

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ENGELLİ HASTALARININ YÜRÜYÜŞ REHABİLİTASYONU İÇİN DIŞ
İSKELET TASARIMI**

Eren YILMAZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

2014

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ENGELLİ HASTALARININ YÜRÜYÜŞ REHABİLİTASYONU İÇİN DIŞ
İSKELET TASARIMI**

Eren YILMAZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**(Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi
tarafından 2013.02.0121.012 nolu proje ile desteklenmiştir.)**

2014

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ENGELLİ HASTALARININ YÜRÜYÜŞ REHABİLİTASYONU İÇİN DIŞ
İSKELET TASARIMI**

Eren YILMAZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Bu tez 26/05/2014 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hikmet RENDE
Doç. Dr. Volkan KOVAN
Yrd. Doç. Dr. Ersin DEMİR

ÖZET

ENGELLİ HASTALARININ YÜRÜYÜŞ REHABİLİTASYONU İÇİN DIŞ İSKELET TASARIMI

Eren YILMAZ

Yüksek Lisans Tezi, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Volkan KOVAN

Mayıs 2014, 61 sayfa

Bu çalışmada, hastaya yürüyüş hareketini yaptırabilecek dış iskeletin tasarımı ve imalatı gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan dış iskelet vasıtasıyla hastaların yürüyüş rehabilitasyonunun daha etkili şekilde gerçekleştirilebilecek olmasından ötürü iyileşme sürelerinin kısılacağı öngörülmüştür. Hastaya yürüyüş hareketini yaptıracak olan dış iskelet alüminyum uzuvlardan oluşup, hareket adımlarının hassas ve gerçeğe en yakın şekilde gerçekleştirilebilmesi için altı eksenli kontrol kartı ile step motorlar ve motor sürücülerini kullanılmıştır. Bilgisayar ortamında tasarlanan insan modelinin gerçek zamanlı olarak yürüyüş analizleri gerçekleştirilmiş ve yürüyüş hareketi için gerekli olan momentler hesaplanarak, yine bilgisayar ortamında tasarlanan dış iskeletin mukavemet hesapları yapılmıştır. Yürüyüş hareketine ait grafiklerden elde edilen veriler göz önünde bulundurularak, gerçek zamanlı sinyaller elde edilmiş ve bu sinyaller vasıtasıyla uzuvları hareket ettiren step motorlar kontrol edilmiştir.

ANAHTAR KELİMELER: Yürüyüş rehabilitasyonu, dış iskelet tasarımı, hareket kontrolü, rehabilitasyon tedavisi, rehabilitasyon robotu

JÜRİ: Prof. Dr. Hikmet RENDE

Doç. Dr. Volkan KOVAN (Danışman)

Yrd. Doç. Dr. Ersin DEMİR

ABSTRACT

EXOSKELETON DESIGN FOR REHABILITATION OF PATIENTS WITH DISABILITIES

Eren YILMAZ

**M.Sc. Thesis in Mechanical Engineering
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Volkan KOVAN
May 2014, 61 pages**

This study involves the design and production of an exoskeleton that provides patients carry out walking motion. It is predicted that this designed exoskeleton reduces the recovery period since patients' walking rehabilitation is carried out more effectively. The exoskeleton that is going to help patients to execute walking motion is composed of limbs and six axes control card together with step motors and motor drivers is used. Real-time walking analyses are practiced through human model on computer environment, necessary momentum for walking motion is calculated, once again, strength calculations of the exoskeleton is carried out. Real-time signals are obtained through considering data resulted from graphics of walking movements and via these signals step engines that operates the limbs are controlled.

KEYWORDS: Walking rehabilitation, exoskeleton design, motion control, rehabilitation treatment, rehabilitation robot

COMMITTEE: Prof. Dr. Hikmet RENDE
Assoc. Prof. Dr. Volkan KOVAN (Supervisor)
Asst. Prof. Dr. Ersin DEMİR

ÖNSÖZ

Günümüzde teknolojideki gelişmeler birçok alanda insan hayatını kolaylaştıracak yeni araçların geliştirilmesine sebep olmuştur. Bu gelişmeler robotik araçların insanların hizmetine sunulmasının yolunu açmıştır. Robotik cihazlar, kaynak teknolojisi, transport hizmetleri ve sağlık hizmetleri gibi birçok alanda kullanılmaktadırlar. Robotik cihazlar günümüzde sağlık sektöründe bireylerin rehabilitasyonunu sağlamak amacıyla da kullanılmaktadırlar ve bu cihazlar genellikle rehabilitasyon robotları olarak adlandırılmaktadırlar.

Bu çalışmada, yürüme kabiliyetini kaybetmiş bireylerin rehabilitasyonunun kolayca gerçekleştirilebileceği dış iskeletin tasarımının ve imalatının yapılması amaçlanmıştır. Ayrıca bu çalışmadaki bir diğer amaç ise oluşturulan alt yapı ile engelli hastaların iyileşme sürelerinin kısaltılmasıdır.

Tez çalışmam boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren değerli hocam Sayın Doç. Dr. Volkan KOVAN'a, çalışmalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyelerine, bu çalışmayı 2013.02.0121.012 numaralı proje ile destekleyen Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimine, çalışmalar esnasında yanımda olan arkadaşlarıma ve bana maddi, manevi her konuda destek olarak bugünlere gelmemi sağlayan aileme teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Robotların Rehabilitasyon Tedavisindeki Yeri.....	1
1.2. Çalışmanın Amacı.....	1
1.3. Çalışmanın İçeriği.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI.....	3
2.1. Yürüyüş Analizi.....	3
2.2. Rehabilitasyon Tedavisi.....	4
2.3. Robotik Rehabilitasyon ve Avantajları.....	6
2.4. Lokomat Rehabilitasyon Robotu.....	7
2.5. LOPES Rehabilitasyon Robotu.....	8
2.6. ALEX Rehabilitasyon Robotu.....	10
3. MATERYAL VE METOD.....	12
3.1. Kinematik Analiz.....	13
3.1.1. İleri kinematik analiz.....	13
3.1.2. Ters kinematik analiz.....	14
3.2. Dinamik Analiz.....	19
3.2.1. Dış iskeletin dinamik analizi.....	20
3.2.2. Yürüyüş esnasında insan vücudunun dinamik analizi.....	27
3.3. Mukavemet Analizi.....	34
3.4. Dış İskelete Ait Tasarımın Son Hali.....	37
4. BULGULAR.....	42
4.1. Dış İskelete Ait Dinamik Sonuçların Değerlendirilmesi.....	42
4.2. Yürüyüş Esnasında İnsan Vücudunun Dinamik Analiz Çıktılarının Değerlendirilmesi.....	44
4.3. Dış İskelete Ait Mukavemet Sonuçların Değerlendirilmesi.....	46
4.4. Dış İskeletin İmalatı.....	51

4.4. Dış İskeletin Kontrolü	54
5. SONUÇ	58
6. KAYNAKLAR	59
ÖZGEÇMİŞ	62

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

a_i	Komşu eklemlere ait eksenler arasındaki bağ uzunluğu [m]
Al	Alüminyum [-]
\dot{c}	Uzuvlara ait düzlemsel hızlar [m/sn]
d	Çakışan bağlar arasındaki eklem kaçıklığı [m]
g	Yerçekimi ivmesi [m/sn ²]
I	Kütleli atalet momenti [kg.m ²]
i	Dişli kasnaklar arasındaki çevrim oranı [-]
L	Langrange Fonksiyonu [-]
l_1	Üst uzvun boyu [m]
l_2	Alt uzvun boyu [m]
m_1	Üst uzvun ağırlığı [kg]
m_2	Alt uzvun ağırlığı [kg]
p_x	Konum vektörünün x koordinatının bileşeni [-]
p_y	Konum vektörünün y koordinatının bileşeni [-]
p_z	Konum vektörünün z koordinatının bileşeni [-]
0T_i	Dönüşüm matrisi [-]
T_1^0	Birinci noktanın dönüşüm matrisi [-]
T_2^1	İkinci noktanın birinci noktaya göre dönüşüm matrisi [-]
T_2^0	Genel dönüşüm matrisi
$[T_1^0]^{-1}$	Birinci noktanın dönüşüm matrisinin tersi [-]
T_1	Birinci uzvun kinetik enerjisi [J]
T_2	İkinci uzvun kinetik enerjisi [J]
V_1	Birinci uzvun sahip olduğu potansiyel enerji [J]
V_2	İkinci uzvun sahip olduğu potansiyel enerji [J]
w_1	Birinci uzva ait açısal hız [rad/sn]
w_2	İkinci uzva ait açısal hız [rad/sn]
θ_1	Birinci uzvun açısal konumu [derece]
θ_2	İkinci uzvun açısal konumu [derece]
α_i	Eksenler arası bağ açısı [derece]
τ_1	Kalça eklemindeki toplam moment büyüklüğü [N.m]
τ_2	Diz eklemindeki toplam moment büyüklüğü [N.m]

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Yürüyüş aşamaları	3
Şekil 2.2. Yürüyüş döngüsünde hareket süreleri.....	3
Şekil 2.3. Farklı yürüyüş hızlarında eklemlerde oluşan moment, güç ve hareket eğrileri (Stoquart vd 2008)	4
Şekil 2.4. Paralel parmaklıklar rehabilitasyon cihazı.....	5
Şekil 2.5. Normal ve robotik rehabilitasyon uygulamaları (Ünlühisarcıklı 2012).....	6
Şekil 2.6. Lokomat rehabilitasyon robotu (Patriitti vd 2010)	8
Şekil 2.7. LOPES rehabilitasyon robotu elastik eleman grubu(Ünlühisarcıklı 2012)	9
Şekil 2.8. Lopes rehabilitasyon cihazı tahrik mekanizması (Veneman 2007)	9
Şekil 2.9. LOPES rehabilitasyon cihazı serbestlik derecesi şeması (Veneman 2007)....	10
Şekil 2.10. ALEX rehabilitasyon cihazı (Banala vd 2009).....	11
Şekil 3.1. Dış iskeleti oluşturan parçalar.....	12
Şekil 3.2. Dış iskeletin kartezyen koordinatlarda hareket açıları.....	13
Şekil 3.3. Dış iskelete ait eklem ve eklemlere ait eksenler	16
Şekil 3.4. Dış iskelete ait hareket değişkenleri	20
Şekil 3.5. Dış iskeletin Ansys Workbench programındaki görüntüsü	24
Şekil 3.6. ANSYS Workbench’de malzemelerin tanımlandığı ara yüz	25
Şekil 3.7. ANSYS Workbench programında parça temaslarının tanımlanması	25
Şekil 3.8. Diz eklemine zamana bağlı açısal konumunun değişimi.....	26
Şekil 3.9. Kalça eklemine zamana bağlı açısal konumunun değişimi	27
Şekil 3.10. Tasarımın Simmechanics’e aktarımı için kullanılan fonksiyon.....	28
Şekil 3.11. Alt baldır ve üst baldırın diz eklemiyle birleşimini ifade eden blok diyagramı.....	28
Şekil 3.12. Diz eklemine bağlı hareket sağlayıcısı	29
Şekil 3.13. Sinyal oluşturucunun eklem hareket bloklarına bağlanması	29
Şekil 3.14. Eklem noktasına sensor ve görüntüleme bloklarının bağlanmış hali.....	30
Şekil 3.15. İnsan vücuduna ait Simmechanics’deki dinamik model.....	31
Şekil 3.16. Kalça eklemine gönderilen hareket sinyali	32
Şekil 3.17. Diz eklemine gönderilen hareket sinyali	32
Şekil 3.18. Dinamik analiz sonucunda Simmechanics programında yürüyüş simülasyonu görüntüsü.....	33
Şekil 3.19. Modüller arası kurulan köprü bağlantıları	34
Şekil 3.20. Eşleştirme yöntemiyle modüller arası paylaşım	35
Şekil 3.21. Dış iskeletin sonlu eleman yapısı.....	36
Şekil 3.22. Alüminyum alaşımı uzuvlar.....	38
Şekil 3.23. Dış iskelette hareket iletiminde kullanılan kayış kasnak mekanizması	38
Şekil 3.24. Dış iskelette kullanılan step motora ait ölçüler.....	39
Şekil 3.25. Dış iskeletin tasarımının son hali	40
Şekil 3.26. Dış iskeletin vücuda montaj edilmiş hali	41
Şekil 4.1. Kalça eklemineki toplam momentin zamana göre değişimi	42
Şekil 4.2. Diz eklemineki toplam momentin zamana göre değişimi	43
Şekil 4.3. Dış iskelette kullanılan step motorlardan elde edilen momentin hız ile değişimi	44
Şekil 4.4. Diz eklemineki toplam moment büyüklüğünün yürüyüş esnasındaki değişimi	45

Şekil 4.5. Kalça eklemindeki toplam moment büyüklüğünün yürüyüş esnasındaki değişimi	45
Şekil 4.6. Dış iskelete ait genel eşdeğer gerilme grafiği	46
Şekil 4.7. Eşdeğer gerilmenin maksimum olduğu anda dış iskeletteki gerilme dağılımı	47
Şekil 4.8. Dış iskeletin gövde kısmında meydana gelen eşdeğer gerilmeye ait grafik ...	48
Şekil 4.9. Gövde üzerinde oluşan eşdeğer gerilmenin dağılımı	48
Şekil 4.10. Gövdeye ait güvenlik faktörünün yürüyüş hareketi boyunca değişimi	49
Şekil 4.11. Dış iskeletin üst uzvunda meydana gelen eşdeğer gerilmeye ait grafik	50
Şekil 4.12. Üst uzuv üzerinde oluşan eşdeğer gerilmenin dağılımı	50
Şekil 4.13. Üst uzva ait güvenlik faktörünün yürüyüş hareketi boyunca değişimi	51
Şekil 4.14. Gövde parçasına ait katı model	52
Şekil 4.15. Step motorların dış iskelete montajı	52
Şekil 4.16. Dış iskeletin montajının tamamlanmış hali	53
Şekil 4.17. Kontrol devresinin elektriksel bağlantı şeması	54
Şekil 4.18. Kontrol mekanizmasının montajının tamamlanmış hali	55
Şekil 4.19. Dış iskelete ait eksenler için tanımlanan hareket ve hız fonksiyonları	56
Şekil 4.20. Dış iskeletin yürüyüş hareketinin kontrolü için tasarlanmış ara yüz	57

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Eklemler için Denavit-Hartenberg değişkenleri	15
Çizelge 3.2. Dış iskeletteki eklemler için Denavit-Hartenberg değişkenleri	16
Çizelge 3.3. Eklemlerde oluşan maksimum açısal hız ve hareket aralığı	26
Çizelge 3.4. Değişik malzemelere ait mekanik özellikler	37
Çizelge 4.1. Eklemlerde oluşan toplam moment ve reaksiyon kuvvetleri	43

1. GİRİŞ

1.1. Robotların Rehabilitasyon Tedavisindeki Yeri

Günümüzde insan hayatını kolaylaştırmak için birçok alanda kullanılmak üzere robotlar geliştirilmektedir. Geliştirilen bu robotlar cerrahi operasyonlarda, üretim hatlarında hatta eğlence alanların da bile kullanılmaktadır.

Yaşadığımız toplumda farklı sebeplerden dolayı yürüme kabiliyetini kaybetmiş bireylerin çokluğu, bilim insanlarını robotik araçların rehabilitasyon tedavisinde kullanılması için araştırma yapmaya sevk etmektedir. Geliştirilen ilk rehabilitasyon robotları, omuz ve el arasındaki bölgenin rehabilitasyonunu mümkün kılmıştır ve insan vücudundaki uzuvlar, değişik ortezler tarafından rehabilite edilmeye başlanmıştır.

Rehabilitasyon için kullanılan ortez cihazlar, insanın ortez ve uzuvları hareket ettirmek için kuvvet uyguladığı pasif cihazlar ve ortezdeki tahrik elemanlarının insan uzuvlarına kuvvet uyguladığı aktif cihazlar olarak sınıflandırılmaktadır. Enerji transferi bakış açısına göre, pasif cihazlar insan-makine sisteminde enerjiyi harcarken aktif cihazlar insan-makine sisteminde hem enerji harcar hem de enerji sağlar. Sonuç olarak, pasif cihazlar nispeten daha güvenli olarak değerlendirilebilir ve daha az güvenlik özelliğine ihtiyaç duyarlar ancak uzuvlara enerji sağlayamadıkları için aktif cihazlarla kıyaslandıklarında yetenekleri sınırlıdır. Aktif cihazlarda daha fazla güvenlik özelliğine ihtiyaç olmasına rağmen, pasif cihazlardan daha yetenekli olabilirler ve aktif cihazlar günümüzde rehabilitasyon robotu olarak tedavi amaçlı kullanılabilirler. Robotik rehabilitasyonda kullanılan aktif cihazlarda tekrarlanabilirlik ve süreklilik hastanın daha etkin şekilde tedavi edilmesine yardımcı olmaktadır.

1.2. Çalışmanın Amacı

Bu çalışmadaki temel amaç, yürüme kabiliyetlerini kaybetmiş hastalara hareketli bir bant üzerinde yürüyüş hareketini yaptıracak dış iskeletin tasarımının ve imalatının gerçekleştirilmesidir. Bu amaç doğrultusunda geliştirilen dış iskelet sayesinde engelli bireylerin yürüme rehabilitasyonlarının daha etkili bir şekilde gerçekleştirilebileceği de öngörülmektedir. Geliştirilecek olan dış iskelet ile birlikte yürüyüş hareketinin, tekrarlanabilirlik açısından doğru ve etkin bir şekilde gerçekleştirilecek olmasından ötürü, tedavi sürelerinin kısalması da ayrıca bu çalışmanın amaçları arasında yer almaktadır. Çalışmaya konu olan dış iskelette diğer rehabilitasyon cihazlarından farklı olarak eklem noktalarına hareket, dişli kayış kasnak mekanizması kullanılarak sağlanmıştır. Yine bu çalışmada dış iskeletin eklem noktalarında hareket step motorlar kullanılarak, adım kontrolü ile sağlanmış olup, farklı ağırlıklardaki insanların yürüyüş hareketlerine ait dinamik modellerinin incelenebilmesi için altyapı oluşturulmuştur.

1.3. Çalışmanın İçeriği

Bu çalışmaya konu olan dış iskelete ait tasarım ve analiz konuları materyal ve metot başlığı altında irdelenmiştir. Materyal ve metot bölümünün ilk kısmında bu teze konu olan dış iskeletin basit tasarımına ait ileri ve tersine kinematik analizleri gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada ilk olarak dış iskelet için kinematik denklemler elde

edilmiştir. Daha sonra tersine kinematik analiz yöntemiyle dış iskeletin eklem noktaları için dönüşüm matrisleri elde edilmiştir.

Materyal ve metot bölümünün ikinci kısmında kinematik analizleri gerçekleştirilmiş olan dış iskelet için Langrange formülasyonu yardımıyla dinamik denklemler elde edilmiştir. Yine bu kısım altında, dış iskeletin insan vücuduyla montajlı halinin, bilgisayar ortamında, ANSYS Workbench'in alt kütüphanesi olan Rigid Body Dynamics yardımıyla dinamik çözümlenmeleri yapılmıştır. Aynı zamanda Rigid Body Dynamics'de yapılan dinamik çözümlenmelerin doğrulanması amacıyla, Matlab'ın alt kütüphanesi olan Simmechanics'de insan vücuduna ait dinamik model için çözüm elde edilmiştir. Dinamik çözümlenmeler sonucunda mekanizmada kullanılacak step motorların sahip olacağı özellikler belirlenmiştir.

Materyal ve metot bölümünün üçüncü kısmında dış iskelete ait mukavemet analizleri yapılmıştır. Daha önceki kısımda yapılan dinamik çözümlenmeler sonucunda elde edilen veriler kullanılarak, dış iskeletin mukavemet analizi ANSYS Workbench'in alt modülü olan Transient Structural yardımıyla yapılmıştır. Ayrıca mukavemet analizi sonucunda, dış iskeletin imalatı için seçilen malzemelerin uygunluğu da test edilmiştir.

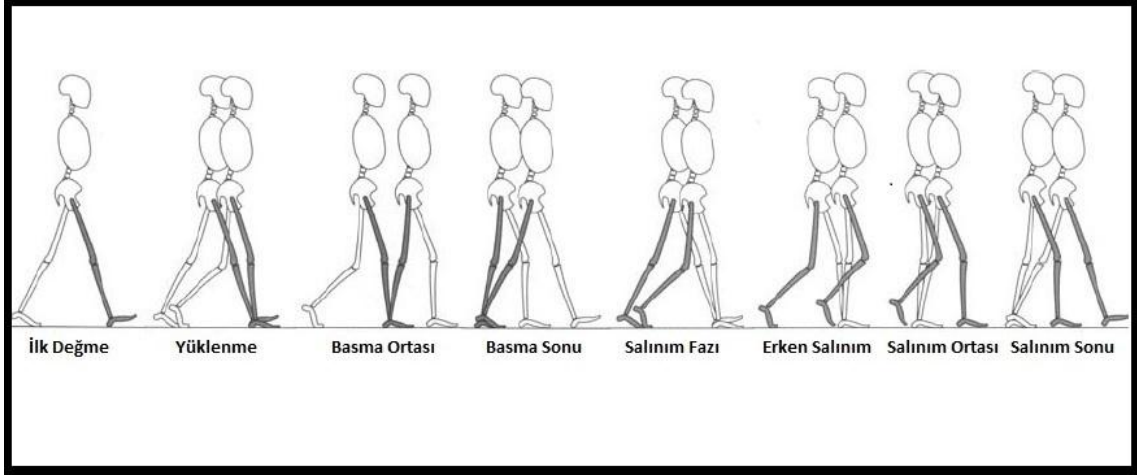
Materyal ve metot bölümünün dördüncü kısmında, daha önceki aşamalarda yapılan hesaplamalar ışığında dış iskelete ait tasarımın son hali oluşturulmuştur. Bu bölümde dış iskeleti oluşturan uzuvların, hareket mekanizmasının ve step motorların detayları anlatılmıştır.

Bu çalışmaya konu olan dış iskeletin kinematik, dinamik ve mukavemet çıktıları bulgular başlığı altında incelenmiştir. Yine bu bölümde, dış iskeletin imalatı ve kontrol mekanizmasıyla ilgili bilgiler paylaşılmıştır.

2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

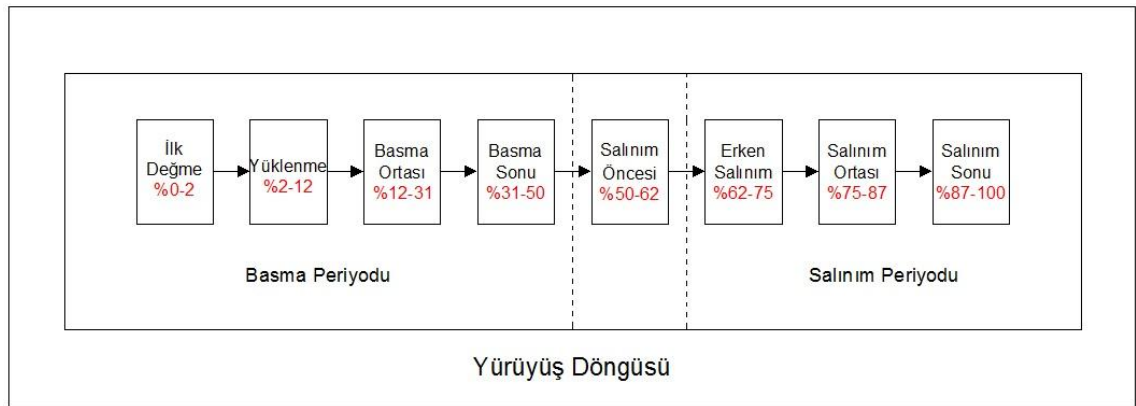
2.1. Yürüyüş Analizi

Dış iskeletin eklem noktalarındaki kuvvet ve moment büyüklüklerini belirlemek için yürüyüş analizinin incelenmesi gereklidir. Bir yürüyüş döngüsü sekiz aşamadan oluşur ve bu sekiz aşama basma ve salınım olarak iki grupta toplanabilir(Perry ve Burnfield 2010). Şekil 2.1’de yürüyüş aşamaları gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Yürüyüş aşamaları

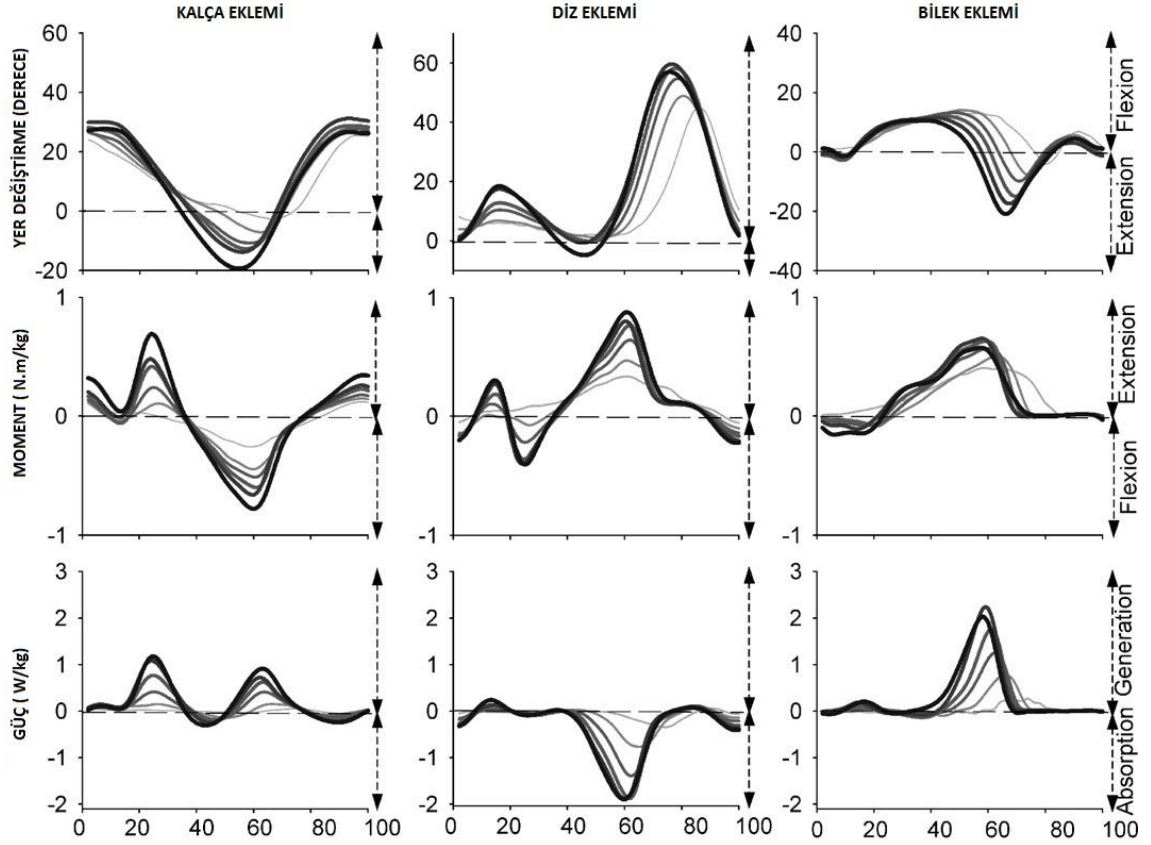
Basma grubunu oluşturan fazlar yürüyüş döngüsünün %60’ını oluşturup, vücudun desteklendiği dönemlerdir. Salınım grubunu oluşturan fazlar ise yürüyüş döngüsünün %40’ını oluşturup bacağın ileri hareketinin gerçekleştiği dönemlerdir. Şekil 2.2’de basma ve salınım periyodundaki aşama sürelerinin, toplam döngü süresindeki yüzdelik dilimleri gösterilmiştir



Şekil 2.2. Yürüyüş döngüsünde hareket süreleri

Yürüyüş döngüsündeki hareket aşamaları her zaman aynı sırada gerçekleşmesine rağmen, yürüme esnasındaki hareket ve kuvvet yörüngeleri yürüyüş hızına bağlı olarak değişebilmektedir.

