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları

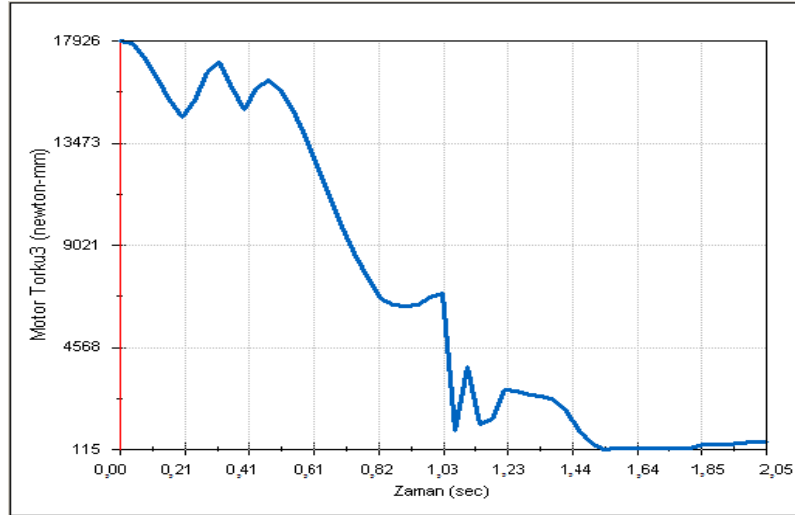
Öngörü modelinin Şekil 5.5, Şekil 5.6 ve Şekil 5.7 'de 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında elde edilen eklem açıları iyileştirilip girdi olarak kullanılmıştır. Simülasyonun amacı, sonraki çalışmalarda yapılacak olan motor seçimine yardımcı olmak amacı ile SolidWorks 2013 Motion Analysis programı vasıtasıyla sanal yürüyüş analizi yapılmıştır.

Sanal yürüme simülasyonu sonucunda motor seçimine yardımcı olacak olan kalça, diz ve bilek eklemlerinin tork ihtiyacı, en büyük ve en küçük boyutlu sistemler için; Şekil 5.27 – 5.32 arasında verilmiştir.

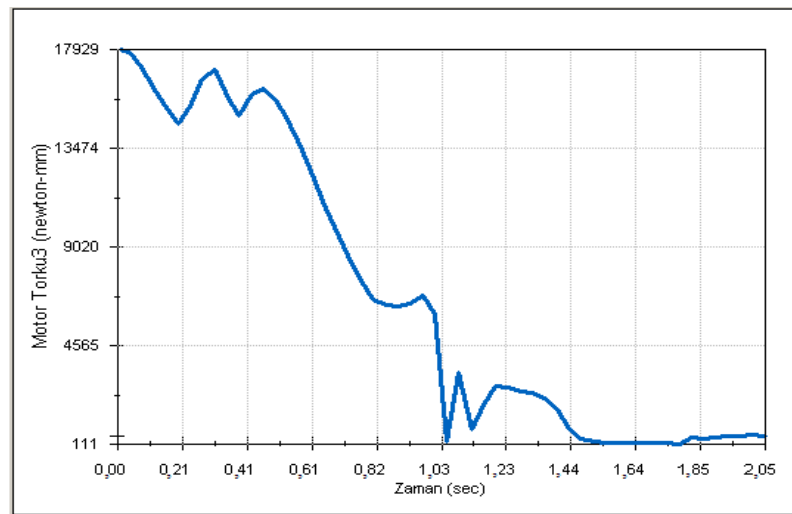




Şekil 5.30 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklem torqu - zaman eğrisi

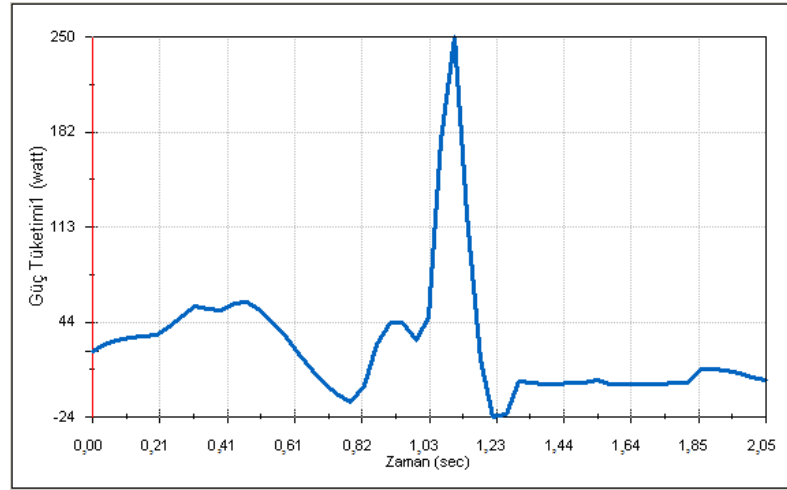


Şekil 5.31 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklem torqu - zaman eğrisi

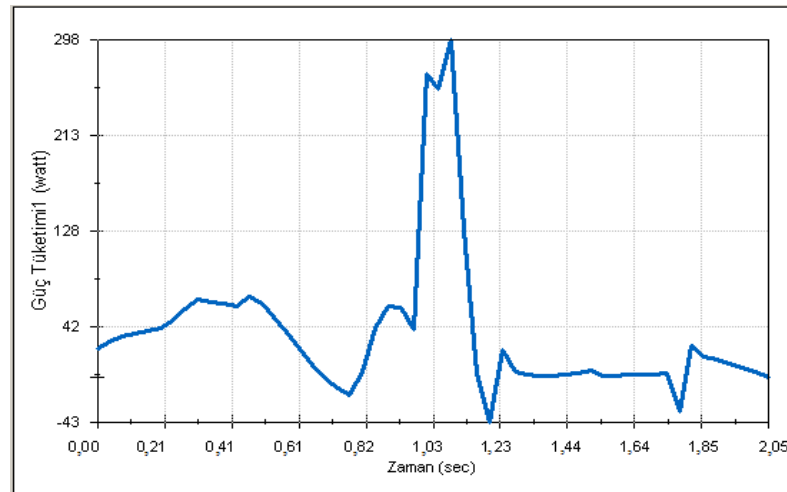


Şekil 5.32 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklem torqu - zaman eğrisi

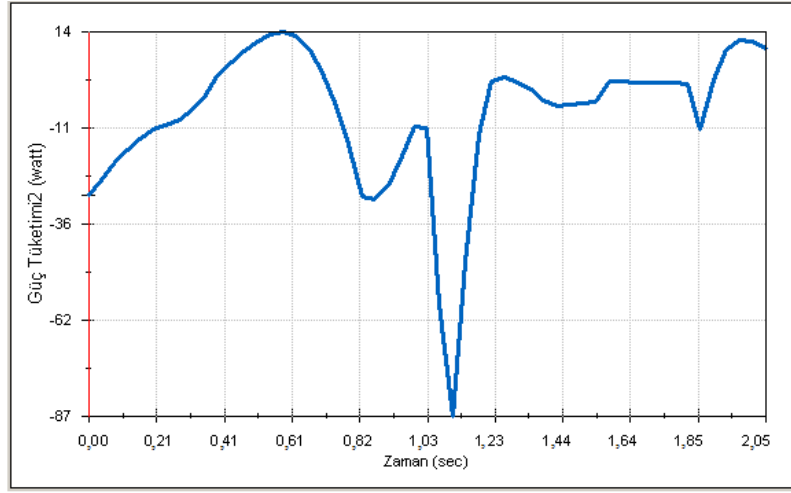
Buna göre eklemlerdeki en büyük tork değerleri en küçük boyutlu sistemde kalça için 75,021 Nm, diz için 50,702 Nm ve bilek için 17,916Nm olarak sonuçlanmıştır. Bu değerler en büyük boyutlu sistemde kalça için 122,705 Nm, diz için 60,118 Nm ve bilek için 17,919 Nm dir. En yüksek tork değeri 122,705 Nm dir. Fakat, analiz sonuçlarına göre en büyük uzuvlu sistemin yürüme için elverişli olmadığı görülmektedir. Buna göre, En büyük ve en küçük uzuvlar için en yüksek tork değerinin tahmininin yapılması amacıyla bu iki en büyük değer arasındaki (75,021 Nm, 122,705 Nm) ortalama değer bulunabilir. Yapılan basit hesaplama sonucunda çıkan ortalama en büyük tork değeri 97,363 Nm dir. Motor seçilirken, bu tork değeri ile sistemin tork ihtiyacını arttırabilecek etmenler (bütün sistemin kütlesi, yürüme döngüsünün çeşitliliği vs.) de göz önünde bulundurulmalıdır.



