



**T. C.
SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ESNEK UZUVLU PARALEL MANİPÜLATÖR KULLANARAK
GİYİLEBİLİR ROBOTİK BACAK TASARIMI VE KİNEMATİK ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Yunis AKKAŞ
(20169215004)**

**Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Hacı Ali ERTAŞ**

**SİVAS
NİSAN 2019**

Yunis AKKAŞ'ın hazırladığı ve “**ESNEK UZUVLU PARALEL MANİPÜLATÖR KULLANARAK GİYİLEBİLİR ROBOTİK BACAK TASARIMI VE KİNEMATİK ANALİZİ**” adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı **Dr. Öğr. Üyesi Hacı Ali ERTAŞ**
Sivas Cumhuriyet Üniversitesi

Jüri Üyesi **Prof. Dr. Serap ALSANCAK**
Ankara Üniversitesi

Jüri Üyesi **Dr. Öğr. Üyesi Aydın DEMİR**
Sivas Cumhuriyet Üniversitesi

Bu tez, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak onaylanmıştır.

Prof. Dr. İsmail ÇELİK

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 20.08.2014 tarihli ve 7 sayılı kararı ile kabul edilen Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırlanmıştır.





Bütün hakları saklıdır.

Kaynak göstermek koşuluyla alıntı ve gönderme yapılabilir.

© Yunis AKKAŞ, 2019



Tüm bedensel engelli arkadaşlara...

ETİK

Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- ✓ Bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- ✓ Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- ✓ Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere, bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu ve atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- ✓ Bütün bilgilerin doğru ve tam olduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- ✓ Tezin herhangi bir bölümünü, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi veya bir başka üniversitede, bir başka tez çalışması olarak sunmadığımı; beyan ederim.

12.04.2019

Yunis AKKAŞ

KATKI BELİRTME VE TEŞEKKÜR

Bilgi ve deneyimlerinden sürekli yararlandığım, tezin her aşamasında yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Hacı Ali ERTAŞ 'a çok teşekkür ederim.



ÖZET

ESNEK UZUVLU PARALEL MANİPÜLATÖR KULLANARAK GİYİLEBİLİR ROBOTİK BACAK TASARIMI VE KİNEMATİK ANALİZİ

Yunis AKKAŞ

Yüksek Lisans Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr.Öğr. Üyesi Hacı Ali ERTAŞ

2019, 70 +xviii sayfa

Bu çalışmada esnek uzuv kullanarak yapılan manipülatörün giyilebilir robotik bacak olarak modellenmesi ve kinematik analizi yapılmıştır. Manipülatör sağlıklı bir insanın üzerinden alınan ölçülere göre boyutlandırılmıştır. Katı modelinin oluşturulması bilgisayar ortamında gerçekleştirilmiştir.

Manipülatör tasarımında esnekliği sağlaması amacıyla uzuvların içerisine yerleştirilen yaylar kullanılmıştır. Kinematik analiz uzuvların geometrik yapısının ve açısal konumlarının kişiden kişiye farklılık göstereceği düşünülerek değişken girdi olarak tanımlanıp MATLAB’de analiz edilmiştir. Yapılan çalışma fonksiyonlarını kaybetmiş bacak sakatlığı olan hastalara ve ileride yapılacak olan çalışmalara yardımcı olacağı düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: Paralel Manipülatör, Giyilebilir Robot, Kinematik Analiz, Robotik Bacak

ABSTRACT

ROBOTIC LEG DESIGN AND KINEMATIC ANALYSIS BY USING A FLEXIBLE DIFFERENT PARALLEL MANIPULATOR

Yunis AKKAŞ

Master of Science Thesis

Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Dr.Öğr. Üyesi Hacı Ali ERTAŞ

2019, 47 +xviii pages

In this study, modeling of the manipulator using the flexible limb as wearable robotic leg and kinematic analysis were performed. The manipulator is dimensioned according to the measurements taken over a healthy person. The solid model was created in the computer environment.

The springs placed inside the limbs are used to provide flexibility in the manipulator design. Kinematic analysis is defined as variable input and it is analyzed in MATLAB considering that the geometric structure and angular issues of the limbs will vary from person to person. It is thought that the study will help the patients with functional lost leg and the studies to be done in the future.

Key Words: Parallel Manipulator, Wearable Robot, Kinematic Analysis, Robotic Leg

İÇİNDEKİLER

ÖZET	viii
ABSTRACT	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1 Giyilebilir Robotik Ve Kullanım Alanları	1
1.2 Tezin Amacı	2
1.3 Literatür Araştırması	2
2. ORTEZ	14
2.1 Yürüyüş Analizi	17
2.1.1 Tanımlar	17
2.1.1.1 Anatomik Pozisyon	17
2.1.1.2 Anatomik Düzlemler.....	18
2.1.1.3 Anatomik Yönler.....	19
2.1.1.4 Eklemsel Hareketler.....	19
2.1.1.5 Yürüme Siklusu.....	20
2.1.1.6 Yürüme Kinematığı.....	21
2.1.1.6.1 Ayak Bileği Eklemının Kinematik Analizi	21
2.1.1.6.3 Kalça Eklemının Kinematik Analizi	24
2.1.2 İnsan Hareket Sistemi Kinematik Analizi	25
3. ROBOTİK VE PARALEL MANİPÜLATÖRLER	28
3.1 Paralel Manipülatörlerin Genel Tanımı.....	30
3.2 Açık Zincir Kinematığı	31
3.3 Esnek Uzuv	40
4. BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜÇ BOYUTLU ORTEZ TASARIMI	41
4.1 Tasarlanan Ortezin Kinematik Analizi.....	45
4.2 Bilgisayar Destekli Analiz	53
4.2.1 Testler.....	56
5. SONUÇLAR	64
KAYNAKLAR	65
ÖZGEÇMİŞ	71

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1	Diz-Ayak Bileği-Ayak Ortezi.....	14
Şekil 2.2	Lateral Destekli Aktüatör Kontrollü Robotik Ortez	15
Şekil 2.3	Anatomik Pozisyon.....	17
Şekil 2.4	Anatomik Düzlemler.....	19
Şekil 2.5	Eklemsel Hareketler.....	20
Şekil 2.6	Yürüme Siklusunu.....	20
Şekil 2.7	Ayak Bileği Hareketleri.....	21
Şekil 2.8	Diz Eklemine Hareketi.....	22
Şekil 2.9	Diz Eklemine Hareketi.....	23
Şekil 2.10	Kalça Eklemine Açılar.....	24
Şekil 2.11	Önerilen İnsan Hareket Sistemi ile Eşdeğer Kinematik Model.....	27
Şekil 3.1	Kapalı Kinematik Zincir.....	29
Şekil 3.2	Açık Kinematik Zincir.....	29
Şekil 3.3	Paralel Manipülatör.....	30
Şekil 3.4	x_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	31
Şekil 3.5	y_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	32
Şekil 3.6	z_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	33
Şekil 3.7	x_0 Ekseninde b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	34
Şekil 3.8	y_0 Ekseninde b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	35
Şekil 3.9	z_0 Ekseninde b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	36
Şekil 3.10	x_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	37
Şekil 3.11	y_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	38
Şekil 3.12	z_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	39
Şekil 3.13	Yürüme Siklusunda Salınma Fazı Sırasında Esnek Uzun Kesiti.....	40
Şekil 3.14	Yürüme Siklusunda Basma Fazı Sırasında Esnek Uzun Kesiti.....	40
Şekil 4.1	Yaylı Uzun Kesit Alınmış İzometrik Görüntüsü.....	41
Şekil 4.2	Tasarımın Önden Görünüşü.....	42
Şekil 4.3	Tasarımın Sol Yandan Görünüşü.....	43
Şekil 4.4	Tasarımın İzometrik Görüntüsü.....	44
Şekil 4.5	Ortez Üzerindeki Eksenler ve Uzunların Yaptığı Açılar.....	45
Şekil 4.6	Verilen Açılara Göre Kat Edilen Mesafe.....	46
Şekil 4.7	Vücut Ağırlık Ekseninden Femur Baş Eksenine $\pi/2$ Kadar Dönme ve L_z , L_y Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Tanımı.....	47
Şekil 4.8	Z_1 Eksenine Etrafında Q_1 Açısı Kadar Dönmesiyle Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	48

Şekil 4.9	Femur Başı Ekseninde Dizin Transver Eksenine Geçerken L_{1y} kadar Öteleme ve 6° Açılı Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	49
Şekil 4.10	Dik Eklemde Yapılan Q_2 Açısı Kadar Dönme (Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketi) Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	50
Şekil 4.11	Diz Transvers Ekseninden Ayak Bileği Eksenine Geçerken y_4 Ekseninde L_{2y} Kadar Öteleme, z_4 Ekseninde 3° Açısı Kadar Dönme ve y_4 Ekseninde 25° Açısı kadar Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı.....	51
Şekil 4.12	Ayak Bileği Ekseninde Yapılan Q_3 Açısı kadar Dönme (Dorsifleksiyon-Planterfleksiyon Hareketi) Sonucunda Meydana Gelen Yeni Eksen Takımı.....	52
Şekil 4.13	18 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği.....	57
Şekil 4.14	6 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği.....	58
Şekil 4.15	13 Yaşındaki Kız Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği.....	60
Şekil 4.16	35 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği.....	61
Şekil 4.17	35 Yaşındaki Kız Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği.....	63

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 Anatomik Yönler.....	19
Çizelge 4.1 Paralel Manipülatöre ait D-H Parametreleri.....	46



KISALTMALAR DİZİNİ

CAD	:	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
MATLAB	:	Matrix Laboratory
DOF	:	Degree of Free
RIA	:	Robot Institute of America
BLEEX	:	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton
LOPES	:	Lower-Extremity Powered Exoskeleton
ELLTIO	:	Exoskeleton for Lower Limb Training with Instrumented Orthoses
SEA	:	Seri Elastik Aktüatör
PEM	:	Proximal Elastic Modulus
WSE	:	Walking Supporting Exoskeleton
EAS	:	Elastic Actuation System
FEA	:	Finite Element Analysis
3D	:	Three Dimensions
FSR	:	Force Sensitive Resistance
PHRI	:	Physical Human Robot Interaction
TLSO	:	Torako Lumbo Sakral Ortez
KO	:	Diz Ortezi
KAFO	:	Diz-Ayak Bileği-Ayak Ortezi
AFO	:	Ayak Bileği Ortezi
DAFO	:	Dinamik Ayak Bileği Ortezi
D-H	:	Denavit-Hartenberg

1. GİRİŞ

1.1 Giyilebilir Robotik ve Kullanım Alanları

Robotun tanımı yapılacak olursa, WEBSTER sözlüğüne göre “insanlara özgü işleri yapan bir otomatik makine” olarak tanımlanırken, Amerikan Robot Enstitüsü (RIA)’a göre “programlı hareketlerle değişik görevler üstlenen malzemeleri, aletleri ya da özel parçaları taşımaya yönelik tasarlanmış, yeniden programlanabilen, çok yönü bir manipülatör” şeklinde tanımlamıştır.

Robotlar önceleri endüstriyel fabrikalarda, insanlara göre zahmetli ve uğraştırıcı gelen işlerde, ardı sıra gelen aynı işlevlerin yapılması gereken yerlerde ve hassaslığın önemli olduğu durumlarda kaliteyi artırmak amacıyla kullanılmak için tasarlanmış ve zamanın gereksinimlerine göre ilerleme göstermiştir. Günümüzde ise insan kontrolünün etkileşimi artmasına yönelik eğilimler vardır. Bu kapsamda giyilebilir robotlar gündeme gelmiş ve oldukça rağbet görmüştür [57].

Giyilebilir robotlar insan odaklı robotlardır. İnsanların uzuv ya da vücutların bir kısmına giyerek, uzuv fonksiyonlarını destekleme veya tamamen yerine alma konusunda yardımcı olabilir. Giyilebilir robotlar, ortotik robotlarda veya dış iskeletlerde olduğu gibi insan uzvuyla birlikte çalışabilir ya da uzuvların yokluğunda gereksinimi karşılayabilir.

Genel anlamda giyilebilir robotlar, insan fonksiyonunu ve kabiliyetini genişleten, tamamlayan yerine geçen veya geliştiren, giyen insanın bir parçasını güçlendiren veya yerine geçen bir teknoloji olarak sınıflandırılabilir. Robotik dış iskeletin güçlendirilmesi, ortez robotlar, protez robotlar giyilebilir robotiğin alt başlıklarıdır. Bu çalışma ortez robotlar kapsamında sayılabilir [57].

Ortez robotlar, insan anatomisinin haritasını baz alarak düşünülen mekanik bir yapıdan oluşur. Amacı kayıp ya da zayıf işlevleri doğal seviyelerine ulaştırmaktır. Bu durumda giyilebilir iskeletin amacı insan uzuvlarının kabiliyetini tamamlamak ve engellenmiş işlevi tekrar sağlamaktır.

Yapılan çalışmalara bakıldığında vücuda bağlanan dış iskeletinde seri paralel manipülatör kullanılmış olup sadece bacağın lateral tarafından bacağı kontrol üzere tasarlanmış, açık uçlu kinematik zincirli mekanizmalardan oluşmaktadır.

1.2 Tezin Amacı

Bu çalışmada amaç giyilebilir robotik kapsamında bacak için düşünülmüş bir robotik ortezin farklı bir mekanizma tasarımını CAD programlarını kullanarak oluşturmaktır. Oluşan tasarımın kinematik analizi bilgisayar ortamında MATLAB programını kullanarak gerçekleştirilmiştir. Yapılan tasarımda esneklik sağlanması için yay kullanılmıştır ve böylece hastanın ihtiyacına cevap verebilen bir mekanizma oluşturulmuştur.

1.3 Literatür Araştırması

Esnek uzuvlu paralel manipülatör kullanarak giyilebilir robotik bacak adlı çalışma için literatür araştırması yapılmış olup konuyla ilgili en yakın çalışmalardan öne çıkanlar aşağıdaki gibi sıralanmıştır.

MORENO ve arkadaşları tarafından yeni biyomekanik ve kullanıcı kabul yönlerini ve günlük performans izleme işlevlerini tanıtarak, yürüme sırasındaki kas güçsüzlüğünün neden olduğu insan diz ve ayak bileği eklemi bozukluklarının telafi edilmesi için geliştirilmiş alt bacak ortezi olarak tasarlanan giyilebilir bir robotik dış iskelet yapılmıştır [1].

ZOSS ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Berkeley alt ekstremite dış iskeletinin (BLEEX) tasarımını ve analizini özetlemektedirler. Antropomorfik temelli BLEEX, bacağına dördü doğrusal hidrolik aktüatörlerle çalışan 7 DOF'a sahiptir. DOF seçimi, kritik donanım tasarım özellikleri ve BLEEX'in ilk performans ölçümleri tartışılmaktadır [2].

ARAKELIAN ve arkadaşları robotlarda yay kütlesi dikkate alınarak yerçekimi dengesi için analitik olarak izlenebilir bir çözüm sunmaktadır. Bu amaçla, yayın sertlik katsayısı ile kütlesi arasındaki ilişki sağlanır. Daha sonra bu ilişki dengeleme denkleminde getirilir ve yay elastik kuvveti kütlesi dikkate alınarak belirlenir. Bu şekilde, robotik sistemlerin dengeleme hassasiyetini geliştirmeye izin veren yerçekimi kuvvetlerinin tam olarak dengelenmesi sağlanır [3].

VAN ASSELDONK ve arkadaşları 8 serbestlik dereceli hafif empedans kontrollü dış iskeleti olan LOPES yürüyüş antrenörünün serbest yürüyüş modunda yürüyüşün

normalliğini değerlendi. Kinematik, yürüyüş parametreleri ve cihazda serbest yürüyüş modunda yürümenin kas aktivitesi, koşu bandında serbestçe dolaşanlarla karşılaştırdı [4].

MANKALA ve arkadaşları motorlu olmayan omurilik yaralanması gibi motor eşli hastaların koşu bandı eğitimine yardımcı olmak için kullanılabilecek yeni motorsuz iki taraflı dış iskeleti sunulmaktadır. Dış iskelet, insan bacağın dış iskelete bağlandığında istenen bir salınım hareketine sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu dış iskelet motorsuz olduğu için, potansiyel olarak ucuza üretilebilir ve koşu bandı eğitimi sırasında terapistlere olan fiziksel talebi azaltabilir [5].

PYO, Sang-Hun ve beraberindekiler önerilen kinematik tasarım diz biyomekaniğinden ilham almıştır. Bu nedenle, önerilen yapılandırmanın, hastaların tedavi seansları sırasında veya karmaşık bir sistem olarak günlük kullanımda daha doğal yürüyüş sağlanmasına yardımcı olması beklenir. Diz hareketlerini hibrit hareketlerle etkin bir şekilde kontrol etmeye dayanır. Önerilen tasarımla iki aktüatör uygulanacaktır; Biri hamstring, diğeri quadriceps. Yeni sistemin hastalar için gelişmiş bir yürüme kapasitesi sunacağı öngörülmektedir [6].

LEE ve arkadaşları statik çok değişkenli ayak bileği mekanik empedansını karakterize etmek için yeni bir prosedür bildirilir. Giyilebilir bir terapatik robot olan Anklebot kullanan deneysel bir protokol, aynı anda birden fazla serbestlik derecesinde tork ve açı verilerinin güvenilir bir şekilde ölçülmesini sağladı; bu, inversiyon-eversiyon ve dorsifleksiyon-plantarfleksiyonun bir kombinasyonuydu [7].

NEUHAUS ve diğelerinin yaptığı Mina, parapleji veya paraparezisi olan bireylerde hareketlilik desteği sağlamak için sırtın ve bacakların etrafına giyilen bir yer üstü robotik cihazdır. Mina, kalça ve diz eklemlerini güçlendirmek için uyumlu harekete geçirir. Felçli kullanıcılar için, önkol koltuk değneği yardımı ile denge sağlanır. Birkaç saatlik eğitim ve pratikle Mina'nın şu anda felçli yürüyüş hareketliliğini 0,20 m/s hıza kadar sağlayabildiğini doğrulanmıştır [8].

UNLUHISARCIKLI ve arkadaşları giyilebilir ve taşınabilir bir yürüyüş rehabilitasyon aracı olarak tasarlanan ANDROS adlı aktif diz rehabilitasyon ortez sisteminin tasarımı ve kontrolü sunulmaktadır. İstenilen bir yürüme düzenini güçlendiren bir düzeltici kuvvet alanı, empedans kontrollü bir dış iskelet vasıtasıyla hastanın eklem eklemi çevresindeki bozulmuş bacağına uygulanır. Empedans kontrolörü, hastanın sağlıklı bacağın kinematik ölçümlerinden tahmin edilen yürüme aşaması ile senkronize edilir [9].

YOON ve diğeri alt ekstremite dış iskeletlerinin bir ek cihaz olarak gerekli stabilitesini arttırmak için yeni bir uyarlanabilir ayak sistemi önermişlerdir. Usul esas olarak, yürüyüş sırasında topuğun arkasındaki destek alanını otomatik olarak genişletmeyi amaçlar. Önerilen adaptif ayak sistemi, duruş sırasında pasif olarak uzayabilir ve ayak rocker fazı sırasında geri çekilebilir; bu, duruş sırasında artan destek alanlarına izin verir ve dönüş sırasında düz zemine çarpmaları önler. Önerilen giyilebilir sistem, hastaların güvenliğinin özellikle kritik olduğu stabilizeyi arttırmak için rehabilitasyonda değerli olacaktır [10].

ZOSS ve arkadaşlarını önceki yaptıkları çalışmanın devamı olarak BLEEX'in elektrik motoru çalıştırma tasarımı açıklanmış ve daha önce tasarlanmış hidrolik çalıştırma şemasıyla karşılaştırılmıştır. Dış iskeletin bacak eklemlerinde gerekli olan torkları, açıları ve güçlerini yaklaşık olarak belirlemek için klinik yürüyüş analizi verileri kullanıldı. Uygun boyutta motorlar ve dişliler seçildi ve ayrıntılı bir güç analizi yapıldı [11].

YU ve diğeri tarafından ağır bir yük taşımak için düşük aktive edilebilir giyilebilir dış iskelet sistemi önerilmiştir. Bu sistemi bir kullanıcı ile senkronize etmek için, uygulanabilir bir modüler tipte giyilebilir sistem ve buna karşılık gelen sensör sistemleri kullanılmıştır [12].