Şekil 2.3'te 1 km/h ile 6 km/h arasındaki hızlar için yürüyüş döngüsüne bağlı olarak moment, güç ve hareket grafikleri verilmiştir. Bu grafikte ince çizgiler düşük hızları temsil ederken, kalın çizgiler daha yüksek hızları temsil etmektedir.



Şekil 2.3. Farklı yürüyüş hızlarında eklemlerde oluşan moment, güç ve hareket eğrileri (Stoquart vd 2008)

2.2. Rehabilitasyon Tedavisi

Günümüzde çoğu insan farklı sebeplerden ötürü sakatlanabilmektedir. Bu sebepler, doğuştan kaynaklanabildiği gibi trafik kazası veya felç gibi sonradan oluşan durumları da kapsamaktadır. Örneğin her yıl bin kadının dördünde bilek kırığı vakasına rastlanmaktadır (Neill vd 2001). Bu sakatlanmalar bazen insanların yaşam standartlarının oldukça kötüleşmesine sebep olabilmektedir. İşlev yeteneğini kaybetmiş ve insan hayatını olumsuz yönde etkileyen kırık ya da felçli uzuvların tedavi edilmesi, günümüzde mümkündür. Hasta bireyin işlev yeteneğini kaybetmiş uzvuna yönelik güçlendirme ve yeniden işlev kazandırma faaliyetlerinin tümü rehabilitasyon tedavisi olarak tanımlanabilmektedir. Rehabilitasyon tedavisi, günümüzde farklı sebeplerden dolayı uzuvlarda oluşan işlev kayıplarının giderilmesinde oldukça önemli bir rol oynamaktadır. Örneğin ciddi bilek kırıkları tespit edilen hastalara fizyoterapi tedavileri uygulanarak, hasarlı uzuvlara yeniden işlev kazandırılabilir (Bruder vd 2013). Ayrıca rehabilitasyon tedavisi, beyindeki sinirlerde hasar bulunan felçli hastaların tedavisinde oldukça önemlidir (Doğan vd 2004).

Günümüzde yürüme kabiliyetlerini kaybetmiş insanların sayısı gittikçe artmaktadır. Çünkü felç sonucu oluşan kalıtsal sorunlar genellikle alt uzuvlar diye adlandırılan yürüme eklemlerini etkilemektedir (Kesar vd 2011). Felç sonrası sinirlerde oluşan hasarlar, bireylerin yürüme kabiliyetlerini kaybetmelerine sebep olabilmektedir. Bazen de felç sonrası hastalarda yürüme bozuklukları görülebilmektedir (Olney ve Richards 1996). Yürüme yeteneğini tamamen kaybetmiş ve yürüme bozuklukları olan bireylerin tedavileri farklı şekillerde yapılabilmektedir.

Rehabilitasyon tedavisi sabit araçlar vasıtasıyla uygulanabildiği gibi hareketli cihazlar vasıtasıyla da uygulanabilmektedir. Hareketli rehabilitasyon eğitim araçlarının amacı, yürüme engelli bireylerin rehabilitasyonundaki hareketlere yardımcı olmaktır (Martins vd 2012). En temel hareketli rehabilitasyon cihazı paralel parmaklıklardır. Şekil 2.4'te paralel parmaklıklar cihazı gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Paralel parmaklıklar rehabilitasyon cihazı

Paralel parmaklıklar rehabilitasyon cihazı, engelli bireylerin dengelerini yeniden sağlamalarına yardımcı olmakla birlikte, yürüme egzersizlerinin rahatça gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Fakat bu rehabilitasyon cihazında hastanın yürümesine yardımcı olmak ve hareketlerini kontrol altında tutmak için iki ya da üç terapistin ihtiyacı duyulur (Martins vd 2012). Bu yüzden paralel parmaklıklar ile yapılan rehabilitasyon tedavilerinde ekstrasadan terapistlerin de efor harcaması gerekmektedir (Novandy vd 2009).

2.3. Robotik Rehabilitasyon ve Avantajları

Rehabilitasyon tedavisinin amacı, hasta bireylerin yaşam standartlarının yükseltilmesidir. Bu amaç doğrultusunda bireylerin nörolojik ve fiziksel rehabilitasyonlarının daha rahat ve verimli bir şekilde yapılabilmesi için bir çok araştırma yapılmıştır. Tipik rehabilitasyon tedavilerinde işlem, hasta ve terapistin arasındaki etkileşime dayalı olarak yapılmaktadır (Tarry 2007). Hasta ve terapistin etkileşimine dayalı rehabilitasyon tedavisinin zaman gerektiren ve masraflı bir yöntem olması, bilim insanlarını bu tedaviyi gerçekleştirebilecek mekanik sistemler üzerine araştırma yapmaya sevk etmektedir. İlk geliştirilen bazı rehabilitasyon cihazları tekrardan programlanma özelliğine sahip olmayıp, spesifik bazı belirli hareketleri yerine getirebilmekteydiler (Doi 1993). Gelişen teknoloji ile birlikte daha kompleks algoritmalara sahip, tekrardan programlanabilir rehabilitasyon robotları geliştirilmeye başlanmıştır. Geliştirilen bu rehabilitasyon robotları hareket açısından oldukça yetenekli olup, fiziksel tedavi yöntemleri için önemli unsur haline gelmeye başlamaktadır. Rehabilitasyon robotları ile birlikte terapistlerin tedaviye müdahale süreleri de azalmaktadır. Robotik rehabilitasyon alanındaki bu gelişmelerle birlikte alt ve üst uzuvlar için dış iskelet rehabilitasyon cihazları geliştirilmektedir.

Robotik alt uzuv iskeletler, nörolojik fonksiyon bozukluğu olan bireylerin yürüyüş rehabilitasyonuna yardım etme konusunda yüksek potansiyele sahiptirler (Kao 2012). Manuel fizik tedavi yöntemlerinde, uygulamanın etkinliği ve verimliliği tamamen terapistin bağlıyken, robotik rehabilitasyonda etkinlik ve verimlilik dış iskeletin tasarımı ve algoritmasıyla ilişkilidir. Şekil 2.5'te robotik ve normal rehabilitasyon yöntemleri ile ilgili uygulamalar gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Normal ve robotik rehabilitasyon uygulamaları (Ünlühisarcıklı 2012)

Robotik rehabilitasyonun önemli bir avantajı, hastanın üzerindeki yükün azaltılması ve daha az gayret sağlamasıdır (Chisholm 2010). Ayrıca yüksek yoğunlukta çalışma ve tekrarlama nöroplastisite tedavide önemli faktörlerdir ve robotlar uzun süreli egzersizleri terapistin sağlığını tehlikeye atmadan sağlayabilmektedirler (Colombo vd 2001).

Günümüzde rehabilitasyon robotları birçok klinikte hastaların tedavi edilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Sağlık alanındaki bilim adamları, rehabilitasyon robotlarının güvenilirliğini ve tedavi süresindeki etkisini ölçebilmek için bilimsel araştırmalar yapmışlardır. İlk robotik sistem, klinik testlerde geniş yer alan MIT-MANUS'dur (Shadmehr ve Mussa-Ivaldi 1994). Klinik testler sonucu yayınlanan ilk raporda, 20 felçli hastaya 1 haftadan 9 haftaya kadar, haftalık birer saatlik 5 seans boyunca MIT MANUS'da tedavi uygulanmıştır (Krebs vd 1998). Tedavi edilen kontrol grup karşılaştırıldığında, robotik rehabilitasyon tedavisi gören hastalarda omuz ve dirsek kısımlarındaki bozuklukların azaldığı görülmüştür (Reinkensmeyer vd 2004). MIT MANUS ile yardımcı egzersizler uygulanan kronik felçli hastalarda kol bölgesinde hareket yeteneğinin arttığı gözlenmiştir (Fasoli vd 2003).

Üst uzuvlar için rehabilitasyon robotları mevcut olduğu gibi alt uzuvların tedavi edilmesi için de rehabilitasyon robotları mevcuttur. Lokomat, hastanın vücut ağırlığını karşılayarak, hareketli bant üzerinde yürüyüş hareketini elektromekanik olarak sağlayan ilk rehabilitasyon robotudur (Neckel vd 2006). Alt uzuvlar için geliştirilen rehabilitasyon robotları günümüzde bir çok klinikte kullanılmaktadır. Yapılan bir klinik araştırmada otuz kişilik kontrol gruba giyilebilir rehabilitasyon robotu ile 10 dakikadan oluşan 16 seanslık tedavi uygulanmıştır ve tedavi sonucunda hastaların yürüme hızlarında, adım sayılarında ve tempolarında önemli gelişimler gözlemlenmiştir (Kubota vd 2013).

2.4. Lokomat Rehabilitasyon Robotu

Günümüzde ortopedi kliniklerinde rehabilitasyon tedavisinde en çok kullanılan rehabilitasyon robotu Lokomat'tır. Gelişmiş algoritması sayesinde yürüyüş hareketi benzetimini çok iyi sağlamaktadır. Lokomat rehabilitasyon robotu, Şekil 2.6'dan da görüleceği üzere robotik yürüyüş ortezi (Lokomat), vücut ağırlık dengeleyici (Lokobasis) ve yürüme bandından oluşmaktadır (Pietrusinski 2012). Bu sistemde lokomat mekanizması, hastanın yürüyüş hareketini yapmasını sağlarken, yürüme bandının görevi, konumu zemine göre değişmeyen hastanın yürüyüş hareketine yardımcı olmaktır. Lokomat rehabilitasyon robotunda ortez cihazı, yürüyüş bandına paralel kenar mekanizması yardımıyla bağlanmıştır. Bu sistemde kullanılan paralel kenar mekanizması hastanın dengesini sağlamaktadır. Ayrıca lokomat sisteminde yürüyüş hızı uygun tedavi için ayarlanabilmektedir. Lokomat rehabilitasyon cihazında adım uzunluğu ve duruş süresi gibi parametreler de kontrol edilebilmektedir.

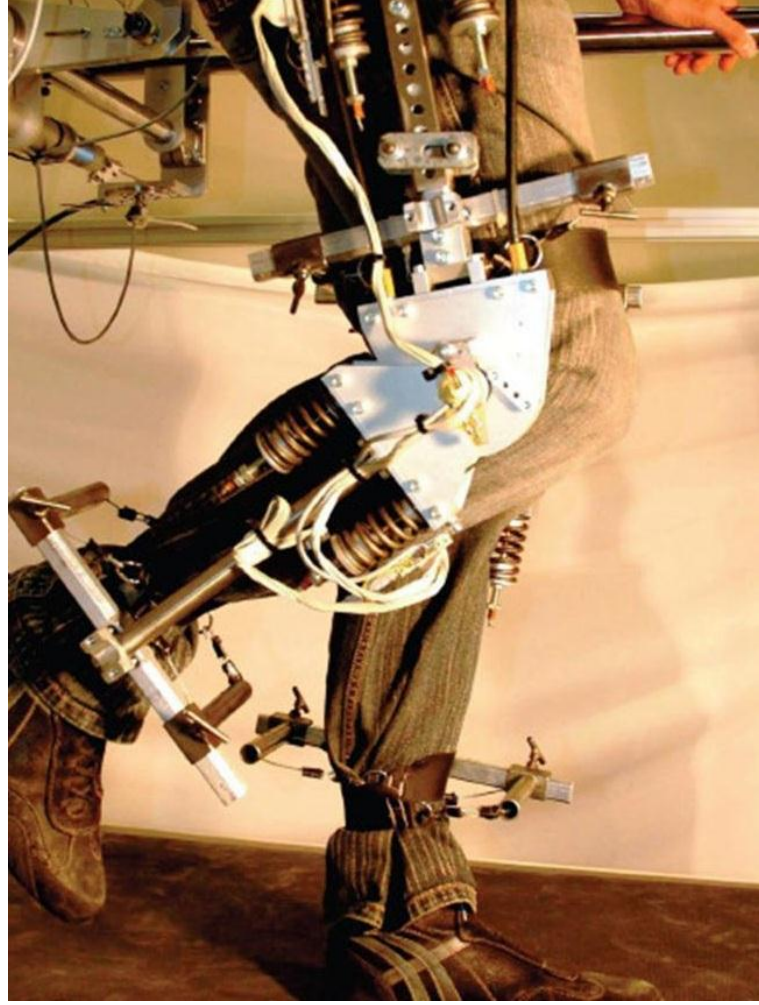


Şekil 2.6. Lokomat rehabilitasyon robotu (Patriitti vd 2010)

Lokomat rehabilitasyon robotunda kalça ve dizde bulunan mekanizmalar vasıtasıyla hastanın bacağına hareket verilir. Kalça ve diz bölgesinde bulunan tahrik mekanizmaları DC motorla birlikte kullanılan vidalı mildir. Ayrıca lokomat rehabilitasyon robotunda bulunan elastik bant, ayağın yukarı hareketinde dorsifleksiyonunu sağlar (Jezernik 2003). Lokomat rehabilitasyon robotu, insan ile ortez eklemlerinin mükemmel uyumu varsayımına göre çalışır ve bu eklemlerin yürüyüş esnasındaki pozisyonları DC motorlara bağlı bulunan sinyal üreticiler tarafından ölçülür (Hussain vd 2011).

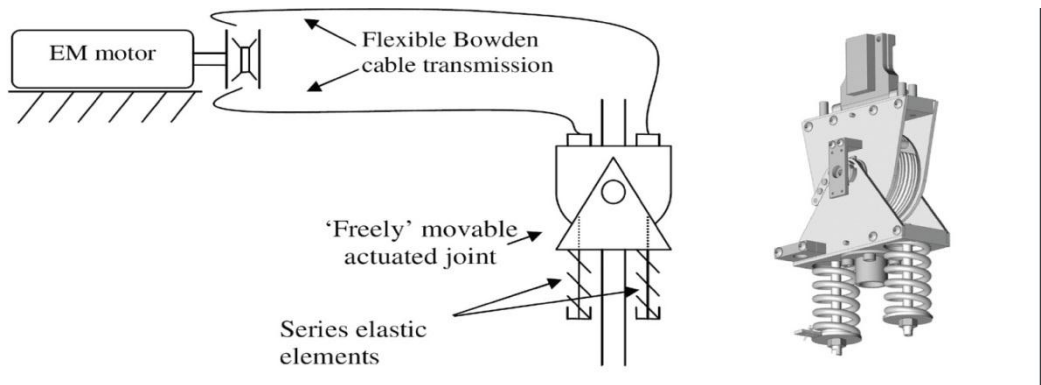
2.5. LOPES Rehabilitasyon Robotu

LOPES rehabilitasyon robotu, yürüyüş esnasında düşük mekanik direnç gösterme fikri üzerine geliştirilmiştir. Bu sistemde de Lokomat rehabilitasyon robotunda olduğu gibi tasarlanan dış iskelet vasıtasıyla hastaya yürüme bandı üzerinde yürüyüş hareketi yaptırılır. Bu sistemde düşük mekanik direnç, Şekil 2.7 ve Şekil 2.8’de gösterilen elastik elemanlar ve Bowden kablo tahrik mekanizma vasıtasıyla sağlanmıştır.



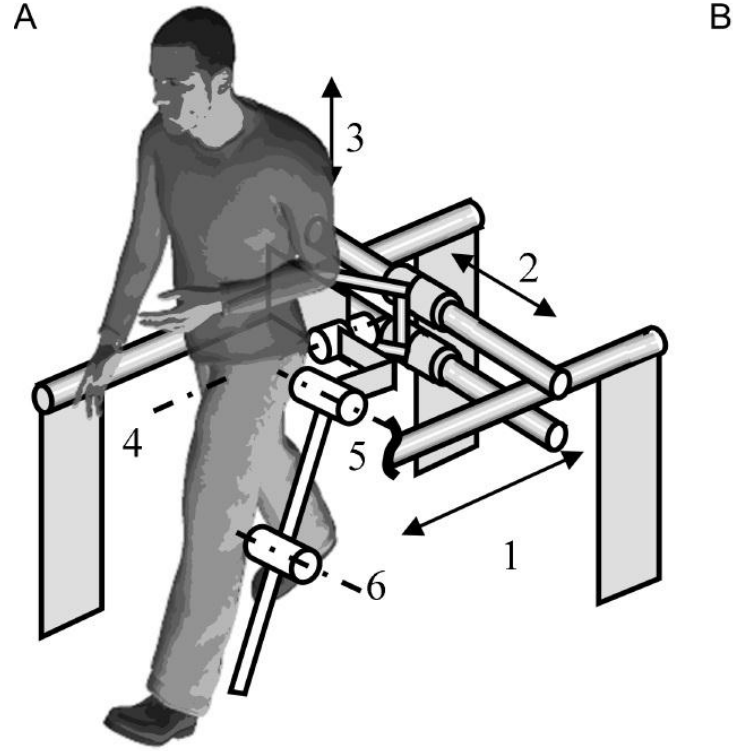
Şekil 2.7. LOPES rehabilitasyon robotu elastik eleman grubu (Ünlühisarcıklı 2012)

LOPES rehabilitasyon robotunda kullanılan Bowdon kablo tahrik mekanizması, günümüzde bisikletlerin frenlerinde, araçların gaz tahrik sistemlerinde ve birçok mekanizmada güç iletme organı olarak kullanılmaktadır. LOPES rehabilitasyon cihazında kullanılan kablo tahrik mekanizması ile motorlarla uzaktan kontrol rahatlıkla sağlanmış ve böylece dış iskelet üzerinde fazla ağırlık oluşmasının önüne geçilmiştir.



Şekil 2.8. Lopes rehabilitasyon cihazı tahrik mekanizması (Veneman 2007)

Lokomat rehabilitasyon cihazı sagital düzlemde harekete olanak sağlarken, LOPES Şekil 2.9'dan da görüleceği üzere kalça kısmının yatay düzlemde de hareketine olanak sağlar. Buna rağmen LOPES 'de ayak bileğinin tüm hareketine izin verilirken, bu kısım tahrik edilmemektedir.

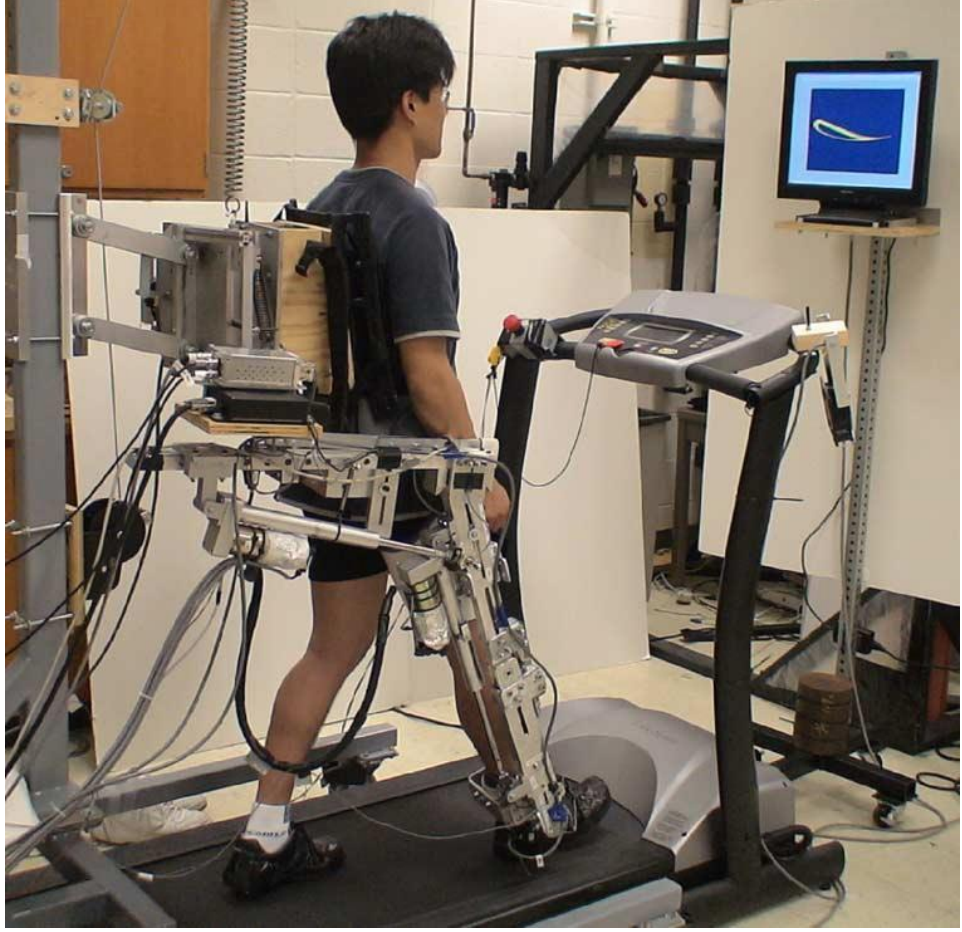


Şekil 2.9. LOPES rehabilitasyon cihazı serbestlik derecesi şeması (Veneman 2007)

LOPES rehabilitasyon robotu şuan ticari olarak kullanılmasa da, bu yönde çalışmalar devam etmektedir.

2.6. ALEX Rehabilitasyon Robotu

ALEX rehabilitasyon cihazı da, lokomat ve LOPES' de olduğu gibi yürüme bandı ile birlikte çalışan ortez cihazıdır (Mullins 2010). ALEX rehabilitasyon cihazında yürütece bağlı olan gövde üç serbestlik derecesine sahiptir. Bu serbestlik dereceleri, dikey ve yanal ekseninde öteleme hareketi ve yine dikey ekseninde dönme hareketidir (Banala vd 2009). ALEX rehabilitasyon cihazında ayrıca kalça eklemine yana, ileriye ve geriye hareketine izin verilir. Şekil 2.10'da gösterildiği gibi tedavi gören hasta gövde kısmından korse yardımıyla orteze sabitlenir. ALEX rehabilitasyon cihazında eklemlere lineer tahrik elemanları vasıtasıyla hareket verilir ve eklemlerde bulunan kodlayıcılar vasıtasıyla eklem açıları ölçülmektedir.