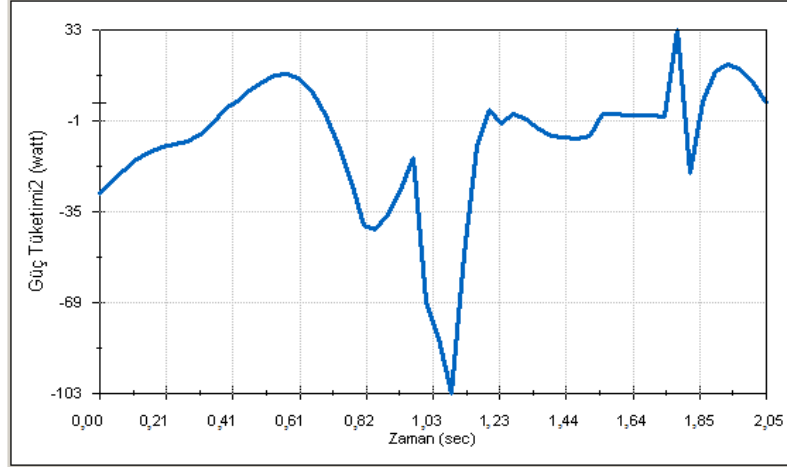
Şekil 5.33 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



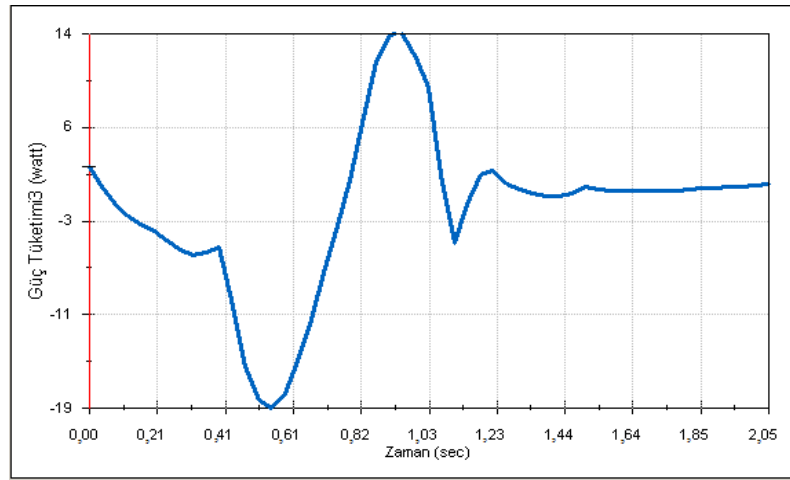
Şekil 5.34 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



Şekil 5.35 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç - zaman eğrisi

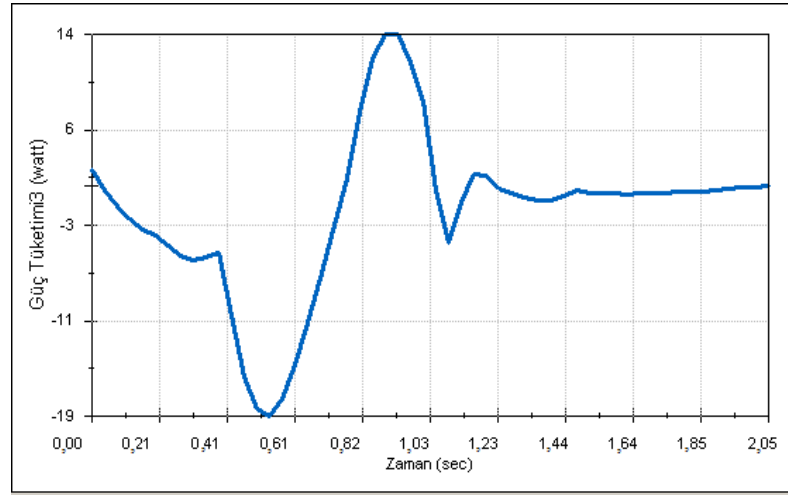


Şekil 5.36 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



Şekil 5.37 Öngörü modeli, 65 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç - zaman eğrisi





Şekil 5.38 Öngörü modeli, 65 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç - zaman eğrisi

Sonuçlar incelendiğinde en küçük boyutlu sistem için güç değerleri kalçada 250W, dizde -87W ve bilekte -19W olduğu görülmektedir. En büyük boyutlu sistem için ise bu değerler kalça için 298W, diz için -103W ve bilek için -19W şeklindedir. En yüksek güç değeri 298W olarak görülmektedir. Fakat analiz sonuçlarına göre en büyük uzuvlu sistemin yürüme için elverişli olmadığı tespit edilmiştir. Buna göre, en büyük ve en küçük uzuvlar için en yüksek güç değerinin tahmininin yapılması amacıyla bu iki en büyük değer arasındaki (250 W, 298 W) ortalama değer bulunabilir. Buna göre en büyük güç değeri 270 W olarak hesaplanmıştır. Motor seçilirken, bu güç değeri ile, sistemin güç ihtiyacını arttırabilecek etmenler (bütün sistemin kütlesi, yürüme döngüsünün çeşitliliği vs.) de göz önünde bulundurulmalıdır.

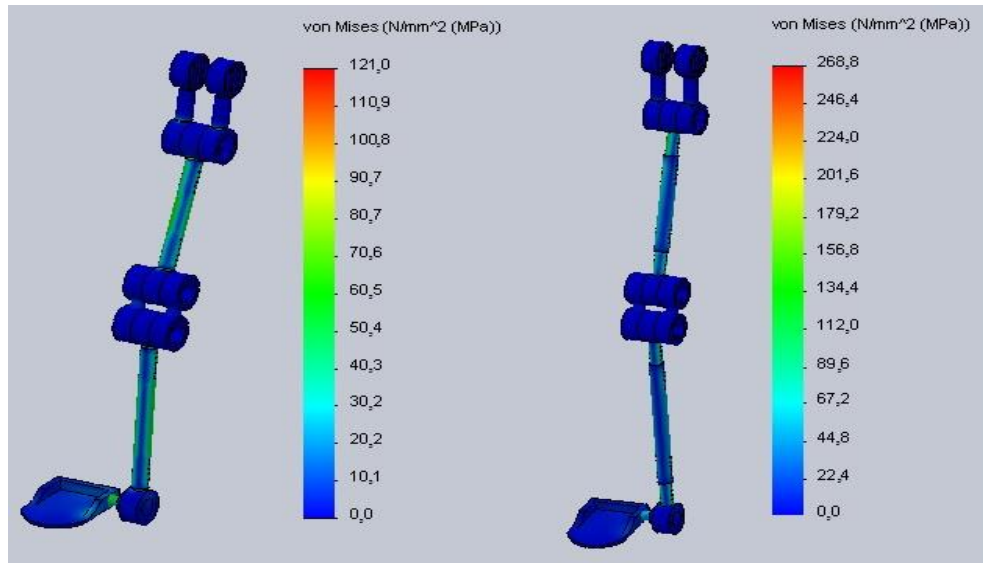
Sonuç olarak iki uzunluk için yapılan simülasyonlar incelendiğinde, uzunluğu arttırılan uzuvların tork ve güç değerlerinin beklendiği gibi arttığı gözlemlenmiştir. Boyutları değiştirilmeyen bilek kısmının ise yine beklendiği üzere torku ve güç değerleri aynı denecek kadar yakın olduğu gözlemlenmiştir.

### 5.3.3 Öngörü Modeli 80 kg Kütleyle Sahip İnsan Baz Alınarak En Küçük ve En Büyük Bacak Boyuna Göre Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları

#### 5.3.3.1 Statik Analiz Sonuçları

Tablo 5.3'te verilen açı değerlerine göre ve 80 kg kütle için statik analiz gerçekleştirilmiştir. Ayak tabanına gelen kuvvet değerleri, tıpkı 5.2.4. 80 kg Kütleyle Sahip İnsan Baz Alınarak Yapılan Analiz ve Simülasyon Sonuçları alt bölümünde bahsedildiği gibi 80:65 oranı ile çarpılarak 80 kg kütleyle sahip bir insanın ayak tabanına gelen yer tepki kuvveti değeri tahmin edilmiştir. Buna göre eklem açılarının sırasıyla kalça için  $14^\circ$  , diz için  $19^\circ$  ve bilek için  $14^\circ$  olduğu durum için ayak tabanına toplamda 708,390 N, eklem açılarının sırasıyla kalça için  $11^\circ$  , diz için  $20^\circ$  ve bilek için  $22^\circ$  olduğu durum için 784,320 N ve eklem açılarının sırasıyla kalça için  $9^\circ$  , diz için  $21^\circ$  ve bilek için  $25^\circ$  olduğu durum için 772,430 N olarak hesaplanmış ve kabul edilmiştir.