KOCESKA ve arkadaşları yürüme bozukluğu olan hastaların yürüyüş rehabilitasyonu için 10 DOF (Serbestlik Derecesi) alt ekstremite dış iskeletinin kontrol mimarisi açıklanmaktadır. Sistem, kalça ve diz eklemlerini kontrol eden 4 adet çift etkili çubuk pnömatik aktüatöre (her bacak için iki) sahiptir. Her silindir pistonunun hareketi, her iki silindir odasına bağlı iki orantılı basınç valfi tarafından kontrol edilir [13].

ASBECK ve beraberlerindeki yürümeye yardımcı olmak için vücuda kuvvet uygulayabilen yeni bir yumuşak kablo tahrikli exosuit tasarımı ve değerlendirmesi yapıldır. Sert çerçeve elemanları içeren geleneksel exoskeletonların aksine, yumuşak exosuit elbise gibi giyilir. Tasarımda ayak bileği yakınında giysiye bağlı Bowden kablolarını çekmek için dişli motorlar kullanılmıştır [14].

LUO arkadaşlarıyla birlikte dış iskelet robotu üzerinde bazı deneysel araştırmalar yapar ve insana benzeyen ve uyumlu görünen giyilebilir bir mekanik yapı tasarlar. Basınç sensörleri ayaklara ayarlanır ve kodlayıcılar ayak basıncını ve eklem açısı çevirisini algılayabilen kalça ve diz eklemlerine ayarlanır. Mekanik yapının uygulanabilir olduğu kanıtlanmıştır [15].

ZHU ve diğeri 15 DOF (serbestlik derecesi) alt ekstremite dış iskeletin biyomimetik tasarımını ve biyomekanik analizini özetlemektedir. DOF seçimi, kritik parametre tasarımı ve ilk performans simülasyonu tartışılmaktadır. Dış iskeletin biyomimetik tasarımı için bir temel ve rehberlik sağlamak için insan iskeleti ve yürüyüşü kapsamlı bir şekilde analiz edilmiştir [16].

LOPEZ ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayla ELLTIO (Enstrümantasyonlu Ortezlerle Alt Ekstremitte Eğitimi için Exoskeleton) ayak bileği ve dizde rehabilitasyon için iki derece serbestliğin bir dış iskeletidir. Dış iskeletin tasarımı ve üretimi, sağ alt bacak ortezlerinin enstrümantasyonuna dayanır. Dış iskelet, bir insan tarafından üretilen kuvveti tahmin etmek için sensörler içerir ve insan kuvvetini arttırmak için SEA aktüatörlerine (Seri Elastik Aktüatörler) dahil edilmiştir [17].

BOUHABBA ve arkadaşları fiziksel fonksiyonları iyileştirmek ve sürdürmek için alt ekstremite felci olan hastalara yardımcı olmak için kullanılan alt ekstremite rehabilitasyon robotunu araştırmışlardır. Rehabilitasyon robotu, lineer hareketler sağlayan elektrik motorları tarafından zorlanan üç döner bağlantıya sahiptir. Mekanizma tasarımı ve optimizasyonunu, kinematik analizini, yörünge planlamasını, giyilebilir sensörleri ve kontrol sistemi tasarımı yapılmıştır [18].

SANZ-MERODIO ve diğeri felçli çocukların yürümesini sağlamak için geliştirilmekte olan alt bacak dış iskeletin temel özelliklerini aktif bir ortez olarak sunmaktadır. Bu hastalar uzuvlarını hareket ettiremediğinden, cihaz günlük yaşamda temel hareketlerini oluşturur; ayağa kalkmak, oturmak ve sağlam ambulasyon. Bu prototipin yeni özellikleri ayak bileğinde sinerjik iki parçacıklı harekete geçirme, tabanlı olarak ölçülen kuvvete dayanan bir uyumluluk kontrolörü ve yürüyüş özelliklerinin adaptasyonunu kolaylaştıran parametrelili kalça ve ayak yörüngelerinin tanımını içerir [19].

ÖNEN ve arkadaşlarının çalışmalarında “yürüme destekleyici dış iskelet (WSE)” adı verilen alt ekstremite dış iskeletin antropomorfik tasarımını özetlemektedir. WSE, bacak kas aktivitesini tamamen veya tamamen kaybeden engelli bireylerin bazı temel hareketlerini (yürüme, oturma, ayağa kalkma vb.) desteklemek kısmen için geliştirilmiştir. WSE, elektrikli aktüatörler tarafından desteklenen bacak başına iki serbestlik derecesine sahiptir. Çalışmalarında, mekanik tasarımda dikkate alınan kritik tasarım kriterleri ve WSE'nin aktüatör seçiminde ele alınmaktadır [20].

DING ve diğeri çalışmaları alt ekstremitte yumuşak ayak bileği ve yürüme sırasında ayak bileği plantar fleksiyonu ve kalça fleksiyonu / ekstansiyonuna yardımcı olmak için tasarlanan kalça eklemleri için çok eklemlili bir harekete geçirme platformunun tasarımını sunmuşlardır. Modüler, 6 DOF harekete geçirme platformu ile, istenen kuvvetler birden fazla Bowden kablosu aracılığıyla biyolojik bağlantılara aynı anda iletilebilir tasarımlardandır [21].

ŞAHİN ve arkadaşları çalışmalarında kullanıcının yürüme, oturma ve ayakta durma hareketleri sırasında taşıdığı harici yüke karşı kuvvet geri besleme kontrolü sağlamak üzere, yük taşıyan insan için alt ekstremitte dış iskeletin kontrolör tasarımını sunar. Önerilen dış iskelet sistemi, iki servo-hidrolik aktüatör tarafından çalıştırılan ve kontrol edilen iki ayağı vardır. Oransal ve İntegral (PI) denetleyici, sistemin güç kontrolü için tasarlanmıştır [22].

ASBECK ve diğeri çalışmalarında gövdeye tutturmak için bir sırt çantası çerçevesi kullanan, üzerine kullanıcıların uyluk arkasına bağlanan bir makaralı dokuma aktüatörün monte edildiği, tamamen taşınabilir bir kalça destek exosuit sunmuşlardır. Giysinin üzerine giyilmek üzere tasarlanan dokuma, kalça çevresinde sagittal düzlemde, seviye zemin yürüyüşü için nominal biyolojik torkların %30'una kadar tork sağlayan büyük bir moment kolu oluşturmuştur. Yumuşak tasarımı nedeniyle sistem, kalça hareketini abduksiyon ve eklemlenme yönünde veya bacak eksenini etrafında dönme hareketinde kısıtlamaz. Burada, sistemin tasarımı 1.25 m / s'de düz zeminde yürürken kullanılan bazı başlangıç ölçümleri ile birlikte, uylukta 150 N'a kadar olan ve 20.5 Nm'lik bir torka eşdeğer bir kuvvet yaratan sistemin tasarımı anlatılmıştır [23].

LÓPEZ ve arkadaşları ayak bileği ve diz egzersiz rehabilitasyonunda kullanılan iki serbestlik derecesine sahip bir dış iskelet sunmuşlardır. Dış iskeletin tasarımı ve üretimi, sağ alt bacak ortezlerinin enstrümantasyonuna dayanır. Dış iskelet, bir insan tarafından üretilen kuvveti tahmin etmek için sensörler içerir ve insan gücünü arttırmak için kullanılan seri aktüatörler içerir [24].

ARAUJO ve diğeri çalışmalarında Ortholeg adlı alt ekstremitte ile güçlendirilmiş ortezin tasarımı ve geliştirilmesi sunulmaktadır. Bu cihaz, bacaklarını hareket ettiremeyen omurilik yaralılarına alt bacak hareketleri sağlamak için tasarlanmıştır. Ortholeg 20kg ağırlığında ve 1,55 ila 1,70m arasındaki yükseklikte bulunan ve 65 kg'a kadar olan kullanıcılar tarafından giyilebilir. Bu robotik cihazın her biri için biri dizinde

diğeri kalçada olmak üzere iki aktüatörü vardır. Aktüatörlerin her biri sagital düzlemde bir serbestlik derecesini kontrol eder [25].

SHAMAEI ve beraberindekiler çalışmalarında diz eklemi ile paralel bir yayın, duruş aşamasında diz eklemi boşaltılmasında yardımcı olabileceğini kanıtlamışlardır. Ayrıca diz ekleminin, doğal diz yarı sertliğinin % ~80'ine kadar geniş bir sertlik yelpazesine sahip paralel bir yayı barındırabildiğini bulmuşlar, bunun ardından paralel yay hala yardım sağlar ancak diz kompleksi sertliği normal oranın üstüne çıkar. Bu bulgu, aynı zamanda, diz ekleminin, yürüme ağırlığının kabul fazında lineer bir burulma yayı ile teorik olarak modellenebileceği varsayımını da desteklemiştir. Ayrıca, tek eksenli bir eklemin, diz dış iskeleti için uygun bir tasarım seçeneği olduğunu da tespit edilmiştir [26].

PARK ve beraberlerindeki alt ekstremite dış iskeleti KUEX-R'yi geliştirdi. KUEX-R, hasta yürürken ve ayağa kalkarken yardıma ihtiyacı olan bir hastaya yardımcı olmak için tasarlanmıştır. İnsanın düz yürümesi gereken serbestlik derecesi, bacak başına en az beş serbestlik derecesi (DOF) olduğundan, KUEX-R, kalça ve ayak bileği yuvarlanma eklemleri dahil olmak üzere on adet aktive edilmiş ekleme sahiptir [27].

CHEN ve beraberlerindeki çalışmalarında paralizili hastaların ayaktan ve ev ortamlarında yerüstü yürüyüş eğitimi almaları için kompakt, modüler ve portatif bir diz ayak bileği robotunun mekanik tasarımı ve değerlendirilmesi sunulmaktadır. Güvenli insan-robot etkileşimleri için yeni bir kompakt seri elastik aktüatör (SEA) geliştirilmiştir. Geleneksel SEA tasarımlarının sınırlandırılmasının bir çözümü olarak, bir düşük sertlikte translasyon yayı ve yüksek sertlikte bir burulma yayı kuvvet iletimi için seri halinde yerleştirilir. Yaylar, yürüyüş döngüsünün çoğu döneminde yüksek bir içsel uyum sağlamak için yürüyüş biyomekaniğine dayanarak seçilirken, tepe kuvveti sağlama kapasitesini korurlar. Taşınabilirliği sağlamak için, robot eklem mekanizması yürüyüş biyomekaniğine dayanarak optimize edilmiştir ve mekanik yapı hafif malzemelerden yapılmıştır [28].

HUO ve diğerleri çalışmalarında fiziksel hareket yardımı ve rehabilitasyon için kullanılan alt ekstremite dış iskeletlerinin durumu gözden geçirilmiş ve tartışılmıştır. Yaygın olarak kullanılan çalıştırma sistemlerine genel bir bakış sunulmaktadır. Farklı vaka çalışmalarına göre, hidrolik aktüatörler, elektrik motorları, seri elastik aktüatörler ve yapay pnömatik kaslar gibi farklı aktüatör tipleri arasında bir sınıflandırma ve karşılaştırma yapılır. Ek

olarak, alt ekstremite dış iskeletlerinde esas olarak kullanılan kontrol stratejileri, üç tip insan-robot ara yüzüne dayanarak sınıflandırılır ve gözden geçirilir [29].

WILCOX ve diğerleri hemipleji veya paraplejili hastaların rehabilitasyonu amacıyla ileg adlı bir robot tasarlamıştır. ILEG bir yatar koltuk ve iki bacak ortezinden oluşur ve her bacak ortezinin kalça, diz ve ayak bileğine karşılık gelen üç serbestlik derecesi vardır. Bu robotik sisteme dayanarak iki kontrolör, yani pasif egzersiz kontrolörü ve aktif egzersiz kontrolörü önerilmiştir. İlki, yörünge izleme problemini çözmek için orantılı-bütünsel kontrol yönteminden faydalanır ve ikincisi aktif eğitim sağlamak için yüzey elektromiyografi sinyallerini kullanır. İki basitleştirilmiş empedans kontrol cihazı, yani sönümleme tipi hız kontrol cihazı ve yay tipi konum kontrol cihazı aktif eğitim için tasarlanmıştır [30].

YUSOF ve arkadaşları yüksek tork ve yüksek geri sürüş kabiliyetine sahip PKO'nun tasarımını ve geliştirilmesini anlatmaktadır. Her iki kriter de kontrol sorunlarından kaçınmak için bir PKO tasarlamadaki en önemli hususlardır. Diz fleksiyonu veya ekstansiyonu sırasında kullanıcıya harici bir güç vermek için aktüatör olarak DC motor tipi (BLDCM) kullanılmıştır. Sağlıklı bir denek üzerinde test edilmiş basit ön şaft kaldırma deneyi yapılmıştır ve gözlemlenmiştir. Böylece yaklaşan PKO, aktüatör sırasında bacağını kaldırabilir ve aktüatör kapalıyken yüksek oranda geri sürülebilir [31].

TSUKAHARA ve diğerleri çalışmalarıyla bir nöral osilatör kullanarak senkronizasyon kontrolüne dayanarak alt tarafın bir tarafındaki salınım hareketini destekleyen “curara” adı verilen giyilebilir robotu kullanan yeni bir yürüyüş destek sistemi önermiştir. Önerilen sistemin etkinliği, hemiplejik bir hastanın fiziksel durumunu simüle eden sağlıklı bir denek ile yapılan ön yürüme testleri ile doğrulanmıştır [32].

LOVRENOVIC ve arkadaşları çalışmalarında kullanıcının bacaklarına paralel olarak çalışan exoskeletonlara odaklanmaktadır. Rapor, bu tür exoskeletonları iki gruba ayırmaktadır: güçlü ve pasif exoskeletons. Her kategori için, en yaygın dış iskeletler ortaya çıkar. Verilen her örnek için, mekanik tasarım, çalıştırma, kontrol şeması ve ayırt edilebilir özelliklerin ayrıntılı bir açıklaması ve analizi sunulmaktadır [33].

NOH ve diğerlerinin çalışmasında endüstriyel alana uygulama için bir işçinin vücut ağırlığını çeşitli oturma pozisyonlarında stand-to sit 'te tamamen desteklemek için insan alt ve üst bacağına bağlı yardımcı bir robotik dış iskelet önermektedir. Bunun için, bu çalışmada, çeşitli pasif ve aktif aktüatör kombinasyonlarına dayanan dört çubuklu bir

mekanizma incelenmiştir. Son olarak, önerilen sistem, bir dişli tahrikin geri çekilebilirlik problemine ağırlık ve mekanik çözüm için yüksek güç verimliliği dikkate alındığında, dört çubuk mekanizmasına dayanan bir döner aktüatör ve doğrusal yaydan oluşur [34].

PANIZZOLO ve arkadaşlarının çalışmalarının amacı, yüklü yürüyüş sırasında biyolojik kalçaya ve ayak bileği eklemlerine yardımcı torklar uygulayan çok eklemlili yumuşak bir exosuit'in biyomekanik ve fizyolojik etkilerini değerlendirmektir. Yedi katılımcı, aletli bir split-belt koşu bandında yürümüş ve vücut kütlelerinin % 30'una eşdeğer bir yük taşımıştır. Portatif gaz analiz sistemi, hareket yakalama sistemi ve yüzey elektromiyografisi kullanarak metabolik yürüme, kinetik, kinematik ve alt ekstremite kas aktivasyon maliyetlerini değerlendirmişlerdir [35].

CHOI ve diğerlerinin çalışmasında yaşlılar için fiziksel yürüyüş yardımı sağlamak için yürüme cihazları için yeni bir otomatik diz mekanizması sunulmaktadır. Kendiliğinden hizalanan diz eklemleri diz eklemi için fleksiyon / ekstansiyon hareketlerine yardımcı olabilir ve sagittal düzlemde dizin geçiş hareketlerini telafi edebilir. İnsan diz eklemi için fleksiyon / ekstansiyon hareketi ile dönme merkezini telafi etmek için, 1 DOF revoluteine fazlalık serbestlik dereceleri (yani, 2 DoF) ekleyen kendiliğinden bir linying diz eklemi önerilmektedir. Önerilen mekanizmanın ana fikri, alt ekstremite giyilebilir cihazlarda kullanım için eklem rotasyonlarının ve çevirilerin ayrıştırılmasıdır. Bu çalışmada, bu kendiliğinden hizalanan diz mekanizmasının mekanik tasarımı ve giyilebilir bir robotta ve ön deneylerde uygulanması açıklanmaktadır [36].

CHEN ve arkadaşlarının beraber yürüttükleri çalışmanın amacı, felçli hastalar için hareket yardımı sağlamak üzere CUHK-EXO adlı giyilebilir dış iskelet takımı geliştirilmiştir. Mekanik yapı, HMI, referans yörüngeleri ve kontrol dahil tüm CUHK-EXO sistemi ergonomi, güvenlik ve konfor göz önünde bulundurularak tasarlanmıştır. CUHK-EXO'nun performansı, felçli bir hastayla yapılan pilot klinik deneylerle değerlendirildi [37].

KIM ve diğerlerinin çalışmasında mobilitiyi arttırmak ve sırt çantası yüklerinden kaynaklanan kas yorgunluğunu azaltmak için hidrolik alt ekstremite dış iskeleti için bir sistem tasarımı ve üç hareket kontrol algoritması önerilmiştir. Dış iskeletin hareket aralığı ve hidrolik akış ve basıncı üreten hidrolik güç ünitesinin kapasitesi, bir hareket yakalama cihazı ve kuvvet plakaları kullanılarak elde edilen insan yürüme verileri analiz edilerek belirlenmiştir. Hareket rahatlığı için dış yapı iskeletinin mekanik yapısı ve ek yerleri,

kullanıcının hareketi dış iskelet yapılarınınkiyle çakışacak şekilde tasarlanmıştır. Ek olarak, stabil normal yürüyüş için hareket kontrol algoritmaları açıklanmaktadır [38].

LONG ve arkadaşlarının çalışmasında alt ekstremite dış iskeletinde bir çift kompakt elastik modül tasarlanmış ve uygulanmıştır. Çift kompakt elastik modül iki parçadan, yani fiziksel insan robot etkileşimi (pHRI) ölçümü ve sırasıyla proksimal elastik modül (PEM) ve distal elastik modül (DEM) olarak adlandırılan elastik çalıştırma sisteminden (EAS) oluşur. PEM, pHRI bilgi toplama cihazı olarak kullanılırken, DEM, uygunluk cihazı olarak kullanılır. Burulma yaylı yeni bir kompakt paralelkenar benzeri yapı tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Arama alanındaki en uygun parametreleri bulmak için yinelemeli sonlu elemanlar analizi (FEA) bazlı optimizasyon işlemi yapılmıştır [39].

CASAS ve diğerlerinin çalışmasındaki tasarım ile ilgili önemli bir konu kalça eklemidir. Bu çalışma, biyolojik analiz tasarım kriterlerini ve ayrıca giyilebilir robot kavramlarını dikkate alarak hareket analizi modeline dayanan gelişmiş fiziksel etkileşim için bir biyo-inişli kalça dış iskeletinin bir tasarımını sunmaktadır. Gelecekteki bir çalışma olarak, yürüme performansını değerlendirmek için bu cihazın 3D prototiplemesi ve aktüatör seçimi dikkate alınmaktadır [40].

AFTAB ve arkadaşlarının çalışmasında alt gövde dış iskelet sistemi için tasarım ve ön simülasyon sonuçlarını sundular. Cihazın bacak başına 5 DOF ve her iki bacak arasında ortak bir kalça rotasyon derecesi vardır. Birleşik insan dış iskelet sisteminin matematiksel modeli, MATLAB 'daki Robotik Araç Kutusu kullanılarak geliştirilmiştir. Sagittal düzlemde düz zemin üzerinde yürümek için eklem torkunu ve güç profillerini gözlemlemek için simülasyonlar yapılmıştır. Sonuçlar, geliştirilen modelin geçerliliğini göstermektedir ve gelecekte bağlantıların ve çalıştırma sistemlerinin tasarımı için umut vermektedir [41].

AOUSTIN ve beraberlerindeki çalışması pasif bir dış iskeletin, yürüyen ve yük taşıyan bir insan için teorik olarak uygulanabilirliğini ve verimliliğini göstermeyi amaçlamaktadır. İnsan bir planar bipedal antropomorfik mekanizma kullanılarak modellenmiştir. Bu mekanizma bir gövde ve iki özdeş bacadan oluşur; her bacak bir üst, alt bacaklardan ve ayaktan (kütlesiz) oluşur. Dış iskelet aynı zamanda antropomorfik bir mekanizma olarak kabul edilir. Dış iskeletin şekli ve serbestlik dereceleri ile topolojisi, biped (insan) ile aynıdır- dış iskeletin topolojisi biped ile aynıdır (insan). İnsan ve dış iskeletin her bir modeli yedi bağlantıya ve altı bağlantıya sahiptir [42].