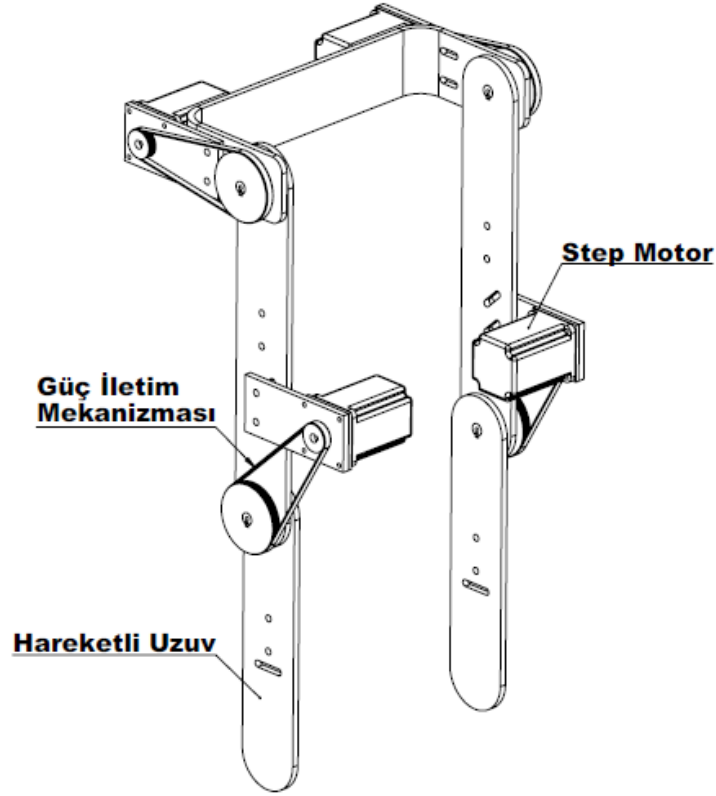


Şekil 2.10. ALEX rehabilitasyon cihazı (Banala vd 2009)

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmaya konu olan dış iskelet Şekil 3.1'den görüleceği üzere hareketli uzuvlar, step motorlar ve eklem noktalarına hareket sağlayacak güç iletim mekanizmalarından oluşmaktadır. Dış iskelete ait ilk tasarım oluşturulurken, mühendislik açısından birçok unsur göz önünde bulundurulmuştur. Bu unsurlar aşağıda sıralanmıştır.

- Sürtünme kayıplarından oluşacak güç kaybını engellemek için sürtünmeli yataklar yerine rulmanların kullanılması.
- Tasarımda kullanılan parçaların düşük yoğunluktaki malzemelerden seçilerek, hareketli aksamaları hafifletmek böylece istenen hareketi daha düşük momentlerle karşılamak.
- Seçilen malzemelerin, mekanizma üzerinde oluşan kuvvetlerden ve momentlerden kaynaklanan gerilmelere dayanacak kapasitede olması.



Şekil 3.1. Dış iskeleti oluşturan parçalar

Dış iskelete ait ilk tasarım bilgisayar ortamında oluşturulduktan sonra tasarlanan mekanizma için sırasıyla kinematik, dinamik ve mukavemet analizleri gerçekleştirilmiştir. Bu analizler sonucunda, dış iskeleti oluşturan uzuvların uygunluğu mukavemet açısından test edilmiş olup, eklem noktalarına hareket sağlayacak step motorların ve güç iletim mekanizmasının sahip olacağı özellikler belirlenmiştir.

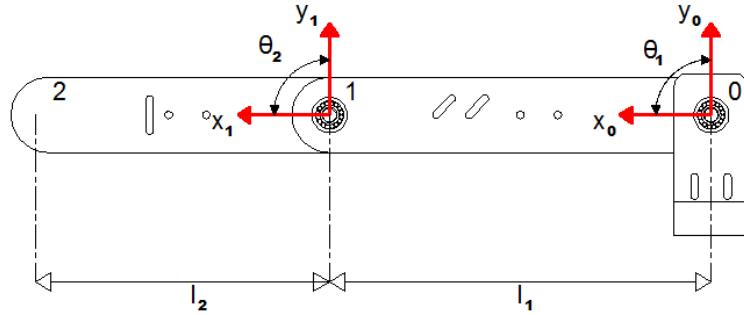
3.1. Kinematik Analiz

Kinematik analiz, mekanizmalarda konum, hız ve ivme arasındaki bağıntıları bulmamıza yarayan bir çözüm metodudur. Kinematik analiz kendi içinde, ileri kinematik analiz ve ters kinematik analiz olarak ikiye ayrılır.

İleri kinematik analizde, kartezyen koordinatlarda hareket noktaları ve açılarından yola çıkılarak, mekanizmada bulunan hareketli uzuvların konumları belirlenebilmektedir. Aynı zamanda ileri kinematik analiz yöntemiyle mekanizmadaki hareketli parçaların hız ve ivme denklemleri de elde edilebilmektedir. Ters kinematik analizde ise manipülâtörün hareket edeceği konum bilinip, bu konuma manipülâtörü hareket ettirebilmek için gerekli yer değişimleri hesaplanabilmektedir.

3.1.1. İleri kinematik analiz

Mekanizmalarda uzuvlarının ve eklemlerin konum ve hareketleri arasındaki bağıntıların bulunabilmesi için ileri kinematik analiz yöntemi kullanılır. Aynı zamanda ileri kinematik analiz yöntemi sayesinde elde edilen konum ve hız verileri sayesinde mekanizmaların dinamik analizleri de çözüme kavuşturulabilmektedir. Şekil 3.2’de dış iskelete ait uzuvların hareket açıları gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Dış iskeletin kartezyen koordinatlarda hareket açıları

θ_1 baldırı hareket ettiren uzvun gövdeye göre açısal değişimini ifade ederken, θ_2 ise dizi hareket ettiren uzvun baldırı hareket ettiren uzva göre açısal değişimini ifade etmektedir. Dış iskeletin konum vektörünü homojen dönüşüm denklemleri ile ifade edebiliriz.

$$P_{0,2} = P_{0,1} + P_{1,2} \quad (3.1)$$

Eşitlik 3.1’de dış iskeletin genel konum vektörü yazılmıştır. Burada $P_{0,1}$ 1 noktasının, 0 noktasına göre konum vektörü olup, $P_{0,2}$ ise 2 noktasının, 1 noktasına göre konum vektörüdür. Ayrıca $P_{0,1}$ ve $P_{1,2}$ vektörlerini aşağıdaki şekilde tanımlayabiliriz.

$$P_{0,1} = (l_1 \cdot \cos(\theta_1), l_1 \cdot \sin(\theta_1)) \quad (3.2)$$

$$P_{1,2} = (l_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2), l_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2)) \quad (3.3)$$

Eşitlik 3.2 ve Eşitlik 3.3'te yazılı olan l_1 ve l_2 uzuv boyları olup, Şekil 3.2'de gösterilmiştir. Buradan dış iskelete ait genel konum vektörünü aşağıda şekilde ifade edebiliriz.

$$P_{0,2} = (l_1 \cdot \cos(\theta_1) + l_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2), l_1 \cdot \sin(\theta_1) + l_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2)) \quad (3.4)$$

Genel konum vektörünün kartezyen koordinatlarda bileşenleri Eşitlik 3.5 ve Eşitlik 3.6'da ifade edilmiştir.

$$P_{0,2x} = l_1 \cdot \cos(\theta_1) + l_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.5)$$

$$P_{0,2y} = l_1 \cdot \sin(\theta_1) + l_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.6)$$

Konum vektörü en genel haliyle Eşitlik 3.7'de ifade edilmiştir.

$$P_{0,2} = \begin{bmatrix} P_{0,2x} \\ P_{0,2y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cdot \cos(\theta_1) + l_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cdot \sin(\theta_1) + l_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Yukarıda verilen eşitliklerde θ_1 ve θ_2 değerleri yerlerine yazılarak, dış iskelete ait uzuvların konum vektörleri hesaplanabilmektedir.

3.1.2. Ters kinematik analiz

Ters kinematik hesaplamalar robot kontrol alanında çok önemli bir yere sahiptir. Ters kinematik analiz yardımıyla mekanizmalarda uzuvların istenilen konumlara hareketini sağlayacak olan eklem değişkenleri bulunabilmektedir. Yani mekanizmalarda uzuvları istediğimiz konuma götürebilmek için eklemlerin dönme ve kayma miktarları gibi değerleri ters kinematik analiz yöntemiyle bulmamız gerekmektedir. Ters kinematik denklemlerin çözümü tahrik edici elamanların eklem torklarının hesaplanması, gerçek zamanlı kontrol ve yörünge planlaması gibi işlemlerde ön plana çıkmaktadır.

Ters kinematik analizin çözümü dönüşüm matrislerinin çarpımlarından elde edilen ileri kinematik matrisinin bulunmasından sonra başlar. İleri kinematik analizde her bir ekleme koordinat sistemi yerleştirilerek, komşu eklemler arasındaki ilişkiyi veren dönüşüm matrisleri bulunur. Mekanizmalarda eklemlere ait dönüşüm matrislerinin çarpılmasıyla uç noktaya ait genel dönüşüm matrisi elde edilir. Eklem sayısı i olan bir mekanizmada ilk dönüşüm matrisi 0_1T ve son dönüşüm matrisi de ${}^{i-1}_iT$ olarak tanımlanabilir. Bu mekanizmada uç noktanın dönüşüm matrisi de aşağıda şekilde tanımlanabilmektedir.

$${}^0iT = {}^0_1T \cdot {}^1_2T \cdot {}^2_3T \cdot {}^3_4T \dots {}^{i-1}_iT \quad (3.8)$$

Burada T olarak tanımlanan değerler mekanizmadaki eklemlere ait dönüşüm matrislerini ifade etmektedir.

İleri kinematik analizde dönüşüm matrislerinin bulunması için kullanılan en yaygın çözüm yolu Denavit-Hartenberg yöntemidir. Denavit-Hartenberg yöntemiyle dönüşüm matrislerinin bulunulmasında, her eksen için Çizelge 3.1’de tanımlanan değişkenler kullanılmaktadır. Bu değişkenler sırasıyla;

- a_i ; Komşu eklemlere ait eksenler arasındaki bağ uzunluğu
- α_i ; $i-1$ ile i eksenleri arasındaki bağ açısı
- d_i ; Çakışan bağlar arasındaki eklem kaçıklığı
- θ_i ; İki bağ arasındaki eklem açısı

Mekanizmalarda bulunan eklemlerin sahip oldukları değişkenler için link tablosu oluşturulabilmektedir.

Çizelge 3.1. Eklemler için Denavit-Hartenberg değişkenleri

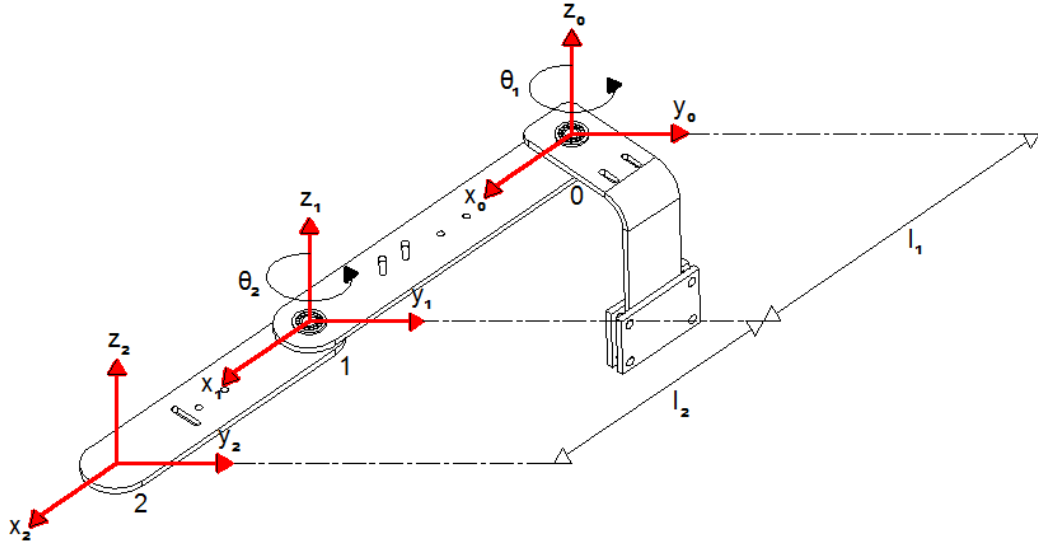
Eksen	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	a_1	α_1	d_1	θ_1
2	a_2	α_2	d_2	θ_2
3	a_3	α_3	d_3	θ_3

Yukarıdaki değişken tablosuna göre dönüşüm matrisi aşağıda olduğu gibi tanımlanmaktadır.

$$A_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Eşitlik 3.9’da için Denavit-Hartenberg değişkenlerine göre dönüşüm matrisinin en genel hali yazılmıştır. Burada A_i i eklemine ait dönüşüm matrisidir.

Şekil 3.3'te dış iskelete ait eklemler ve eksenler gösterilmiştir. Bu eklemler ve eksenlere göre Denavit-Hartenberg değişkenleri için link tablosu Çizelge 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.3. Dış iskelete ait eklem ve eklemlere ait eksenler

Çizelge 3.2. Dış iskelettteki eklemler için Denavit-Hartenberg değişkenleri

Eksen	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	l_1	0	0	θ_1
2	l_2	0	0	θ_2

Çizelge 3.2'de yazılı olan Denavit-Hartenberg değişkenlerini dönüşüm matrisinde yerine yazarak, komşu eklemlerler arasındaki dönüşüm matrislerini elde edebiliriz.

$$A_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & l_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

$$A_2 = T_2^1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & l_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Burada 1 noktasının referans noktaya göre dönüşüm matrisi Eşitlik 3.12'de tanımlanmıştır.

$$A_1 = T_1^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & l_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

Aynı şekilde uç noktanın referans noktaya göre dönüşüm matrisi A_1 ve A_2 matrislerinin çarpımından elde edilir.

$$T_2^0 = A_1 \cdot A_2 \quad (3.13)$$

$$T_2^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & l_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & l_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

$$T_2^0 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Burada toplam ve fark formüllerinden yararlanılarak,

$$\cos(\theta_1 + \theta_2) = \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2 - \sin \theta_1 \cdot \sin \theta_2 \quad (3.16)$$

ve

$$\sin(\theta_1 + \theta_2) = \sin \theta_1 \cdot \cos \theta_2 + \sin \theta_2 \cdot \cos \theta_1 \quad (3.17)$$

olarak yazılabilir.

Eşitlik 3.12 ve Eşitlik 3.15'te ileri kinematik analiz yöntemiyle dönüşüm matrisleri elde edilmiştir. Genel dönüşüm matrisi elde edildikten sonra ters kinematik analiz yöntemiyle istenilen konuma göre açısal değişimleri ve kaymaları hesaplayabiliriz. Genel dönüşüm matrisini Eşitlik 3.18'deki gibi tanımlayabiliriz.

$$T_2^0 = T_1^0 \cdot T_2^1 \quad (3.18)$$

Eşitlik 3.18'de denklemin her iki tarafı da $[T_1^0]^{-1}$ ile çarpılırsa Eşitlik 3.19 elde edilir.

$$[T_1^0]^{-1} \cdot T_2^0 = T_2^1 \quad (3.19)$$

Burada T_2^0 matrisi Eşitlik 3.20'deki gibi yazılabilir.

$$T_2^0 = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

$$[T_1^0]^{-1} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 & -l_1 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

Eşitlik 3.20 ve 3.21 kullanılarak, Eşitlik 3.19'daki çarpım aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

$$\begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 & -l_1 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = T_2^1 \quad (3.22)$$

T_2^1 Eşitlik 3.11'de verilmiş olup, Eşitlik 3.22'den aşağıdaki denklemler elde edilebilir.

$$p_x \cdot \cos \theta_1 + p_y \cdot \sin \theta_1 - l_1 = l_2 \cos \theta_2 \quad (3.23)$$

$$p_y \cdot \cos \theta_1 - p_x \cdot \sin \theta_1 = l_2 \sin \theta_2 \quad (3.24)$$

Eşitlik 3.23 ve 3.24'ün kareleri alınarak, taraf tarafa toplanırsa Eşitlik 3.25'te ifade edilen denklem elde edilir.

$$2 \cdot p_x \cdot l_1 \cdot \cos \theta_1 + 2 \cdot p_y \cdot l_1 \cdot \sin \theta_1 = l_1^2 - l_2^2 + p_x^2 + p_y^2 \quad (3.25)$$

Burada,

$$l_1^2 - l_2^2 + p_x^2 + p_y^2 = c \quad (3.26)$$

olarak kabul edilip ve Eşitlik 3.25'ten θ_1 çekilirse,

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{p_y}{p_x} \right) \pm \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{4p_y^2 l_1^2 + 4p_x^2 l_1^2 - c^2}}{c} \right) \quad (3.27)$$

olarak ifade edilebilir. θ_1 değeri için çözüm üretildikten sonra Eşitlik 3.23 ve 3.24'ten θ_2 değeri de çekilebilir.

$$\cos \theta_2 = \frac{p_x \cdot \cos \theta_1 + p_y \cdot \sin \theta_1 - l_1}{l_2} \quad (3.28)$$

$$\sin \theta_2 = \frac{p_y \cdot \cos \theta_1 - p_x \cdot \sin \theta_1}{l_2} \quad (3.29)$$

Eşitlik 3.28 ve 3.29'dan θ_2 değeri çekilirse,

$$\theta_2 = \tan^{-1} \frac{(p_y \cdot \cos \theta_1 - p_x \cdot \sin \theta_1)}{(p_x \cdot \cos \theta_1 + p_y \cdot \sin \theta_1 - l_1)} \quad (3.30)$$

olarak bulunur.

Dış iskelette kayma hareketi bulunmamakta olup, dönme hareketi olan θ_1 ve θ_2 değerlerini veren eşitlikler çıkarılmıştır. Bu eşitlikler sayesinde uç noktanın konumuna göre θ_1 ve θ_2 değerleri hesaplanabilmektedir.

3.2. Dinamik Analiz

Bir mekanizmanın dinamik modeli, kendi hareketinden dolayı oluşan eşitliklerin matematiksel olarak belirli bir formda ifade edilmesidir. Mekanizmanın dinamik analizi, eklemlere tahrik elemanları tarafından uygulanan moment veya kuvvet büyüklükleri ile mekanizmada bulunan uzuvların zamana göre konumu, hızı ve ivmesi arasındaki ilişkilerin incelenmesi olarak tanımlanabilir. Robotlarda hareketin verimliliği açısından dinamik analiz oldukça önemli bir yere sahiptir. Mekanizmalarda hareket denklemlerinden yola çıkılarak elde edilen dinamik model sayesinde değişken hızlar için eklemlerdeki moment veya kuvvet büyüklükleri kolayca bulunabilmektedir.

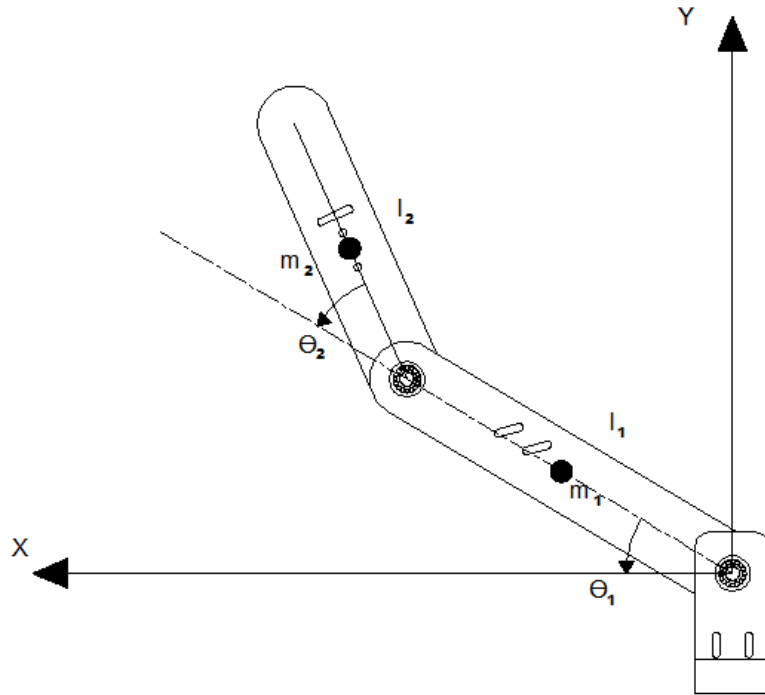
3.2.1. Dış iskeletin dinamik analizi

Bu çalışmaya konu olan dış iskeletin dinamik modeli oluşturulurken birkaç koşul göz önünde bulundurulmuştur. Bu koşullardan bir tanesi, rehabilitasyon tedavisi görececek bireyin asılı konumda olmasından ötürü insan vücuduna ait uzuv ağırlıklarının dış iskeleti etkilemeyecek olmasıdır.

Dış iskelete ait dinamik denklemler hesaplanırken, kinetik ve potansiyel enerji farkına dayanan Lagrange teoremi kullanılmıştır. Lagrange teoremi ile elde edilen denklemlerin, eklem değişkenlerine göre kısmi türevlerinin alınmasıyla dış iskelete ait dinamik denklemler elde edilmiştir. Lagrange fonksiyonu Eşitlik 3.31'de ifade edilmiştir.

$$L = T - V \quad (3.31)$$

Burada T olarak ifade edilen fonksiyon dış iskeletteki uzuvlara ait kinetik enerjilerin toplamı olup, V ise aynı şekilde dış iskelette bulunan uzuvlara ait potansiyel enerjilerin toplamıdır. Şekil 3.4'te dış iskelete ait hareket değişkenleri verilmiştir.



Şekil 3.4. Dış iskelete ait hareket değişkenleri

Şekil 3.4'te hareket değişkenleri verilmiş olan dış iskelete ait açısal hızları aşağıdaki eşitliklerdeki gibi tanımlayabiliriz.

$$w_1 = \dot{\theta}_1 \quad (3.32)$$

$$w_2 = \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \quad (3.33)$$

Eşitlik 3.32’de belirtilen w_1 değeri baldıra hareket veren uzvun açısai hızı olup, w_2 değeri ise dizi hareket ettiren uzvun açısai hızıdır. Aynı şekilde uzuvların sahip olacağı düzlemsel hızları,

$$\dot{c}_1 = \frac{1}{2}l_1\dot{\theta}_1 \quad (3.34)$$

$$\dot{c}_2 = l_1\dot{\theta}_1 + \frac{1}{2}l_2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \quad (3.35)$$

olarak ifade edebiliriz. Yukarıdaki eşitliklerde elde edilen açısai ve düzlemsel hızlara göre kinetik enerji denklemini yazabiliriz.

$$T = \frac{1}{2}\sum_1^2(m_i|\dot{c}_i|^2 + I_iw_i^2) \quad (3.36)$$

Eşitlik 3.36’da ifade edilen m_i değeri uzuvların kütleleri olup, I_i değeri ise uzuvlara ait atalet momentlerini temsil etmektedir.

$$w_1^2 = \dot{\theta}_1^2 \quad (3.37)$$

$$w_2^2 = (\dot{\theta}_1^2 + 2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) \quad (3.38)$$

$$\dot{c}_1^2 = \left(\frac{1}{4}l_1^2\dot{\theta}_1^2\right) \quad (3.39)$$

$$\dot{c}_2^2 = (l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{4}l_2^2(\dot{\theta}_1^2 + 2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) + l_1l_2 \cos \theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2)) \quad (3.40)$$

Yukarıda bulduğumuz denklemleri Eşitlik 3.36’da yazarsak, kinetik enerji denklemlerini elde ederiz.

$$T_1 = \left[\frac{1}{8}m_1l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2\right] \quad (3.41)$$

$$T_2 = \left[\frac{1}{2}m_2l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \left(\frac{1}{8}m_2l_2^2 + \frac{1}{2}I_2\right)(\dot{\theta}_1^2 + 2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2}m_2l_1l_2 \cos \theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2)\right] \quad (3.42)$$

Eşitlik 3.41 ve 3.42’yi toplarsak dış iskelete ait genel kinetik enerji denklemini elde ederiz.

$$T = T_1 + T_2 \quad (3.43)$$

$$T = \left[\frac{1}{8}m_1l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2l_1l_2 \cos \theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2) + \left(\frac{1}{8}m_2l_2^2 + \frac{1}{2}I_2\right)(\dot{\theta}_1^2 + 2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2\right] \quad (3.44)$$

Dış iskelete ait potansiyel enerjileri aynı şekilde ifade edebiliriz.

$$V_1 = \frac{1}{2} m_1 g l_1 \sin \theta_1 \quad (3.45)$$

$$V_2 = m_2 g (l_1 \sin \theta_1 + \frac{1}{2} l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) \quad (3.46)$$

Burada V_1 ve V_2 değerleri sırasıyla uzuvların sahip oldukları potansiyel enerjileri temsil etmektedir. Ayrıca yukarıdaki eşitliklerde g olarak ifade edilen sembol, yer çekimi ivmesini temsil etmektedir. Eşitlik 3.45 ve 3.46 toplanırsa, dış iskelete ait genel potansiyel enerjiyi veren denklem elde edilir.

$$V = V_1 + V_2 \quad (3.47)$$

$$V = \left[\frac{1}{2} m_1 g l_1 \sin \theta_1 + m_2 g \left(l_1 \sin \theta_1 + \frac{1}{2} l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right] \quad (3.48)$$

Eşitlik 3.31'de toplam kinetik ve potansiyel enerji denklemleri yerine yazılabilir.

$$L = \left[\begin{aligned} & \frac{1}{8} m_1 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \\ & + \left(\frac{1}{8} m_2 l_2^2 + \frac{1}{2} I_2 \right) (\dot{\theta}_1^2 + 2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \\ & - \frac{1}{2} m_1 g l_1 \sin \theta_1 - m_2 g \left(l_1 \sin \theta_1 + \frac{1}{2} l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \end{aligned} \right] \quad (3.49)$$

Yukarıda elde edilen Langrange denkleminin hareket değişkenlerine göre kısmi türevinin alınması sonucunda eklemlerdeki moment büyüklükleri elde edilebilir.