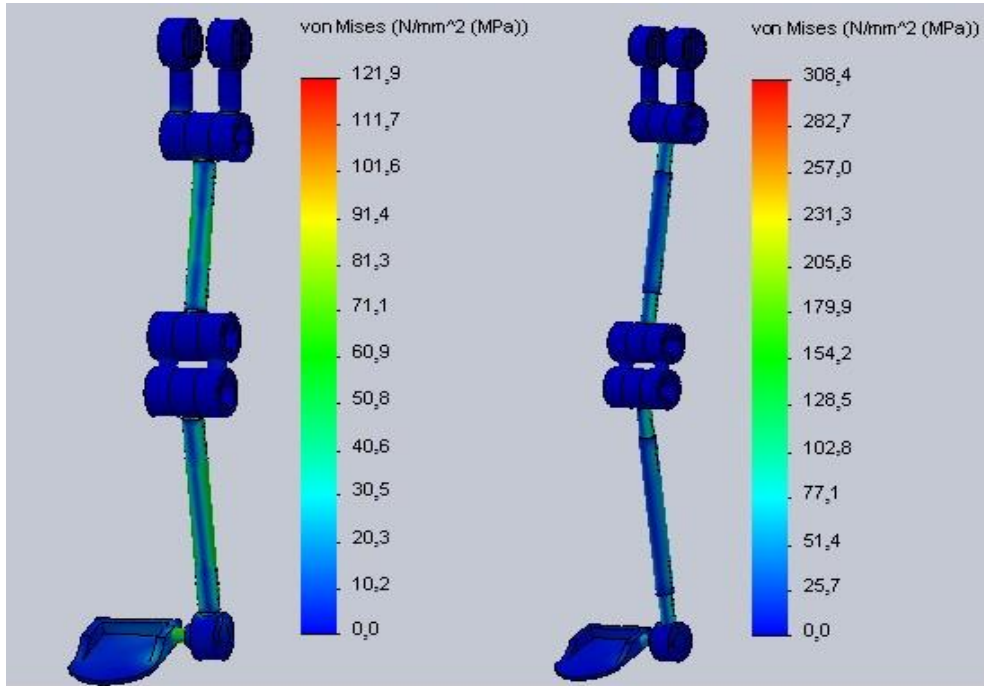
Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 708,390 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için  $14^\circ$ , diz için  $19^\circ$  ve bilek için  $14^\circ$  olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.39'da görüldüğü gibidir. Buna göre en büyük gerilme değeri en küçük boyutlu sistem için 121,000 MPa 'dır. En büyük boyutlu sistem için ise bu değer 268,000 MPa 'dır.



Şekil 5.39 Öngörü modeli, 80 kg kütle ve 1.durum için statik analiz sonucu

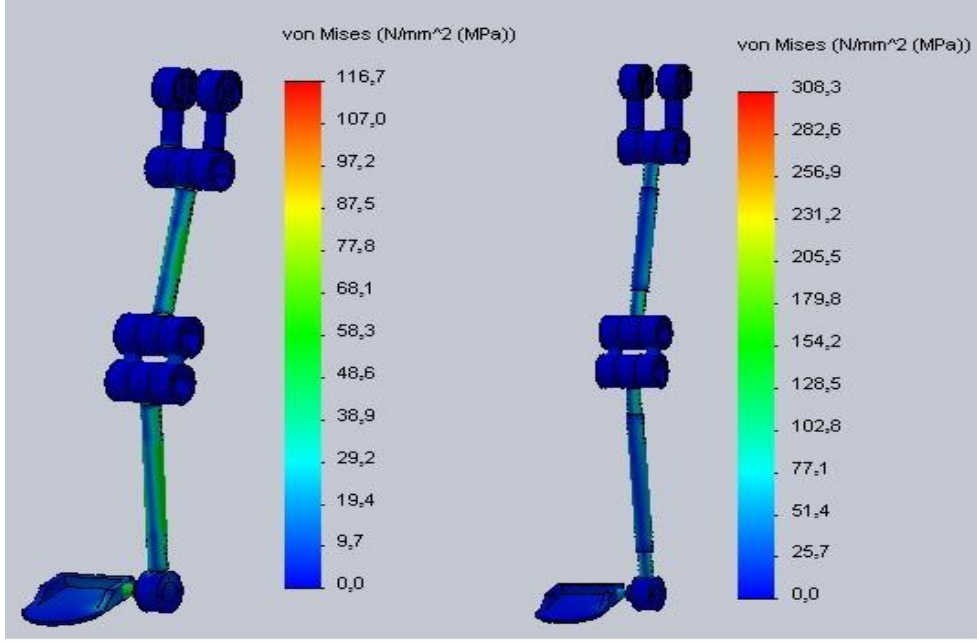
Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 784,320 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 11°, diz için 20° ve bilek için 22° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.40'ta görüldüğü gibidir. Buna göre en küçük boyutlu sistemde en büyük gerilme değeri 121,900 MPa 'dır. En büyük boyutlu sistemde ise bu değer 308,400 MPa'dır. En büyük değerler bu durumda ortaya çıkmıştır. Buna göre en küçük sistem için emniyet katsayısı 2,830 iken en büyük sistem için bu değer 1,118'dir.

En küçük boyuttaki sistem için emniyet katsayısı, malzeme emniyet sınırı olarak belirlenen 2'den büyüktür. Bu nedenle en küçük sistem emniyetlidir. Fakat en büyük boya sahip sistem için emniyet katsayısı 2'den küçük olduğundan emniyetli değildir. Akma sınırındadır. Şok absorpsiyonunun sistem halen mukavim olduğundan en büyük değerler için iskelet tarafından sağlandığı görülmektedir. Bu nedenle sistemin ani – kritik yüklemeleri absorbe edebileceği tespit edilmiştir. Fakat, sisteme pnömatik veya bir yay sistemi dahil edilmesi veya malzemenin daha dayanıklı seçilmesi durumunda sistemin en büyük boyutlu durumunun daha emniyetli olacağı düşünülmektedir.



Şekil 5.40 Öngörü modeli, 80 kg kütle ve 2.durum için statik analiz sonucu

Ayak tabanına gelen toplam tepki kuvvetinin 772,430 N olduğu ve eklem açılarının sırasıyla kalça için 9°, diz için 21° ve bilek için 25° olduğu durum için yapılan statik analiz sonucu Şekil 5.41’de görüldüğü gibidir. Buna göre en küçük boyutlu sistem için en büyük gerilme değeri 116,700 MPa ‘dır. En büyük boyutlu sistem için ise bu değer 308,300 MPa’dır.



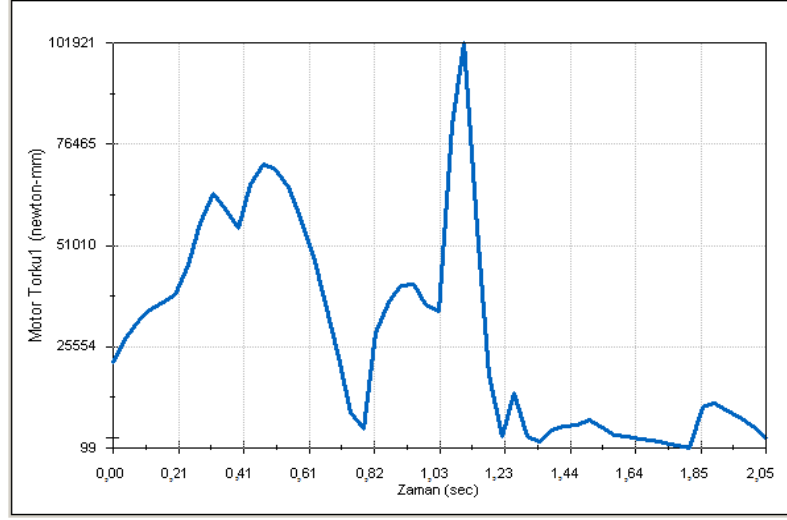
Şekil 5.41 Öngörü modeli, 80 kg kütle ve 3.durum için statik analiz sonucu

Analiz sonuçları incelendiğinde sistemin boyu 65 kg kütle taşıdığı durumda da olduğu gibi uzadıkça oluşan gerilmelerin beklendiği gibi arttığı gözlenmiştir. Ayrıca uzunluk arttıkça en büyük gerilmenin kalçadan dize doğru yöneldiğini görmekteyiz. Sonuç olarak gerilme değerleri bu tip sistemlerde boy arttıkça değişmektedir diyebiliriz.

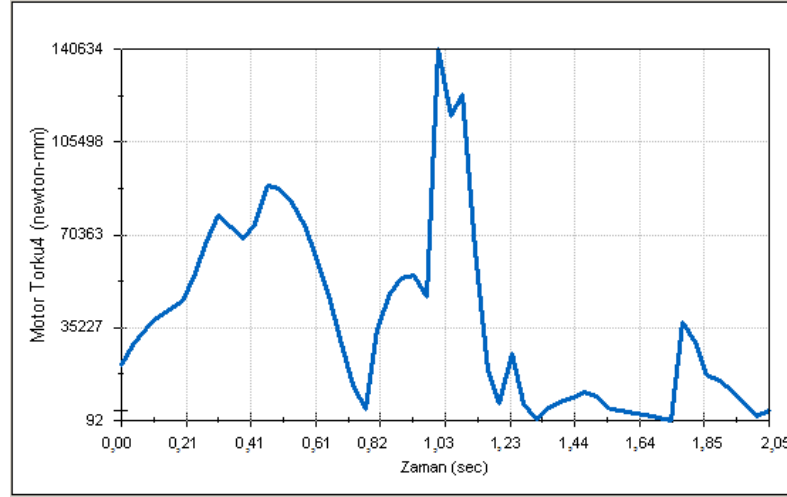
### 5.3.3.2 Yürüme Simülasyonu Sonuçları

Yürüyüş simülasyonunun gerçekleştirilmesi amacıyla kullanılan açı değerleri bu çalışma kapsamında yapılan diğer yürüme simülasyonlarında olduğu gibi 110M063 numaralı TÜBİTAK projesinden elde edilen açı değerlerinin iyileştirilmiş halidir.