RUPAL ve arkadaşları yazılarında hem tıbbi hem de tıbbi olmayan uygulamalar için, giyilebilir dış iskeletlerin hızla gelişen alanını, bütünsel bir şekilde hem güncel hem de gelecekteki konuların ele alınabilmesi için bütünsel bir biçimde araştırmışlardır. Sağlıklı yaşlı kişilerin yaşam aktivitelerini desteklemeye yönelik giyilebilir exoskeleton'ların geliştirilmesi ve ticarileştirilmesine dair örnek bir çalışma, tıbbi olmayan mobilite exoskeletonlarındaki temel sorunları vurgulamak için sunulmuştur [43].

MIR-NASIRI ve diğerleri çalışmalarında insan hareketini geliştirmeye yönelik yeni tamamen özerk bir alt ekstremite dış iskelet sistemi için kavramsal tasarım, kontrol stratejileri ve tam simülasyon açıklamaktadırlar. Tasarlanan dış iskelet, sistemin ağırlık / kütle taşıma fonksiyonunu ileri hareket fonksiyonundan ayırabilir. Yeni önerilen bu yaklaşım, tahrik motorlarının gücünü ve boyutunu ve dolayısıyla sistemin toplam ağırlığını etkili bir şekilde azaltır. Ayrıca dış iskeletin sık sık şarj edilmeden uzun süre çalışmasını sağlar [44].

LIU ve diğerleri çalışmalarında fiziksel yardım için daha düşük bir esnek dış iskeletin yeni bir gelişimi anlatılmaktadır. Geliştirilen dış iskelet, sagittal düzlemde aktive kalça, diz ve ayak bileği ile toplam 6 DOF'a sahip motorlu bir bacak cihazıdır. Dış iskelet kuvvet uygular ve hem robotun hem de insanın empedans parametrelerini öğrenir. İstenen periyodik yörüngede bacak hareketine yardımcı olmak ve bilinen periyotlardaki periyodik belirsizliklerin üstesinden gelmek için dış iskelet sistemine bulanık kontrol yaklaşımları ile uyarlanmış bir kontrol şeması geliştirilmiştir [45].

ZHANG ve beraberlerindeki çalışmalarında temel olarak yeni bir biyonik alt ekstremite rehabilitasyon robotunda tasarım ve simülasyonu tartışmaktadır. İlk olarak, SolidWorks'te üç boyutlu bir model kurulmuştur. İkincisi, kinematik analiz yapılmıştır. Ardından model, analizin simülasyonla doğruluğunu doğrulamak için ADAMS'a aktarılmıştır. Nihayet, PID kontrol sistemi ve ADAMS'ta oluşturulan simülasyon modelini temel alarak, ADAMS ve MATLAB 'ın simülasyonu kontrol performansını doğrulamak için oluşturulmuştur [46].

CHOI ve arkadaşları çalışmalarında kas güçsüzlüğü nedeniyle yürüme gücünü çeken yaşlılar için kalçaya monte edilmiş bir dış iskelet için kompakt bir kuvvet sensörü sistemi önermişlerdir. Kullanıcı yürürken yardım kuvvetini ölçmek için iki FSR (kuvvete duyarlı direnç) sensörü kullanır. Sensör sistemi, dış iskelet ile kullanıcının alt ekstremitesi arasındaki etkileşim kuvvetini, motor ve arama tablolarından kalça destek kuvvetini

tahmin eden önceden bildirilmiş bir kuvvet algılama yöntemi yerine doğrudan ölçer. Ayrıca, sensör sistemi, kalça yardım kuvveti doğrudan ölçülmesine dayanan yürüme asistanı aktüatöründe tork üretme avantajına sahiptir. Böylece yürüyüş yardımı dış iskelet sistemi, verilen gücü kontrol edebilir ve kullanıcıya tork sağlayabilir [47].

MA ve arkadaşlarının çalışmalarındaki amacı güçlendirilmiş dış iskeletin otomatik olarak çalışmasını azaltmak ve kullanıcının yürüme prosedürünü gerçek zamanlı olarak kontrol etmesini sağlamak ve hastanın rehabilitasyon eğitimi sırasında katılımını daha da iyileştirmektir. Bu prototip için dış iskeletin ayağının altına ısmarlama bir göbek motoru yerleştirilmiş ve yardımcı cihaz olarak gömülü kablosuz kumandalı bir çift koltuk değneği kullanılmıştır. Kullanıcı alternatif olarak bacağın hareketini kontrol etmek için koltuk değneği düğmesine basabilir ve bu prosedürü tekrarlayarak kullanıcı sürekli bir yürüyüş hareketi tamamlayabilir [48].

CHACHATI ve diğerleri çalışmaları omurilik zedelenmesi (SCI) ve kaybedilen hareketlerin bir sonucu olarak paraplejisi olan bireylere yöneliktir. Çalışmada bacak için kinematik ve dinamik modelin gelişimi araştırılır. İncelenmekte olan sistemin modellenmesi ve simülasyonu MATLAB / SIMULINK® kullanılarak gerçekleştirilir ve değerlendirilir. Alt ekstremité modelinin araştırılması altından elde edilen pratik sonuçlar normal yürüyüş düzenindeki karşı kısımlarıyla karşılaştırılır [49].

HUO ve diğerleri makalelerinde bir vücut sensör sistemine dayanan hızlı bir yürüyüş modu algılama metodu önerilmiştir. Gerçek bir mantık algoritması, yürüyüş modlarının gerçek zamanlı olarak olma ihtimalini tahmin etmek için kullanılır. Önerilen hızlı yürüyüş modu tespiti uygun kinematik seçmeyi mümkün kılar ve her yürüme modu için kinetik modeller, insan hareketlerine yardımcı olmak için gereken yardımcı torklar daha doğal ve hemen elde edilebilir. Önerilen yöntemlerin tümü yürüme desteği için ekzoskeletal robotik ortez denilen seri elastik aktüatörler tarafından şeffaf harekete geçirilmiş alt ekstremité dış iskelet yardım robotu ile yapılan deneylerle doğrulanmıştır [50].

RANAWEERA ve diğerleri çalışmalarında kinematik uyumu arttırmak için uyumlu mafsal eksenlerine sahip çok serbestlik dereceli modüler güç yardımı alt ekstremité dış iskelet robotunu sunar. Anthro-X adlı önerilen alt ekstremité dış iskelet, yeni eklemlerle bir mekanizma kullanarak kalça eklemiindeki her 3 DOF'u da destekliyor. Diz eklemi için çok merkezli hareketi, dört çubuklu bağlantı sistemine dayanan benzersiz bir mekanizma kullanılarak da kolaylaştırılır. Toplamda, Anthro-X, kalça ve diz eklemlerinin sagittal

düzlem hareketlerinin harici güç kaynağı tarafından desteklendiği ve diğerleri pasif olarak desteklendiği, uzuv başına 5 DOF'a sahiptir [51].

NIU ve arkadaşları çalışmalarında insan diz eklemi anlık dönüş merkezi ile dış iskelet arasındaki yanlış hizalamayı azaltabilen bir dış iskelet mekanizması önermiştir. Mekanizmanın kinematik analizi, mekanizmanın deformasyonu sırasındaki farklı yönlere göre rijitlik ölçümleri arasında gerekli bir karşılaştırmayı sağlayan rijitlik matrisi ile sunulmuş ve desteklenmiştir [52].

CHEN ve arkadaşları yazılarında diz exoskeletons için sistematik bir gözden geçirme sunulmaktadır. İlk önce insan diz ekleminin biyomekaniği sunulmuştur. Daha sonra, aktüatörler ve sensörler dahil diz dış iskeletlerinin tasarım kavramları ve ardından ilgili kontrol stratejilerinin getirilmesi sağlanmıştır. Son olarak, mevcut cihazların sınırlamaları ve diz exoskeletons alanındaki araştırma ve geliştirme yönergeleri tartışılmış, böylece pratik uygulamalar için uygun diz exoskeletons geliştiren araştırmacılara yararlı bilgiler sağlanmıştır [53].

FEDOROV ve diğerlerinin çalışmasında potansiyel bir enerji alanı üretebilecek ve dolayısıyla normal insan yürüyüşünü yakından eşleşen döngüsel bir yörünge etrafında kuvvetleri geri yükleyebilecek tamamen pasif bir mekanizma tanıtılmaktadır. Mekanizma, iki uyumlu kablunun bir kullanıcının kalça ve diz eklemlerinin açılma konumlarıyla uzamasını ilişkilendirmek için bağlantı dişlileri tarafından tamamlanan iki kablo ve makara şanzımanı kullanır. Tanıtılan tasarımda, normal bir yürüyüş hareketini geri yüklemek için herhangi bir sensör, aktüatör veya kontrol şemasına gerek duyulmamıştır [59].

2. ORTEZ

Ortezler iskelet ve kas sistemini korumada ve desteklemede kullanılan yapılardır. En genel anlamda ortez tanımlanacak olursa kas iskelet sisteminde oluşan rahatsızlıklar ve yaralanmalarda doktorlar tarafından reçete edilen ve iyileşme sürecine katkıda bulunan medikal cihazlardır. Amaç, insanların hareket etme yeteneklerini artırmaya yardım sağlamaktır.



Şekil 2.1 Diz-Ayak Bileği Ayak Ortezi

Ortezin primer fonksiyonu vücut segmentinin hareketlerinin kontrolünün ve korunmasının sağlanmasıdır. Ortezlerin diğer görevleri [54]:

- İstenilen pozisyona eklemi getirip; eklemi, bağları, tendonları ve kasları dinlendirmek ve kemik düzenini korumak,
- Kontraktür ve deformite gelişimini önlemek,
- Daha geniş bir eklem hareket alanı sağlamak,
- Kaybedilmiş kas fonksiyonunu kazandırmak ve olanı korumak,
- Ağrıyı azaltmaktır.

Ortez çeşitleri üç ana başlıkta toplanabilir:

1. Üst ekstremitte ortezleri
2. Omurga ortezleri
3. Alt ekstremitte ortezleri



Şekil 2.2 Lateral Destekli Aktüatör Kontrollü Robotik Ortez

Ortezlerin çeşitlikleri aşağıdaki gibi bir sıralamada ele alınabilir [54]:

1. Üst ekstremité ortezleri

- Sarmiento ortezleri
- Epikondilit ortezi
- Statik kol abduksiyon ortezi
- Dinamik kol abduksiyon ortezi
- Poliform el-bilek-dirsek ortezi
- Parmak kontraktür ortezi
- Dirsek kontraktür ortezleri

2. Omurga ortezleri

- Knight korse
- Milwaukee/Boston skolyoz korseleri
- Hiperekstansiyon korse
- Torako Lumbo Sakral Gövde Ortezi (TLSO)
- Steindler tip TLSO

3. Üst ekstremité ortezleri

- Uzun yürüme
 - ❖ Uzun yürüme ortezi (lateral eklemli)
 - ❖ O Bain ortezi
 - ❖ Thomas uzun yürüme ortezi
- Diz ortezi
 - ❖ Eklemsiz plastik diz ortezi
 - ❖ Eklemli diz ortezi
 - ❖ Rekurvasyon ortezi
- Kalça ortezleri
 - ❖ Doğuştan kalça çıkığı ortezleri
 - ❖ Scottish Rite ortezi
- Diğer
 - ❖ Sarminento ortezleri
 - ❖ Pes ekinovarus ortezi

2.1 Yürüyüş Analizi

2.1.1 Tanımlar

İnsanın normal yürüme hareketi, ağırlık merkezinin öne doğru hareket etmesini sağlayan ekstremiteler de ve gövdede meydana gelen bir dizi ritmik ve değişken hareketlerin tümüdür. Bazı özelliklerin sıralanması ile insanın yürüme hareketi daha açık bir şekilde tanımlanabilir.

İnsanların yürüyüşleri kişiden kişiye çok az miktarda olsa da farklılıklar göstermektedir, ancak aşağıda belirtileceği gibi, bu farklılıklar pek de önem taşımamaktadır. Normal yürüyüşün özelliklerini açıklamadan önce insanın yürüme hareketini incelerken kullanılan bazı terimleri açıklamak gerekmektedir.

2.1.1.1 Anatomik Pozisyon

İnsan anatomisinde bütün tanımlar anatomik pozisyona göre yapılır. Sağlıklı ve normal, ayakta dik duran bir insanın alın önde, kollar yanda ve sarkık, avuç içi hafif öne dönük, ayaklar birleşik ve ayakuçlarının öne doğru olduğu duruş anatomik duruştur.



Şekil 2.3 Anatomik pozisyon

Vücut Ağırlık Merkezi

Ayakta, anatomik pozisyonda duran bir insanda vücudun ağırlık merkezinin lumbosakral bileşkenin önünde olduğu varsayılır. Vücudun en ufak bir hareketi ile bu noktanın yeri değişir.

Destek Alanı Merkezi

Ayağın yere basan alanının orta noktasıdır. Yürüme sırasında sürekli olarak yer değiştirir. Ağırlık kuvveti vektörü destek alanı merkezinden geçtiğinde, denge sağlanır.

Yer Tepkimesi Kuvveti

Newton'un üçüncü kanununa göre, ayakta duran insanın yerde oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne, yer de büyüklüğü aynı, yönü ters bir kuvvet vektörü ile karşılık verir. Buna yer tepkimesi kuvveti vektörü denir.

Gövdeden ayrılan, gövde uzantılarına genel anlamda ekstremiteler olarak adlandırılır. Alt ekstremiteler ve üst ekstremiteler olmak üzere iki ana başlığa ayrılmaktadır. Alt ekstremiteler uyluk, bacak ve ayak kısımlarından oluşmaktadır. Diz ekleminin üzerinde kalan kısım uyluk, dizden ayak bileğine kadar olan kısım bacak, ayak bileğinden parmakların son uç noktasına kadar kalan kısım ise ayak olarak tanımlanır. Üst ekstremiteler kol, ön kol ve elden oluşmaktadır. Dirsekten omuza kadar olan kısım kol, el bileğinden dirseğe kadar olan kısım ön kol, el bileğinden parmakların uç noktasına kadar kısım ise el olarak tanımlanır.

2.1.1.2 Anatomik Düzlemler

Organların durumlarını, birbirleriyle olan ilişkilerini, komşulukların anatomik olarak tanımlanabilmesi için düzlemler ve eksenler esas alınır.

Sagittal Düzlem

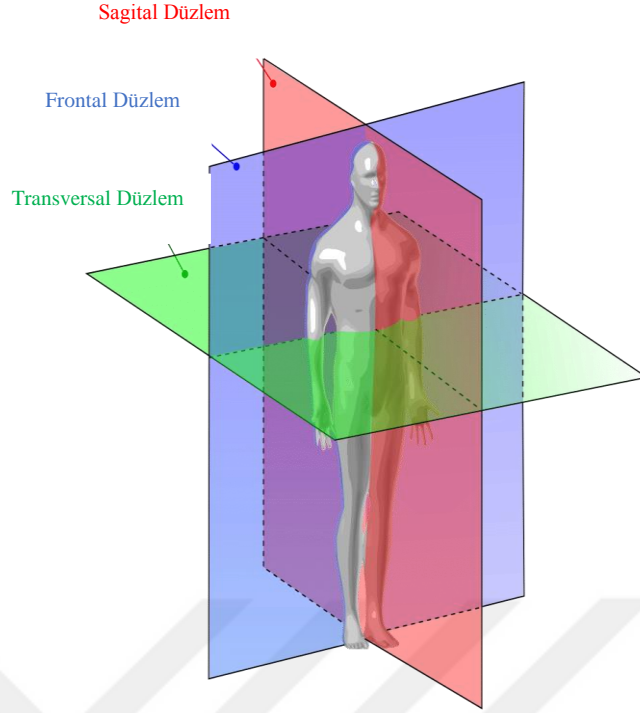
Median plana paralel olan düzlemlerdir. Bir insana yandan baktığımızda sagittal düzlemi görürüz.

Frontal (koronal) Düzlem

Gövdeyi ön ve arka olarak ikiye bölen düzlemdir. Median düzleme dikey, alın bölgesine paralel, yukarıdan aşağıya veya tersine geçen tüm düzlemlerdir. Bir insana önden baktığımızda frontal düzlemi görürüz.

Horizontal (transvers) Düzlem

Gövdeyi alt ve üst olarak ikiye bölen, yere paralel ve diğer düzlemlere dik olarak geçen düzlemdir. Bir insana tepeden baktığımızda, transvers düzlemi görürüz.



Şekil 2.4 Anatomik Düzlemler

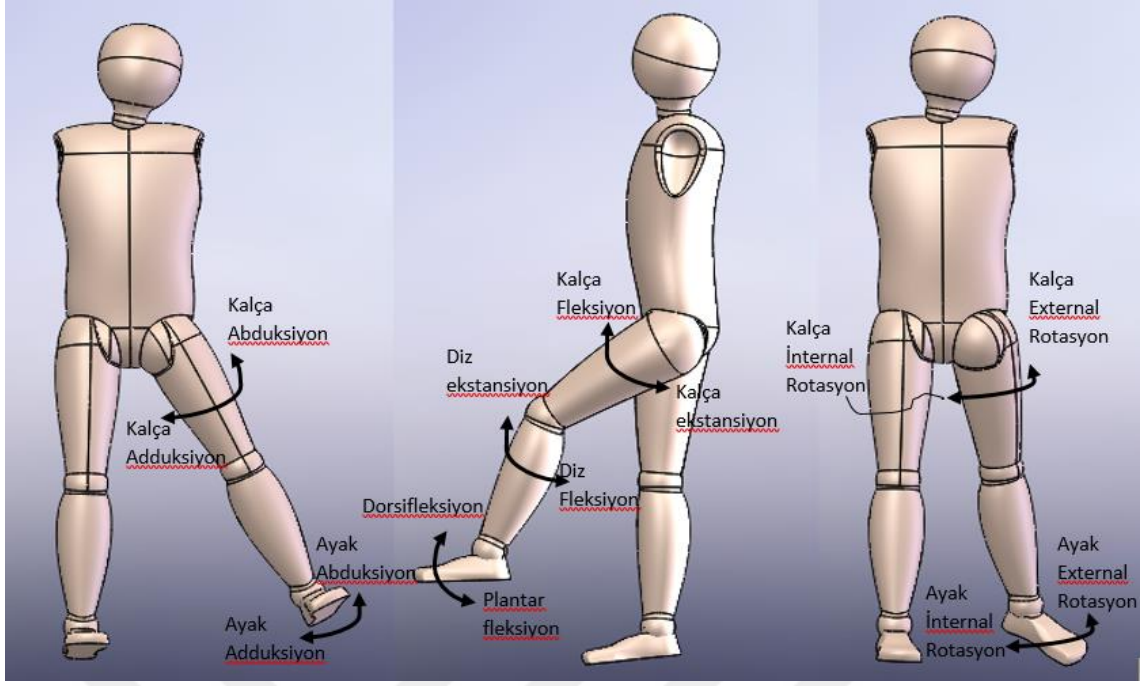
2.1.1.3 Anatomik Yönler

Çizelge 2.1 Anatomik Yönler

Superior: En Üst	Inferior: En alt
Proksimal: Gövdeye yakın	Distal: Gövdeden uzakta, uçta olan
Anterior: Ön	Posterior: Arka
Lateral: Dış yan	Medial: İç yan

2.1.1.4 Eklemsel Hareketler

Ayak eklemlerinin yaptığı hareketleri sıralayacak olursak sagittal düzlemdeki harekette, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde fleksiyon ve ekstansiyon meydana gelir. Koronal düzlemdeki harekette, ayak bileği ve kalça eklemlerinde abduksiyon ve adduksiyon meydana gelir. Son olarak, Transvers düzlemde kalça ekleminde ve ayak bileğinde olmasa bile hemen bir alt eklemden internal ve eksternal dönme meydana gelir.