$$\tau_1 = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} \quad (3.50)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} = \left[\begin{aligned} & \frac{1}{4} m_1 l_1^2 \dot{\theta}_1 + m_2 l_1^2 \dot{\theta}_1 + m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 \dot{\theta}_2 \\ & + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 \dot{\theta}_2 + I_2 \dot{\theta}_1 + I_2 \dot{\theta}_2 + I_1 \dot{\theta}_1 \end{aligned} \right] \quad (3.51)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) = \left[\begin{aligned} & \ddot{\theta}_1 \left(\frac{1}{4} m_1 l_1^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + I_2 + I_1 \right) \\ & + \ddot{\theta}_2 \left(\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + I_2 \right) \\ & - \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_2 - m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_1 \end{aligned} \right] \quad (3.52)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_1} = -\cos \theta_1 \left(\frac{1}{2} m_1 g l_1 + m_2 g l_1 \right) - \frac{1}{2} m_2 g l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.53)$$

Eşitlik 3.51, 3.52 ve 3.53'te Langrange denkleminin değişkenlere göre kısmi türevlerini bulduk. Bu denklemleri Eşitlik 3.50'de yerine yazarsak kalça eklemindeki moment büyüklüğünü elde ederiz.

$$\tau_1 = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \left(\frac{1}{4} m_1 l_1^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + I_2 + I_1 \right) \\ + \ddot{\theta}_2 \left(\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + I_2 \right) \\ - \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_2 - m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_1 \\ + \cos \theta_1 \left(\frac{1}{2} m_1 g l_1 + m_2 g l_1 \right) + \frac{1}{2} m_2 g l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.53)$$

Eşitlik 3.49'da elde ettiğimiz Langrange denklemini ikinci değişkene göre kısmi olarak türevlersek diz eklemesindeki moment büyüklüğünü bulabiliriz.

$$\tau_2 = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} \quad (3.54)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} = \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 \dot{\theta}_2 + I_2 \dot{\theta}_1 + I_2 \dot{\theta}_2 \quad (3.55)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \left(\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + I_2 \right) \\ + I_2 \ddot{\theta}_2 - \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \quad (3.56)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_2} = -\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) - \frac{1}{2} m_2 g l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.57)$$

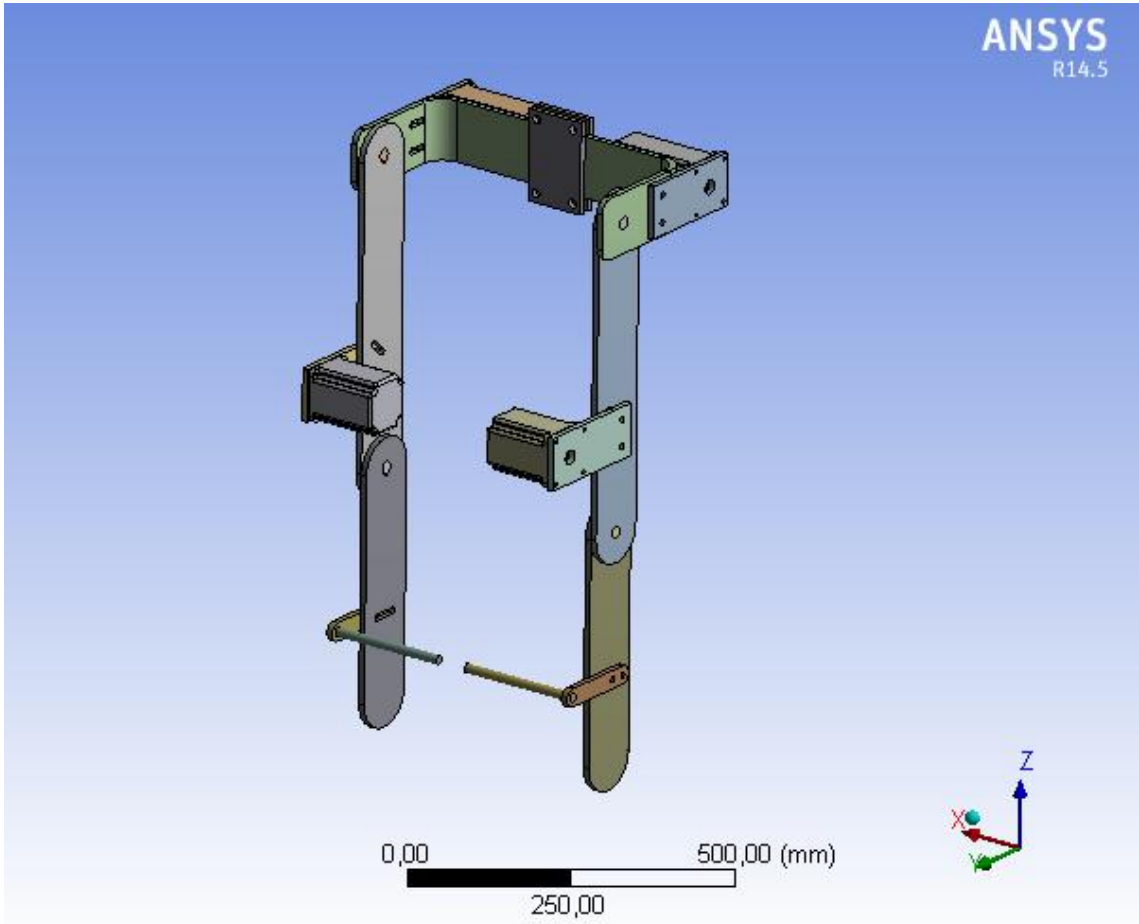
$$\tau_2 = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \left(\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + I_2 \right) \\ + I_2 \ddot{\theta}_2 - \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_1 \\ + \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) + \frac{1}{2} m_2 g l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.58)$$

Yukarıda dış iskelete ait dinamik denklemleri hareket değişkenlerine göre bulduk. Mekanizmalarda dinamik analiz, mafsal noktalarındaki moment veya kuvvet büyüklerinin bulunması açısından oldukça önemlidir. Rehabilitasyon tedavisi esnasında hastanın asılı konumda olması, dış iskelete istenilen hareketin verilebilmesi için gerekli olan moment büyüklüğü üzerinde azaltıcı bir etkiye sahiptir. Dış iskeletin eklem noktalarında istenilen hareketi sağlamak üzere hesaplanan moment değerlerinin, uzuvların eylemsizliklerini yenebilecek büyüklükte olması gereklidir.

Dinamik analiz sonucunda elde edilen denklemlerde moment ve kuvvet büyüklüklerinin bulunması, hareket açılarının zamana bağlı olarak fazla değişmediği mekanizmalarda oldukça kolaydır. Fakat hareket değişkenlerinin zamana bağlı olarak sık sık değiştiği sistemlerde bu denklemlerin çözümü oldukça fazla zaman alabilmektedir. Dış iskeletin yürüyüş hareketi esnasında eklemlerdeki moment ve kuvvet büyüklerinin bulunabilmesi için ANSYS Workbench programından faydalanılmıştır. ANSYS Workbench parametrik CAD sistemlerini bir otomasyon ve performans ile simülasyon teknolojilerini entegre eden bir platformdur. ANSYS Workbench analiz programının çözüm yöntemi sonlu elemanlar metoduna

dayanmaktadır. Ayrıca bu simülasyon programı bünyesinde birçok modül barındırmaktadır. Bu modüller sayesinde lineer ve nonlineer analizler gerçekleştirilebildiği gibi zamana bağımlı ve zamandan bağımsız olarak analizler de gerçekleştirilebilmektedir.

Dış iskelete ait dinamik analiz ANSYS Workbench'in alt modülü olan Rigid Body Dynamics'de gerçekleştirilmiştir. Dış iskeletin montajlı halinin ANSYS Workbench programındaki görüntüsü Şekil 3.5'te gösterilmiştir. Dinamik analizde önemli parametrelerden biri olan uzuv ağırlıkları dış iskelet üzerinde noktasal kütle olarak belirtilmiştir.



Şekil 3.5. Dış iskeletin Ansys Workbench programındaki görüntüsü

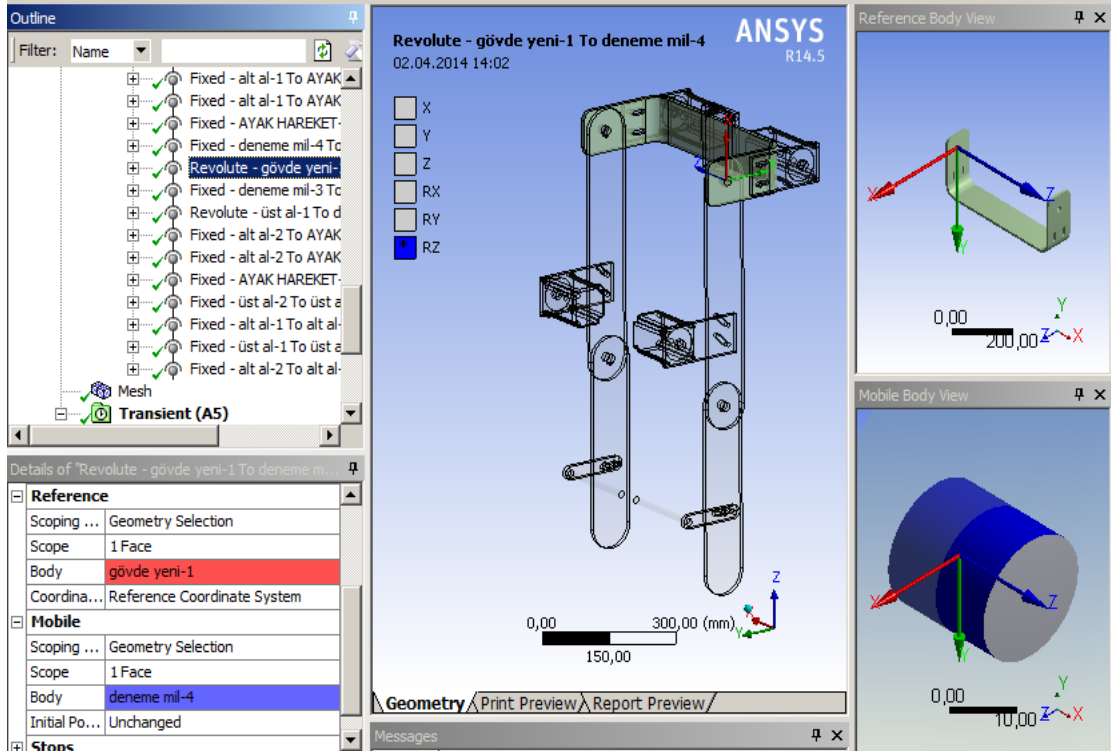
Dinamik analizde dış iskeleti oluşturan uzuvların mekanik özellikleri çizelge 3.4'te gösterildiği gibi olup, bu özellikler programa yeni malzeme oluşturularak tanıtılmıştır. Ansys Workbench programının malzeme kütüphanesinde hazır malzemeler olduğu gibi, değişik mekanik özelliklere sahip malzemeler de kütüphaneye eklenebilmektedir. Dış iskeleti oluşturan parçaların imal edildikleri malzemelere ait özellikler Şekil 3.6'da gösterildiği gibi kütüphanede yeniden tanımlanmıştır.

Outline of Schematic A2: Engineering Data				
	A	B	C	D
1	Contents of Engineering Data		Source	Description
3	Aluminum Alloy			General aluminum alloy. Fatigue properties come from MIL-HDBK-5H.

Properties of Outline Row 3: Aluminum Alloy					
	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Density	2770	kg m ⁻³		
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion				
6	Isotropic Elasticity				
7	Derive from	Young's M...			
8	Young's Modulus	7,1E+10	Pa		
9	Poisson's Ratio	0,33			
10	Bulk Modulus	6,9608E+10	Pa		
11	Shear Modulus	2,6692E+10	Pa		
12	Alternating Stress R-Ratio	Tabular			
16	Tensile Yield Strength	2,8E+08	Pa		
17	Compressive Yield Strength	2,8E+08	Pa		
18	Tensile Ultimate Strength	3,1E+08	Pa		
19	Compressive Ultimate Strength	0	Pa		

Şekil 3.6. ANSYS Workbench’de malzemelerin tanımlandığı ara yüz

Aynı şekilde dış iskelette bulunan parçaların birbirleriyle olan temas biçimleri programda bulunan bağlantılar kısmında ayarlanmıştır. Temas biçimleri belirlenirken, Şekil 3.7’de gösterildiği üzere bağlantı şekli ve temas yüzeyleri programda ilgili yerlerde tanımlanmıştır.



Şekil 3.7. ANSYS Workbench programında parça temaslarının tanımlanması

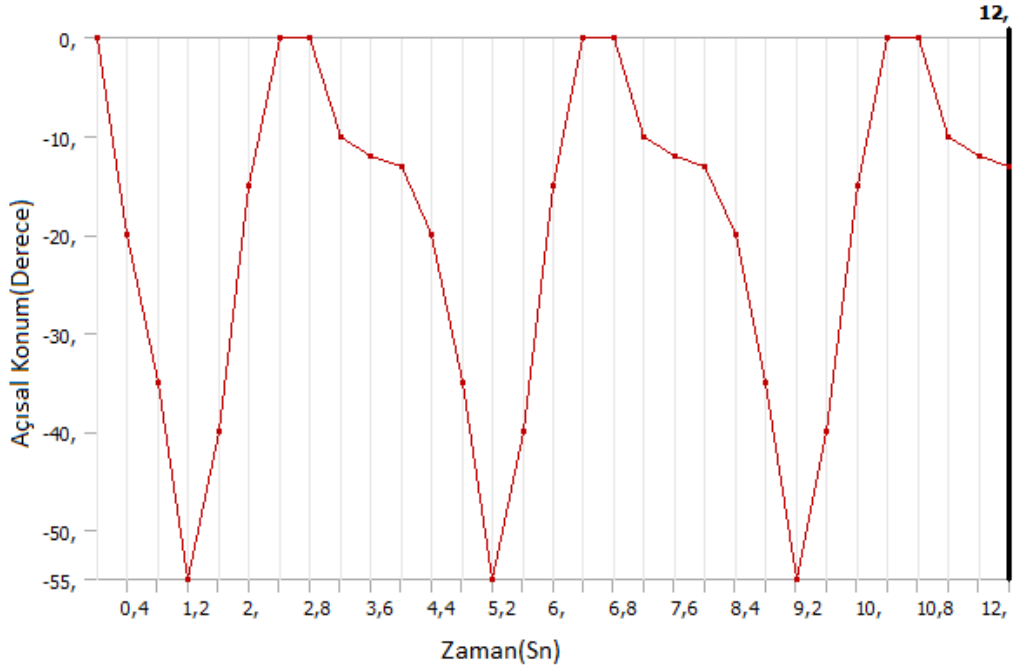
Dış iskelette bulunan eklemlerin hareket açıları zamana bağlı olarak programa tanıtılmıştır. Bu hareket açılarına göre dış iskelette bulunan eklemlere ait maksimum açısal hız ve hareket aralıkları Çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3. Eklemlerde oluşan maksimum açısal hız ve hareket aralığı

Eklem	Maksimum Açısal Hız (rad/sn)	Hareket Aralığı
Kalça	0,44	20° - 5°
Diz	1,2	0° - 55°

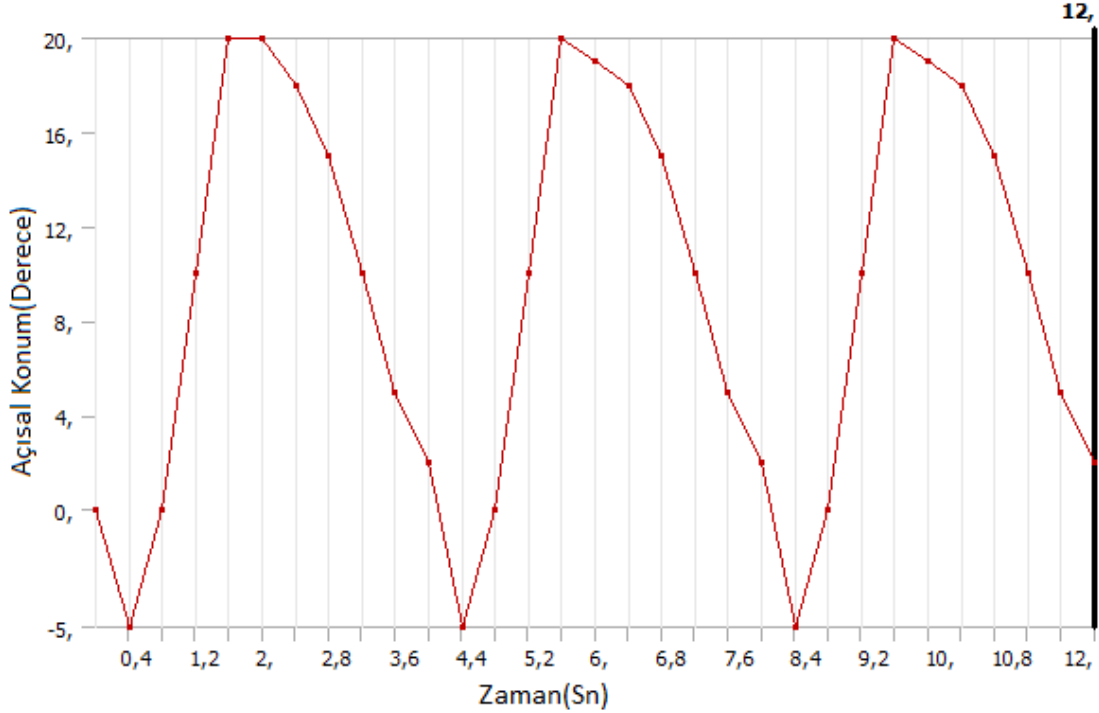
Dış iskeletin diz ve kalça eklemlerindeki açısal hareketin belirlenmesinde şekil 2.3'teki grafikler esas alınmıştır. Hareketli mekanizmalarda açısal ve doğrusal ivmelenmeler, eklem noktalarındaki kuvvet veya momentlerin büyüklüklerine önemli derecede etki etmektedir. Çünkü ivmelenme ne kadar büyük olursa, mekanizmayı kısa sürede yüksek hızlara çıkartmak için gerekli kuvvet veya moment büyüklükleri de o kadar büyük olmaktadır. Bu bölümde hesaplanan dış iskelete ait dinamik denklemlerden de görüleceği üzere açısal ivmeler eklemlerde oluşan moment büyüklükleriyle doğru orantılıdır.

Dış iskelette rehabilitasyon tedavisi esnasında farklı hızlarda yürüyüş hareketi gerçekleştirilebilecektir. Farklı hızlarda yürüyüş hareketinin dış iskelette sağlanabilmesi için, hareketi sağlayacak step motorların bu hızlardaki moment değerlerini karşılıyor olması gerekmektedir. ANSYS Workbench programında dinamik analiz yaparken, yürüyüş hızının 5 km/h olduğu varsayılmıştır ve buna göre eklemlerdeki zamana bağlı açısal konum değişimleri programa aktarılmıştır.



Şekil 3.8. Diz ekleminin zamana bağlı açısal konumunun değişimi

Şekil 3.8 ve Şekil 3.9’da dış iskeletin eklemlerinde meydana gelen zamana bağlı açısal değişimler grafik halinde verilmiştir. Bu açısal değişimlere göre problem program vasıtasıyla çözümlenmiş, eklemlerde meydana gelen momentler bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar bulgular bölümünde incelenmiştir.



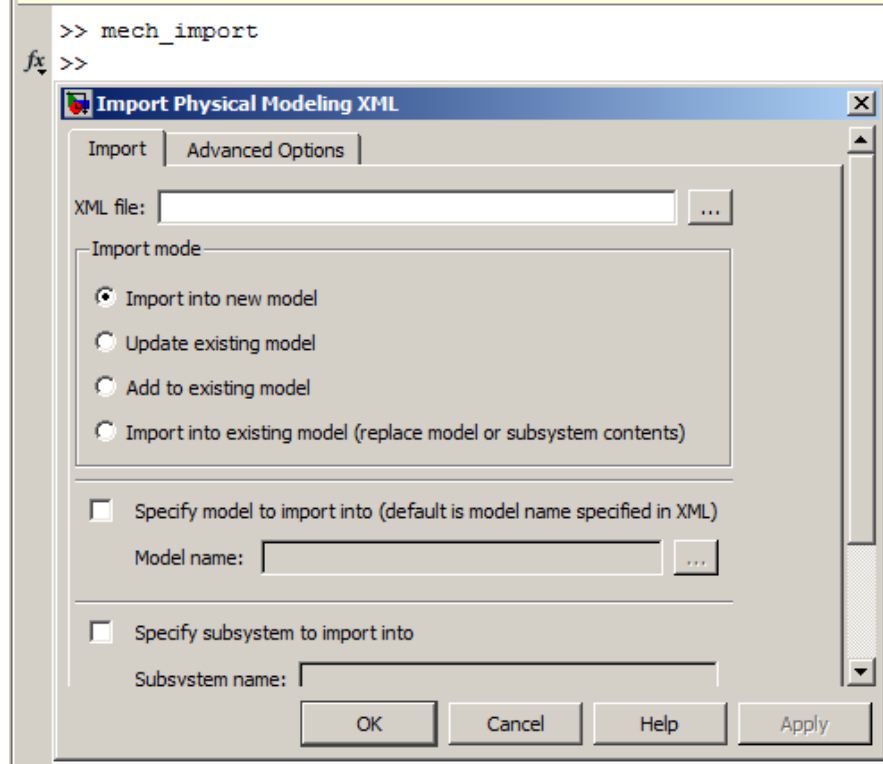
Şekil 3.9. Kalça eklemi için zamana bağlı açısal konumunun değişimi

3.2.2. Yürüyüş esnasında insan vücudunun dinamik analizi

Daha önce dış iskeletin, insan vücuduna ait uzuvların ağırlığını taşımayacağını söylemiştik. Bunun sebebinin ise rehabilitasyon esnasında hastanın asılı konumda olmasıdır. Çalışmanın bu kısmında dış iskelet olmadan insanın asılı konumda yürüyüş hareketini yapabilmesi için gerekli toplam momentler hesaplanmıştır. Burada yapılacak dinamik analizler aynı zamanda ANSYS Workbench programında yapılan analizlerin doğruluğu açısından bize fikir verecektir.

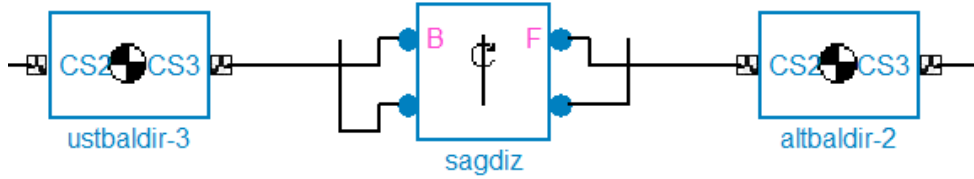
Yürüyüş esnasında insan vücuduna ait kalça ve diz eklemlerinde oluşan toplam momentlerin hesaplanmasında Matlab programının alt kütüphanesi olan Simmechanics programı kullanılmıştır. Simmechanics ile günümüzde mekanik sistemlere ait fiziksel modeller rahatlıkla elde edilebilmektedir.

İnsan vücuduna ait fiziksel model Simmechanics’e Solidworks programından direkt olarak aktarılmıştır. Solidworks programında köprü görevi gören eklenti kurulduktan sonra tasarım dosyası uzantısı değiştirilerek, farklı kaydedilmiştir. Uzantısı değiştirilmiş tasarım dosyası, Şekil 3.10’da gösterilen ilgili fonksiyon kullanılarak Simmechanics’e aktarılmıştır.



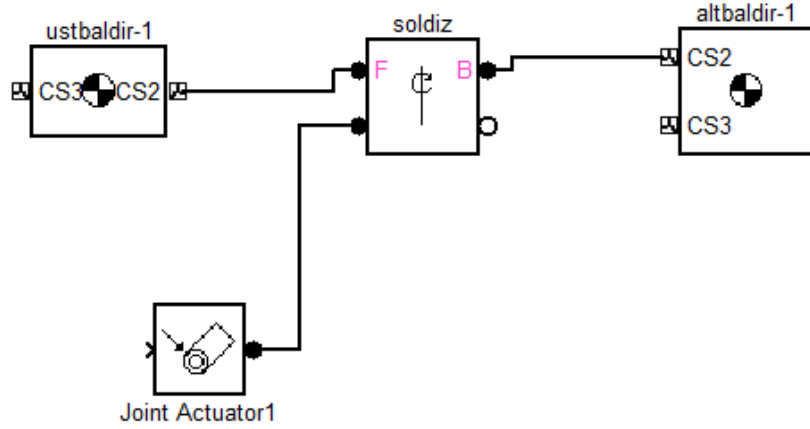
Şekil 3.10. Tasarımın Simmechanics'e aktarımı için kullanılan fonksiyon

Bu aktarma sonucunda tüm tasarım unsurları Simmechanics'de birer blok olarak yer almıştır. Aynı şekilde eklem noktaları da Şekil 3.11'de gösterildiği gibi Simmechanics programında bloklar halinde gösterilmiştir.