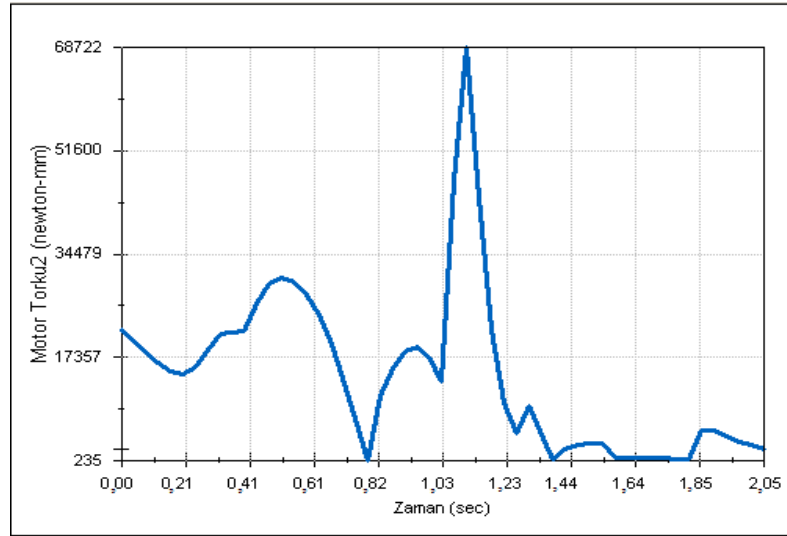
Simülasyon sonucunda ortaya çıkan kalça, diz ve bilek eklemlerine yerleştirilecek eklem tork ihtiyaçları sistem boyutuna göre Şekil 5.42 – 5.47’deki gibidir.



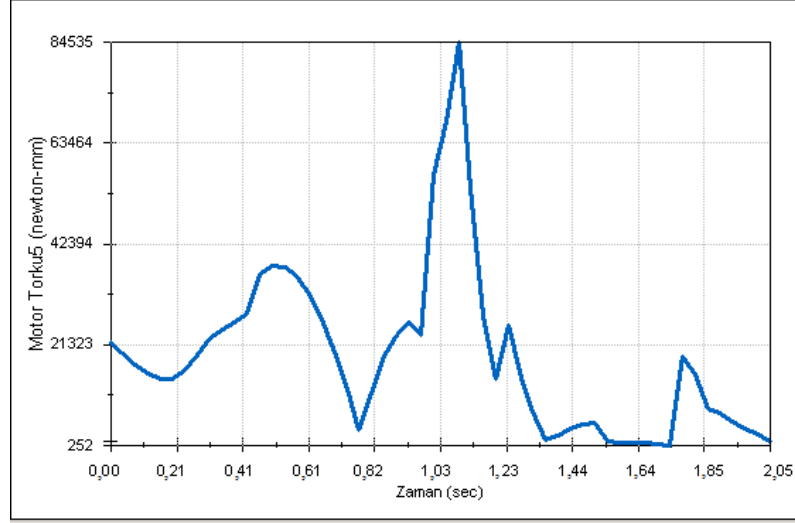
Şekil 5.42 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için kalça eklem torku - zaman eğrisi



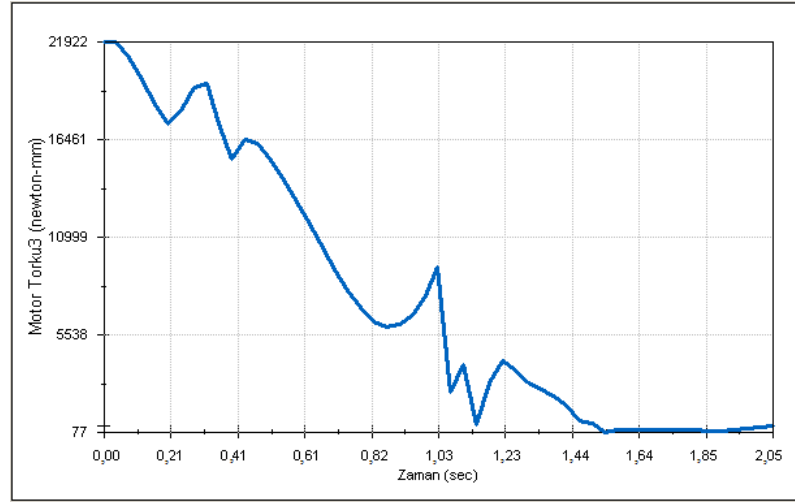
Şekil 5.43 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için kalça eklem torku - zaman eğrisi



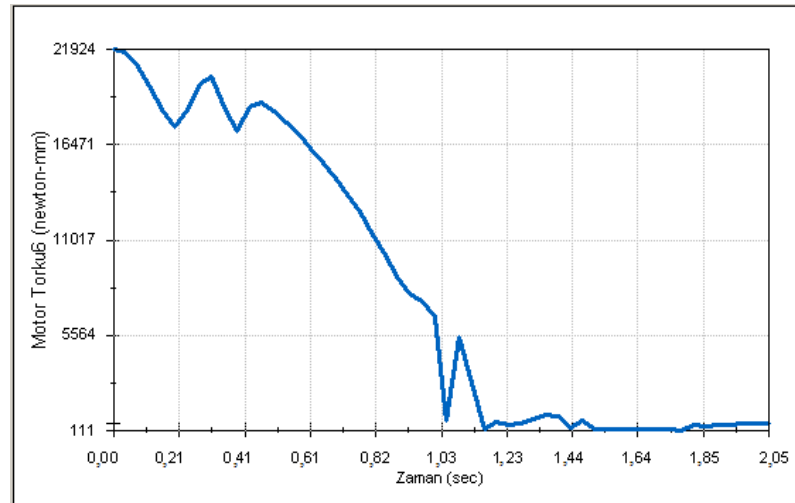
Şekil 5.44 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için diz eklem torku - zaman eğrisi



Şekil 5.45 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklem torku - zaman eğrisi



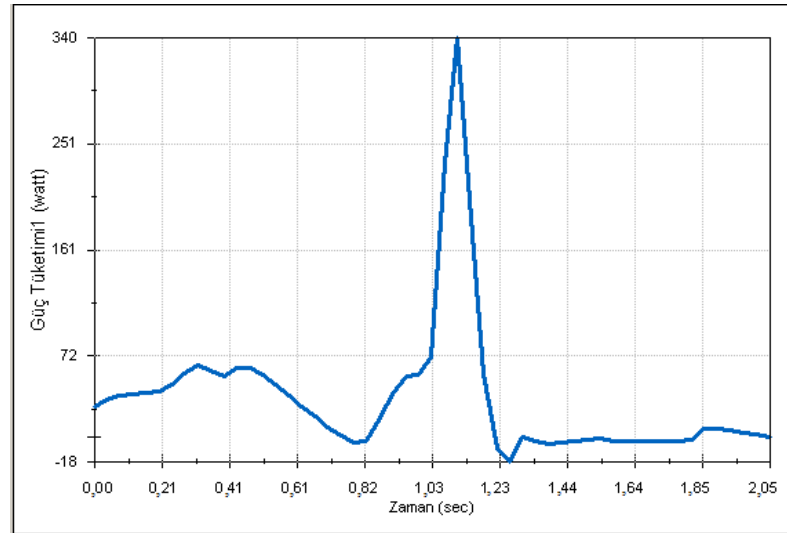
Şekil 5.46 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklem torku - zaman eğrisi



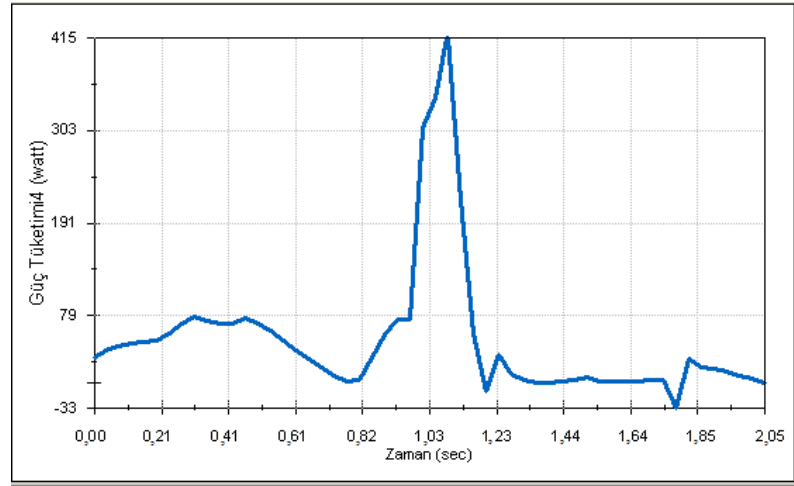
Şekil 5.47 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklem torku - zaman eğrisi

Buna göre eklemlerdeki en büyük tork değerleri en küçük boyutlu sistemde kalça için 101,921 Nm, diz için 68,722 Nm ve bilek için 21,922 Nm olarak sonuçlanmıştır. Bu değerler en büyük sistemde kalça için 140,634 Nm, diz için 84,535 Nm ve bilek için 21,924 Nm'dir. En yüksek tork değeri 140,634 Nm dir. Fakat, analiz sonuçlarına göre en büyük uzuvlu sistemin yürüme için elverişli olmadığı görülmektedir. Buna göre, En büyük ve en küçük uzuvlar için en yüksek tork değerinin tahmininin yapılması amacıyla bu iki en büyük değer arasındaki (101,921 Nm, 140,634 Nm) ortalama değer bulunarak kabul yapılabilir. Yapılan basit hesaplama sonucunda çıkan ortalama en büyük tork değeri 122,227 Nm dir. Motor seçilirken, bu tork değeri ile sistemin tork ihtiyacını arttıracılabilecek etmenler (bütün sistemin kütlesi, yürüme döngüsünün çeşitliliği vs.) de göz önünde bulundurulmalıdır.