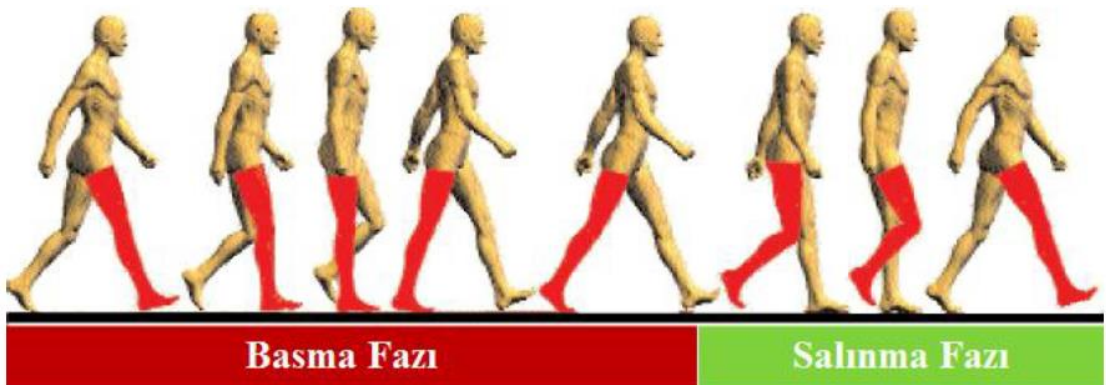
Şekil 2.5 Eklemsel Hareketler

2.1.1.5 Yürüme Siklusü

Yürüme sırasında, gövdeyi öne doğru ilerletebilmek için bir ekstremitedeki topuğun yere değme anı ile aynı topuğun tekrar yere değme anı arasında bacaklarda bir dizi hareket oluşur ve bu hareketler yürüyüş boyunca sürekli tekrarlanır. Belirli bir düzenle tekrarlanan bu hareket zincirine, yürüme siklusu adı verilir [56].

İnsan yürürken önce bir bacağı öne atar; onun üzerine bastıktan sonra diğerini yerden kaldırır ve ilerletir.

Her ekstremitenin yürüme siklusu; bir bacağın yerde olduğu süre, basma fazından, havada olduğu süre ise salınım fazından oluşur (Şekil 4.5).



Şekil 2.6 Yürüme Siklusu

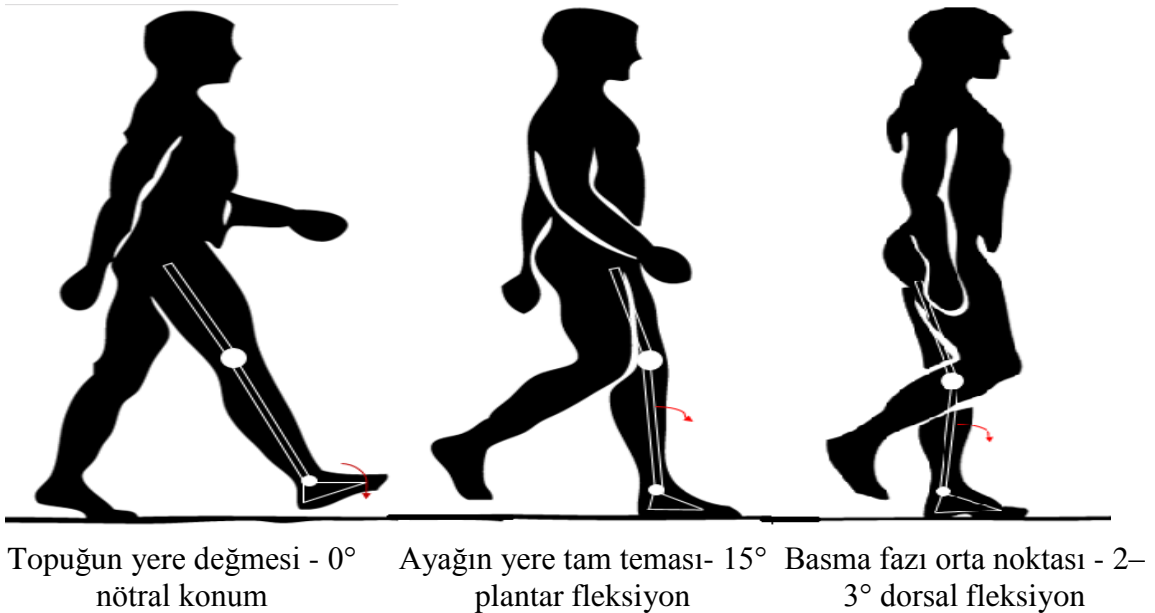
2.1.1.6 Yürüme Kinematığı

Hareketi oluşturan kuvvetleri dikkate almadan yalnızca hareketin incelenmesine, kinematik analiz denir. Kinematik analiz sırasında gövdenin, leğen kemiğinin, bacakların ve ayakların her üç düzlemdeki pozisyonu; eklem açıları, hız ve ivmeleri ölçülerek sayısal veri olarak kaydedilir.

Yürüme siklusu boyunca sürekli değişen eklem açılarını kaydedebilmek için vücudun belirli noktalarına işaret cihazları yerleştirilir. Bu cihazlardan gelen sinyal özel kameralar veya alıcılar aracılığıyla izlenir ve bilgisayarda geliştirilmiş yazılımlarla işlenir. Bu işlem sonucunda, yürüme siklusu boyunca, her eklemün üç hareket düzlemindeki açıları hesaplanır.

2.1.1.6.1 Ayak Bileği Eklemünün Kinematik Analizi

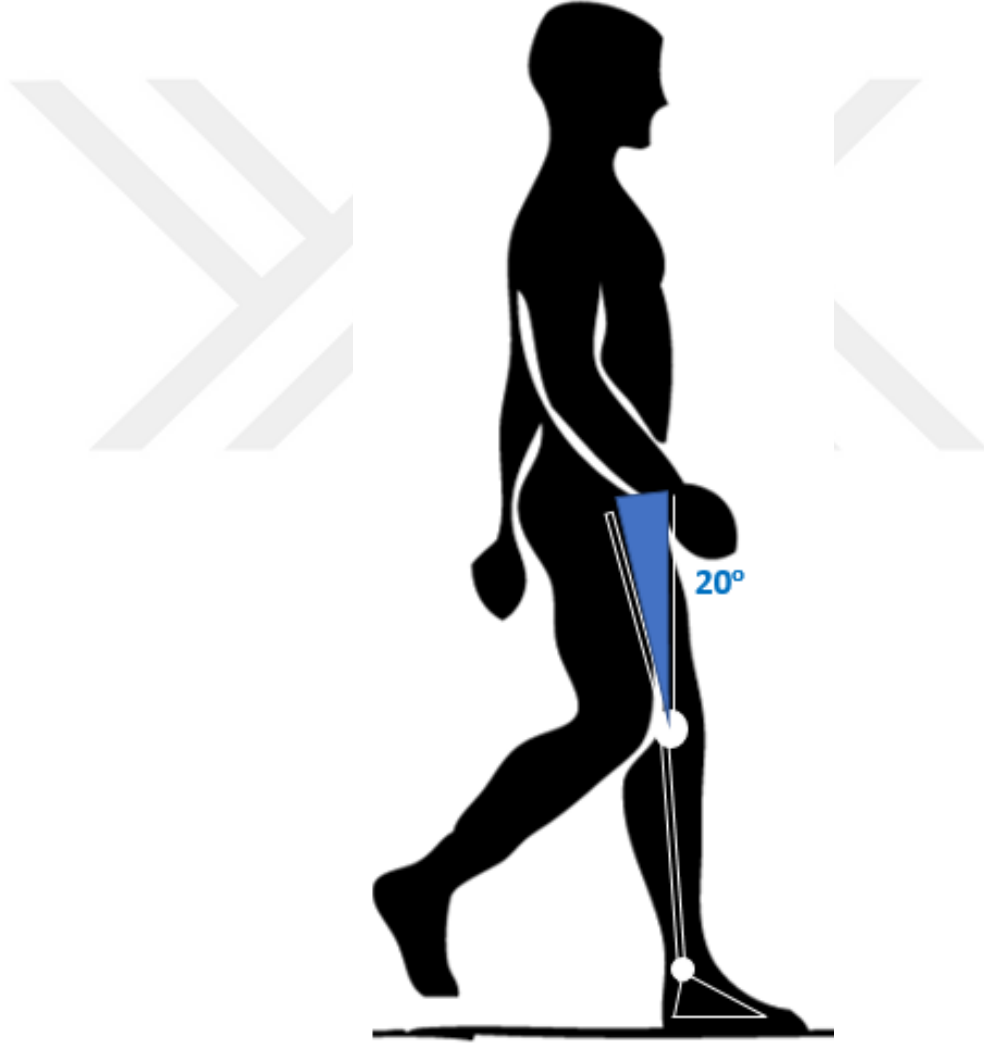
- Topuğun yere değme anında: Ayak bileği eklemi, dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyon ortasında nötral (etkisiz) konumdadır,
- Ayak tabanının yere doğru ilerlemesi anında; Ayak bileği eklemi, plantar fleksiyon yönünde hareket etmeye başlar ,
- Ayak tabanı yere değdiği anda: Ayak bileği eklemi, nötral konumdan plantar fleksiyon yönünde 15° hareket etmiştir,
- Ayak tabanı tümü ile yere değdiği anda: Tibia ve tibiayı destekleyen ekstremite, ve gövde ayak sabit konuma geldikten sonra hafifçe öne doğru dönmektedir,
- Basma fazı ortasında: Ayak bileği eklemi yaklaşık $2-3^\circ$ bir dorsal fleksiyonda bulunmaktadır [56].



Şekil 2.6 Ayak bileği hareketleri [56]

2.1.1.6.2 Diz Eklemine Kinematik Analizi

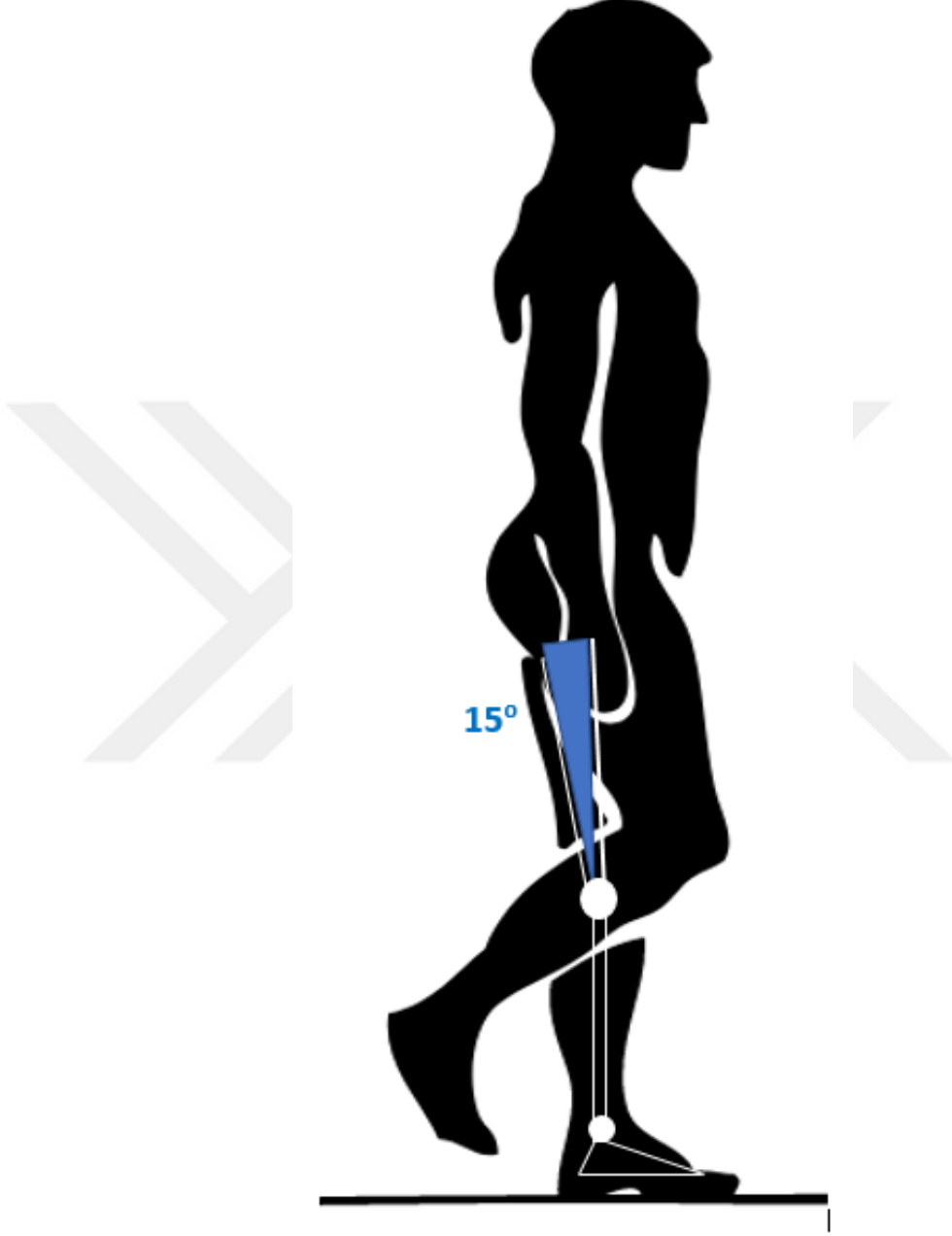
- Topuk yere değmeden hemen önce, diz tamamen gergindir,
- Topuğun yere değme anında diz bükülmeye başlar ve bükülme, ayak tabanı yere düz temas edene kadar devam eder,
- Ayağın yere tam temasından hemen sonra, diz yaklaşık 20° bir açı yaparak bükülür ve adımın atıldığı yöne doğru hareket etmeye başlar,



Ayağın yere tam temasında dizin bükülmesi açısı yaklaşık 20° dir.

Şekil 2.8 Diz Eklemine Hareketi [56]

- Basma fazı ortasında, diz yaklaşık 15° bir açı yaparak bükülür ve adımın atıldığı yöne doğru hareketine devam eder [56].

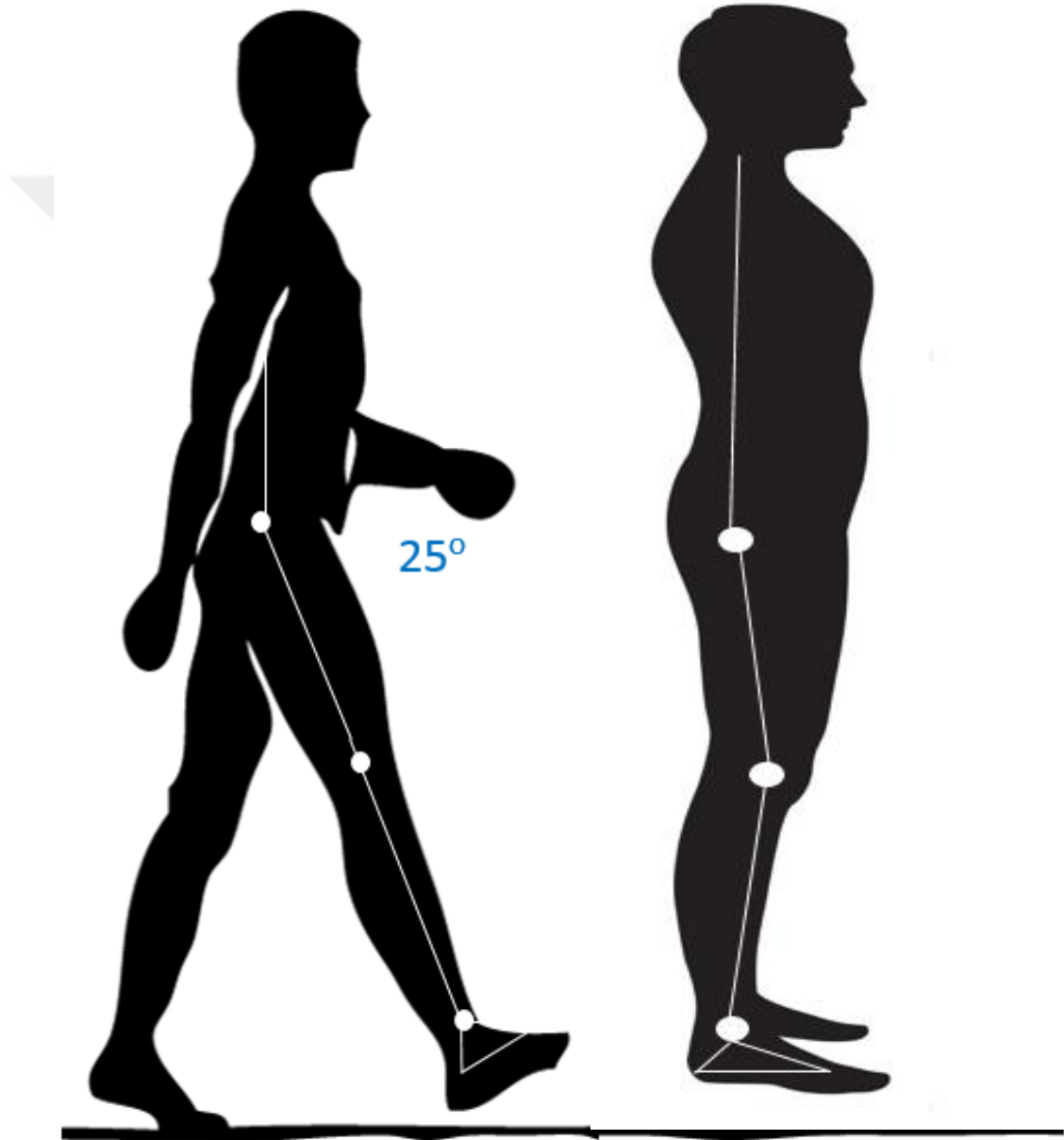


Basma fazı ortasında diz 15° lik bir açı ile bükülmüştür.

Şekil 2.9 Diz Ekleminin Hareketi [56]

2.1.1.6.3 Kalça Eklemine Kinematik Analizi

- Topuğun yere değme anında, kalçadaki bükülme yaklaşık 25° dir,
- Topuğun yere değmesinden hemen sonra, kalça eklemi adımın atıldığı yöne doğru hareket etmeye başlar,
- Ayağın yere tam temasında, bükülme açısı yaklaşık 20° olur,
- Ayağın yere tam teması ile basma fazı ortası arasında, kalça eklemi yaklaşık 20° bükülü durumdan nötral konuma doğru yönelir [56].



Şekil 4.9 Kalça eklemine açılar [56].

2.1.2 İnsan Hareket Sistemi Kinematik Analizi

Bu analiz için, Şekil 4.10'da gösterildiği gibi kinematik bir bağlantı göz önüne alınacaktır [58].

Başlıca bir bakış açısı önerilen bağlantının iki vakasını dikkate almaktır ve bunlar şunlardır: her iki ayağın zeminle temas ettiği ilk durum ve bir ayağın zemin teması kaybolduğunda ikinci durum. Böylece, ikinci durum sağ alt ekstremité için bir yürüyüş sırasında analiz edilecektir. Yapısal bir bakış açısına göre kinematik zincir, 16 dönme mafsalıdan oluşur ($i = 1,16$). Matematik modelini elde etmek için $n-1$ kinematik çiftleri ile birbirine bağlanan n katı rijit cisimden oluşan kinematik bir eleman olarak görülmüştür (Şekil 4.10). Bu kinematik elemanlar için aşağıdaki notları verilmiştir: $T_i(x_i, y_i, z_i)$, i ögesine eklenmiş referans koordinat sistemini temsil eder, $W_i(i, j, k_i)$ ' ye sahip olan, birim vektör baz $i=1,16$ ile; $T_{OT}(x_0, y_0, z_0)$, $W_0(i_0, j_0, k_0)$ birim vektörler tabanı ile küresel referans sistemini temsil eder; δ_i , $i-1$ ve i arasında bir çeviri eklemi varsa, denenen T_{i-1} 'e bağlı olarak, $i-1$ ve i elemanları arasındaki nispi çeviri vektörünü temsil eder, ($i=1,16$); r_i , göreceli çeviri başladığında, O'_i ile ilgili olarak, referans sistemine göre, T_{i-1} 'e bağlı olan pozisyon vektörünü temsil eder ($i=1,16$); S_i i 'ye bağlı olarak, T_i 'ye bağlı olarak M_i 'nin pozisyon vektörünü temsil eder [58].