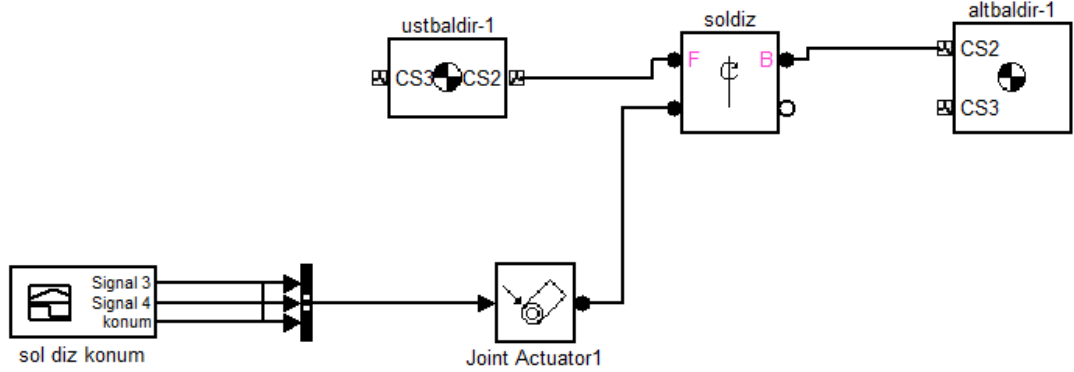
Şekil 3.11. Alt baldır ve üst baldırın diz eklemiyle birleşimini ifade eden blok diyagramı

Tasarımda bulunan her unsur Simmechanics programında bloklar halinde ifade edildiği gibi, unsurlara ait kütle ve kütsel atalet momentleri gibi değerler de bloklar içinde tanımlanmıştır. Simmechanics programında insan vücuduna ait uzuvlar ve bu uzuvların birbirleriyle olan hareket ilişkileri bloklar halinde tanımlandıktan sonra, Şekil 3.12'den de görüleceği üzere eklemeleri temsil eden bloklara hareket verilerinin gönderilebileceği portlar eklenmiştir.



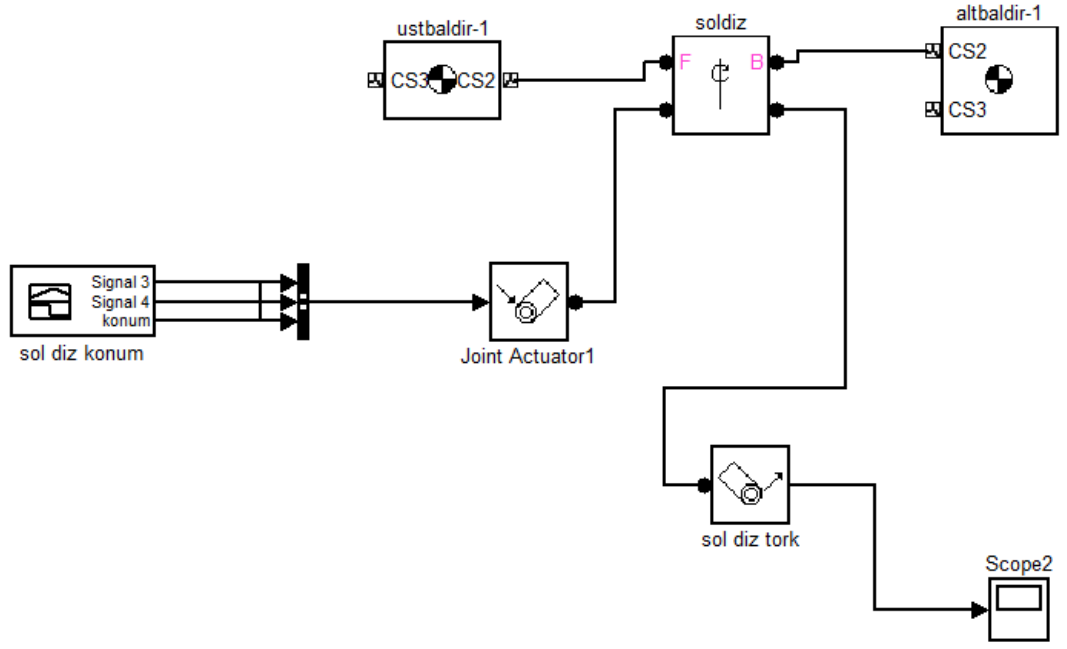
Şekil 3.12. Diz eklemine bağlı hareket sağlayıcısı

Eklem noktalarındaki hareket sağlayıcı bloklara istenilen hareket sinyalini gönderebilmek için sisteme Şekil 3.13'te gösterildiği gibi sinyal oluşturucu bloklar eklenmiştir. Bu bloklar sayesinde istenilen mafsala sinüsoidal ve parabolik eğriler başta olmak üzere birçok çeşitte hareket sinyali gönderilebilmektedir.



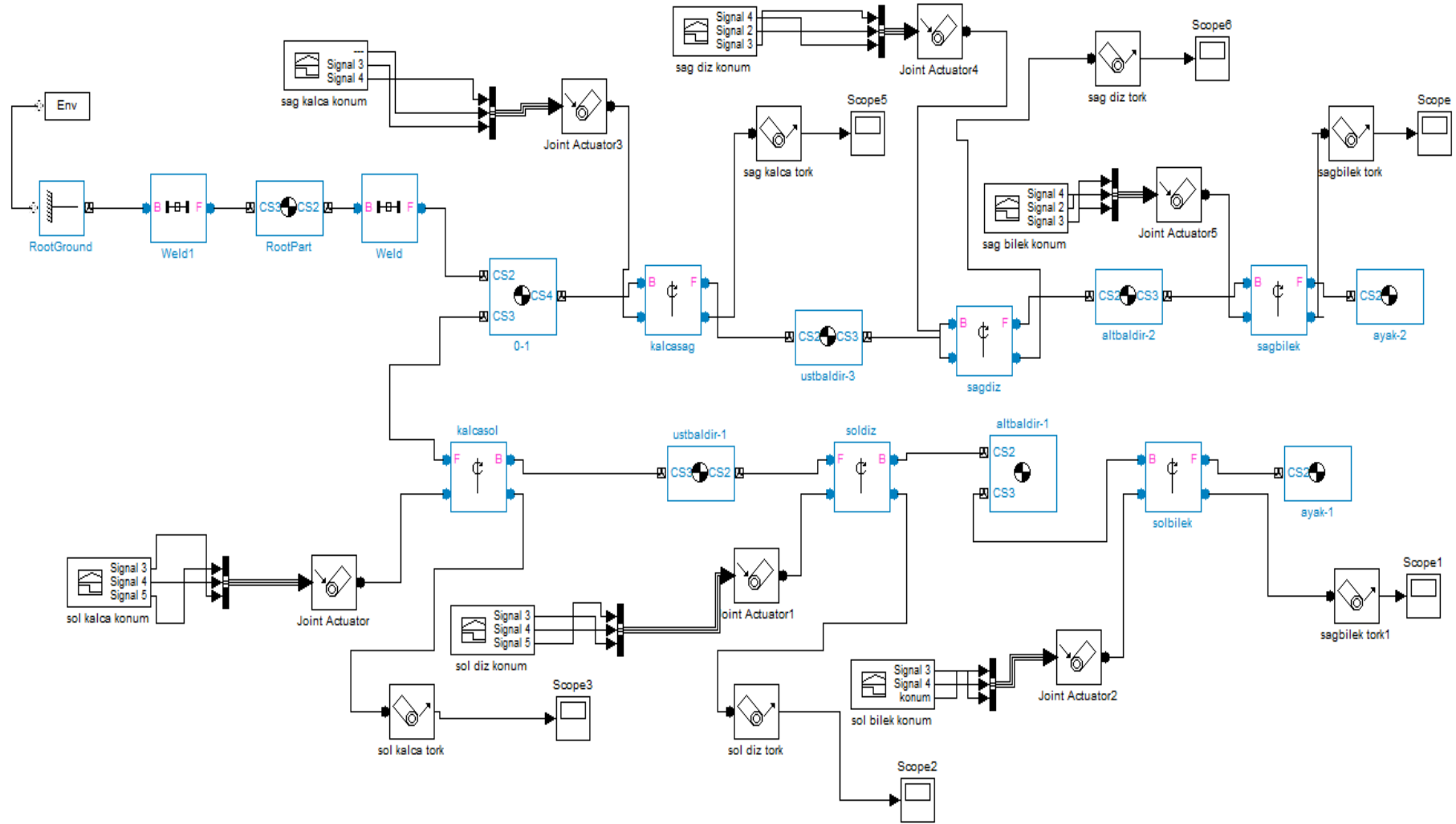
Şekil 3.13. Sinyal oluşturucunun eklem hareket bloklarına bağlanması

Simmechanics programında yapılan analizde temel amaç, zeminle teması bulunmayan bir insanın boşlukta kendi çabasıyla yürüyüşü esnasında eklem noktalarında oluşan toplam kuvvet ve momentlerin belirlenmesidir. Eklemlerde oluşan kuvvet ve momentlerin rahatlıkla okunabilmesi için eklem noktalarına Şekil 3.14'te gösterilen sensor ve görüntüleme blokları bağlanmıştır.



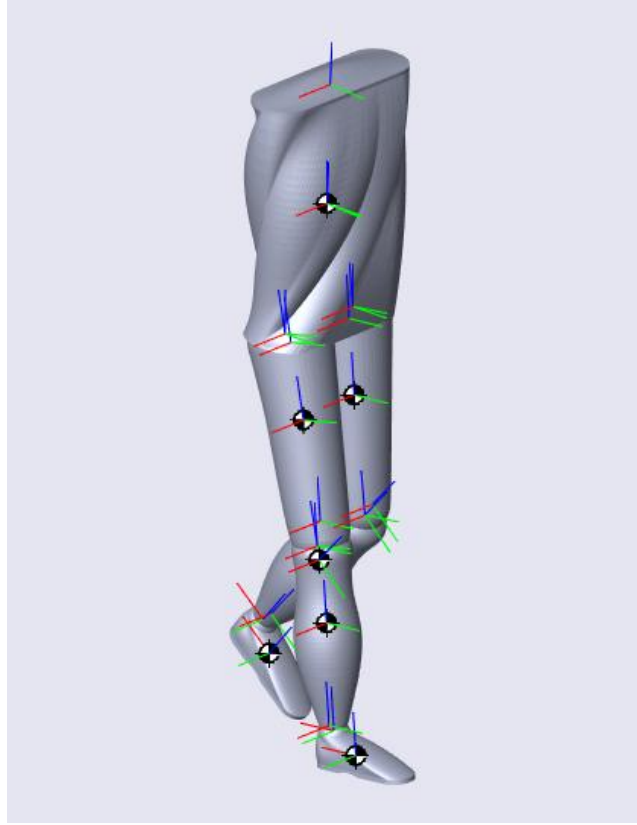
Şekil 3.14. Eklem noktasına sensor ve görüntüleme bloklarının bağlanmış hali

Simmechanics programında tüm unsurlar yukarıdaki şekillerdeki gibi ilgili bloklarla ilişkilendirildikten sonra tasarıma ait genel blok diyagramı Şekil 3.15'teki gibi elde edilmiştir.



Şekil 3.15. İnsan vücuduna ait Simmechanics'deki dinamik model

Simmechanics programında eklemlere hareket eğrileri tanımlandıktan sonra dinamik analiz bilgisayar ortamında çözülmüştür. Eklemlerde tanımlanan hareket eğrileri doğrultusunda aynı zamanda yürüyüş hareketine ait simülasyon Simmechanics programında izlenebilmektedir. Simmechanics programındaki simülasyon görüntüsü Şekil 3.18’de gösterilmiştir.



Şekil 3.18. Dinamik analiz sonucunda Simmechanics programında yürüyüş simülasyonu görüntüsü

Simmechanics programının sunduğu simülasyon görüntüsü sayesinde eklemlere verilen hareket sinyallerinin doğruluğu da test edilebilmektedir.

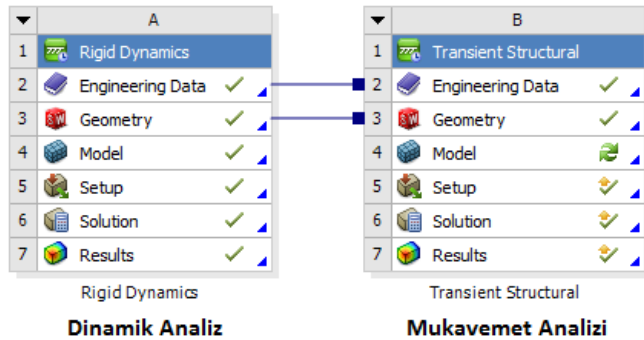
Dinamik analiz sonucunda eklemlerde meydana gelen toplam momentler, blok diyagramında tanımlanan sensörlere bağlı olan görüntüleyici bloklar tarafından okunabilmektedir. Şekil 3.15’te gösterilen genel blok diyagramından da görüleceği üzere her eklem noktası için ayrı ayrı sensör ve görüntüleyici bloklar tanımlanmıştır. Görüntüleyici bloklar, sensörler tarafından okunan değerleri grafik halinde sunarken, sensör blokları ise tanımlandıkları noktadaki değerleri okuyup görüntüleyici bloklara iletmektedir. Eklem noktalarına bağlı sensörler tanımlandıkları bölgelerdeki toplam moment ve reaksiyon kuvvetlerini okuyabilmektedirler. Tasarlanan blok diyagramında, sensörler vasıtasıyla eklem noktalarındaki toplam moment büyüklüklerinin ölçülmesi hedeflenmiştir ve bu büyüklükler sensörler tarafında grafik halinde elde edilmiştir. Elde edilen moment büyüklükleri grafikler halinde bulgular bölümünde incelenmiştir.

3.3. Mukavemet Analizi

Mukavemet, yük etkisi altındaki cisimlerin gerilme ve şekil değiştirme durumlarının incelendiği uygulamalı mekaniğin bir dalıdır. Mukavemet analizleri statik yük altındaki cisimler için uygulanabildiği gibi dinamik yükler altındaki cisimler için de yapılabilmektedir. Hareketli makine parçalarında oluşan dinamik yük etkileri malzemede lineer olmayan davranışlara yol açmaktadır. Hareketli malzemelerin mukavemet analizleri yapılırken dinamik yüklerin etkilerinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bu bölümde dış iskelete ait mukavemet analizleri yapılırken yürüyüş esnasında meydana gelen dinamik yüklerin etkisi göz önünde bulundurulmuştur. Yapılan mukavemet analizi sonucunda sağlıklı sonuçlar elde edilebilmesi için ANSYS Workbench programının Transient Structural modülü kullanılmıştır. Bu modül sayesinde yürüyüş esnasında oluşan değişken yükler altında zamana bağlı olarak mukavemet analizi yapılmıştır.

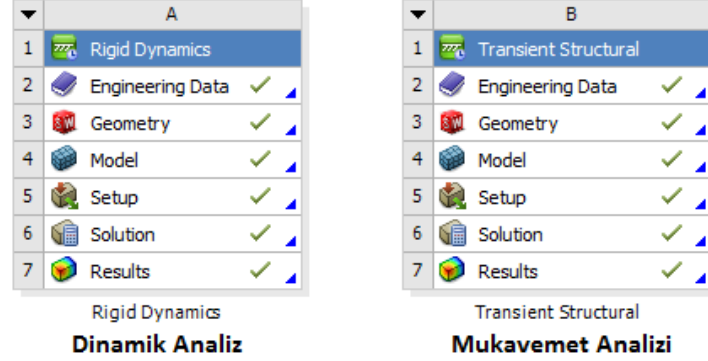
Mukavemet analizi sonucu elde edilen gerilme değerleri ışığında, dış iskeletteki parçaların dayanıklılığı konusunda fikir yürütülebilmesi için, parçaların imal edildiği malzemelerin mekanik özelliklerinin mukavemet analizinin yapılacağı modüle tanıtılması gerekmektedir. Çizelge 3.4'te bulunan alüminyum alaşımına ait mekanik özellikler mukavemet analizinin yapılacağı modüle tanıtılmıştır. Mukavemet analizinde, dış iskeleti oluşturan uzuv ve destek parçalarında oluşan gerilme değerleri gözlenmek istenmiştir. Uzuv ve destek parçaları dışında kalan tüm parçalar, mukavemet analizinin yapılacağı modülde rijit cisim olarak ayarlanmıştır.

Zamana bağlı olarak yapılan analizlerde çözümlerin sağlıklı bir şekilde elde edilebilmesi için analizi yapılan tasarımın olabildiğince sade bir yapıya sahip olması gerekmektedir. Dinamik yükler altında yapılacak mukavemet analizinden önce çözümün sağlıklı bir şekilde elde edilebilmesi için dış iskelete ait tasarım Solidworks programında sadeleştirilmiştir. Solidworks programında yapılan sadeleştirme kapsamında aşırı yükleme etkisinde olmayan parçalar tasarımdan çıkarılmıştır. Sadeleştirilen dış iskelete ait tasarım, daha önce dinamik analizlerin yapıldığı Rigid Body Dynamics modülünden, Transient Structural modülüne köprü kurularak aktarılabilmektedir. Dış iskelete ait tasarımın aktarımında olduğu gibi, kullanılan malzemeler de Şekil 3.19'da gösterildiği gibi köprü kurularak mukavemet analizinin yapılacağı modüle aktarılabilmektedir.



Şekil 3.19. Modüller arası kurulan köprü bağlantıları

ANSYS Workbench programında modüller arası köprü kurularak paylaşım yapılabildiği gibi, var olan analiz modülündeki tüm ayarlar Şekil 3.20’de gösterilen eşleştirme yöntemiyle başka modüle aktarılabilir. Dış iskelete ait mukavemet analizi yapılırken eşleştirme yöntemi kullanılmıştır.

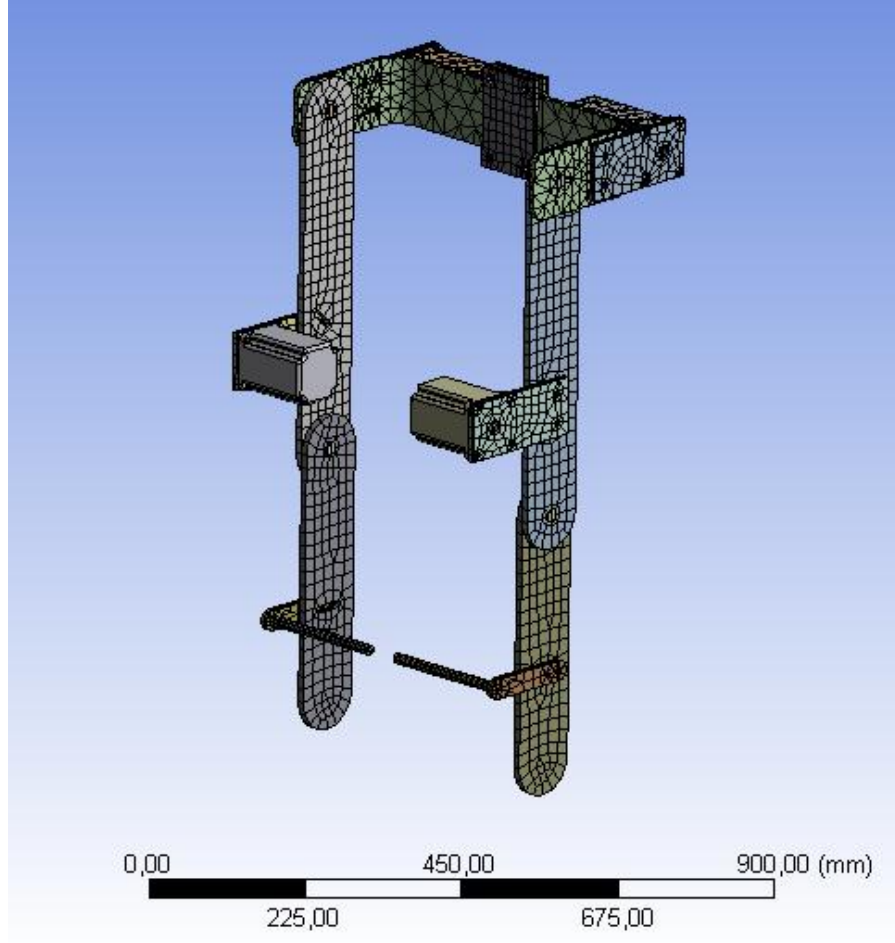


Şekil 3.20. Eşleştirme yöntemiyle modüller arası paylaşım

Hareketli mekanizmaların dinamik yükler altında mukavemet analizleri yapılırken, mekanizmayı oluşturan bütün parçaların birbirleriyle olan hareket ilişkilerinin tanımlanması gerekmektedir. Dış iskeleti oluşturan uzuvların birbirleriyle olan hareket ilişkilerinin tanımlanma yöntemi, dinamik analizin yapıldığı Rigid Body Dynamics’de uygulanan yöntemle aynı olup, eşleştirme yöntemiyle parçalar arasındaki temas biçimleri ve hareket ilişkileri mukavemet analizinin yapılacağı modüle aktarılmıştır. Böylelikle parçalar için tekrardan hareket ilişkisi tanımlama gerek kalmamıştır.

ANSYS Workbench programında bulunan Transient Structural analiz modülü problemleri çözümlerken sonlu elemanlar yöntemini kullanmaktadır. Sonlu elemanlar yönteminde çözüme ulaşmak için incelenen parça sonlu sayıda elemana bölünür. Elemanlar bu yöntemde kendi içlerinde incelenerek her biri için çözüm elde edilir. Sonlu sayıda eleman için elde edilen çözümler birleştirilerek parça için genel çözüm bulunur.

Transient Structural modülünde problemin sonlu eleman yapısının ayarlanabilmesi için birçok seçenek mevcuttur. Bu seçenekler vasıtasıyla sonlu eleman yapısının yoğunluğu ve eleman boyutları ayarlanabilmektedir. Yine bu bölümdeki seçenekler vasıtasıyla elemanların sahip oldukları yüzey şekilleri de ayarlanabilmektedir. Mukavemet analizlerinde sonlu eleman yapısı elde edilen sonuçların doğruluğu açısından oldukça önemlidir. Dış iskeletin mukavemet analizi yapılırken sonlu eleman yapısı değiştirilerek, problem birkaç kez çözdürülmüştür. Bu işlem neticesinde, sonucun eleman yapısına göre büyük değişimler göstermediği çözümler elde edilmiştir. Şekil 3.21’de dış iskelete ait tasarımın sonlu elemanlara ayrılmış yapısı gösterilmektedir.



Şekil 3.21. Dış iskeletin sonlu eleman yapısı

Dinamik yükler altında mukavemet analizi yapılabilmesi için yürüyüş hareketinin Transient Structural analiz modülüne tanıtılması gerekmektedir. Yürüyüş hareketine ait veriler, daha önce ANSYS Workbench programında yapılan dinamik analiz modülünden, mukavemet analizinin yapılacağı modüle aktarılmıştır.

Dinamik analizde olduğu gibi mukavemet analizinde de insan vücuduna ait uzuv kütleleri, dış iskelet üzerinde noktasal olarak tanımlanmıştır. Dış iskelet üzerindeki kuvvet etkilerinin yerçekiminden dolayı oluşacak olmasından ötürü, analiz modülünde yerçekimi ivmesi tanımlanmıştır.

Mukavemet analiz modülüne tüm giriş parametreleri tanımlandıktan sonra analiz ayarları belirlenmiştir. Analiz ayarları kısmında, çözümün kaç adımdan oluşacağı ve bu adımların başlangıç ve bitiş süreleri belirlenmiştir. Analiz ayarları tanımlandıktan sonra problem çözdürülmüştür ve istenilen sonuçlar grafikler halinde elde edilip, bulgular bölümünde incelenmiştir.

3.4. Dış İskelete Ait Tasarımın Son Hali

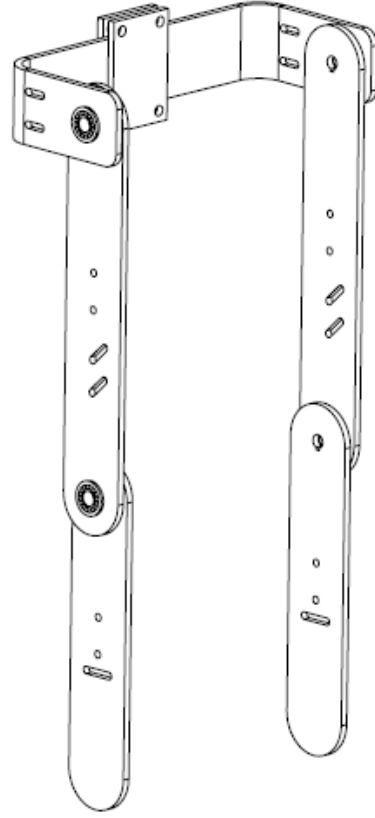
Bu çalışmaya konu olan dış iskeletin, hareketli uzuvlar, güç iletim mekanizması ve step motorlardan oluştuğu daha önceki bölümlerde söylenmişti. Dış iskelete ait tasarım için yapılan kinematik, dinamik ve mukavemet analizleri sonucunda mekanizmayı oluşturan parçaların özellikleri belirlenmiş olup, bu özellikler doğrultusunda parçaların tedariki gerçekleştirilmiştir.

Dış iskeletin büyük kısmını oluşturan hareket mekanizması tasarlanırken, uzuv ağırlıklarının minimum tutulması amaçlanmıştır. Böylelikle step motorlara gelen yüklerin azaltılması hedeflenmiştir. Dış iskeleti oluşturan uzuvlar için malzeme seçimi yapılırken alüminyum, çelik ve dökme demir göz önünde bulundurulmuştur. Malzeme seçiminde önemli olan kriterler, düşük yoğunluk ve yüksek mukavemet gibi mekanik özelliklerdir. Alüminyum alaşımlarının yoğunlukları diğer metallere göre oldukça düşüktür. Aynı zamanda alüminyum alaşımları, alaşımdaki elementlerin özelliklerine göre çok değişik mukavemet özellikleri gösterebilmektedir. Dış iskeleti oluşturan uzuvların malzeme seçiminde göz önünde bulundurulan çizelge aşağıda verilmiştir.