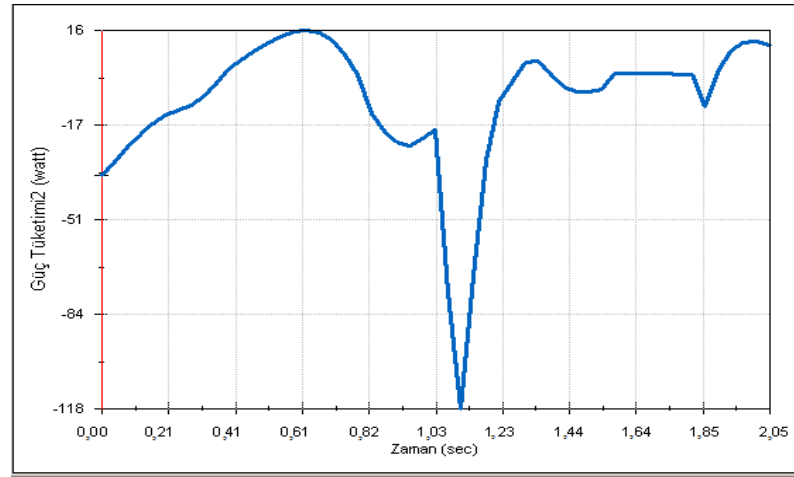
Şekil 5.48 – 5.53'te yürüme simülasyonu sonucunda elde edilen güç değerleri verilmiştir.



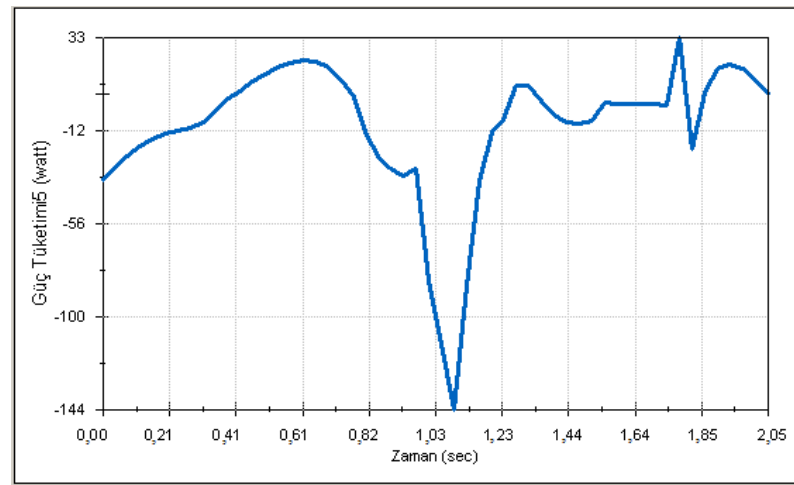
Şekil 5.48 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



Şekil 5.49 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için kalça eklemi harcanan güç - zaman eğrisi

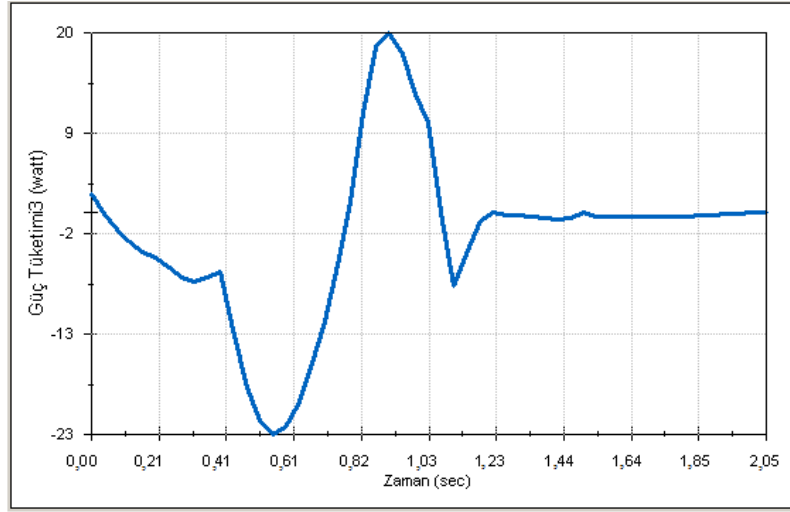


Şekil 5.50 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç - zaman eğrisi

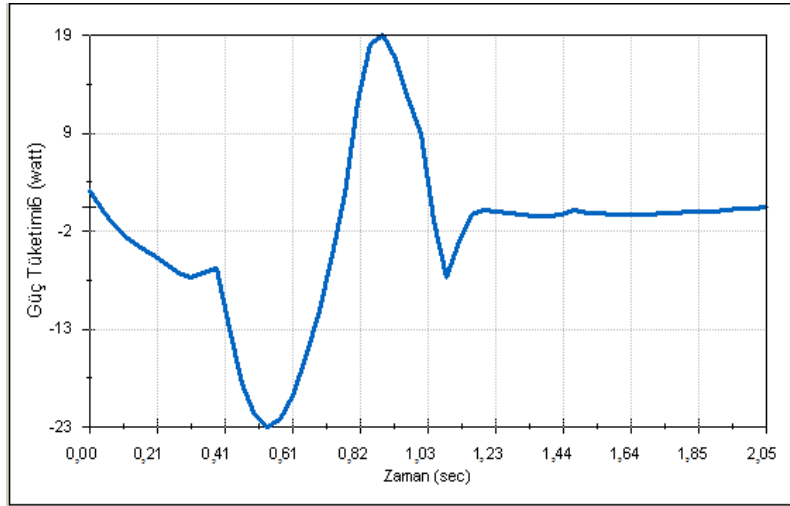


Şekil 5.51 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için diz eklemi harcanan güç - zaman eğrisi





Şekil 5.52 Öngörü modeli, 80 kg ve en küçük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç - zaman eğrisi



Şekil 5.53 Öngörü modeli, 80 kg ve en büyük boyutlu sistem için bilek eklemi harcanan güç - zaman eğrisi

Sonuçlar incelendiğinde en küçük boyutlu sistem için güç değerleri kalçada 340 W, dizde -118W ve bilekte -23W olduğu görülmektedir. En büyük boyutlu sistem için ise bu değerler kalça için 415W, diz için -144W ve bilek için -23W şeklindedir. En yüksek güç değeri 415 W olarak görülmektedir. Fakat analiz sonuçlarına göre en büyük uzunlu sistem için yürüme için elverişli olmadığı tespit edilmiştir.

Buna göre, en büyük ve en küçük uzuvlar için en yüksek güç değerinin tahmininin yapılması amacıyla bu iki en büyük değer arasındaki (340 W, 415 W) ortalama değer bulunabilir. Buna göre en büyük güç değeri 378 W olarak hesaplanmıştır. Motor seçilirken, bu güç değeri ile sistemin güç ihtiyacını arttırabilecek etmenler (bütün sistemin kütlesi, yürüme döngüsünün çeşitliliği vs.) de göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonuç olarak iki uzunluk için yapılan simülasyonlar incelendiğinde, uzunluğu arttırılan uzuvların tork ve güç değerlerinin beklendiği gibi arttığı gözlemlenmiştir. Boyutları değiştirilmeyen bilek kısmının ise yine beklendiği üzere torku ve güç değerleri aynı denecek kadar yakın olduğu gözlemlenmiştir.

## BÖLÜM ALTI

### SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

#### 6.1 5000 Serisi Alüminyum Tasarım ile Yeni Tasarımların Karşılaştırılması

5000 serisi alüminyum tasarım, karbon fiber kompozit tasarım ve öngörü modelinin çerçevelerinin kütle bakımından karşılaştırılması Tablo 6.1’de verilmiştir. Üstün olan sistem ilgili alanda “+” işareti ile parantez içinde gösterilmiştir.

Tablo 6.1 Sistemlerin kütle bakımından karşılaştırılması

Sistem	Kütle
5000 serisi alüminyum tasarım	~2,600 kg (Tüm teçhizat ile birlikte sistem kütlesi 6 kg dır.)
Karbon fiber kompozit tasarım	1,692 kg (+)
Öngörü modeli	3,830 kg

Kompozit malzemeler hafif ve dayanıklı malzemeler olduğundan dolayı beklenildiği gibi karbon fiber kompozit tasarım, üç sistem arasındaki en hafif tasarım olarak tespit edilmiştir.

Sistemlerin aynı boyut ve 65 kg kütleyle sahip bir insanı taşıdığı durum için mukavemet, tork ve güç bakımından karşılaştırılması Tablo 6.2 ‘de verilmiştir. Üstün olan sistem ilgili alanda “+” işareti ile parantez içinde gösterilmiştir.