Küresel referans sistemine uygun olan R noktasının pozisyon vektörü Denk. [4.1],

$$r_R^{T0T} = O_0 M_n = \sum_{i=1}^n (r_i + d_i) + S_n \quad [4.1]$$

Burada;

$$r_i = \{r_i^x, r_i^y, r_i^z\}_{i-1}^T = \{r_i\}^T * \{W_{i-1}\} \quad [4.2]$$

$$\delta_i = \{\delta_i^x, \delta_i^y, \delta_i^z\}_{i-1}^T = \{\delta_i\}^T * \{W_{i-1}\} \quad [4.3]$$

$$S_i = \{S_i^x, S_i^y, S_i^z\}_{i-1}^T = \{S_i\}^T * \{W_{i-1}\} \quad [4.4]$$

[4.2],[4.3],[4.4] Denklemleri tanımlayarak [4.1] ' de elde edilen,

$$r_R^{T0T} = O_0 M_n = \sum_{i=1}^n \left((\{r_i\}^T + \{\delta_i\}^T * [A_{0,i-1}] + \{S_i\}^T * [A_{0,i-1}]) \right) * \{W_0\} \quad [4.5]$$

Hız, zamana bağlı olarak Denklem [4.5] farklılaştırılarak elde edilecektir. Koordinat dönüşüm matrisini ikinci dereceden olarak kabul ederek,

$$[A_{0i}] * [A_{0i}]^T = [I] \quad [4.6]$$

Denklem [4.6]'yı zamana bağılı olarak ayırt ederek şunları elde ederiz,

$$\left[[\dot{A}_{0i}] * [A_{0i}] \right]^T = [A_{0i}] * [\dot{A}_{0i}]^T = - [\dot{A}_{0i}] * [A_{0i}]^T \quad [4.7]$$

$\left[[\dot{A}_{0i}] * [A_{0i}] \right]^T$ 'nin simetrik olmayan bir matris olduğunu görüyoruz,

$$[\tilde{\omega}_{0i}] = \left[[\dot{A}_{0i}] * [A_{0i}] \right]^T \quad [4.8]$$

Denklem [4.8] ile $[A_{0i}]$ ile çarparak, aşağıdakileri elde edilecektir,

$$[\tilde{\omega}_{0i}] * [A_{0i}] = [\dot{A}_{0i}] \quad [4.9]$$

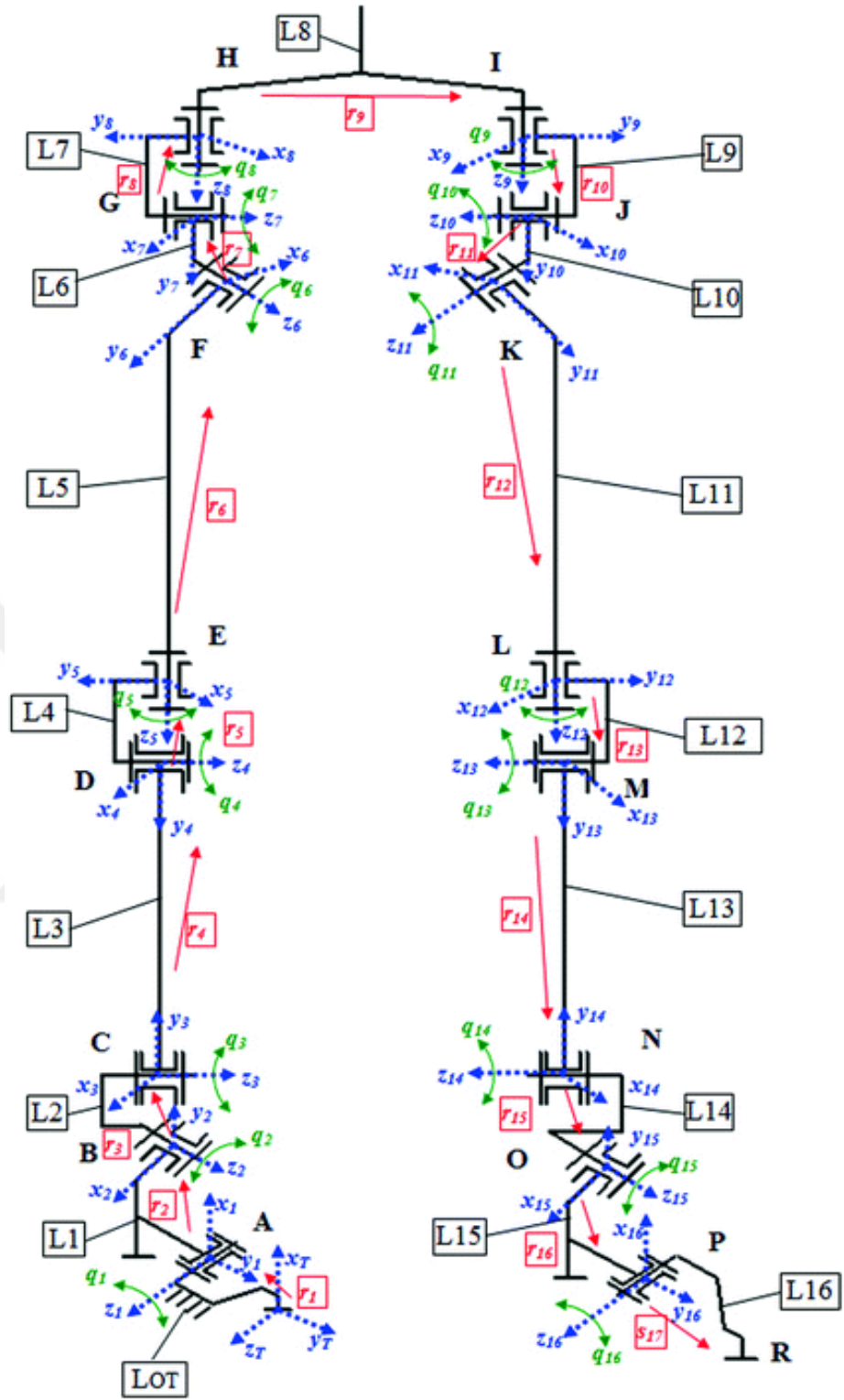
Her vektör δ_i , r_i ve S_i ($i=1,16$) için simetrik olmayan bir matris eklenebilir. Böylece, aşağıdaki şekilde yazılabilir,

$$\{r_i\}^T * [\tilde{\omega}_{0,i-1}] = \{\omega_{0,i-1}\}^T * [\dot{r}_i]; \{\delta_i\}^T * [\tilde{\omega}_{0,i-1}] = \{\omega_{0,i-1}\}^T * [\tilde{\delta}_i]; \quad [4.10]$$

$$\{S_n\}^T * [\tilde{\omega}_{0,n}] = \{\omega_{0,n}\}^T * [\tilde{S}_n]; \{\omega_{0p}\} = \{\omega_p^x, \omega_p^y, \omega_p^z\}$$

Genel Denklem [4.1] ile Denklem [4.10] uygulanarak, R noktası için yer değiştirme, Denklem [4.11] 'i verilmektedir ve bu hız ve ivme farklılaştırılarak elde edilebilir [58].

$$\{\overline{r}_R^{OT}\} = \left(\begin{array}{l} \{r_1\}^T + \{r_2\}^T \cdot [A_{OT1}] + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_4\}^T \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] \\ + \{r_5\}^T \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_6\}^T \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] \\ + \{r_7\}^T \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_8\}^T \cdot [A_{67}] \\ \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_9\}^T \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \\ \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_{10}\}^T \cdot [A_{89}] \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \\ \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_{11}\}^T \cdot [A_{910}] \cdot [A_{89}] \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \\ \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_{12}\}^T \cdot [A_{1011}] \cdot [A_{910}] \cdot [A_{89}] \\ \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] \\ + \{r_{13}\}^T \cdot [A_{1112}] \cdot [A_{1011}] \cdot [A_{910}] \cdot [A_{89}] \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \\ \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_{14}\}^T \cdot [A_{1213}] \cdot [A_{1112}] \cdot [A_{1011}] \cdot [A_{910}] \cdot [A_{89}] \cdot [A_{78}] \\ \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_{15}\}^T \cdot [A_{1314}] \cdot [A_{1213}] \\ \cdot [A_{1112}] \cdot [A_{1011}] \cdot [A_{910}] \cdot [A_{89}] \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \\ \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] + \{r_{16}\}^T \cdot [A_{1415}] \cdot [A_{1314}] \cdot [A_{1213}] \cdot [A_{1112}] \\ \cdot [A_{1011}] \cdot [A_{910}] \cdot [A_{89}] \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] \\ + \{r_{17}\}^T \cdot [A_{1516}] \cdot [A_{1415}] \cdot [A_{1314}] \cdot [A_{1213}] \cdot [A_{1112}] \cdot [A_{1011}] \cdot [A_{910}] \\ \cdot [A_{89}] \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{OT1}] \end{array} \right) \cdot \{\overline{W}_{OT}\} \quad [4.12]$$



Şekil 2.11 Önerilen insan hareket sistemi ile eşdeğer kinematik model [58].

3. ROBOTİK VE PARALEL MANİPÜLATÖRLER

Robotiğe giriş yapmadan daha önce robotik ile ilgili bazı terimlerin ne olduğu hakkında bilgi sahibi olunması gerekmektedir.

Mekanizma, birbirine göre bağıl hareket yapabilecek şekilde düzenlenmiş cisimler topluluğudur. Mekanizmanın temel gayesi aldığı hareketi kendinden sonraki uzuvlara iletmektir.

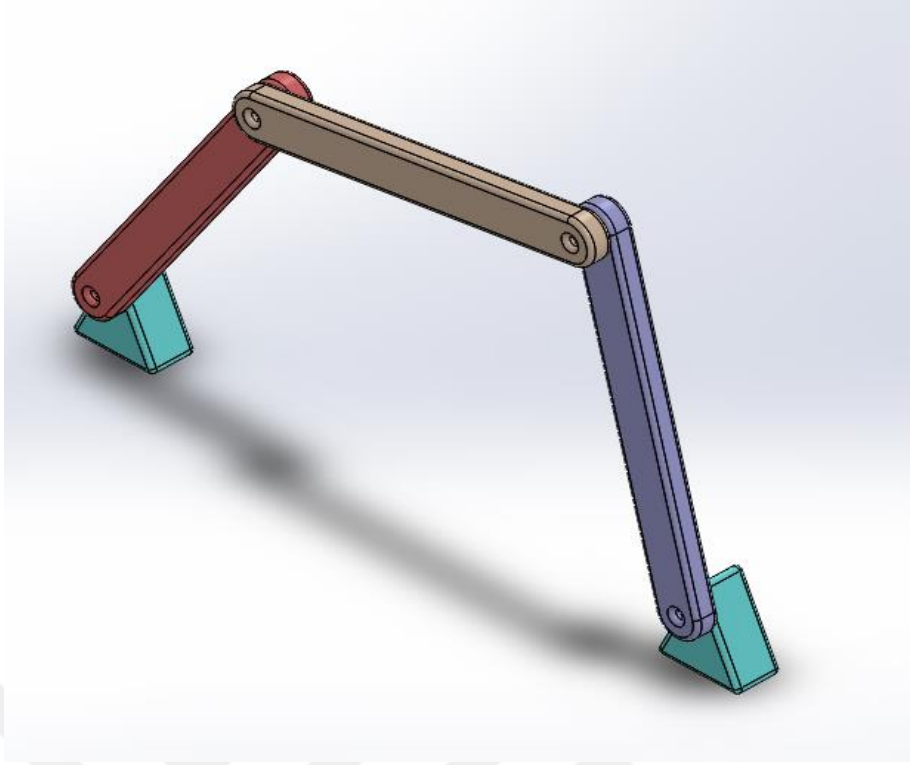
Uzuv, tıpkı insan vücudunda olduğu gibi mekanizmalarda da kinematik bir görevi yerine getirmek amacıyla düzenlenmiş izafi hareketli parça veya kısımlarına uzuv adı verilir.

Kinematik çift, iki uzuv arasında birbiriyle bağlantı şeklindedir. Kinematik çiftlerin gayesi bir önceki koldan aldığı hareketi kendinden sonraki kola iletmektir. Kinematik çiftlerin sınıflandırılması serbestlik derecelerine göre yapılmaktadır.

Birden çok uzuv kinematik çiftler ile birleştirilmesi suretiyle elde edilen cisimlere kinematik zincirler denir. Kinematik zincirler kendi arasında ikiye ayrılır:

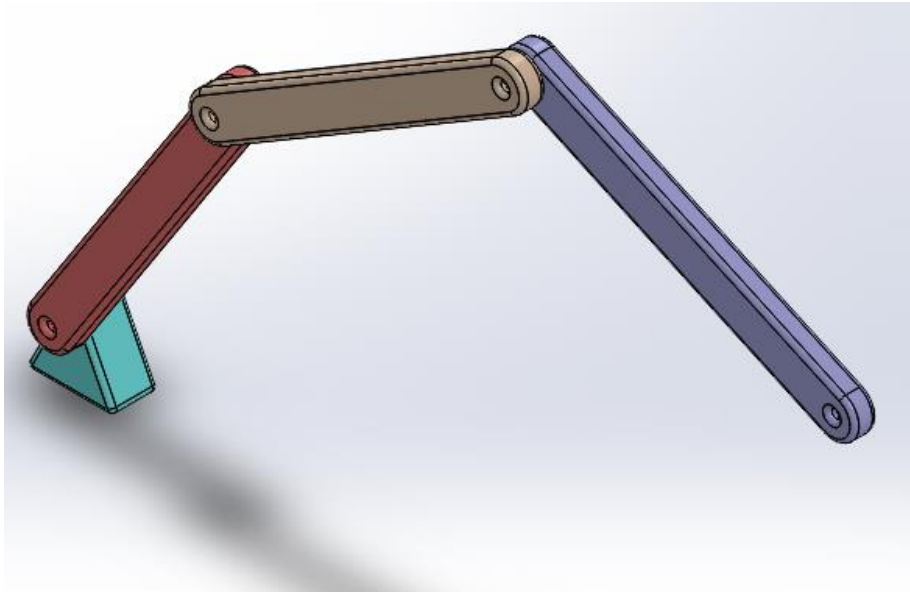
- Kapalı Kinematik Zincirler
- Açık Kinematik Zincirler

Kapalı kinematik zincirler, bir kinematik zincirde mevcut uzuvların tamamı bağlantılı, yani hiçbir ucu açık değil ise buna da kapalı kinematik zincir denir. Kapalı kinematik zincirlere örnek olarak dört kol mekanizması verilebilir.



Şekil 3.1 Kapalı Kinematik Zincir

Açık kinematik zincirler, kinematik zincir içinde bir uzuv bağlantısında bir uç bağlı diğer uç değilse buna açık kinematik zincir denir. Robot manipulatörler açık kinematik zincirlere örnektir.



Şekil 3.2 Açık kinematik Zincir

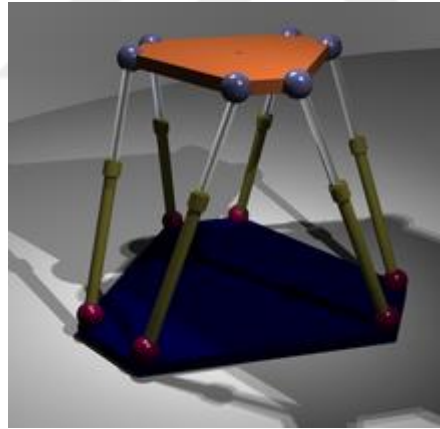
Robot bir dizi verilen görev çerçevesinde çeşitli programlanmış hareketler ile materyalleri, parçaları, aletleri veya özel donanımları hareket ettirmek için, tasarlanmış programlanabilir çok işlevli manipülatörlerdir.

Manipülatör terimi robot sisteminin fonksiyonunu icra eden programlanabilen kolu için kullanılır.

Robot kollarda kullanılan mafsallar prizmatik mafsallar ve döner mafsallar olmak üzere iki tanedir.

3.1 Paralel Manipülatörlerin Genel Tanımı

Paralel manipülatör tek bir platformu ya da son aleti desteklemek için bilgisayar kontrollü farklı seri zincirler kullanan bir mekanik sistemdir. Paralel manipülatör zemine birden fazla kinematik zincirle bağlıdır. En iyi bilinen paralel manipülatör uçuş simülatörü gibi hareket edebilen bir temeli altı lineer eyleyici ile destekleyen sistemlerdir.



Şekil 3.3 Paralel Manipülatör

Bir paralel manipülatör, seri manipülatör ile karşılaştırıldığında aynı seviyede konumlama hassasiyetine sahipken, daha büyük yüklemelere karşı daha iyidir. Çalışma hacmi bakımından karşılaştırıldığında seri manipülatöre göre daha küçük çalışma hacmi vardır.

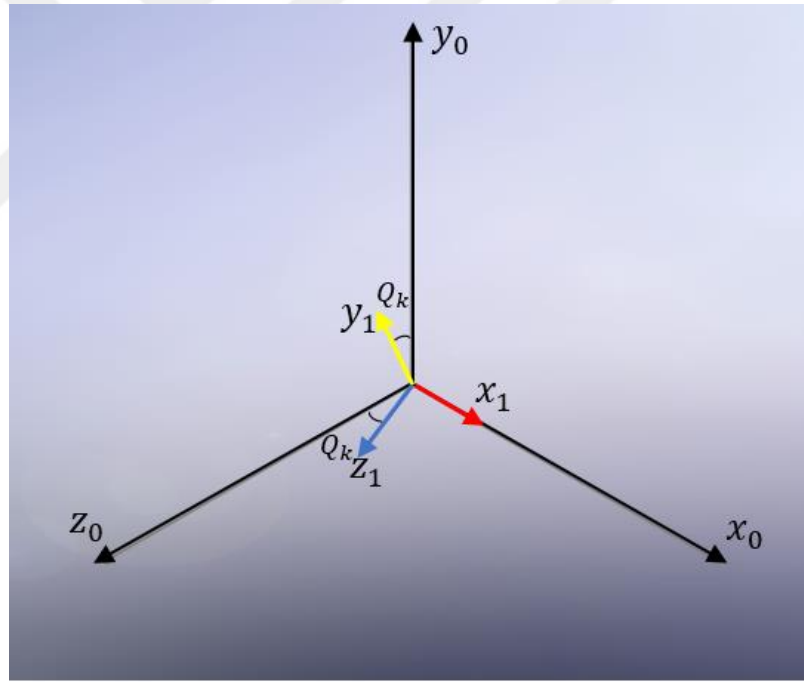
3.2 Açık Zincir Kinematığı

a) Dönme Matrisleri

X, Y, Z eksenlerinde Q_k kadar dönmesi sonucu oluşan matris formları aşağıdaki gibidir [55].

x_0 ekseninde Q_k kadar dönmesi durumunda dönme matrisi;

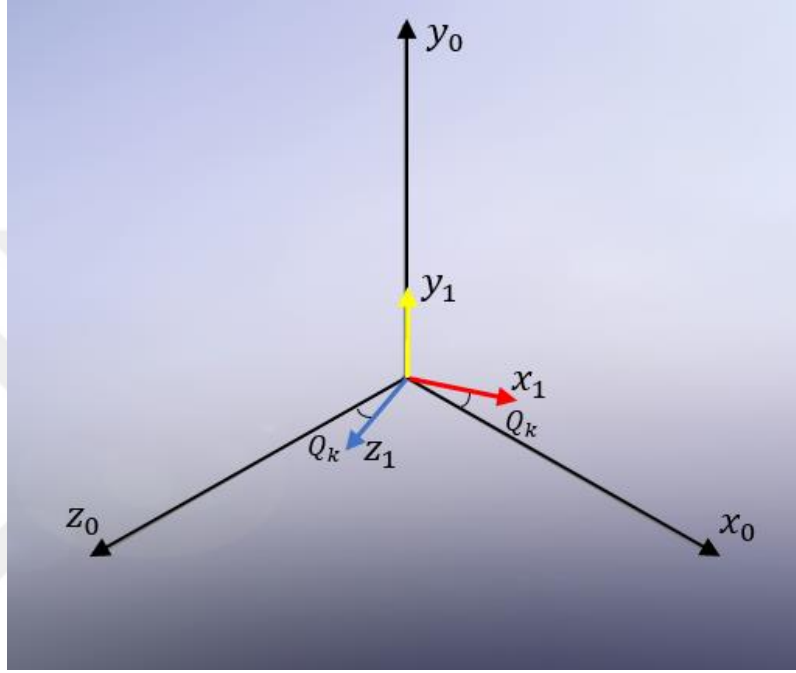
$$C_{x,Q} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(Q_k) & -\sin(Q_k) \\ 0 & \sin(Q_k) & \cos(Q_k) \end{bmatrix} \quad [6.1]$$



Şekil 3.4 x_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

y_0 ekseninde Q_k kadar dönmesi durumunda dönme matrisi;