Çizelge 3.4. Değişik malzemelere ait mekanik özellikler

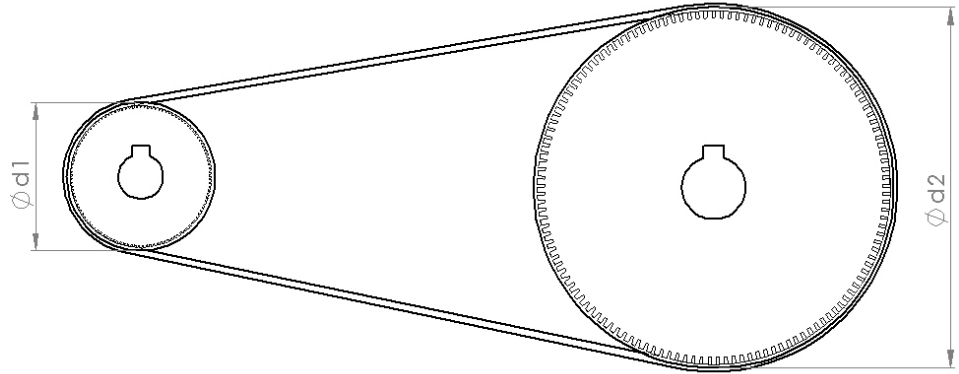
Malzeme	Akma Dayanımı (Mpa)	Çekme Dayanımı (MPa)	Yoğunluk (kg/m ³)
Dökme Demir	135	170	7830
Alüminyum 2024	345	483	2710
Çelik AISI 302	520	860	7850

Yukarıdaki çizelgeden de görüleceği üzere en düşük yoğunluğa alüminyum alaşımı, en yüksek yoğunluğa ise çelik sahiptir. Akma ve çekme dayanımı bakımından en iyi özelliklere AISI 302 çeliği sahiptir. Dökme demirin akma ve çekme dayanımı diğer malzemelere göre düşük olup, yoğunluğu çeliğin yoğunluğuyla hemen hemen aynıdır. Tüm bu özellikler göz önünde bulundurulduğunda hafifliği ve dayanım özelliklerinden dolayı dış iskeleti oluşturan uzuvların imalatının alüminyum alaşımından yapılmasına karar verilmiştir. Dış iskeleti oluşturan alüminyum uzuvların birbirleriyle montajlı hali Şekil 3.22’de gösterilmiştir.



Şekil 3.22. Alüminyum alaşımı uzuvlar

Dış iskelette step motorlardan uzuvlara hareketin iletilebilmesi için dişli kayış ve kasnak kullanılmıştır. Günümüzde dişli kayışlar başta otomobiller olmak üzere birçok alanda hareket iletiminde kullanılmaktadır. Dişli kayışlarının imalatında kullanılan cam elyafı sayesinde bu kayışlar kopmaya ve aşınmaya karşı oldukça dayanıklıdır. Ayrıca hareketli mekanizmalarda Şekil 3.23'te gösterildiği gibi tahrik edilen kasnağın çapı tahrik eden kasnaktan büyük tutularak, motor çıkışındaki momentler arttırılabilmektedir.



Şekil 3.23. Dış iskelette hareket iletiminde kullanılan kayış kasnak mekanizması

Dişli zincir ve kayış kasnak mekanizmalarında döndüren ve döndürülen dişli çapları arasındaki oranın değiştirilmesi ile farklı hızlar ve momentler elde edilebilmektedir. Kayış kasnak mekanizmalarında döndürülen kasnağın taksimat dairesinin, döndüren kasnağın taksimat dairesine oranına çevrim oranı denilir.

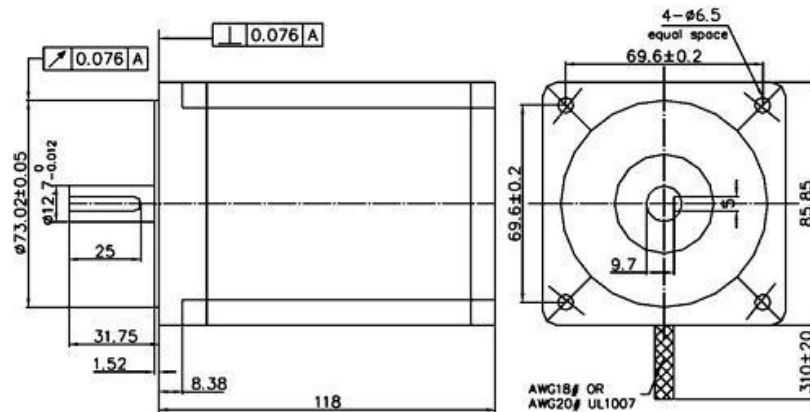
$$\frac{d2}{d1} = i \quad (3.59)$$

- $d2$: Döndürülen dişlinin taksimat dairesinin çapı
 $d1$: Döndüren dişlinin taksimat dairesinin çapı
 i : Kayış kasnak mekanizmasının çevrim oranı

olarak ifade edilmiştir.

Kayış kasnak mekanizmalarında küçük de olsa önlenmesi mümkün olmayan bir izafi kayma vardır. Bu izafi kaymadan dolayı kasnaklar arasında aslında sabit bir çevrim oranı yoktur. Dış iskelette kullanılan kayış kasnak mekanizması dişli olarak tasarlanmış olup, bu izafi kaymanın önüne geçilmek istenmiştir. Tasarımda hareket iletiminde kullanılan dişli kayış kasnak mekanizmasının çevrim oranı 5,5 olup, bu çevrim oranı dinamik analizler sonucu hesaplanan momentlere göre belirlenmiştir. Bu bölümün başında da belirtildiği gibi step motorlara gelen yükleri azaltmak için malzeme seçimi olabildiğince dikkatli yapılmıştır. Mekanizmanın ağırlığını düşük tutabilmek için kayış kasnak sisteminde bulunan dişli kasnaklar alüminyumdan imal edilmiştir.

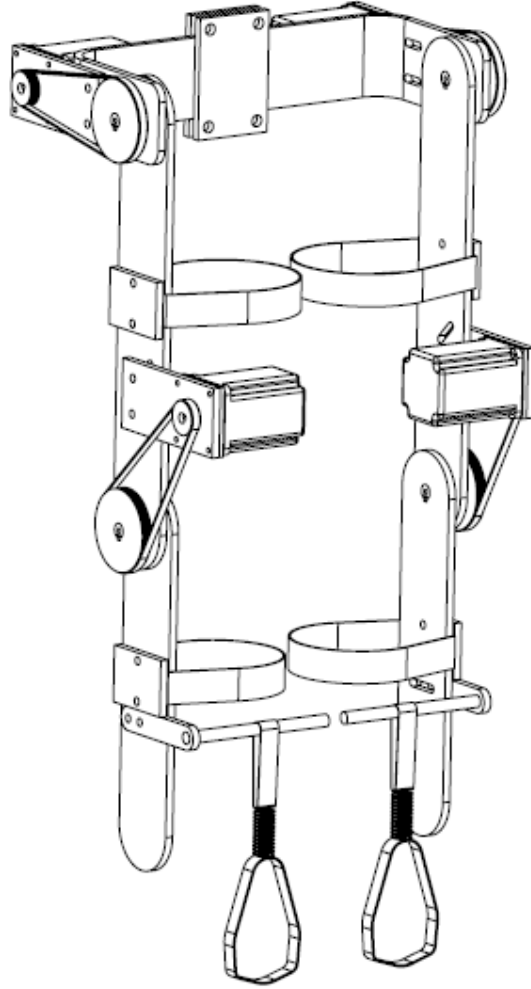
Dış iskelette eklem noktalarına hareket sağlanmasında step motorlar kullanılmıştır. Tasarımda kullanılacak tahrik elamanının step motor olarak seçilmesinin sebebi adım kontrolü yapılarak, eklemlerdeki hareketlerin hassas bir şekilde yerine getirilebilmesidir. Step motorların sahip oldukları diğer büyük bir avantaj ise hareketsiz durumlarda sahip olduğu tutma momenti sayesinde mevcut konumunu koruyabilmesidir. Tasarımda kullanılan step motorların her biri için sürücü kullanılmıştır. Step motorlara bağlı sürücüler kontrol kartı tarafından denetlenmekte olup, ileride bu konuya değinilecektir. Dış iskelette kullanılan step motorların iki tanesi kalçadaki eklemlere hareket olanağı sağlarken, geriye kalan diğer iki step motor ise dizlerdeki eklemlere istenilen hareketi sağlayacaktır. Dış iskelette kullanılan step motorlara ait ölçüler Şekil 3.24’te verilmiştir.



Şekil 3.24. Dış iskelette kullanılan step motora ait ölçüler

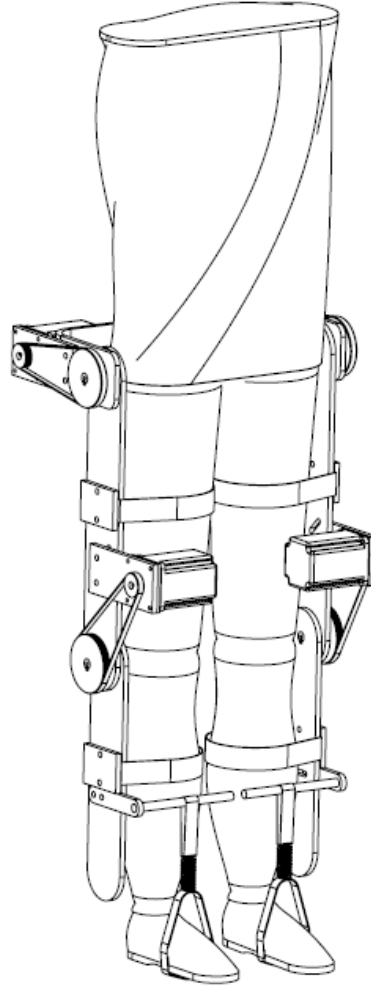
Step motorlar çalışırken elde edilen moment çalışma hızına bağlı olarak değişmektedir. Bu değişime bağlı olarak step motorların devir sayısı arttıkça elde edilen moment miktarında azalmalar görülmektedir. Tasarımda kullanılan step motorların çalışma hızı ve bu hıza bağlı olarak motorlardan elde edilecek moment değerleri dinamik analizler sonucunda belirlenmiştir.

Hareketli uzuvlar, step motorlar ve güç iletim mekanizmasının sahip olacağı özellikler belirlendikten sonra Şekil 3.25'te gösterilen dış iskelete ait son tasarım bilgisayar ortamında tamamlanmıştır. Dış iskeleti oluşturan uzuvlar, güç iletim mekanizması ve step motorları üzerinde taşıyacak şekilde tasarlanmıştır. Baldırları hareket ettirecek olan uzuvlar sabit gövdeye mil ve rulman vasıtasıyla birleştirilmiştir. Baldırların hareketini sağlayacak olan step motorlar, alüminyum alaşımı lamalar sayesinde sabit gövdeye montaj edilmiştir. Sabit gövde, üst baldır hareket ettirecek uzva göre referans noktası olup, hareketi ileten mil gövdeye rulman ile yataklanmıştır. Aynı şekilde baldır hareket ettirecek uzuv, dizi hareket ettirecek uzva göre referans noktası olup, bu kısımda da hareketi ileten mil, baldır hareket ettirecek olan uzva rulman ile yataklanmıştır. Mekanizma üzerinde oluşacak yüklerin rulman merkezinden uzakta olması rulmana zarar verebileceğinden tasarımda çift sıralı rulman kullanılmıştır.



Şekil 3.25. Dış iskeletin tasarımının son hali

Dış iskelette step motorlar tarafından sağlanan hareketi uzuvlara ileten mil çift taraflı olarak kama kanallarına sahiptir. Hareketi ileten milin bir ucunda dişli kasnak olup, diğer ucu kama yardımıyla uzva montaj edilmiştir. Aynı şekilde step motorların millerine kama yardımıyla kasnaklar montaj edilmiştir. Dış iskelette baldırları hareket ettiren uzuvlara hareketi, gövdeye bağlı olan motorlar sağlarken, dizleri hareket ettiren uzuvlara ise hareket olanağını baldırlara bağlı olan step motorlar sağlamaktadır. Şekil 3.26'dan da görüleceği üzere step motorlardan uzuvlara hareket iletimi dişli kayışlar ve kasnaklar vasıtasıyla sağlanmıştır.



Şekil 3.26. Dış iskeletin vücuda montaj edilmiş hali

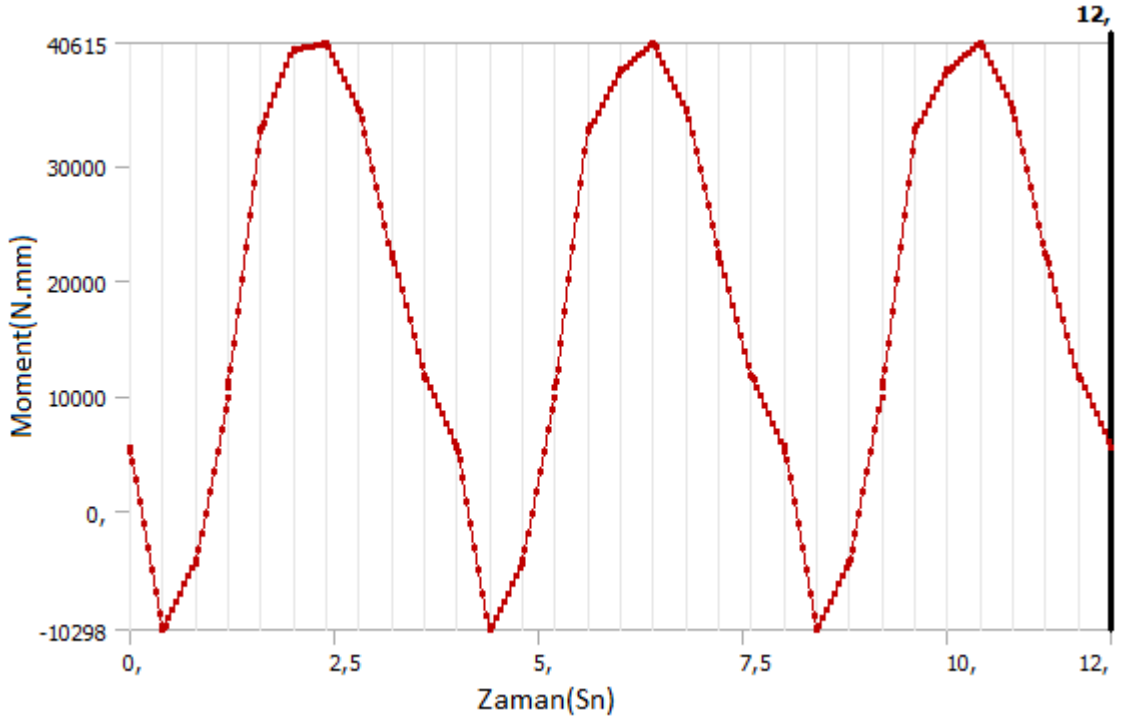
Yukarıdaki şekilden de görüleceği üzere, dizlerde ve baldırlarda bulunan elastik bantlar sayesinde uzuvlardaki hareket, dize ve baldıra aktarılmaktadır. Ayaklara bağlanan yaylı elastik bantlar ayağın salınımı sağlarken, dize bağımlı hareketine olanak sağlamaktadır.

4. BULGULAR

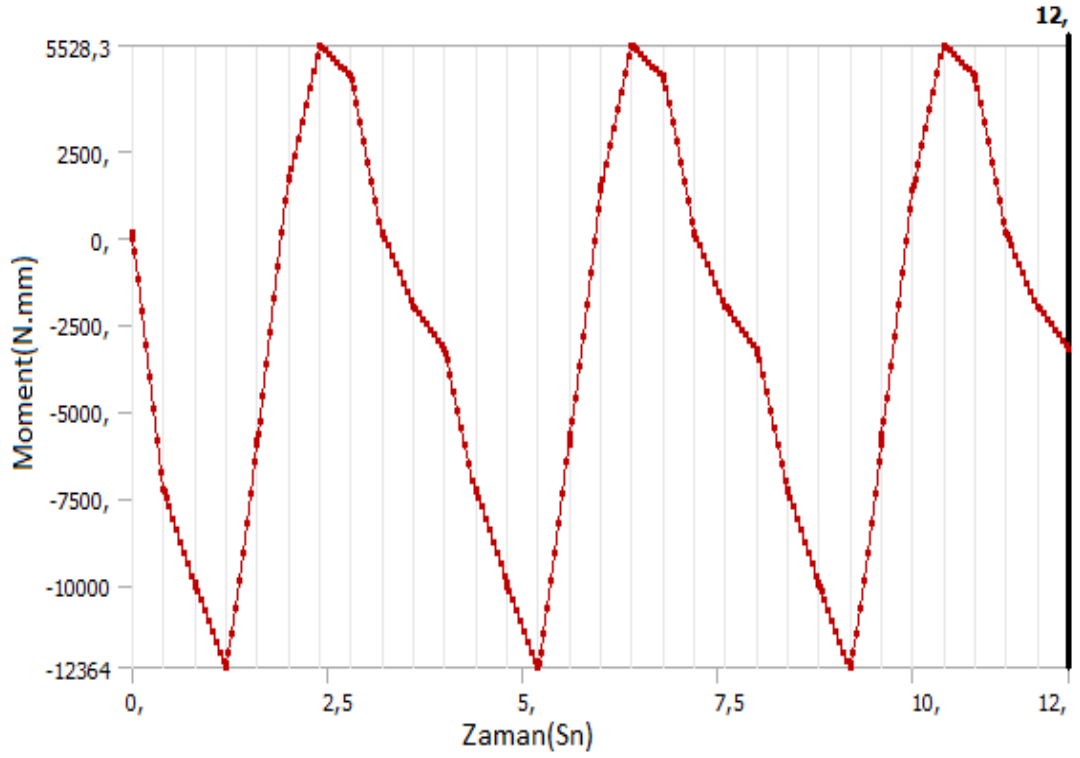
4.1. Dış İskelete Ait Dinamik Sonuçların Değerlendirilmesi

Bölüm 3.2.1’de, dış iskelete ait dinamik analizin ANSYS Workbench programında nasıl yapılacağına dair yöntemler anlatılmıştı. Yine bu bölümde eklem noktalarındaki hareket eğrileri de grafikler halinde gösterilmişti. Çalışmanın bu kısmında ANSYS Workbench programından elde edilen çözümler gösterilecektir.

Problemin bilgisayar ortamında çözümü sonucunda elde edilen eklem noktalarındaki moment büyüklüğü Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de grafikler halinde verilmiştir.



Şekil 4.1. Kalça eklemindeki toplam momentin zamana göre değişimi



Şekil 4.2. Diz eklemindeki toplam momentin zamana göre değişimi

Yürüyüş esnasında dış iskeletin eklemlerinde meydana gelen maksimum toplam moment ve reaksiyon kuvvetleri Çizelge 4.1’de verilmiştir.

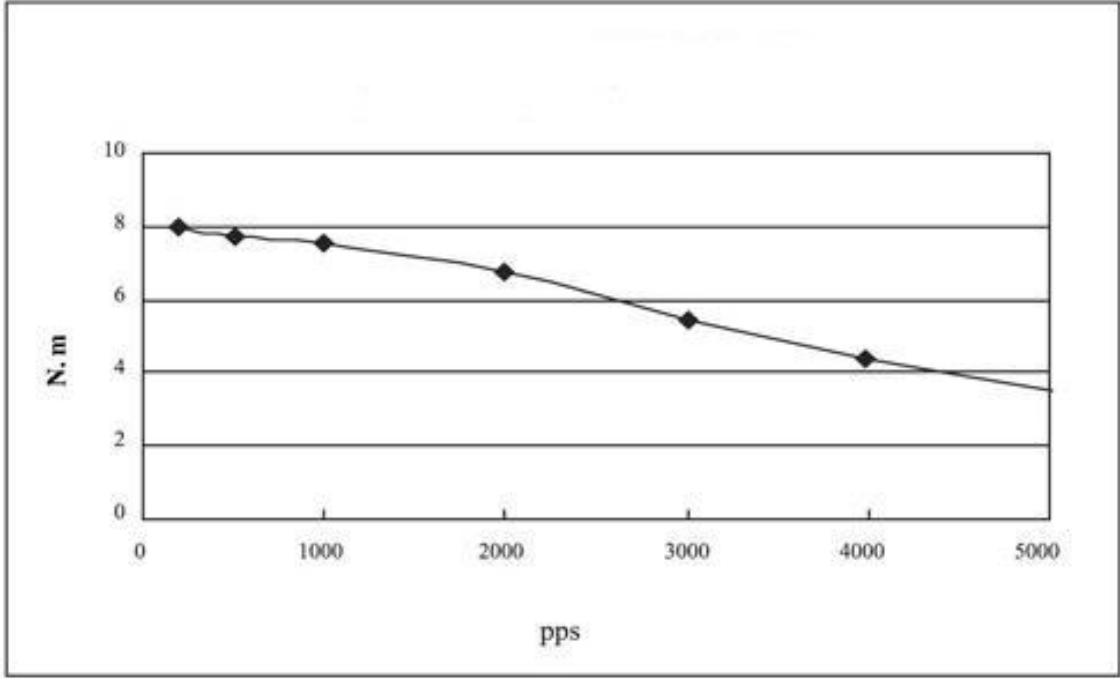
Çizelge 4.1. Eklemlerde oluşan toplam moment ve reaksiyon kuvvetleri

Eklem	Maksimum Toplam Moment (N.m)	Maksimum Toplam Reaksiyon Kuvveti (N)
Kalça	40,6	279
Diz	12,4	95

Dış iskeletin eklem kısımlarında meydana gelen momentler step motorların seçimi ve güç aktarım organları arasındaki çevrim oranının belirlenmesinde oldukça önemlidir. Ayrıca eklem noktalarında oluşacak kuvvetler, dış iskeleti oluşturan uzuvların mukavemet açısından yeterli olup olmadığının belirlenmesi için oldukça önemlidir.

Şekil 4.3’ten görüleceği üzere dış iskelette uzuvlara hareket sağlayan step motorlardan elde edilebilecek maksimum moment 8 Nm’dir. Dış iskeletin yürüyüş

hareketini yapabilmesi için gerekli olan moment ise Çizelge 4.1'den görüleceği üzere 40,6 Nm'dir. Dış iskelette kullanılan dişli kasnakların çevrim oranı 5,5 olup, step motorlardan elde edilen moment değeri 44 Nm'ye yükseltilmiştir.

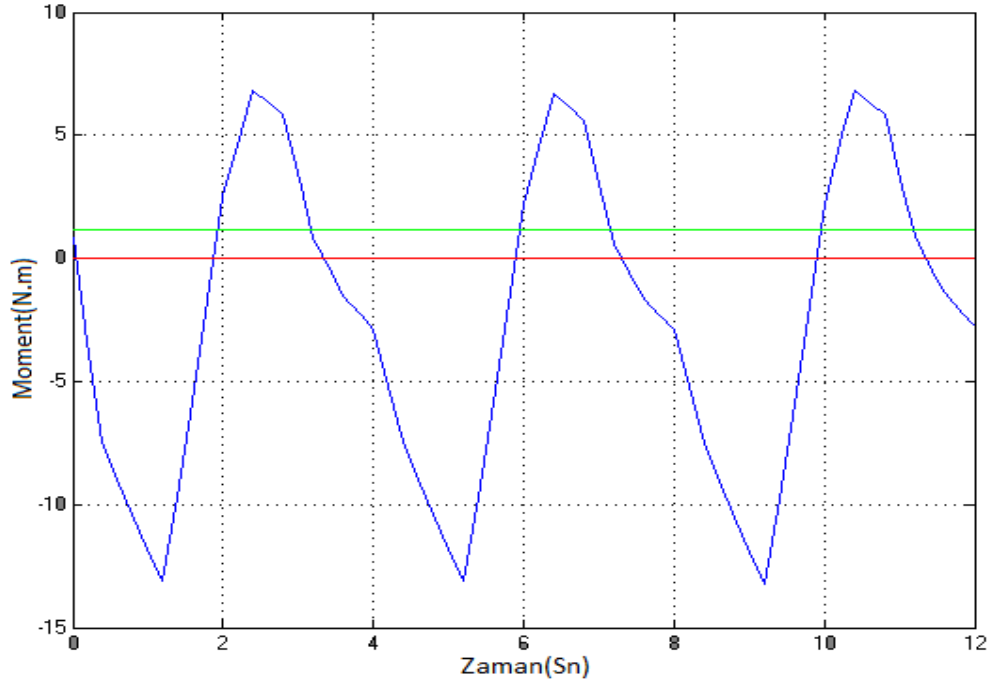


Şekil 4.3. Dış iskelette kullanılan step motorlardan elde edilen momentin hız ile değişimi

4.2. Yürüyüş Esnasında İnsan Vücudunun Dinamik Analiz Çıktılarının Değerlendirilmesi

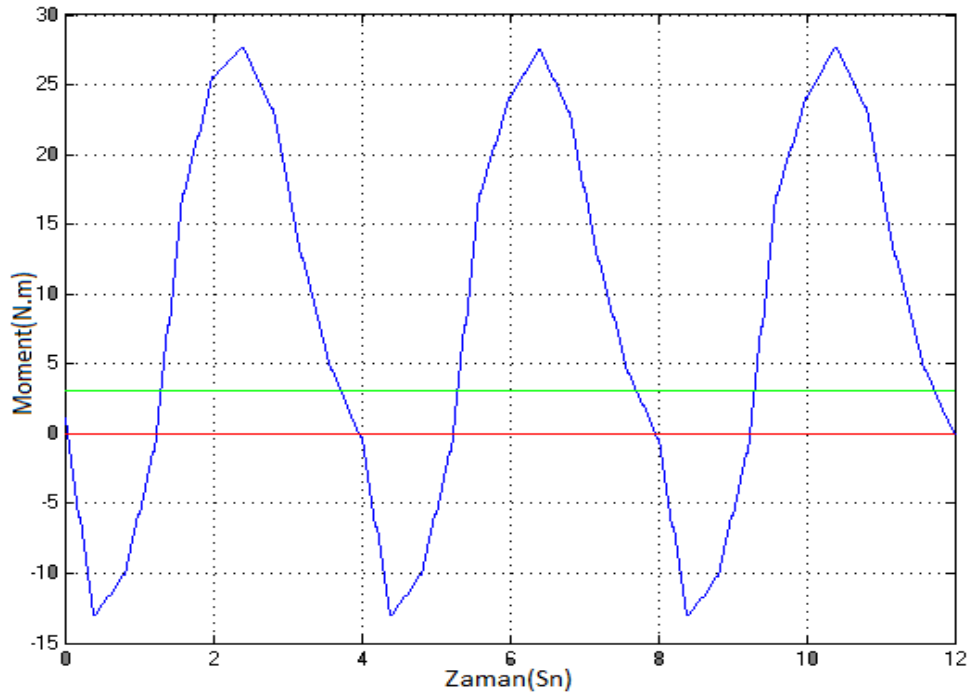
Bölüm 3.2.2'de, asılı konumda bulunan insanın yürüyüş hareketine ait dinamik analizin, Matlab Simmechanics programında çözüm yöntemi ve aşamaları gösterilmiştir. Bu analizin yapılaş amacı, dış iskelet olmadan asılı konumdaki bir insana yürüyüş hareketinin yaptırılabilmesi için gerekli olan momentlerin bulunmasıdır. Ayrıca bu analiz sonucunda elde edilen veriler sayesinde, ANSYS Workbench programında yapılan dinamik analizin doğruluğu hakkında fikir sahibi olunacaktır.