Tablo 6.2 Sistemlerin aynı boyut ve 65kg için mukavemet, tork ve güç bakımından karşılaştırılması

Sistem	Mukavemet	Tork	Güç
5000 serisi alüminyum tasarım	69,258 MPa n = 3,032	10,500 Nm (Motor Değeri)	70 W (Bir yere bağlı çalışma durumu)
Karbon fiber kompozit tasarım	53,600 MPa n = 10,634 (+)	82,929Nm	277 W
Öngörü modeli (En küçük boyut)	98,800 MPa n = 3,790	75,021 Nm (+)	250 W (+)

Tablo 6.2'ye göre, 65 kg kütleye sahip bir insan için mevcut tasarımlar arasında dayanım bakımından en uygun model karbon fiber kompozit tasarım olarak belirlenmiştir. Karbon fiber kompozitler çekmeye ve basmaya oldukça dayanıklı sistemlerdir. Emniyet katsayısı göz önüne alındığında karbon fiber kompozit tasarımının diğer sistemlere göre yaklaşık 2,5 kat daha mukavim olduğu görülmektedir. Tork ve güç değerleri incelendiğinde öngörü modeli'nin ön plana çıktığı görülmektedir. Fakat emniyet daha öncelikli olduğundan 65 kg için karbon fiber kompozit tasarımı daha uygundur.

Sistemlerin aynı boyut ve 80 kg kütleye sahip bir insanı taşıdığı durum için mukavemet, tork ve güç bakımından karşılaştırılması tablo 6.3 'te verilmiştir. Üstün olan sistem ilgili alanda “+” işareti ile parantez içinde gösterilmiştir.

Tablo 6.3 Sistemlerin aynı boyut ve 80kg için mukavemet, tork ve güç bakımından karşılaştırılması

<b>Sistem</b>	<b>Mukavemet</b>	<b>Tork</b>	<b>Güç</b>
<b>5000 serisi alüminyum tasarım</b>	-	-	-
<b>Karbon fiber kompozit tasarım</b>	364,500 MPa n = 1,563	114,903 Nm	383 W
<b>Öngörü modeli (En küçük boyut)</b>	121,900MPa n = 3,138 (+)	101,921 Nm (+)	340W (+)

80 kg kütleye sahip bir insan için mevcut tasarımlar arasında dayanım bakımından en uygunu öngörü modeli olarak belirlenmiştir. Kütlenin 80 kg'a gelmesi durumunda karbon fiber kompozit tasarımın malzeme emniyet sınırı olarak belirlenen 2'ye yaklaştığı görülmüştür. Sistem hasara uğramamış fakat sınırda olduğundan bu sistemin 80 kg için yürümeden ziyade doktor kontrolünde yapılan rehabilitasyon alıştırmalarında kullanılması uygundur. Sisteme, pnömatik veya yay sistemi eklenmesi veya malzemenin daha dayanıklı seçilmesi durumunda gelen ani yüklerin bir kısmı bu sistemler tarafından karşılanarak iskelet üzerindeki gerilmeler azalacağı ve dolayısıyla daha emniyetli olacağı düşünülmektedir.

Öngörü modelinin en büyük ve en küçük boyuttaki analiz ve simülasyon sonuçları Tablo 6.4 'teki gibidir. Sonuçlar incelendiğinde hem 65 kg hem de 80 kg kütleyle sahip insanlar için en büyük uzuvlu sistem kritik bölgededir. Buna göre, en büyük boylu (930 mm) sistem yürüme eylemini gerçekleştirmek için emniyetli değildir. Bu boydaki sistem, 65 – 80 kg aralığındaki tek alt ekstremitesinde sorun olan kişilerce sadece doktor kontrolündeki rehabilitasyon alıştırmalarında kullanılması uygundur. Sisteme, pnömatik veya yay sistemi eklenmesi veya malzemenin daha dayanıklı seçilmesi durumunda gelen ani yüklerin bir kısmı bu sistemler tarafından karşılanarak iskelet üzerindeki gerilmeler azalacağı ve dolayısıyla daha emniyetli olacağı düşünülmektedir.

Tablo 6.4 En büyük ve en küçük boyutlu öngörü modeli tüm kütleler için analiz ve simülasyon sonuçları

Kütle – Sistem	En Yüksek Gerilme	En Yüksek Tork Değeri	En Yüksek Güç Değeri
65 kg – En küçük boyutlu sistem	98,800 MPa ( n = 3,491 )	75,021 Nm	250 W
65 kg – En büyük boyutlu sistem	250,180 MPa ( n = 1,379 )	122,705 Nm	298 W
80 kg – En küçük boyutlu sistem	121,900 MPa ( n = 2,830 )	121,921 Nm	340 W
80 kg – En büyük boyutlu sistem	308,400 MPa ( n = 1,118 )	140,634 Nm	415 W

En büyük ve en küçük boyutlu sistemler incelendiğinde, uzuv boyutu arttıkça tork ve güç ihtiyacı artmaktadır. Ayrıca dış iskelette meydana gelen gerilme de yaklaşık 2,5 kat artmaktadır. Tork ve güç ihtiyaçlarının artma sebebi doğrudan boyun uzaması ile ilişkilendirilebilir. Moment tanımında kuvvet ile kuvvet kolunun çarpımı ifadesi geçtiğinden ve söz konusu sistemde de kuvvet arttığından tork değerinin artması da beklenen bir durumdur. Güç ihtiyacı, tork ihtiyacının artmasına bağlı olarak bir artış göstermektedir. Gerilme değeri ise sistemin yüzey alanının artması ve boy uzamasına bağlı olarak moment değerinin artmasından dolayı bir yükseliş gösterdiği söylenebilir.

İki durum (65 kg ve 80 kg) incelendiğinde, geliştirilen iki sistemin de 5000 serisi alüminyum tasarımına göre daha kullanışlı olduğu görülmektedir. Fakat düşük kütlelerde karbon fiber kompozit tasarımın mukavemet bakımından öngörü modeli'ne kıyasla daha üstün olduğu görülmektedir. Tork ve güç bakımından karşılaştırıldığında ise 65 kg kütlede öngörü modeli daha kullanışlı gözükmektedir. Taşınan kişinin kütlesi arttıkça öngörü modeli mukavemet bakımından da karbon fiber kompozit tasarıma göre tercih edilebilir olduğu görülmektedir.

En büyük ve en küçük kütleler arasında (65 kg ve 80 kg) enterpolasyon yapıldığında ortalama kütle değeri 72,5 kg olarak hesaplanmıştır. Buna göre, 72,5 kg değerini orta değer kabul ederek; 72,5 kg 'dan az kütleli insanlar için dayanım söz konusu olduğunda Karbon Fiber Kompozit Tasarımı; tork ve güç söz konusu olduğunda öngörü modeli önerilebilir. 72,5 kg'dan fazla kütleli insanlar için ise öngörü Modelinin en küçük boyutlu durumu veya her iki tasarımın da rehabilitasyona yardımcı olacak şekilde kullanılması önerilebilir. Türkiye'de 18 -24 yaş grubunun kilo ortalaması 2014 yılı verilerine göre 63,2kg'dır. Bu grupta erkeklerin kilo ortalaması 68,4 iken kadınların kilo ortalaması 58,3 olarak tespit edilmiştir. Türkiye'nin kilo ortalaması ise 2010 verilerine göre 71,5 kg olarak belirlenmiştir (Türkiye İstatistik Kurumu [TÜİK], 2014). Bu verilere dayanarak sistemin kütle taşıyabilme yeteneğinin ülke ortalamasına yakın olduğu ve bu nedenle ülke çapında kullanılabilir bir sistem olduğu anlaşılmaktadır.

Yapılan çalışma özetlendiğinde, 5000 serisi alüminyum tasarımının sanal ortamda tasarım geometrisi korunarak STD CF karbon fiber malzemesi kullanılarak hafifletilmesi sağlanmış, Ek 1'de verilen 110M063 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında elde edilen açı değerleri ve Ek 2'de verilen Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yürüme Laboratuvarında yapılan kinematik yürüme deneyi sonucunda elde edilen yürüme verileri kullanılarak sanal yürüyüş simülasyonu gerçekleştirilmiş ve bunun sonucunda eklemlerin tork ve güç ihtiyaçları tespit edilmiştir. Ayrıca 65 kg için yapılan kritik statik analizler 80 kg kütleli bir insan düşünülerek de yapılmıştır böylelikle sistemin kütle taşıma kabiliyetinin sınırları belirlenmiştir.

Mevcut tasarıma ek olarak geliştirilen ve gelişmeye açık olan öngörü modelinin de tork, güç ve mukavemet analizleri yapılmış ve çalışmada sunulmuştur. Tasarım eklemlerden uzayabilecek şekilde yapılmıştır.

Her iki tasarımda da yürüyüş simülasyonları literatür çalışmaları ile karşılaştırılarak yapılmıştır. Buna göre en yüksek tork ve güç ihtiyacı değerleri basma fazında çıkmış olması gerekmektedir. Sonuçlar incelendiğinde bunun doğrulandığı görülmektedir. Öngörü modelinin statik analizleri en büyük ve en küçük boyutlara göre yapılmıştır. Boy artışının gerilmeye nasıl etki oluşturduğunu görmek amacıyla yapılan en büyük boyutlu analizin sonucunda sistemin uzun bacak boylarında yüksek kiloları taşımakta oldukça güçlük çekebileceği tespit edilmiştir.