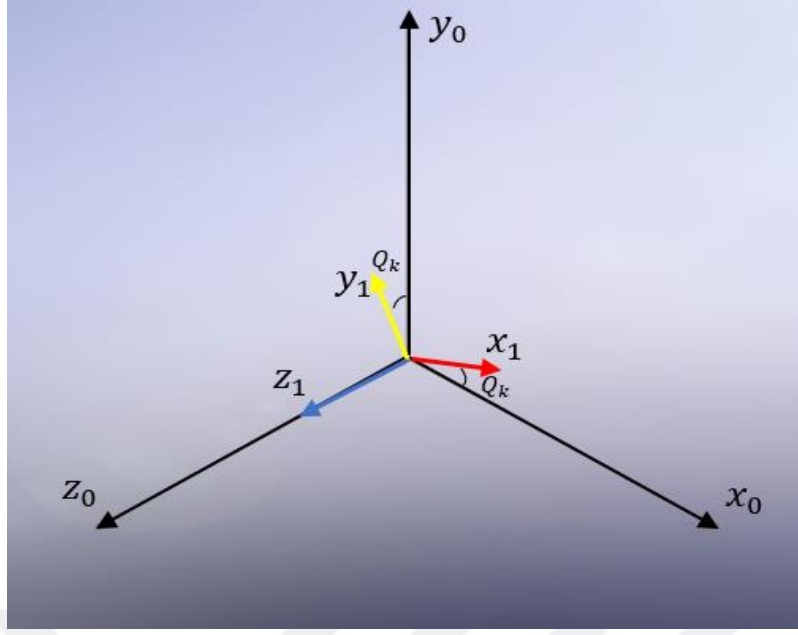
$$C_{y,Q} = \begin{bmatrix} \cos(Q_k) & 0 & \sin(Q_k) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(Q_k) & 0 & \cos(Q_k) \end{bmatrix} \quad [6.2]$$



Şekil 3.5 y_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

z_0 ekseninde Q_k kadar dönmesi durumunda dönme matrisi;

$$C_{z,Q} = \begin{bmatrix} \cos(Q_k) & -\sin(Q_k) & 0 \\ \sin(Q_k) & \cos(Q_k) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [6.3]$$



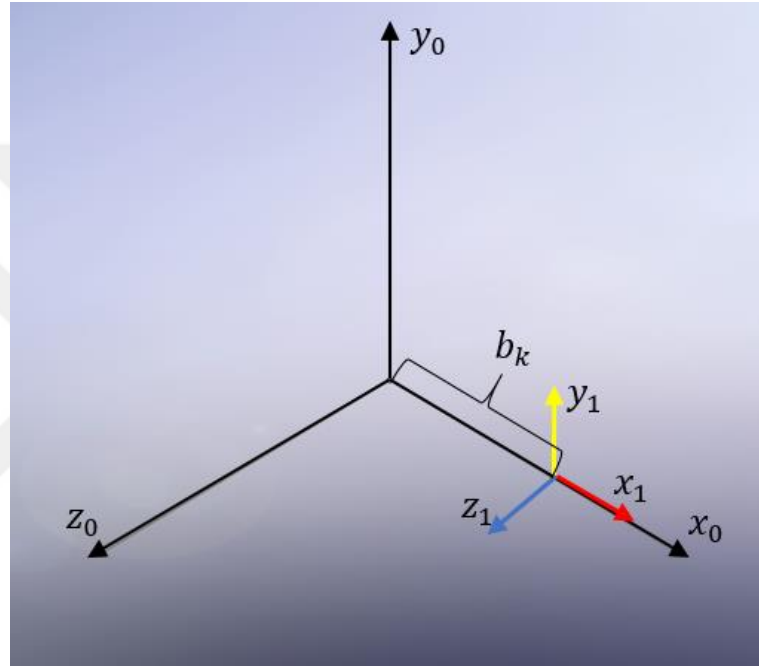
Şekil 3.6 z_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

b) Öteleme Matrisleri

X, Y , Z eksenlerinde b_k kadar ötelenmesi sonucu oluşan matris formları aşağıdaki gibidir .

x_0 ekseninde b_k kadar ötelenmesi durumunda öteleme matrisi;

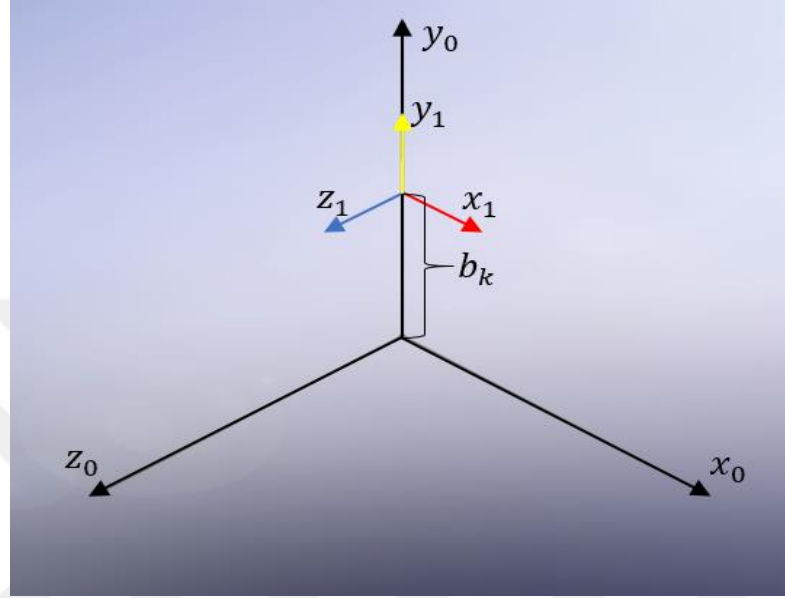
$$\Gamma_{x,bk} = \begin{bmatrix} b_k \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad [6.4]$$



Şekil 3.7 x_0 Ekseninde b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

y_0 ekseninde b_k kadar ötelenmesi durumunda öteleme matrisi;

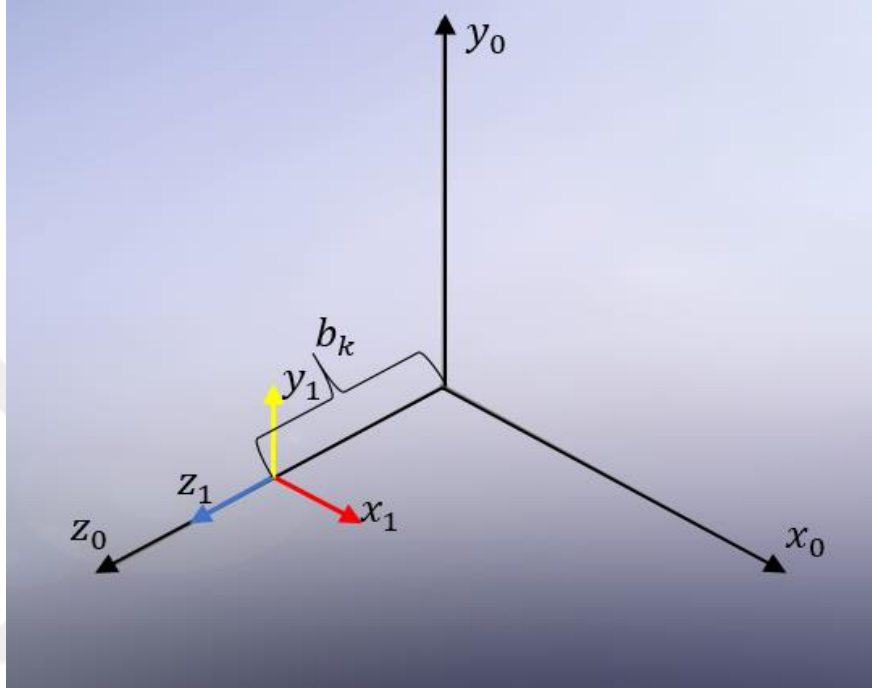
$$\Gamma_{y,b_k} = \begin{bmatrix} 0 \\ b_k \\ 0 \end{bmatrix} \quad [6.5]$$



Şekil 3.8 y_0 Ekseninde b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

z_0 ekseninde b_k kadar ötelenmesi durumunda öteleme matrisi;

$$T_{z,bk} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ b_k \end{bmatrix} \quad [6.6]$$



Şekil 3.9 z_0 Ekseninde b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

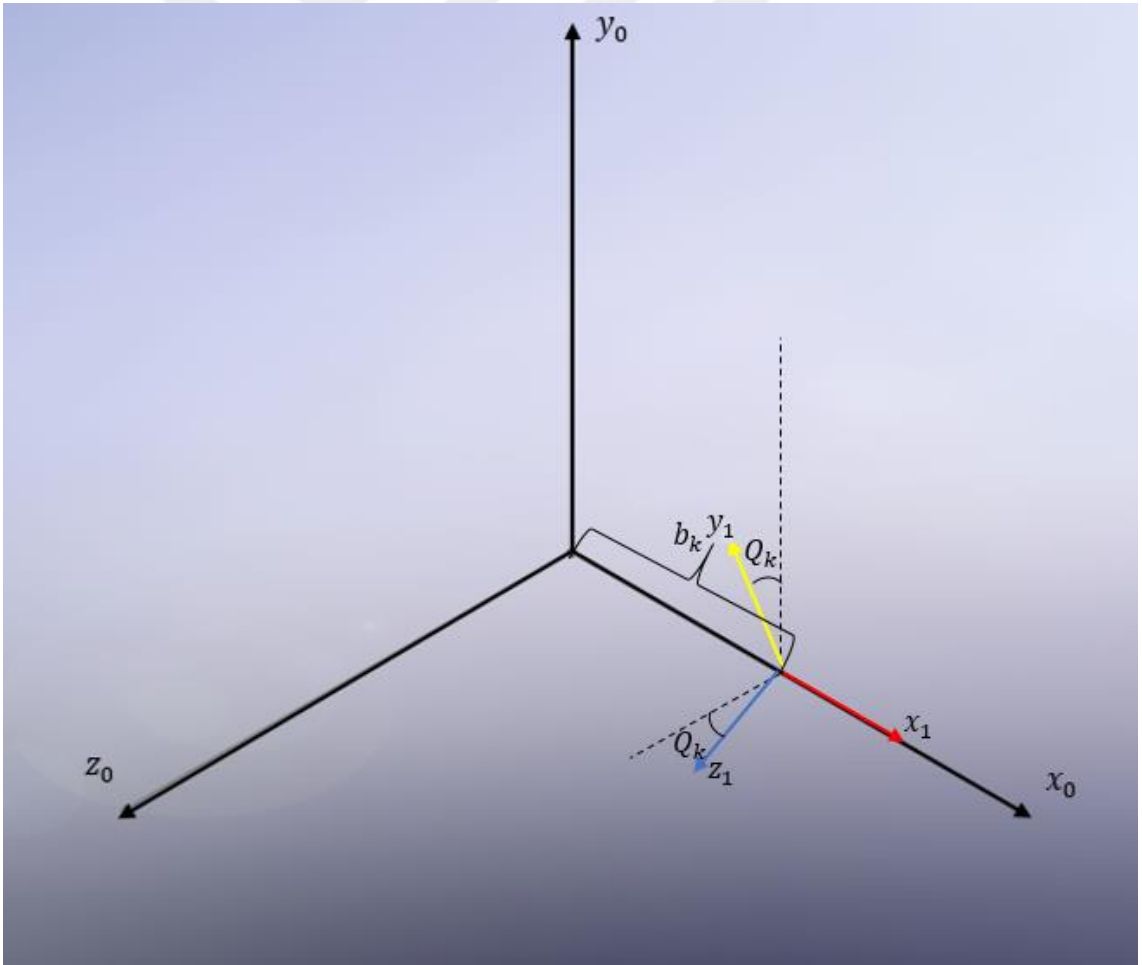
c) Homojen Dönüşüm Matrisi

Homojen dönüşüm matrisinin genel formu aşağıdaki gibidir [55].

$$H = \begin{bmatrix} \text{Dönme Matrisi} & \text{Öteleme Matrisi} \\ \text{Perpektif} & \text{Ölçek} \end{bmatrix} \quad [6.7]$$

x_0 ekseninde Q_k kadar dönme ve x eksenin b_k kadar öteleme yapıldığı takdirde dönme matrisi aşağıdaki gibi olacaktır [55],

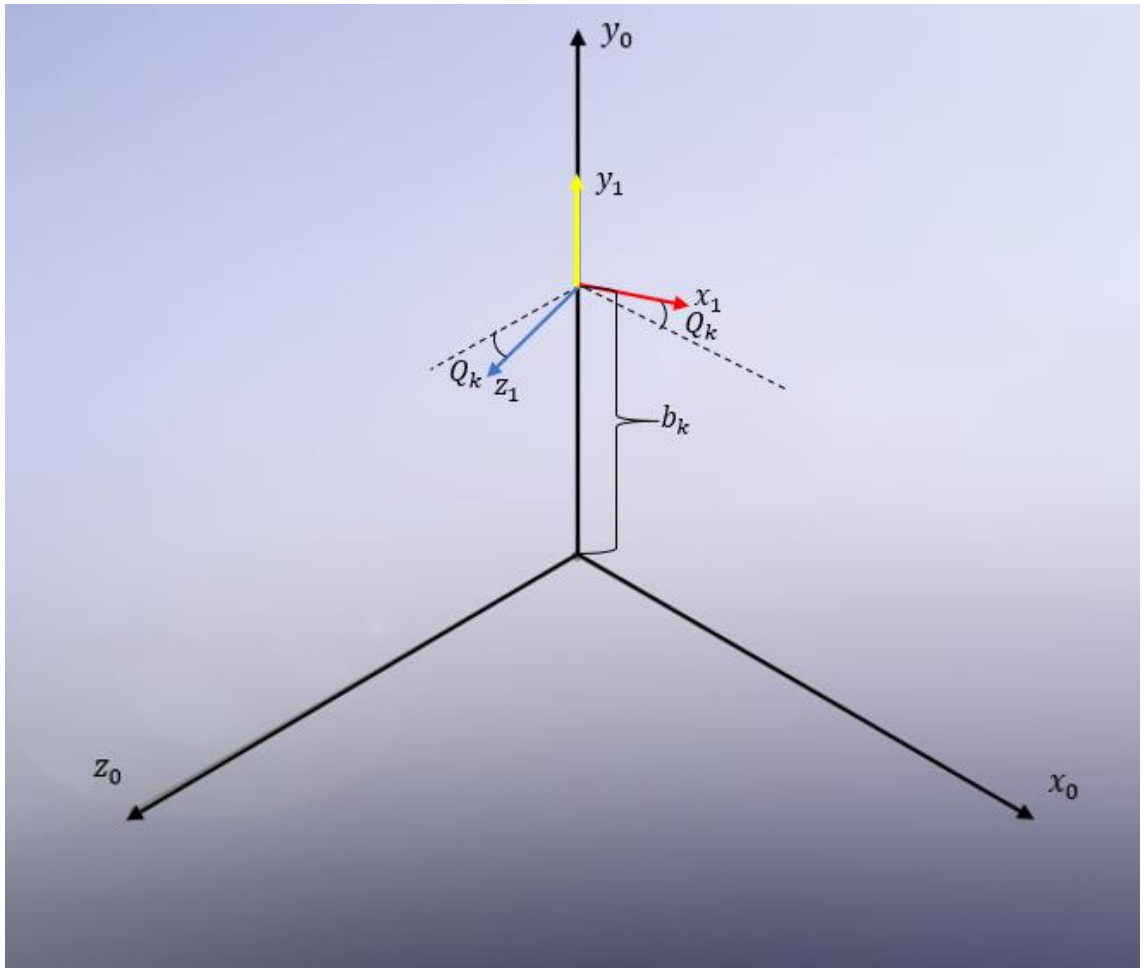
$$H_{x,Q_k,x,b_k} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & b_k \\ 0 & \cos(Q_k) & -\sin(Q_k) & 0 \\ 0 & \sin(Q_k) & \cos(Q_k) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [6.8]$$



Şekil 3.10 x_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

y_0 ekseninde Q_k kadar dönme ve y eksenin b_k kadar öteleme yapıldığı takdirde dönme matrisi aşağıdaki gibi olacaktır [55],

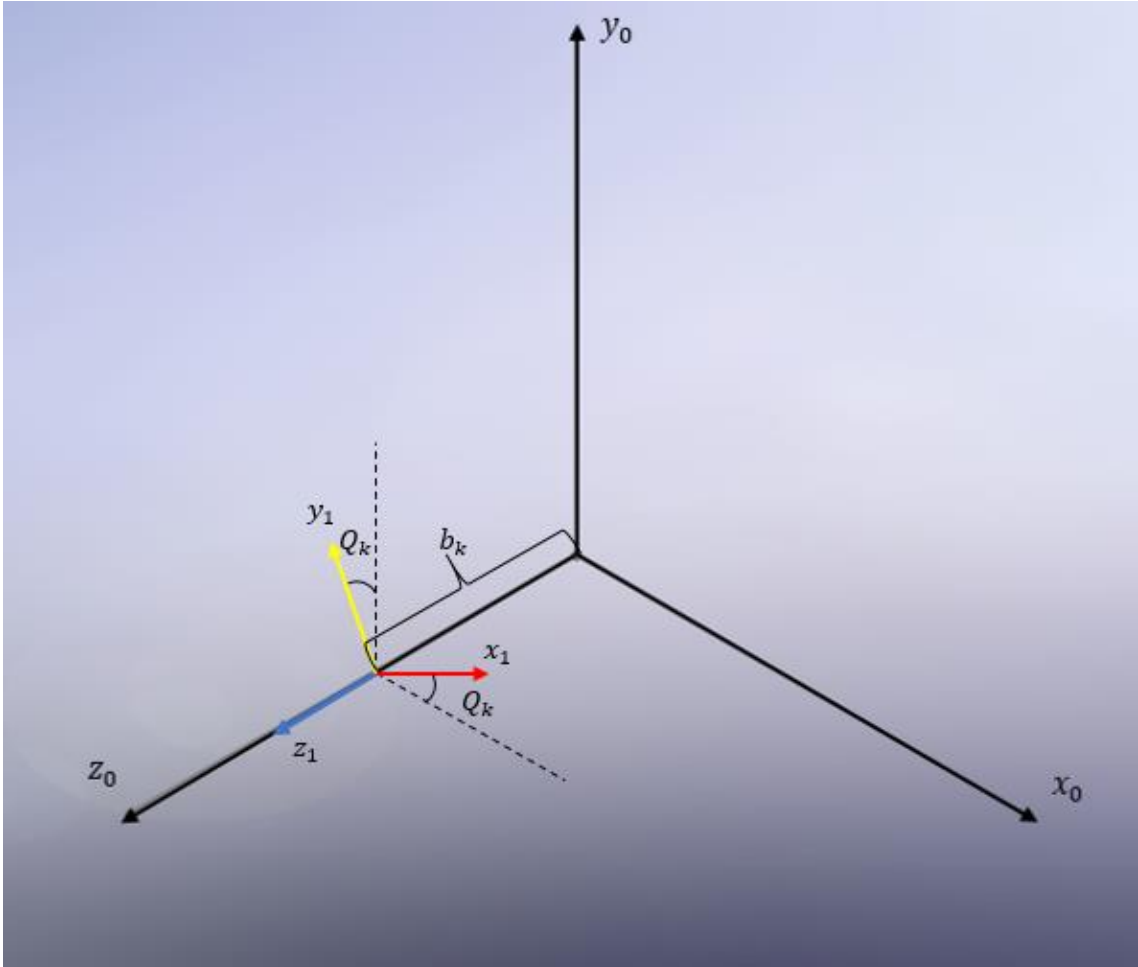
$$H_{y,Q_k,y,b_k} = \begin{bmatrix} \cos(Q_k) & 0 & \sin(Q_k) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & b_k \\ -\sin(Q_k) & 0 & \cos(Q_k) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [6.9]$$



Şekil 3.11 y_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

z_0 ekseninde Q_k kadar dönme ve y eksenin b_k kadar öteleme yapıldığı takdirde dönme matrisi aşağıdaki gibi olacaktır [55].

$$H_{y,Q_k;y,b_k} = \begin{bmatrix} \cos(Q_k) & -\sin(Q_k) & 0 & 0 \\ \sin(Q_k) & \cos(Q_k) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & b_k \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [6.10]$$

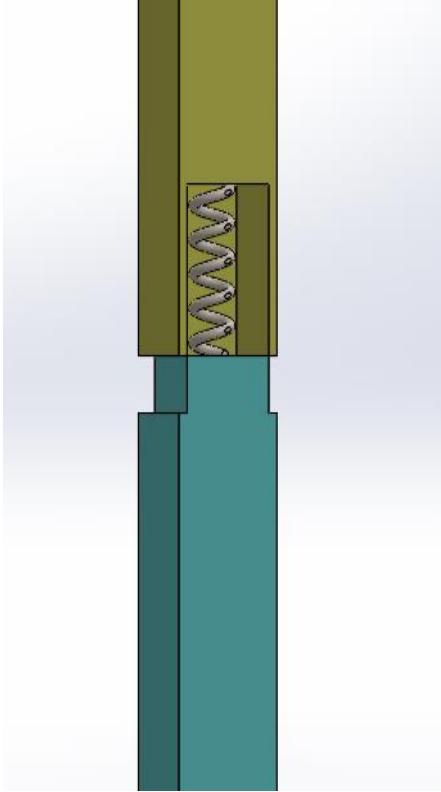


Şekil 3.12 z_0 Ekseninde Q_k Açısı Kadar Dönme b_k Mesafesi Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

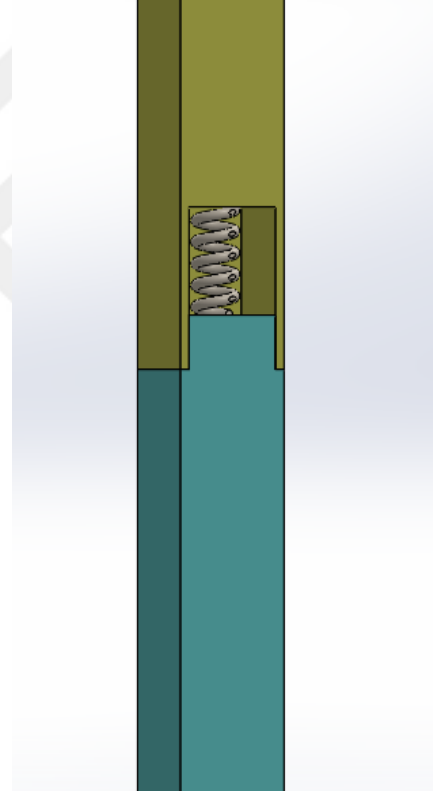
3.3 Esnek Uzuv

Tasarlanan ortez de uzuvların belli bir aralıkta esnek olmasının faydalı olacağı düşünülmektedir. Bu esnekliğin sağlanması için uzuv içerisine yerleştirilen belirli boydaki yay kullanılması ön görülmüştür.