Asılı konumda bulunan insan vücudunun yürüyüş hareketine ait dinamik modelin, Simmechanics programında çözümü sonucunda elde edilen moment büyüklükleri grafikler halinde Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Diz eklemindeki toplam moment büyüklüğünün yürüyüş esnasındaki değişimi

Yukarıdaki grafikte yürüyüş hareketi esnasında diz ekleminde meydana gelen toplam moment büyüklüğünün değişimi gösterilmiştir. Grafikte dik eksendeki değerler N.m cinsinden moment büyüklükleri olup, yatay eksen ise zaman skalasıdır.



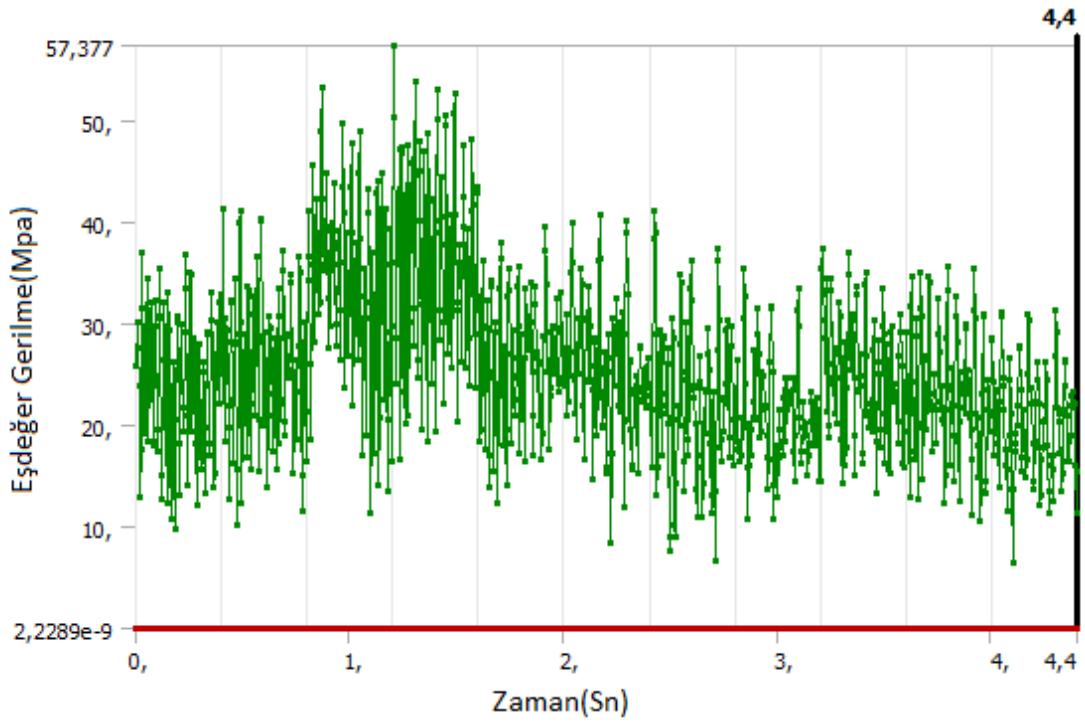
Şekil 4.5. Kalça eklemindeki toplam moment büyüklüğünün yürüyüş esnasındaki değişimi

Şekil 4.4 ve 4.5'ten de görüleceği üzere eklem noktalarında oluşan toplam moment büyüklükleri ANSYS Workbench programında hesaplanan değerlere oldukça yakındır. Kalça eklemine oluşan toplam moment Simmechanics programında daha küçük bir değer olarak elde edilmiştir. Bunun sebebi Simmechanics programında yapılan analizde sadece insan vücuduna ait uzuvların olması ve dış iskelete ait parça ağırlıklarının çözümü etkilememesidir.

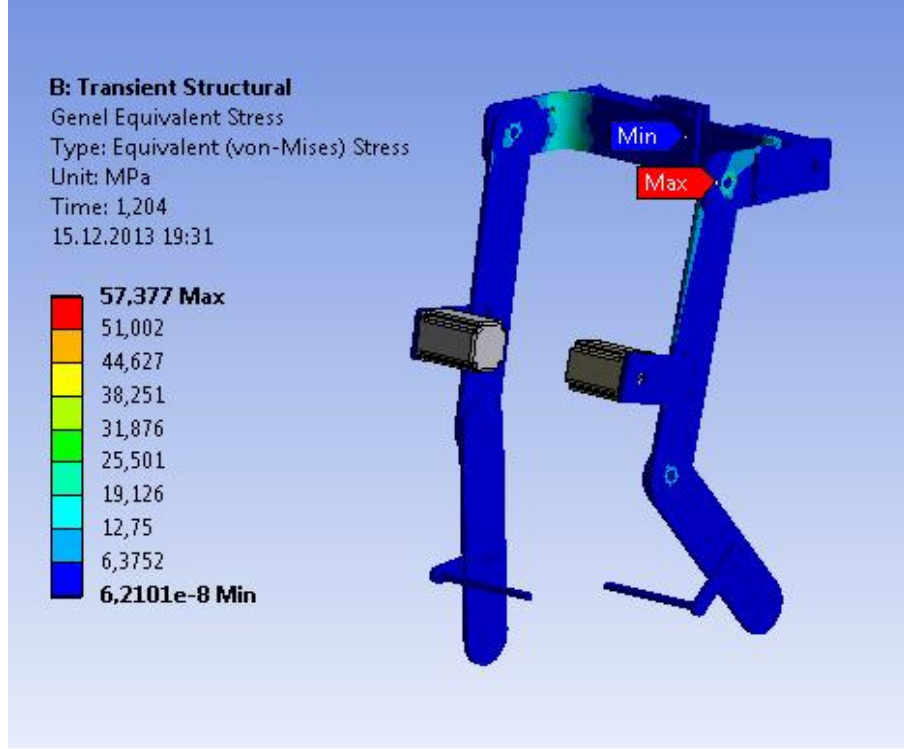
4.3. Dış İskelete Ait Mukavemet Sonuçların Değerlendirilmesi

Bölüm 3.3'te, dış iskeletin dinamik yükler altında mekanik davranışlarının gözlemlenebilmesi için yapılan dinamik mukavemet analizinin yöntem ve aşamaları anlatılmıştır. ANSYS Workbench programında yapılan analiz sonucunda elde edilen veriler bu bölümde değerlendirilmiştir.

Yürüyüş esnasında dış iskelette meydana gelen eşdeğer gerilmenin grafiği Şekil 4.6'da verilmiştir. Grafikten de görüleceği üzere oluşan en büyük eşdeğer gerilme 57,37 Mpa olup, bu gerilmenin olduğu anda dış iskelete ait gerilme dağılımı Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



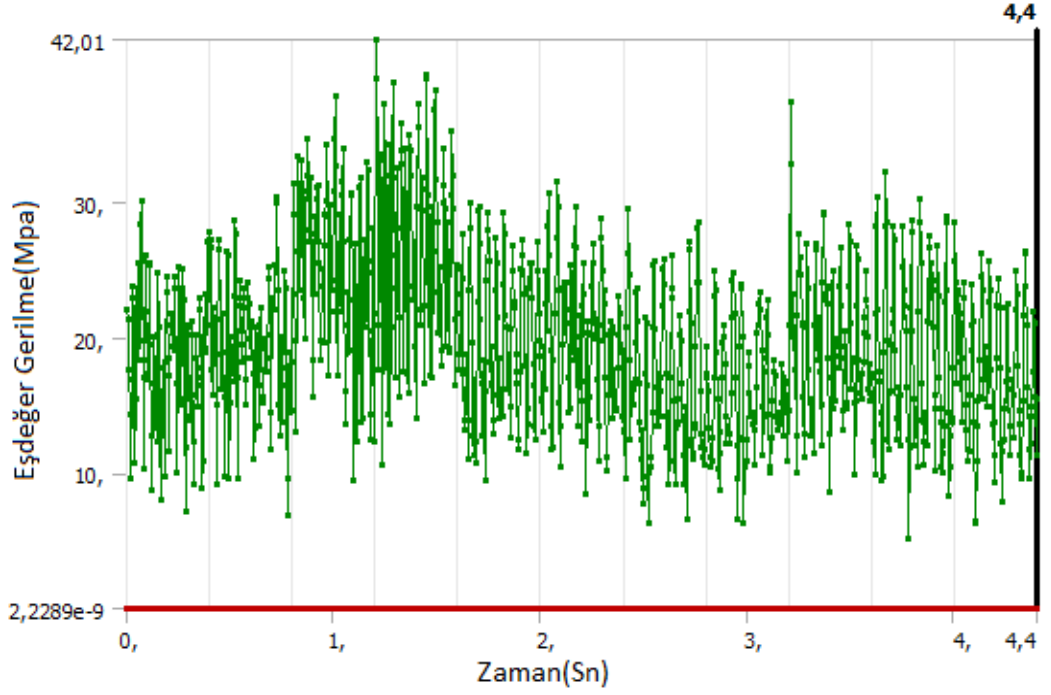
Şekil 4.6. Dış iskelete ait genel eşdeğer gerilme grafiği



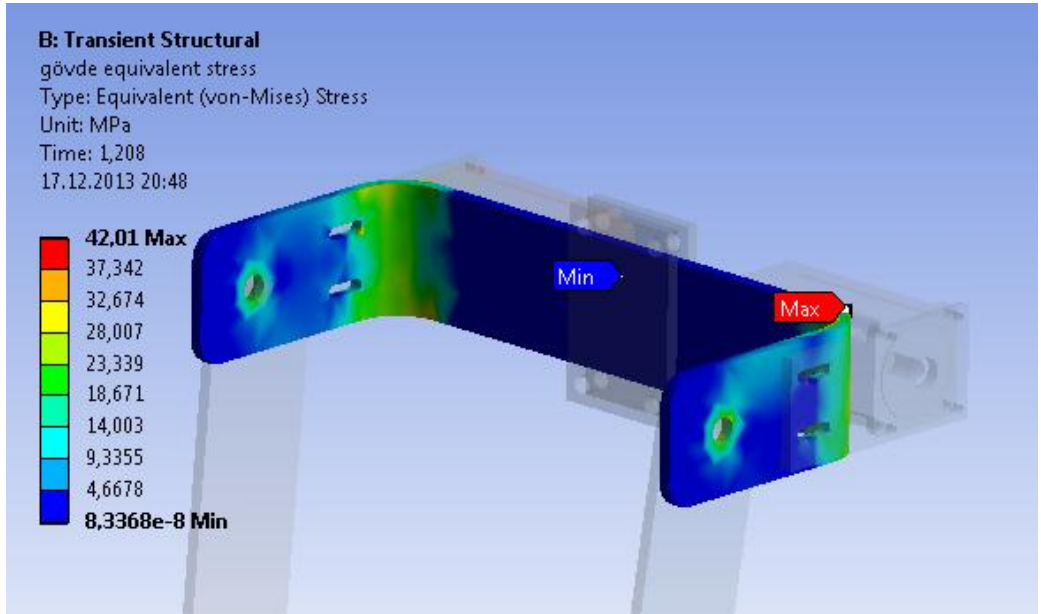
Şekil 4.7. Eşdeğer gerilmenin maksimum olduğu anda dış iskelettteki gerilme dağılımı

Dış iskeleti oluşturan parçalardaki gerilmeleri ve güvenlik faktörlerini genel tasarım üzerinde incelemek oldukça zordur. Tasarımı oluşturan bütün parçalardaki güvenlik katsayısı ve gerilmeleri incelemek üzere her parça için ayrı ayrı grafikler elde edilebilmektedir. Fakat Şekil 4.7'den de görüleceği üzere gerilme yoğunlaşmasının fazla olduğu gövde ve üst bacağı hareket ettiren uzva ait gerilme ve güvenlik faktörlerinin incelenmesi, tasarımın mukavemet açısından değerlendirilebilmesi için yeterli olacaktır.

Yürüyüş hareketi esnasında en fazla yük taşıyacak parçalardan bir tanesi gövdedir. Şekil 4.8'de görüleceği üzere gövde kısmında oluşan maksimum eşdeğer gerilme 42,01 Mpa'dır. Ayrıca gövde üzerinde oluşacak eşdeğer gerilmenin dağılımı da Şekil 4.9'da gösterilmiştir.

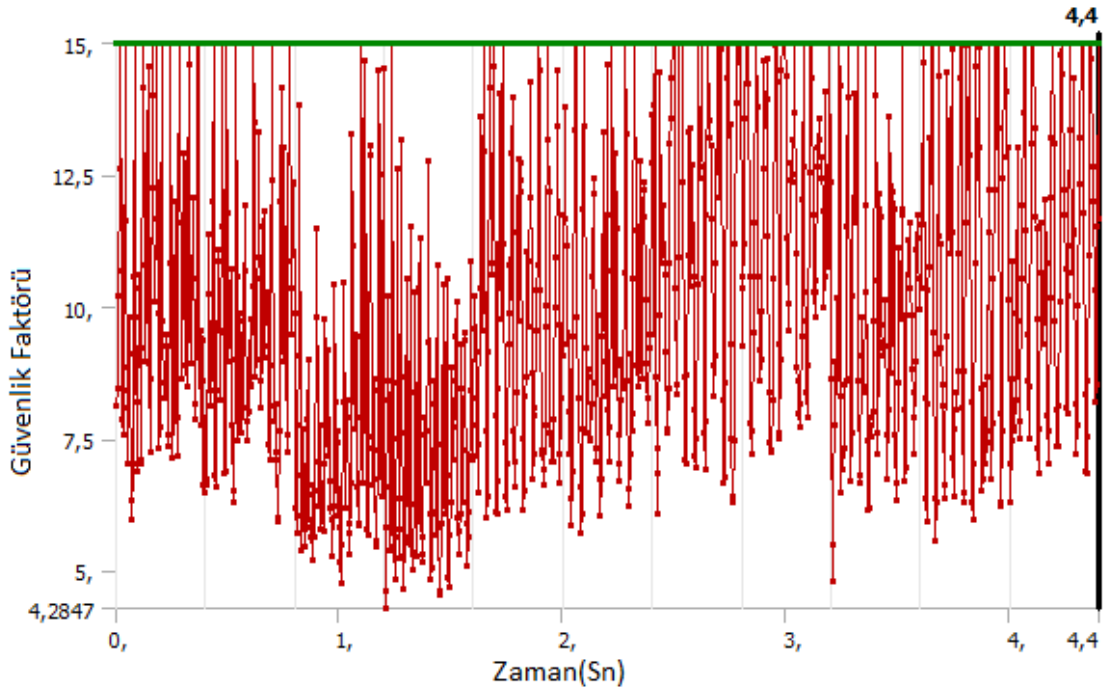


Şekil 4.8. Dış iskeletin gövde kısmında meydana gelen eşdeğer gerilmeye ait grafik



Şekil 4.9. Gövde üzerinde oluşan eşdeğer gerilmenin dağılımı

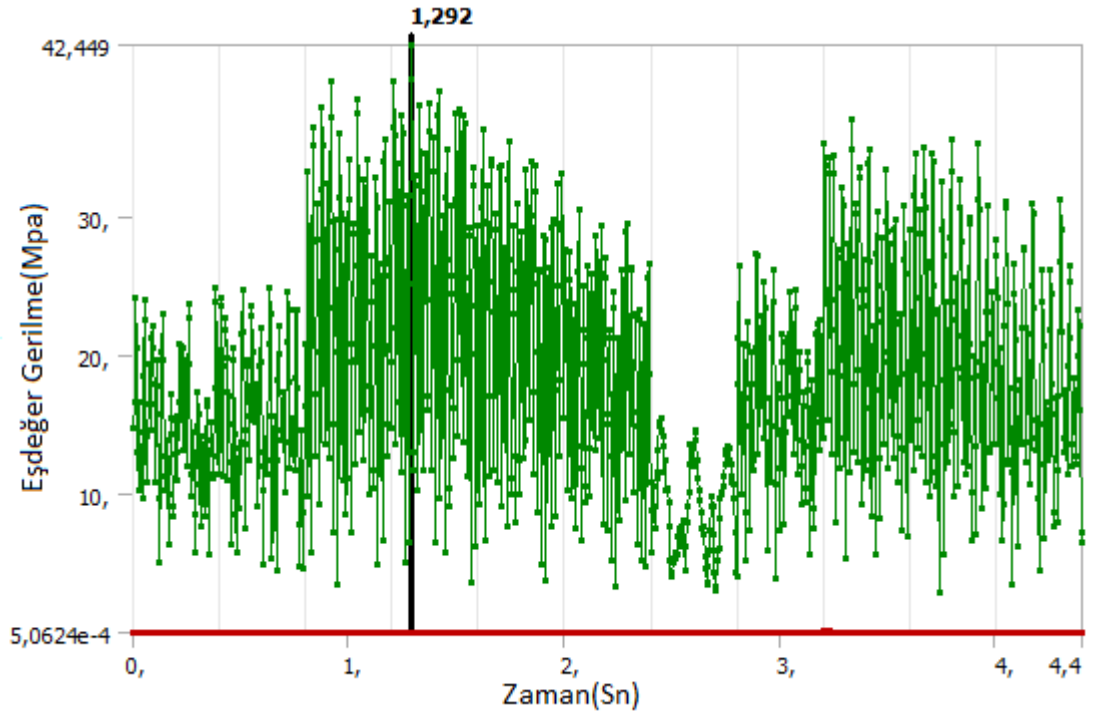
Dış iskelettteki parçaların mukavemet açısından değerlendirilebilmesi için güvenlik faktörlerine ait grafiklerin incelenmesi gerekmektedir. Şekil 4.10'da gövdeye ait güvenlik faktörü grafik halinde verilmiştir.



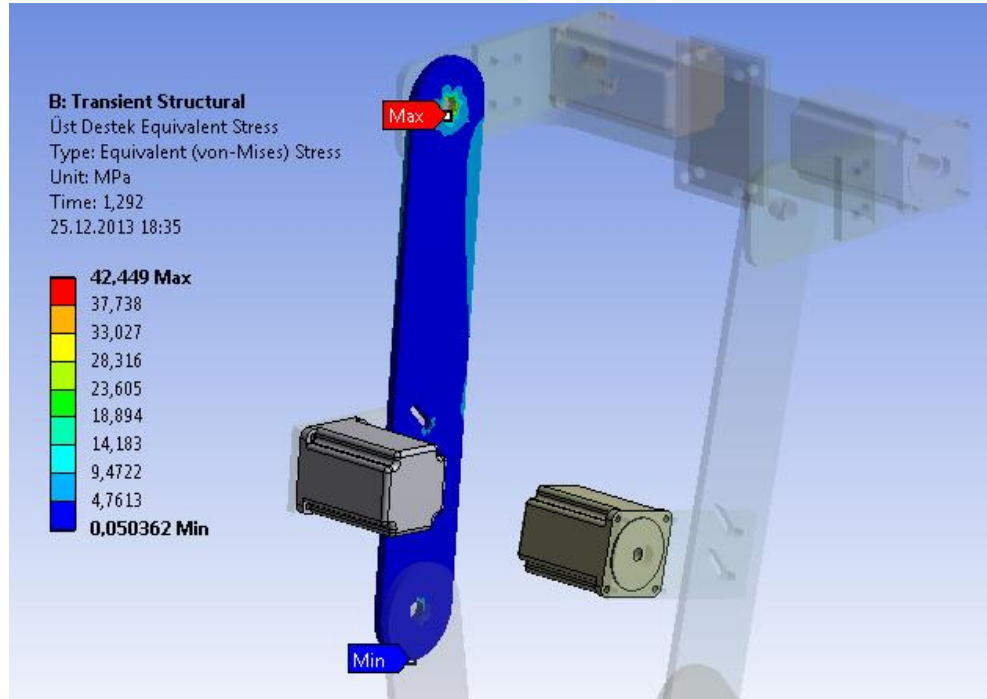
Şekil 4.10. Gövdeye ait güvenlik faktörünün yürüyüş hareketi boyunca değişimi

Şekil 4.10'dan da görüleceği gibi gövde üzerinde oluşan gerilmeler, malzemeye ait akma sınırından oldukça küçük olduğu için mukavemet açısından herhangi bir problem yaratmamaktadır.

Yürüyüş esnasında en fazla yüke maruz kalacak parçalardan birisinin de, baldırı hareket ettirecek uzvun olduğu daha önce söylenmişti. Yürüyüş esnasında üst uzuvda meydana gelen gerilmeler, tasarımın mukavemeti açısından fikir yürütmek için oldukça önemlidir. Bunun için ANSYS Workbench programında üst uzva ait mekanik değerler de incelenmiştir. Şekil 4.11'den görüleceği üzere üst uzuvda meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme 42,449 Mpa'dır. Ayrıca üst uzuv üzerinde meydana gelen eşdeğer gerilmenin dağılımı Şekil 4.12'de gösterilmiştir.

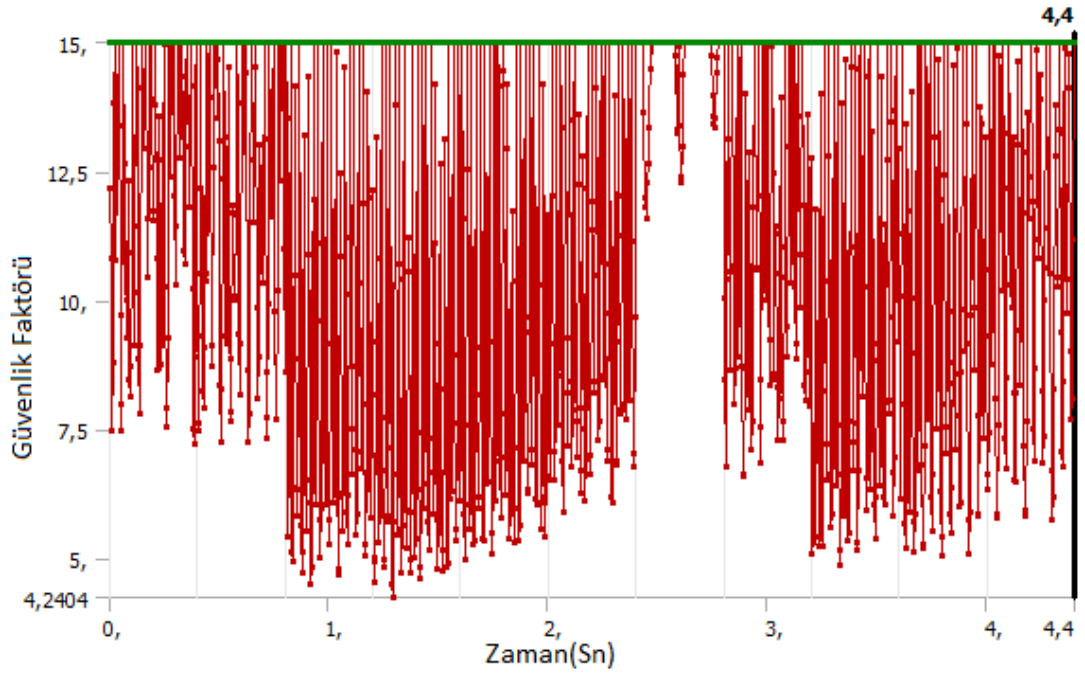


Şekil 4.11. Dış iskeletin üst uzvunda meydana gelen eşdeğer gerilmeye ait grafik



Şekil 4.12. Üst uzuv üzerinde oluşan eşdeğer derilmenin dağılımı

Dış iskeletteki parçaların mukavemet açısından değerlendirilebilmesi için, güvenlik faktörlerine ait grafiklerin incelenmesinin gerekliliğinden daha önce de bahsedilmişti. Şekil 4.13'te yürüyüş esnasında üst uzva ait güvenlik faktörünün değişimini içeren grafik verilmiştir.