Sonuç olarak, çalışma kapsamında kütle sınır değerleri tespit edilmiştir. Buna göre karbon fiber kompozit tasarımı 80 kg'a kadar kütleyle sahip kişilerce kullanılabilir. Benzer bir durum öngörü modelinin en küçük boyutları için de geçerlidir. Öngörü modelinin en büyük boyutunda taşınacak olan kütlenin tahminen 75 kg değerini geçmemesi önerilmektedir. Analiz sonuçları irdelendiğinde, üst sınırın 80 kg olduğu görülmektedir. Fakat güvenliği tam anlamıyla sağlayabilmek için, sistemi giyecek olan kişinin sistemin mukavemeti göz önünde bulundurulduğunda 72,5 kg değerini aşmaması önerilmektedir.

Gelecek çalışmalarda laboratuvar ortamında bir yürüme simülasyonu deneysel olarak gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Deneysel eklem tork ve güç ihtiyacı değerleri ile bu çalışma kapsamında elde edilen ve literatür çalışmaları kapsamında elde edilen tork ve güç değerleri dikkate alınarak gerekli motor torku hesaplanmalıdır. Bu değerler ile birlikte motor sıcaklık sınırı, soğutma yöntemi, sarım sınırı, motor ve dişli düzeneğinin eylemsizlik momenti, dişli oranı, sönümleme katsayısı, yürüme hızı ve ivmesi gibi faktörler belirlenerek motor seçimi yapılabilir (Zoss ve Kazerooni, 2006).

Çalışmada sunulan öngörü modeli ile mevcut iskelet geometrisi düzenlenebilir. Gerekli değişiklikler yapılarak daha dayanıklı, daha hafif, daha az maliyetli ve daha az tork ve güç gerektiren bir sistem tasarlanabilir.

## 6.2 Çalışmanın Literatür ile Karşılaştırılması ve Gelecek Çalışmalar

Geliştirilen iki sistemin sonuçları uluslararası çalışmalarla kıyaslandığında tork ve güç değerlerinin kısmen de olsa istenilen değerlerde olduğu görülmektedir. Literatür taramalarında 65 - 80 kg aralığında yapılan çalışmalarda tork değerleri büyükten küçüğe sırası ile bilek, kalça ve diz şeklinde sıralanmaktadır. Bu çalışma kapsamında gerçekleştirilen simülasyonlarda yapılan kabullerden (yer tepki kuvvetinin yönünün sabit olması, sistemin ilerlemeden bulunduğu yerde yürüme simülasyonunun yapılması, insan kütesinden kaynaklanan ağırlığın bilekten yere iletilmesi vb.) ve yapılan simülasyonun tamamen sanal ortamda yapılmasından dolayı bilek değerleri literatür verilerinden oldukça altında bir değerde elde edildiği tahmin edilmektedir. Literatür verilerine göre 70 kg kütleli bir insanda bilek tork ihtiyacı 120 – 130 Nm civarındadır (Zoss, Kazerooni ve Chu, 2006). Kalça ve diz değerleri literatür verileri ile uyusmaktadır. Literatür çalışmaları baz alındığında 75-80 kg kütleyle sahip insanlarda kalça tork ihtiyacı 75 Nm ile 160 Nm arasında değişmektedir. Bu değer yine aynı kütle aralığındaki insanlarda diz için 20 Nm ile 60 Nm arasındadır (Toudeshki, Koma, Jokar ve Taherifar, 2014). Ayrıca güç değerlerinin kişiden kişiye göre oldukça değişken olabileceği gözlemlenmiş ve en büyük güç değerinin 75 – 80 kg için 300 W değerine kadar ulaştığı tespit edilmiştir. Bu çalışma kapsamında yapılan sanal yürüme simülasyonları incelendiğinde en büyük tork değerlerinin basma fazında olduğu ve en büyük güç değerinin, en büyük uzuvlu öngörü modelinde (415 W) olduğu görülmektedir. Gelecek çalışmalarda yapılacak olan motor seçiminin doğru olması bakımından laboratuvar ortamında kinematik değerlerin eldesi için bir yürüme analizinin yapılması ve Newton – Euler denklemleri yardımıyla elde edilen veriler ile gerekli tork ihtiyaçlarının kesinlikle hesaplanması gerekmektedir (Agrawal ve diğer., 2007). Bu deney sonunda elde edilen veriler ile çalışma kapsamında elde edilen veriler ve literatür verileri dikkate alınarak motor seçimi yapılabilir.



Çalışma kapsamında sadece insan kütesinin taşınması esas alınmıştır. Bazı sistemler insan kütesi üzerine askeri alanda kullanılabilecek olan ağır sırt çantaları, hemşirelerin hasta taşıma durumu veya bir itfaiye görevlisinin hızlı olması durumu gibi çeşitli özellikler barındırdığından dolayı bu sistemlerdeki tork, güç, sistem geometrisi, malzeme gibi unsurlar çeşitlilik gösterebilmektedir.

Karbon fiber kompozit ve öngörü modeli incelendiğinde ortaya çıkan tork değerlerinin ve bu değerlerin oluştuğu bölgenin literatür ile kısmi uyum içinde olduğu görülmüştür. Bu anlamda yapılan sanal yürüme simülasyonunun sonuçlarının kayda değer veriler olduğunu söyleyebiliriz.

İleride yapılacak olan çalışmalarda yük taşıma ve hız gibi unsurlar göz önünde bulundurularak sunulan öngörü modeli üzerinde veya tasarlanacak yeni bir model üzerinde gerekli malzeme seçimi, boyutlandırma, kullanılacak ek sistemlerin belirlenmesi, motor seçimi yapılabilir.

Çalışma kapsamında kullanılan karbon fiber kompozit malzeme çekme ve basmaya dayanıklı fakat eğilmeye dayanıklı bir malzeme değildir. Bu sebeple gelecek çalışmalarda sistemin malzemesi eğilmeye karşı da dayanıklı olan karbon kevlar kompozit malzemedен tasarlanabilir.

Literatür verileri incelendiğinde bu tip sistemlerin bilek eklemine motor yerine sensörlerle kısalan veya uzayan bir yay sistemi yerleştirilerek bilek hareketi daha basit ve daha az enerji harcanarak sağlandığı görülmüştür. Bu nedenle yine gelecek çalışmalarda bilek eklemi için bir motor sistemi yerine bir yay sistemi düşünülebilir ve enerjiden tasarruf sağlanabilir.

Mevcut sistemin tahmini olarak 2 saatlik bir çalışma süresi mevcuttur. Bu süre pil tipinin değişimi ile artabilir. Literatür çalışmaları sonucu çeşitli sistemlerin Li-ion piller veya Nikel- Hidrojen (NiH<sub>2</sub>) piller kullandığı , (ASIMO) bu pillerin uzun ömürlü fakat ağır olduğu görülmektedir.

HEPU adında geliştirilen pil sistemlerin 21 saate kadar (BLEEX) aktif olarak çalışabildiği görülmüştür (Amudson, Raade, Harding ve Kazerooni, 2005). Bununla birlikte küresel mafsallar kullanılarak sistemin serbestlik derecesi arttırılabilir ve böylelikle sistem daha geniş alanlarda da kullanılabilir. Literatür araştırmaları sonucu uyluk ve baldır destek kuvvetleri için hidrolik sistemler veya yay mekanizmalarının kullanıldığı bu sayede şok absorbsiyonunun daha rahat yapıldığı tespit edilmiştir. İleride yapılması muhtemel tasarımlarda pnömatik sistemlerin de eklenmesi sistemin tepki kuvvetlerini karşılama konusunda daha fazla kolaylık sağlaması açısından önem arz edebilir.

## KAYNAKLAR

Agrawal, S. K., Banala, S. K., Fattah, A., Sangwan, V., Krishnamoorthy, V., Scholz, J. ve diğ er. (2007). Assessment of motion of a swing leg and gait rehabilitation with a gravity balancing exoskeleton, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 15 (3), 410-419.

Amundson, K., Raade, J., Harding, N. ve Kazerooni, H. (2005). Hybrid hydraulic – electric power unit for field and service robots. *Intelligent Robots and Systems*, 3453 – 3458.

Bellis, M. (b.t.). *Exoskeleton*. 2 Mayıs 2015, <http://inventors.about.com/od/estartinventions/a/Exoskeleton.htm>.

Capnic (2014). *Frequently asked questions on Von Mises Stress explained*. 2 Mayıs 2015, <http://www.capinc.com/2014/02/12/frequently-asked-questions-on-von-mises-stress-explained>.

*Definition and description of the gait cycle* (b.t.). 2 Mayıs 2015, <http://www.gla.ac.uk/t4/~fbls/files/fab/tutorial/anatomy/hfgait.html>.

Fick, R. B. (1971). *Final report on Hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance*. 25 Nisan 2015, <http://www.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/739735.pdf>.

*G.E. Hardiman*. (b.t.). 25 Nisan 2015, <http://cyberneticzoo.com/man-amplifiers/1966-69-g-e-hardiman-i-ralph-mosher-american/>.

Jones, O. (2015). *Anatomical terms of movement*. 29 Nisan 2015, <http://teachmeanatomy.info/the-basics/anatomical-terminology/terms-of-movement/>.