Uzuv içerisinde bulunan yay uzuvun boy değişiminde kolaylık sağlayacaktır. Bu boy değişiminin en büyük avantajı pelviste görülmektedir. Yürüyüş sırasında pelvisin $\pm 2,5$ cm hareket alanı vardır. Esnek uzuv kullanılmasıyla pelvisin hareketin karşılanacağı düşünülmektedir.



Şekil 3.13 Yürüme Siklusünde Salınma Fazı Sırasında Esnek Uzuv Kesiti



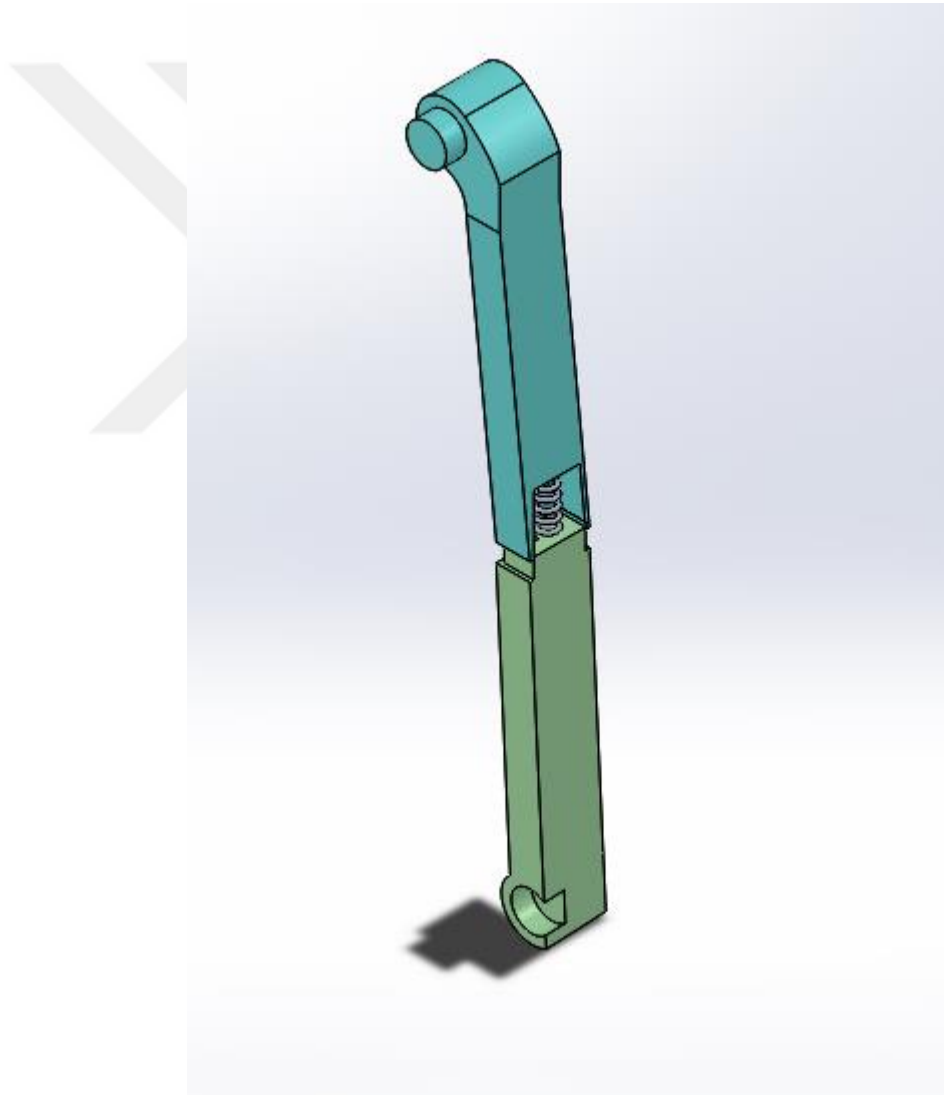
Şekil 3.14 Yürüme Siklusünde Basma Fazı Sırasında Esnek Uzuv Kesiti

Fonksiyon kaybı yaşayan bireylerde genellikle ortezler de kilitli diz ekleminin kullanılması pelvisin aşırı yüke maruz kalmasına neden olmaktadır. Uzuv içerisinde dinamik olarak kullanılabilen bir yay pelvisin aşırı zorlanmasını azaltmasıyla beraber normale yakın pelvis hareketi oluşturmaya katkıda bulunacaktır.

4. BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜÇ BOYUTLU ORTEZ TASARIMI

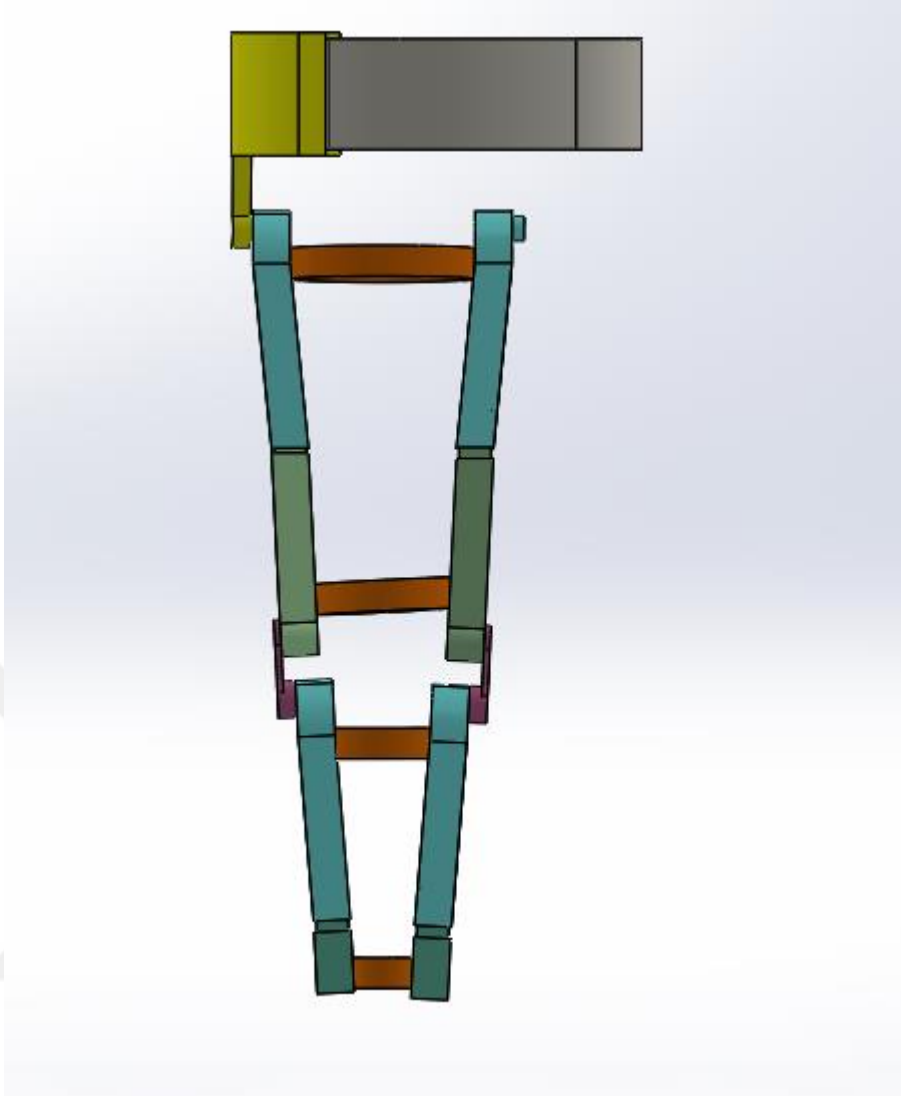
Üç boyutlu tasarım yapmak için bilgisayar ortamında SolidWorks programı kullanılmıştır. Tasarım ile ilgili görseller aşağıda belirtilmiştir.

Tasarımında esneklik sağlanması amacıyla uzuvların içine yay eklenmiştir. Bacak uzuvlarının boyları bireyden bireye farklılık göstermektedir. Uzun içerisine yerleştirilecek olan yay pelvisin aşırı zorlanmasını azaltmada büyük kolaylık sağlamaktadır. Uzun boyunun değişken olması kinematik analizde göz önüne alınmıştır.

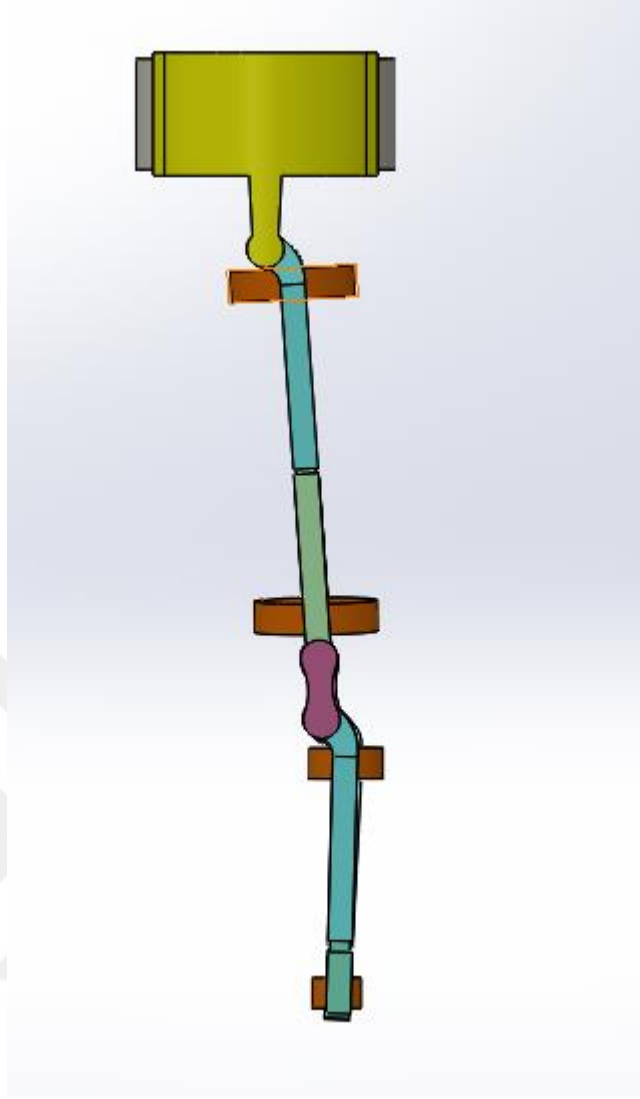


Şekil 4.1 Yaylı Uzun kesit Alınmış İzometrik Görüntüsü

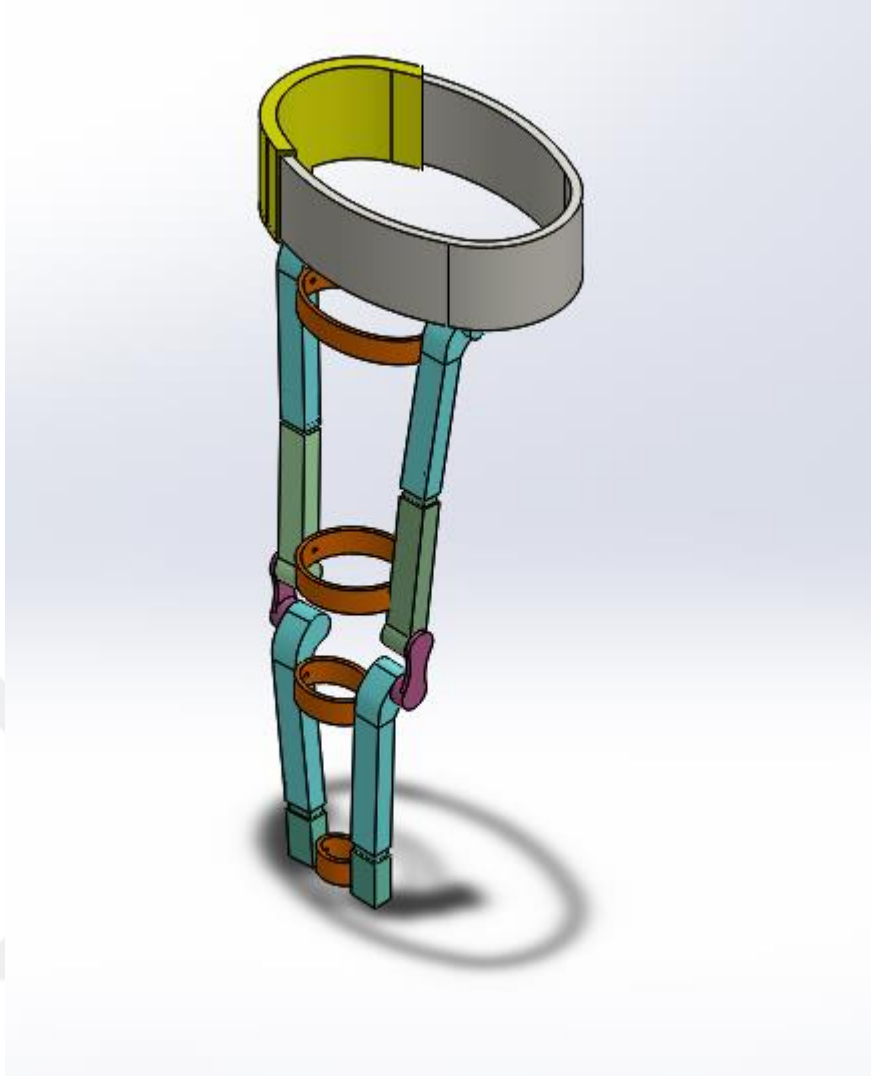
Tasarımın tamamının ön görünüşü, sol yan görünüşü ve izometrik perspektif görüntüsü aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.2 Tasarımın önden görünüşü

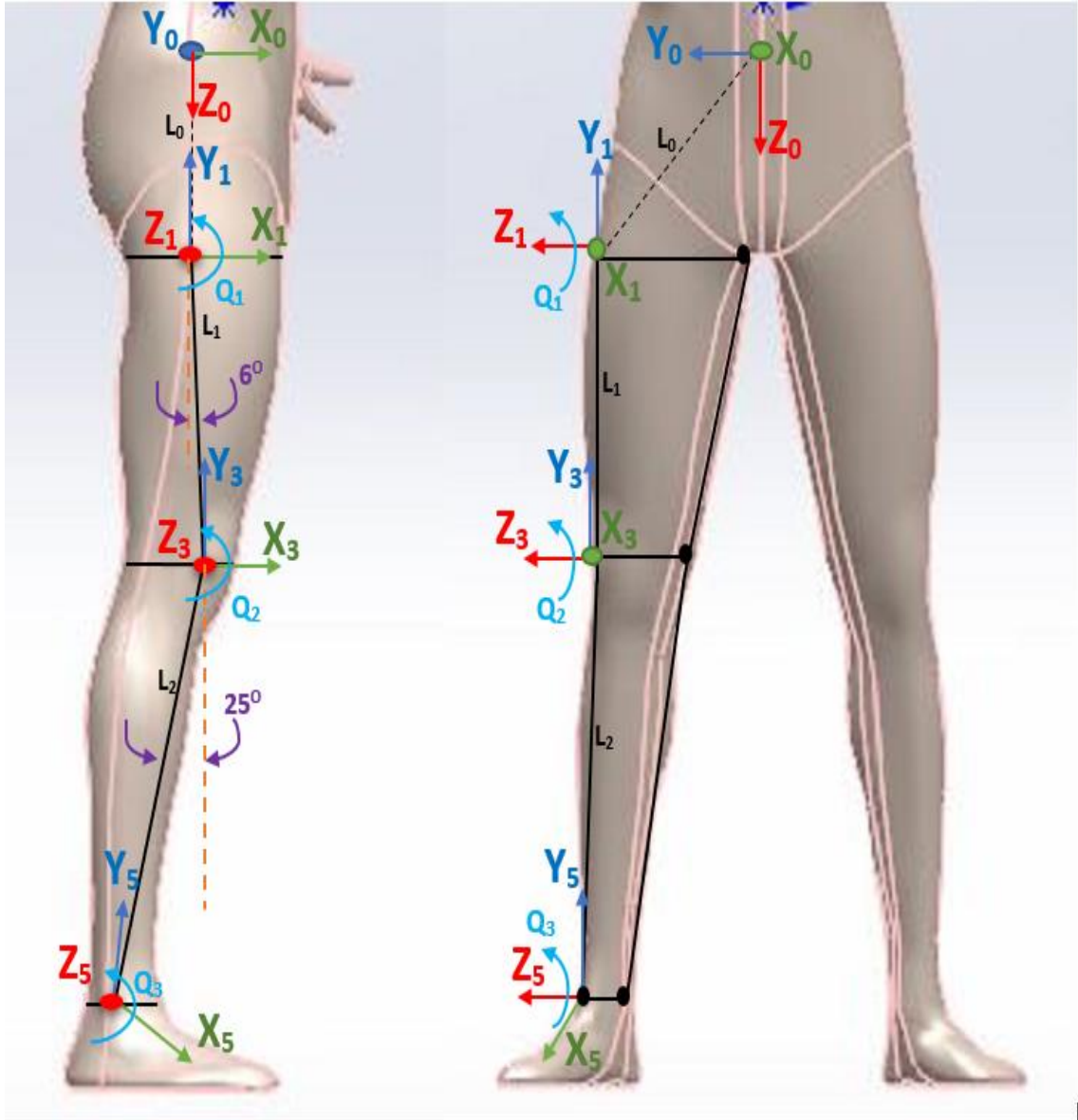


Şekil 4.3 Tasarımın sol yandan görünüşü

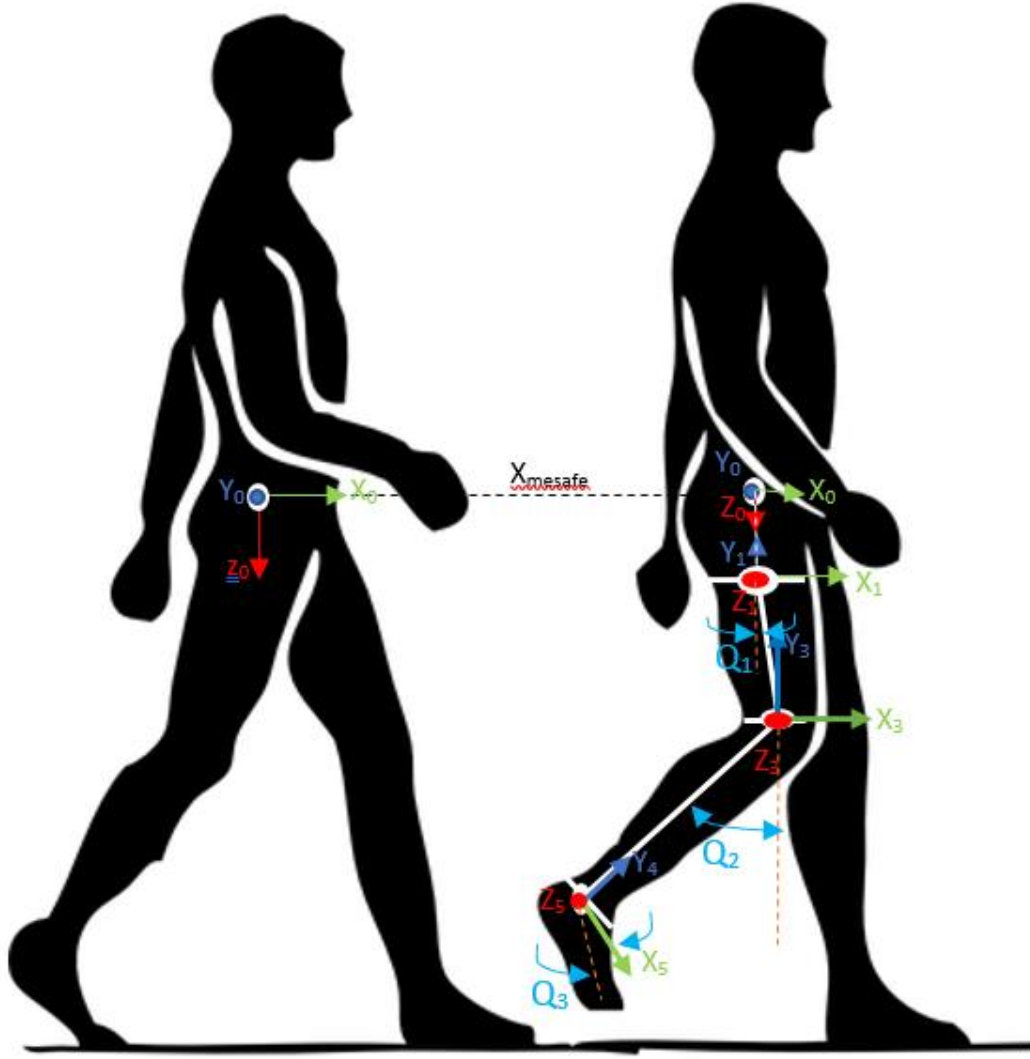


Şekil 4.4 Tasarımın İzometrik görüntüsü

4.1 Tasarılan Ortez Kinematik Analizi



Şekil 4.5 Ortez Üzerindeki Eksenler ve Uzunların Yaptığı Açılar



Şekil 4.6 Verilen Açılara Göre Kat Edilen Mesafe

Paralel manipülatöre ait Denavit-Hartenberg (D-H) parametreleri ve uzuvlara ait orijin noktaları Tablo 2' de verilmişti.