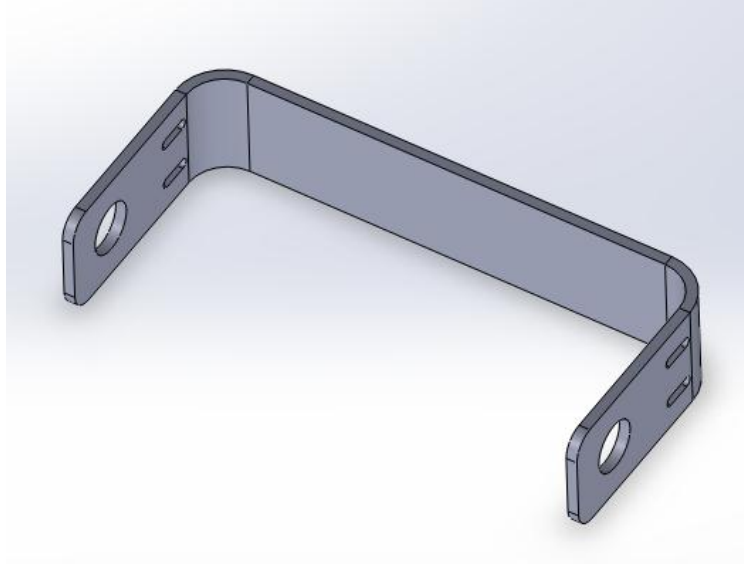
Şekil 4.13. Üst uzva ait güvenlik faktörünün yürüyüş hareketi boyunca değişimi

Üst uzva ait güvenlik faktörünün değişim grafiğinden de görüleceği üzere, malzeme üzerinde oluşan eş değer gerilmeler akma sınırının oldukça altında olup, parça üzerinde meydana gelen gerilmeler kalıcı bir deformasyona veya kopma gibi istenmeyen sonuçlara yol açmamaktadır.

4.4. Dış İskeletin İmalatı

Dış iskeleti oluşturan parçalar, Akdeniz Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü takım tezgâhları laboratuvarında işlenmiştir. Dış iskelete ait dinamik mukavemet analizleri sonucunda, tasarlanan uzuvlarda mekanik açıdan herhangi bir problem olmadığı görülmüştür. Mukavemet analizleri sonucunda elde edilen veriler ışığında dış iskelete ait parçaların imalatı gerçekleştirilmiştir.

İlk olarak alüminyum lamalar şerit testere yardımıyla tasarımda belirlenen ölçülere göre kesilmiştir. Daha sonra kesilen lamalar freze tezgâhında işlenmiştir. Şekil 4.14'te gösterilen gövde parçası, diğer parçalardan farklı olarak frezede işlendikten sonra hazırlanan büküm aparatı yardımıyla hassas şekilde bükülmüştür.



Şekil 4.14. Gövde parçasına ait katı model

Step motorların sabitlendiği lamalar da alüminyumdan imal edilmiştir. Sabitleme lamalarının gövde ve uzuvlarda montaj edildikleri kısımlara slot kanalları açılmıştır. Böylelikle mekanizmada hareketi ileten dişli kayışların gerginliğinin kolaylıkla ayarlanabilmesi sağlanmıştır.



Şekil 4.15. Step motorların dış iskelete montajı

Dış iskelette hareketi ileten miller paslanmaz çelikten imal edilmiş olup, mil üzerine standartlara uygun kama kanalları açılmıştır. Yine dış iskelette hareketi ileten dişli kasnaklar ve ayak destek parçaları da alüminyumdan imal edilmiştir. Dış iskeletin asılı halde montajının gerçekleştirilebilmesi için kutu profil kullanılarak, destek konstrüksiyonu yapılmıştır. Bütün parçaların imalatı tamamlandıktan sonra dış iskeletin montajına başlanmıştır.

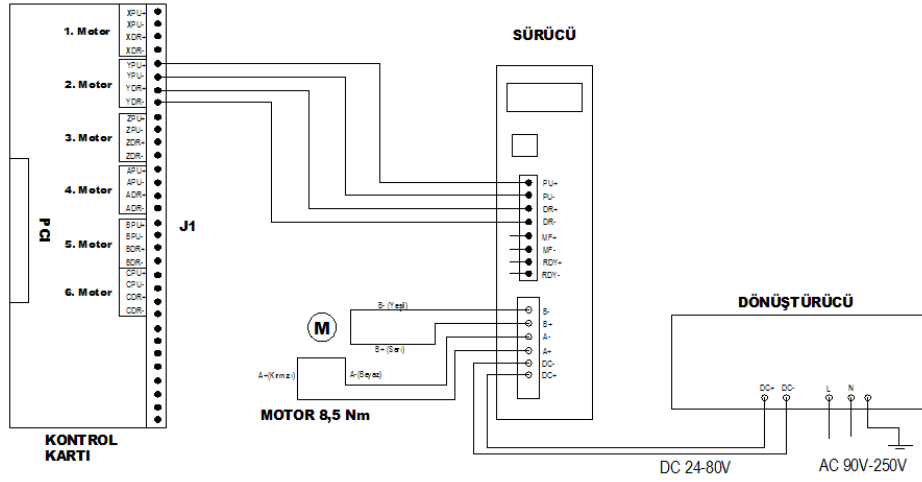
Dış iskeletin montajında ilk olarak sabit gövde, çelik flanşlar yardımıyla destek konstrüksiyonuna montaj edilmiştir. Sabit gövde ve üst uzvun üzerinde bulunan slot kanallarına motor sabitleme parçaları montaj edilmiştir. Çift tarafı kama kanalına sahip miller rulmanlara montaj edildikten sonra rulmanlar da, gövde ve üst uzuvda bulunan rulman yataklarına montaj edilmiştir. Üst uzuv gövdeye, alt uzuv ise üst uzva kamalı miller vasıtasıyla montaj edilmiştir. Step motorlar, gövde ve üst uzuvda bulunan sabitleme parçalarına bağlandıktan sonra hareketi iletecek olan dişli kasnaklar mekanizmaya montaj edilmiştir. Dişli kasnak gruplarına kayışlar montaj edildikten sonra, motor destek parçaları slot kanallarında hareket ettirilerek kayışlar gerdirilmiştir. Dış iskeletin montajının tamamlanmış hali Şekil 4.16'da gösterilmiştir.



Şekil 4.16. Dış iskeletin montajının tamamlanmış hali

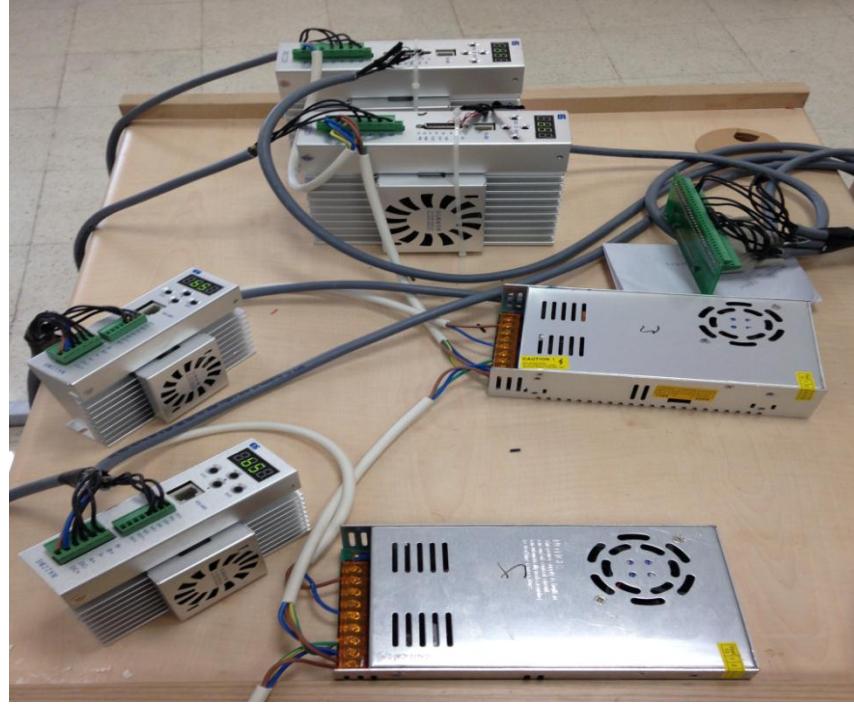
4.4. Dış İskeletin Kontrolü

Dış iskelete yürüyüş hareketinin, step motorlar sayesinde adım kontrolü şeklinde yaptırılacağından daha önce bahsedilmişti. Dinamik analizler sonucunda elde edilen veriler doğrultusunda step motorlar, motor sürücüleri, güç kaynakları ve altı eksenli hareket kontrol kartı temin edilmiştir. Dış iskeletin kontrol sistemine ait elektriksel bağlantı şeması Şekil 4.17’de gösterilmiştir.



Şekil 4.17. Kontrol devresinin elektriksel bağlantı şeması

Kontrol devresinin bağlantısı yapılırken ilk olarak, altı eksenli kontrol kartı PCI girişi yardımıyla bilgisayara bağlanmıştır. Bilgisayara montajı gerçekleştirilen kontrol kartı ile step motor sürücüleri arasındaki bağlantı, sinyal kabloları kullanılarak yapılmıştır. Step motor sürücüleri doğru akım ile çalıştığı için kontrol sisteminde ayrıca dönüştürücüler kullanılmıştır. Şebeke akımı ile beslenen dönüştürücülerden elde edilen 60 volt ve 6 amper değerindeki doğru akım, sürücülere aktarılmıştır. Step motorlar ise sürücülere paralel şekilde bağlanmıştır. Şekil 4.17’de tek bir step motorun bağlantı detayı verilmiş olup, Şekil 4.18’den de görüleceği üzere dış iskeletteki her step motor için ayrı ayrı sürücü kullanılmıştır.



Şekil 4.18. Kontrol mekanizmasının montajının tamamlanmış hali

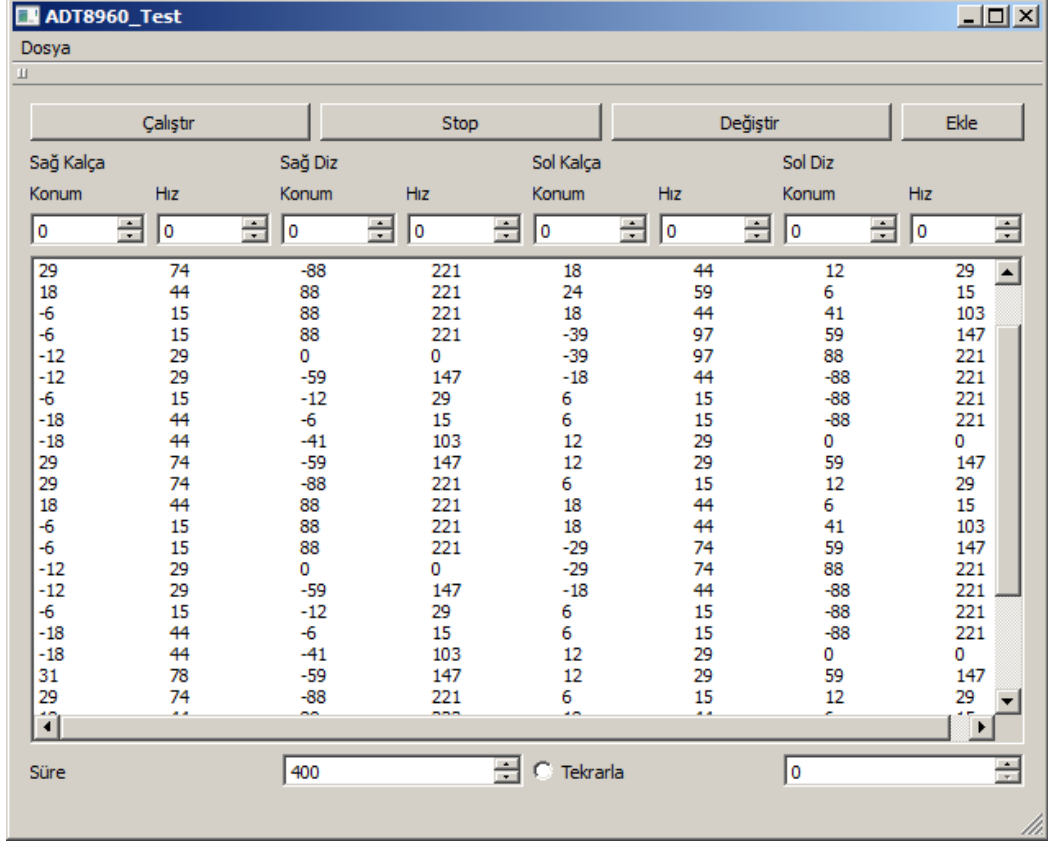
Dış iskelete ait kontrol devresinin montajı tamamlandıktan sonra yürüyüş hareketini sağlayacak yazılım yapılmıştır.

Bu çalışmaya konu olan dış iskeletin yürüyüş hareketini sağlayacak olan yazılım, Microsoft Visual Studio programının alt kütüphanesi olan Visual C++'da yapılmıştır. Dış iskelete ait kontrol yazılımı yapılırken ilk olarak, altı eksenli hareket kontrol kartının kütüphanesinden gerekli olan fonksiyonların listesi çıkarılmıştır. Yine bu bölümde dış iskeletin adım kontrolü ile hareket ettirileceğinden bahsedilmiştir. C++'da yapılan yazılımda, hareket adımlarının ve hareket hızlarının ait fonksiyonlar kullanılmıştır. Bu fonksiyonlar satın alınan altı eksenli hareket kontrol kartının kütüphanesinde hazır olarak bulunmaktadır. Bu fonksiyonlar kullanılarak, kontrol edilecek her eksen için hareket değeri ve hareket hızı tanımlanmıştır. Altı eksenli kontrol kartının ilk dört eksenini kullanılmıştır ve bu eksenlerin her biri C++'da tanımlanmıştır. Tanımlanan her eksen için Şekil 4.19'da gösterildiği gibi hareket ve hız döngüleri oluşturulmuştur böylece her eksen için istenilen miktarda hareket adımı ve hızı tanımlanabilmektedir.

<code>set_startv (0, 1, eModel->Sa1Hiz);</code>	
<code>set_speed (0, 1, eModel->Sa1Hiz);</code>	Sağ Kalça
<code>pmove (0, 1, eModel->Sa1Konum);</code>	
<code>set_startv (0, 3, eModel->Sa2Hiz);</code>	
<code>set_speed (0, 3, eModel->Sa2Hiz);</code>	Sağ Diz
<code>pmove (0, 3, eModel->Sa2Konum);</code>	
<code>set_startv (0, 2, eModel->So1Hiz);</code>	
<code>set_speed (0, 2, eModel->So1Hiz);</code>	Sol Kalça
<code>pmove (0, 2, eModel->So1Konum);</code>	
<code>set_startv (0, 4, eModel->So2Hiz);</code>	
<code>set_speed (0, 4, eModel->So2Hiz);</code>	Sol Diz
<code>pmove (0, 4, eModel->So2Konum);</code>	

Şekil 4.19. Dış iskelete ait eksenler için tanımlanan hareket ve hız fonksiyonları

Dış iskeletin hareket kontrolünün daha rahat yapılabilmesi için Visual Studio programında, Şekil 4.20’de gösterilen ara yüz tasarlanmıştır. Tasarlanan ara yüzde, her eksen için hareket adımlarının ve hareket adımlarının sahip olduğu hızların yazılabilmesi için sayısal kutucuklar tanımlanmıştır. Yine tasarlanan ara yüze, hareket adımları arasındaki bekleme sürelerinin belirlenmesi için ayrı bir sekme eklenmiştir.



Şekil 4.20. Dış iskeletin yürüyüş hareketinin kontrolü için tasarlanmış ara yüz

Tasarlanan ara yüzde şekilden de görüleceği üzere tekrarla sekmesi olup, tekrarla sekmesinin yanındaki kutucuk ise hareketin kaçınıcı satırdan itibaren tekrarlanacağını göstermektedir.

Dış iskelete ait hareket dosyası oluşturulurken, ilk olarak yürüyüş hareketine ait adımlar belirlenmiştir. Yürüyüş hareketine ait adımlar, step motorların adım miktarlarıyla ilişkilendirilmiştir. Dış iskelette kullanılan step motorların adım sayılarına karşılık gelen dönme açıları, sürücülerden rahatlıkla ayarlanabilmektedir. Hareket dosyası oluşturulurken bir birimlik hareket adımı sürücülerden 0,36 derece olarak ayarlanmıştır böylelikle yürüyüş hareketi boyunca eklemlerin sahip oldukları hareket açıları adım sayısı olarak hassas bir şekilde ayarlanmıştır. Belirlenen hareket adımları ve bu adımlara ait hızlar, ara yüzde bulunan sayısal kutucuklara yazılarak, ekle butonu ile hareket dosyasına eklenmiştir. Hareket adımlarının herhangi birinde değişiklik yapılmak istenildiğinde, değiştirilmek istenilen satırın üzerine gelinerek yeni değerler sayısal kutucuklara yazılır ve değiştir butonu ile istenilen satıra yeni değerler eklenebilmektedir. Yürüyüş hareketinin bir çevrimi için tüm hareket adımları ara yüzde tanımlanmıştır. Yine tasarlanan ara yüzde bekleme süresi ve tekrarlanmanın kaçınıcı satırdan itibaren yapılacağı belirtildikten sonra hareket dosyası kaydedilmiştir. Ara yüzde yapılan tanımlamalardan sonra çalıştır butonu yardımıyla hareket dosyasındaki adımlar, sırasıyla step motorlara gönderilmiş ve yürüyüş hareketi sorunsuz bir şekilde gerçekleştirilmiştir.

5. SONUÇ

Bu çalışmaya konu olan dış iskeletin geliştirilmesindeki temel amaç, yürüme kabiliyetlerini kaybetmiş bireylerin rehabilitasyon tedavilerinin daha etkin ve kolay yolla yapılabilmesini sağlamaktır.

Çalışmadan elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir:

- 1) Bu çalışmaya konu olan dış iskeletin yürüyüş hareketini sorunsuz bir şekilde yapabildiği gözlemlenmiştir.
- 2) Dış iskeleti oluşturan uzuvların, hareket esnasında mukavemet açısından herhangi bir problem yaratmadığı izlenmiş olup, hareketli ve sabit parçalarda kalıcı deformasyon gözlenmemiştir.
- 3) Dış iskelette hareket iletimi için kullanılan dişli kayış kasnak mekanizmasının, yürüyüş hareketi esnasında izafi kaymalara izin vermediği gözlemlenmiştir.
- 4) Dinamik analizlerin çözümlerinden elde edilen veriler ışığında seçilen step motorların, yürüyüş hareketinin gerçekleşmesi için gerekli moment büyüklüklerini problemsiz şekilde karşıladığı gözlemlenmiştir.
- 5) Dış iskeletteki eklemlere hareket sağlayan step motorların, sahip oldukları tutma momentleri sayesinde yürüyüş hareketi gerçekleşirken bekleme süreleri boyunca sahip oldukları pozisyonu koruyabildikleri gözlemlenmiştir.
- 6) Eklemlerdeki hareketi sağlayan step motorların, yürüyüş hareketini oldukça hassas şekilde gerçekleştirdiği gözlemlenmiştir.
- 7) Bu çalışmaya konu olan dış iskeletin, yürüyüş hareketini tekrarlanabilirlik açısından oldukça etkin bir şekilde gerçekleştirdiği gözlemlenmiştir.
- 8) Yürüyüş hareketi için tasarlanan ara yüzde hareket adımlarının hızları değiştirilerek, dış iskelet farklı hızlarda yürütülmüştür. Daha yüksek yürüyüş hızlarında dış iskeletin sorunsuz bir şekilde istenilen hareketi yerine getirdiği gözlemlenmiştir.
- 9) Yüksek hızlardaki yürüyüş hareketi boyunca step motorların, daha yüksek ivmelenme değerleri sonucunda oluşan daha büyük moment büyüklüklerini karşılayabildiği gözlemlenmiştir.

6. KAYNAKLAR

- BANALA, S.K., KIM, S.H., AGRAWAL, S.K. and SCHOLZ, J.P. 2009. Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 17, No. 1, 2-8 pp.
- BRUDER, A.M., TAYLOR, N.F., DODD, K.J. and SHIELDS, N. 2013. Physiotherapy intervention practice patterns used in rehabilitation after distal radial fracture. *Physiotherapy*, 99(3): 233-240.
- CHISHOLM, K. 2010. Design and Control for a Gait Rehabilitation Robot. Thesis of master of science, Carleton University, 5 ss.
- COLOMBO, G., WIRZ, M. and DIETZ, V. 2001. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord*, 39: 252-255.
- DOĞAN, A., NAKİPOĞLU, G.F., DOĞAN ASLAN, M., KAYA, A.Z. and ÖZGİRGIN, N. 2004. The Rehabilitation Results of Hemiplegic Patients. *Turkish Journal of Medical Sciences* 34(6): 385-389
- DOI, Y. 1993. Exercise apparatus for restoration of function. *Journal of the Society of Biomechanisms*, 17: 99-105.
- FASOLI, S., KREBS, H., STEIN, J., FRONTERA, W. and HOGAN, N. 2003. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* ,84: 477-82.
- HUSSAIN, S., XIE, S.Q. and LIU, GUANGYU. 2011. Robot assisted treadmill training: Mechanisms and training strategies. *Medical Engineering and Physics*, 33(5): 527-533.
- JEZERNIK, S., COLOMBO, G., KELLER, T., FRUEH, H. and MORARI, M. 2003. Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool. *International Neuromodulation Society*, 6: 108-115.
- KAO, P-C. 2012. Effect of robotic performance-based error-augmentation versus error-reduction training on the gait of healthy individuals. *Gait And Posture*, 37: 113-120.
- KESAR, T.M., REISMAN, D.S., PERUMAL, R., JANCOSKO, A.M., HIGGINSON, J.S., RUDOLPH, K.S. and BINDER-MACLEOD, S.A. 2011. Combined effects of fast treadmill walking and functional electrical stimulation on post-stroke gait. *Gait and Posture*, 33(2): 309-313.

- KREBS, H.I., HOGAN, N. AISEN, M.L. and VOLPE, B.T. 1998. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Trans.Rehabil.Eng.*, 6:75-87.
- KUBOTA, S., NAKATA, Y., EGUCHI, K., KAWAMOTO, H., KAMIBAYASHI, K., SAKANE, M., SANKAI, Y. and OCHIAI, N. 2013. Feasibility of Rehabilitation Training With a Newly Developed Wearable Robot for Patients With Limited Mobility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(6): 1080-1087.
- MARTINS, M., SANTOS, C., NETO-FRIZERA, A. and CERES, R. 2012. Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review. *Robotic and Autonomous Systems*, 60: 548-562.
- MULLINS, F.A. 2010. Desing and Implementation of a Gait Rehabilitation Robot Manipulator. Master of Applied Science-Mechanical Engineering, Carleton University, 18 ss.
- NECKEL, N., WISMAN, W. and HIDLER, J. 2006. Limb alignment and kinematics inside a Lokomat robotic orthosis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 1: 2698-2701.
- NOVANDY, B., YOON, J. and MANURUNG, A. 2009. Interaction control of a programmable footpad-type gait rehabilitation robot for active walking on various terrains. IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics Kyoto International Conference Center, 23–26 pp.
- OLNEY, S.J. and RICHARDS, C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*, 4(2): 136-148.
- O'NEILL, T.W. et al. 2001. Incidence of Distal Forearm Fracture in British Men and Women. *Osteoporos Int.*, 12(7): 555-558.
- PATRITTI, B.L., STRAUDI, S., DEMING, L.C., BENEDETTI, M.G., NIMEC, D.L. and BONATO, B. 2010. Robotic Gait Training in an Adult With Cerebral Palsy: A Case Report. *PM&R*, 2(1): 71-75.
- PERRY, J. and BURNFIELD, J.M. 2010. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. New Jersey: Slack Inc. 4 pp.
- PIETRUSINSKI, M.D. 2012. The Robotic Gait Rehabilitation Trainer. Doctor of Philosophy in the field of Mechanical Engineering, Northeastern University, 130 ss.
- REINKENSMEYER, D.J., EMKEN, J.L. and CRAMER, S.C. 2004. Robotics, Motor Learning, and Neurologic Recovery. *Annu.Rev.Biomed.Eng.* 6: 497-525.

- SHADMEHR, R. and MUSSA-IVALDI, FA. 1994. Adaptive Representation of Dynamics during Learning of a Motor Task. *The Journal of Neuroscience*, 14:3208-24.
- STOQUART, G., DETREMBLEUR, C. and LEJEUNE, T. 2008. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38: 105
- TARRY, C. 2007. Development of a therapeutic robot for use in the rehabilitation of impaired limbs. Thesis of master of science, The Faculty of Graduate Studies of The University of Guelph, 5 ss.
- ÜNLÜHİSARCIKLI, Ö. 2012. Human-Robot Interaction Control of Neurorehabilitation Robots. Doctor of Philosophy in the field of Mechanical Engineering, Northeastern University, 28 ss.
- VENEMAN, J. 2007. Design and Evaluation of the Gait Rehabilitation Robot LOPES. PhD, University of Twente, 101 ss.

ÖZGEÇMİŞ

Eren YILMAZ 1989 yılında Van'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Van'da tamamladı. 2006 yılında girdiği Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nden derece ile 2010 yılında mezun oldu. Aynı yıl kazandığı burs ile İngiltere'de 3 ay stajyer mühendis olarak çalıştı. 2011 yılında Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı. Yine 2011 yılında özel bir firmada ar-ge mühendisi olarak çalışmaya başladı ve hala aynı görevi sürdürmektedir.