- Kanatlı, U., Yetkin, H., Songür, M., Öztürk, A. ve Bölükbaşı, S. (2006). Yürüme analizinin ortopedik uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Dergisi*, 5 (1-2), 53-59.
- Kaymaz, İ., Alsaran, A. ve Hacısalihoğlu, İ. (b.t.). *Gerilme ve emniyet katsayısı*. 30 Nisan 2015, <http://mehmetademyildiz.com/wp-content/uploads/2014/09/Gerilme-ve-Emniyet-Katsay%C4%B1s%C4%B1.pdf>.
- Kim, J. H., Han, J. W., Kim, D. Y. ve Baek, Y. S. (2012). Design of a walking assistance lower limb exoskeleton for paraplegic patient and hardware validation using cop, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 10, 113.
- Koster, D. K. (b.t.). *Gait*. 24 Nisan 2015, <http://www.physio-pedia.com/Gait>.
- Leslie, K.C. (1917). Pedomotor. *US Patent 1308675* issued July 1, 1919.
- Lumbar vertebrae* (b.t.). 25 Nisan 2015, [http://en.wikipedia.org/wiki/Lumbar\\_vertebrae](http://en.wikipedia.org/wiki/Lumbar_vertebrae).
- Marasović, T., Cecić, M. ve Zanchi, V. (2009). *Analysis and interpretation of ground forces in normal gait*. *World Scientific And Engineering Academy And Society*, 8, 1105 – 1114.
- Nicks, J. (2014). *Sagittal, coronal and transverse: 3 anatomical planes of human motion*. 30 Nisan 2015, <http://www.buzzle.com/articles/sagittal-coronal-and-transverse-3anatomical-planes-of-human-motion.html>.
- Mu, X. ve Wu, Q. (2004). Development of a complete dynamic model of a planar five – link biped and sliding mode control of its locomotion during the double support phase. *International Journal of Control*, 77 (8), 789 – 799.

*Performance composites* (b.t.). 5 Nisan 2015, [http://www.performance-composites.com/carbonfibre/mechanicalproperties\\_2.asp](http://www.performance-composites.com/carbonfibre/mechanicalproperties_2.asp).

*Powered Exoskeleton* (2008). 29 Nisan 2015, [http://en.wikipedia.org/wiki/Powered\\_exoskeleton](http://en.wikipedia.org/wiki/Powered_exoskeleton).

Reed, M. K. (2012). *About*. 29 Nisan 2015, <http://www.theyshallwalk.org/lifesuit-updates-and-news/about-updated-october-2012>.

Sankai, Y. (2010). HAL: Hybrid assistive limb based on cybernetics. *Springer – Verlag Berlin Heidelberg*, 66, 25-34.

Schwartz, A. (2011). *Up close with berkeley bionics elegs: an exoskeleton that allows paraplegics to walk*. 29 Nisan 2015, <http://www.fastcompany.com/1719322/close-berkeley-bionics-elegs-exoskeleton-allows-paraplegics-walk-video>.

Stoker, L. (2012). *Military exoskeletons uncovered: Ironman suits a concrete possibility*. 29 Nisan 2015, <http://www.army-technology.com/features/featuremilitary-exoskeletons-uncovered-ironman-suits-a-concrete-possibility>

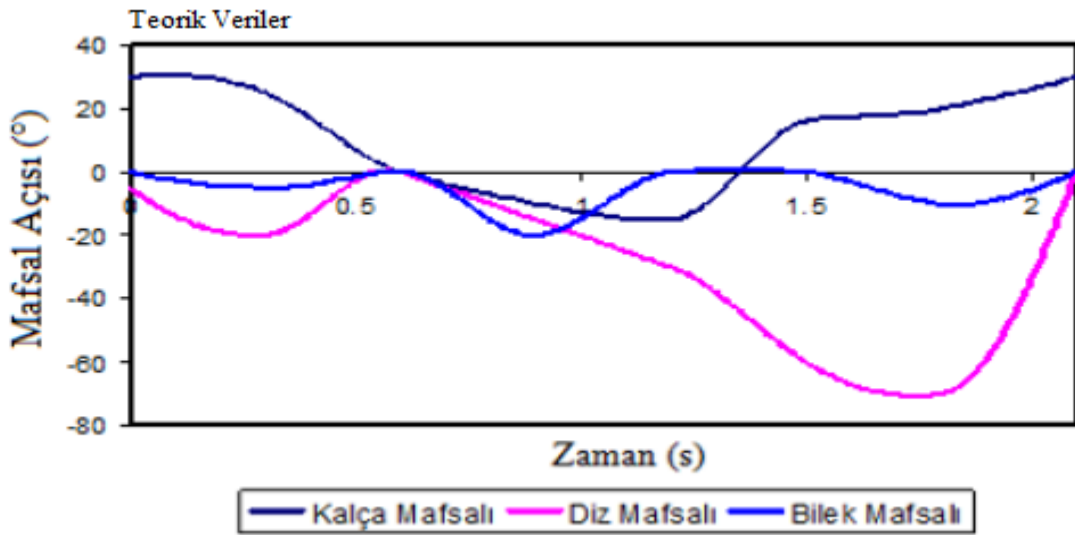
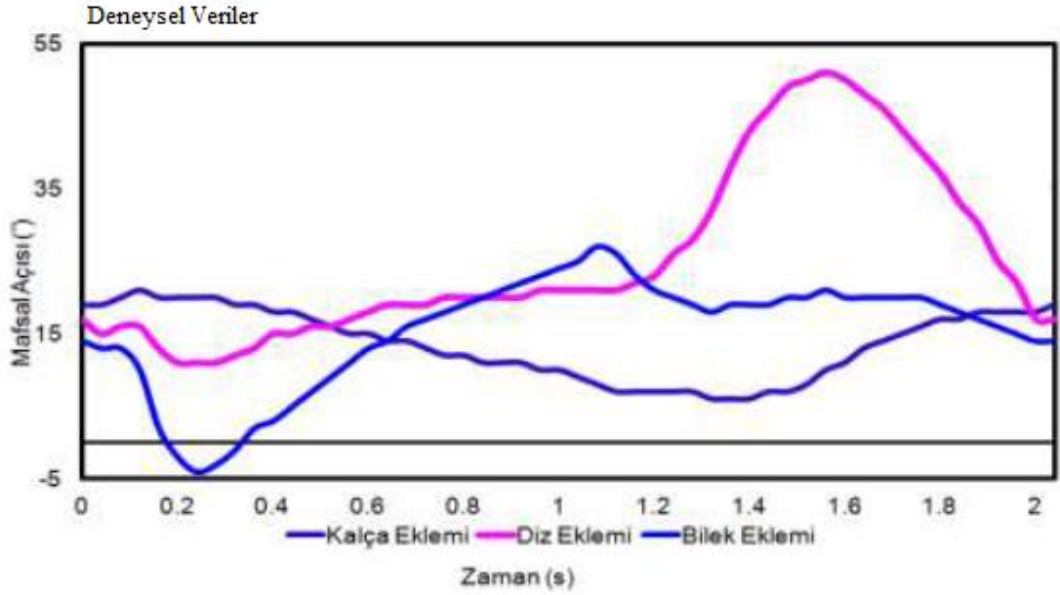
Toygar, E. M., Özkurt, A., Kıral, Z., Çakmakçı, M., Kıral, B.G., Şenol, Y. ve diğer. (2012). İnsan bacak hareketleri için prototip dış iskelet robotik sisteminin mekanik tasarımı ve hareket verilerinin yapay sinir ağları ile elde edilmesi. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 16 (3), 234-247.

Toygar, E.M., Özkurt, A., Kıral, Z., Çakmakçı, M., Kıral, B. G., Şenol, Y. ve diğer. (2013). *İnsan bacak hareketleri için prototip exoskeleton robotik sistemler geliştirilmesi*, TÜBİTAK Projesi - 110M063, İzmir.

- Toudeshki, A.G., Koma, Y.A., Jokar, M. ve Taherifar, A. (2014). Torque and power estimation for a power – assisted lower extremity exoskeleton during level walking. *Dynamic Walking 2014*, Poster Sunumu, Zurih.
- Türkiye İstatistik Kurumu (2014). Dünya nüfus günü 2014. *Türkiye İstatistik Kurumu Haber Bülteni*, Sayı, 15975.
- Vukobratovic, M., Hristic, D. ve Stojiljkovic, Z. (1974). *Development of active anthropomorphic exoskeletons. Medical and Biological Engineering*, 12 (1), 66-80.
- Yagn, N. (1890). Apparatus for Facilitating Walking. *US patent 440684* issued November 18, 1890.
- Yalçın S. ve Berker N. (2001). *Yürüme analizi*. Avrupa Tıp Kitapçılık.
- Yazğan, A. ve Şen, S. (2010). *Biped insansı modelin malzeme değişikliğine göre kinetik ve kinematik analizdeki farklılıkları*. Bitirme Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.
- Zeilig, G., Weingarden, H., Zwecker, M., Dudkiewicz, I., Bloch, A. ve Esquenazi, A. (2012). Safety and tolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord and injury: a pilot study. *The Journal Of Spinal Cord Medicine*, 35 (2), 96-101.
- Zoss, A., Kazerooni, H. ve Chu, A. (2006). Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton system (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 11 (2), 128-137.
- Zoss, A. ve Kazerooni, H. (2006). Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton. *Advanced Robotics*, 20 (9), 967-968

## EKLER

### EK 1 110M063 Numaralı Tübitak Projesi Kapsamında Elde Edilen Teorik Ve Deneysel Eklem Açısı – Zaman Grafikleri



## EK 2 Yürüme Laboratuvarından Elde Edilen Bir Yürüme Döngüsü Boyunca Eklemlerde Meydana Gelen Açısal Değerler – Yürüme Döngü Yüzdesi Grafiği