Çizelge 4.1 Paralel Manipülatöre ait D-H Parametreleri

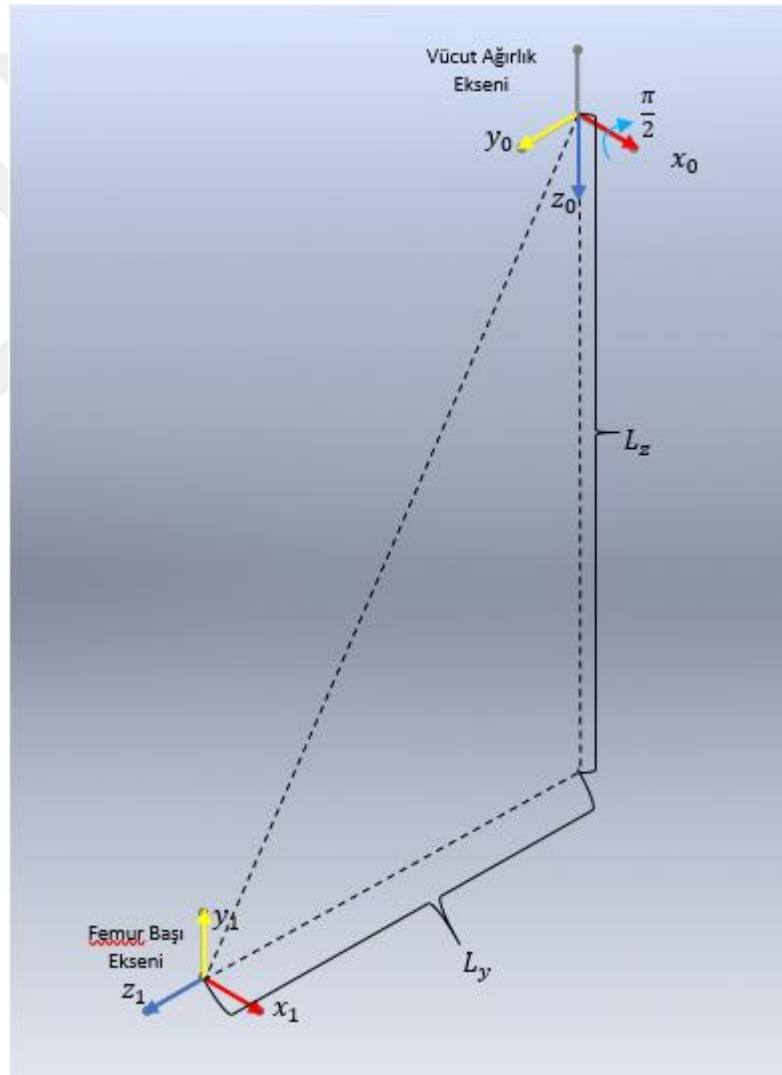
	K=0	k=1	k=2
$\beta_k =$ Eksen dönme açısı	$\beta_k = 0$	$\beta_k = -\beta_1$	$\beta_k = \beta_2$
$b_k =$ Öteleme	$b_k = L_0$	$b_k = L_1$	$b_k = L_2$
$Q_k =$ Dönme açısı	$Q_k = -\pi/2$	$Q_k = -Q_1$	$Q_k = -Q_2$
$d_k =$ Eksenler arası mesafe	$d_k = 0$	$d_k = 0$	$d_k = 0$

1) Vücut ağırlık merkezinden Femur başına ;

$$C^{(0,1)} = e^{X-\pi/2} \quad [8.1]$$

$$r(0,1) = +L_y Y_0 + L_z Z_0 \quad [8.2]$$

$$H^{(0,1)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(-\frac{\pi}{2}) & -\sin(-\frac{\pi}{2}) & L_y \\ 0 & \sin(-\frac{\pi}{2}) & \cos(-\frac{\pi}{2}) & L_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & +1 & L_y \\ 0 & -1 & 0 & L_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.3]$$



Şekil 4.7 Vücut Ağırlık Ekseninden Femur Başı Eksenine $\pi/2$ Kadar Dönme Ve L_z , L_y Kadar Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Tanımı

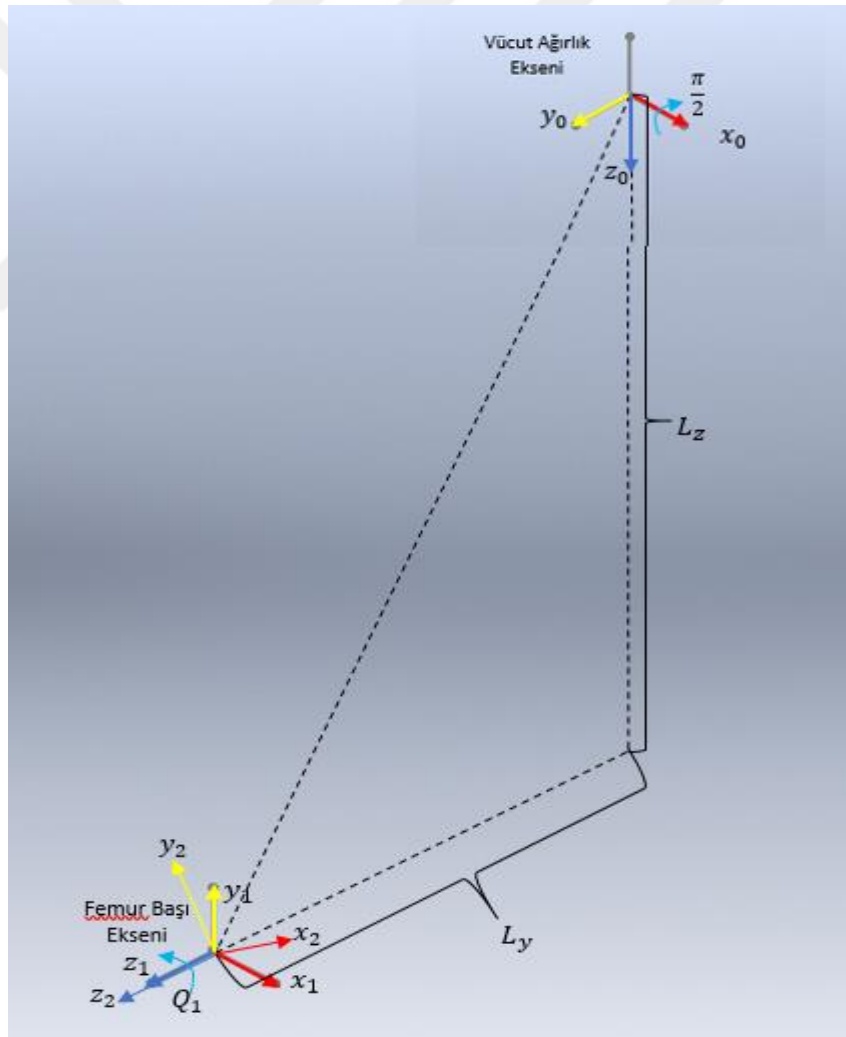
2) Kalçada yapılan fleksiyon – Ekstansiyon hareketi;

Z ekseninde Q_1 kadar dönme;

$$H^{(1,2)} = \begin{bmatrix} \cos(Q_1) & -\sin(Q_1) & 0 & 0 \\ \sin(Q_1) & \cos(Q_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.4]$$

$$H^{(0,2)} = H^{(0,1)} * H^{(1,2)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_y \\ 0 & -1 & 0 & L_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos(Q_1) & -\sin(Q_1) & 0 & 0 \\ \sin(Q_1) & \cos(Q_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.5]$$

$$H^{(0,2)} = \begin{bmatrix} \cos(Q_1) & -\sin(Q_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_y \\ -\sin(Q_1) & -\cos(Q_1) & 0 & L_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.6]$$



Şekil 4.8 Z_1 Ekseninde Q_1 Açısı Kadar Dönmesiyle Oluşan Yeni Eksen Takımı

3) Femur başından dizin tranvers eksenine geçiş;

6° Dönme ve L_{1y} öteleme

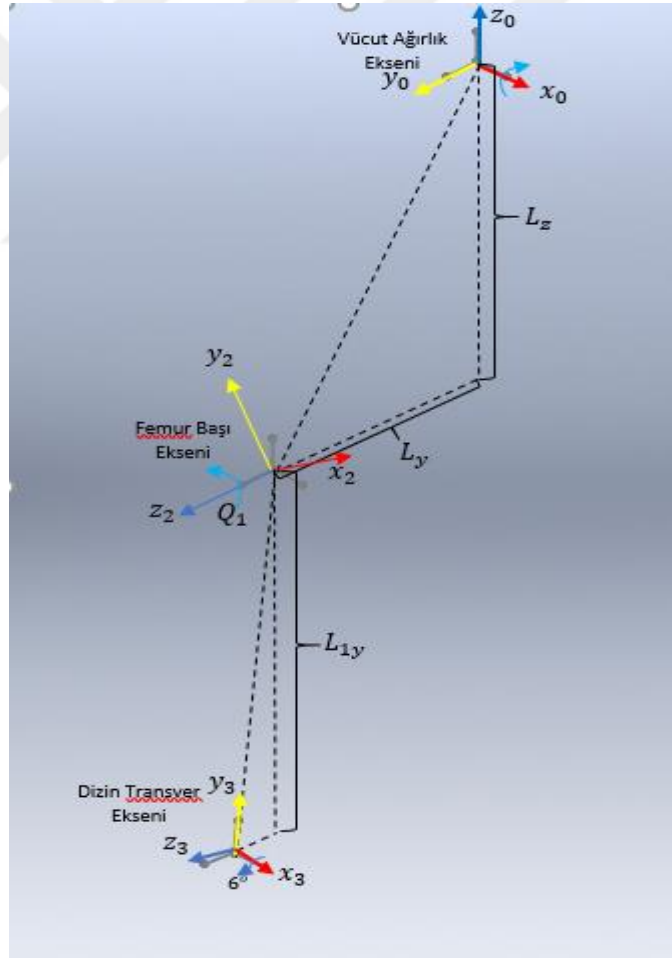
$$C^{(2,3)} = e^{X(-6\pi/180)} \quad [8.7]$$

$$r(2,3) = -L_{1y} Y_1 \quad [8.8]$$

$$H^{(2,3)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\left(\frac{-6\pi}{180}\right) & -\sin\left(\frac{-6\pi}{180}\right) & -L_{1y} \\ 0 & \sin\left(\frac{-6\pi}{180}\right) & \cos\left(\frac{-6\pi}{180}\right) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.9]$$

$$H^{(0,3)} = H^{(0,2)} * H^{(2,3)} =$$

$$\begin{bmatrix} \cos(Q_1) & -0,9945 * \sin(Q_1) & -0,1045 * \sin(Q_1) & L_{1y} * \sin(Q_1) \\ 0 & -0,1045 & 0,9945 & L_y \\ -\sin(Q_1) & -0,9945 * \cos(Q_1) & -0,1045 * \cos(Q_1) & L_z + L_{1y} * \cos(Q_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.10]$$



Şekil 4.9 Femur Başı Ekseninde Dizin Transver Eksenine Geçerken L_{1y} kadar öteleme ve 6° Açılı Öteleme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

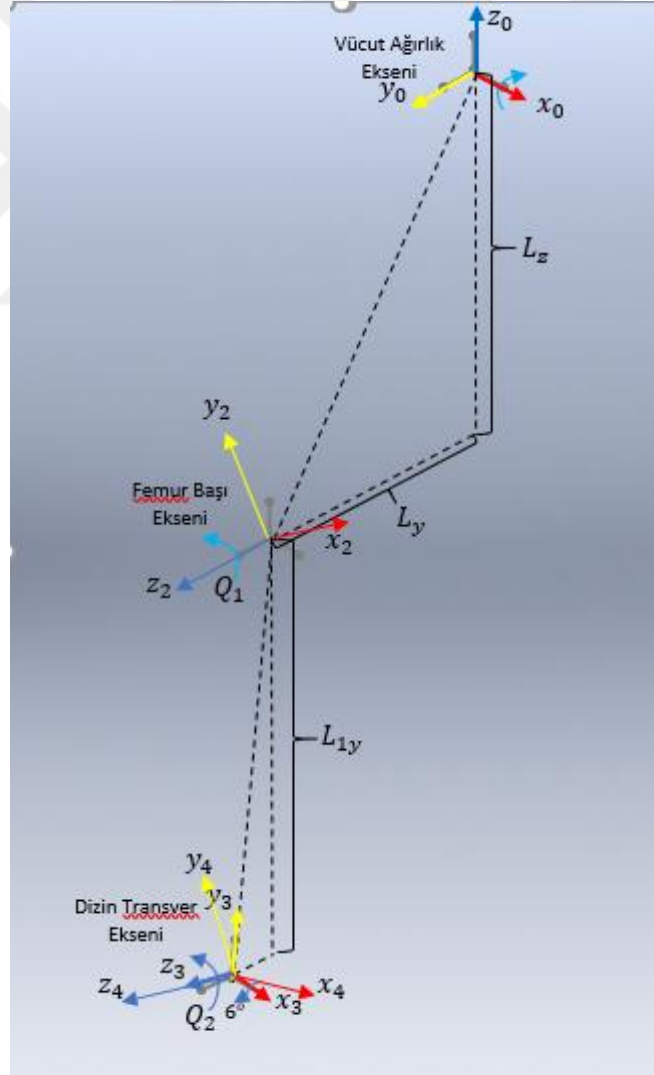
4) Dizde yapılan fleksiyon – ekstensiyon hareketi ;

Z ekseninde Q_2 kadar dönme

$$H^{(3,4)} = \begin{bmatrix} \cos(Q_2) & -\sin(Q_2) & 0 & 0 \\ \sin(Q_2) & \cos(Q_2) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.11]$$

$$H^{(0,4)} = H^{(0,3)} * H^{(3,4)} \quad [8.12]$$

$$= \begin{bmatrix} \cos(Q_1) * \cos(Q_2) - 0,9945 * \sin(Q_1) * \sin(Q_2) & -\cos(Q_1) * \sin(Q_2) - 0,9945 * \cos(Q_2) * \sin(Q_1) & -0,1045 * \sin(Q_1) & L_{1y} * \sin(Q_1) \\ -0,1045 * \sin(Q_2) & -0,1045 * \cos(Q_2) & 0,9945 & L_y \\ -0,9945 * \cos(Q_1) * \sin(Q_2) - \cos(Q_2) * \sin(Q_1) & \sin(Q_1) * \sin(Q_2) - 0,9945 * \cos(Q_1) * \sin(Q_2) & -0,1045 * \cos(Q_1) & L_z + L_{1y} * \cos(Q_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



Şekil 4.10 Dik Eklemde Yapılan Q_2 Açısı Kadar Dönme (Fleksiyon-Ekstensiyon Hareketi) Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

5) Diz transfer ekseninden ayak bileği eksenine geçiş;

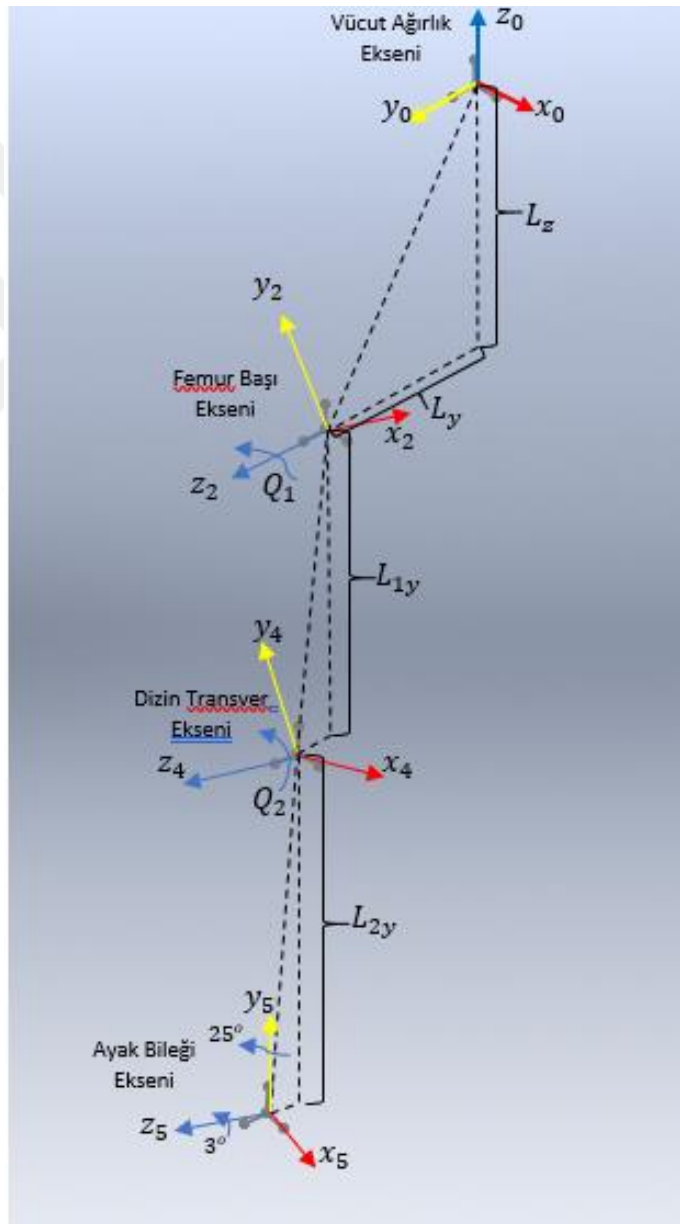
Z ekseninde 3° dönme, Y ekseninde -25° dönme, Y_3 ekseninde L_2 kadar öteleme

$$C^{(4,5)} = e^{y(-25\pi/180)} e^{z(-\pi/60)}$$

$$r_{(4,5)} = -L_2 y_3$$

$$H^{(4,5)} = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{-25*\pi}{180}\right) & 0 & \sin\left(\frac{-25*\pi}{180}\right) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\left(\frac{-25*\pi}{180}\right) & 0 & \cos\left(\frac{-25*\pi}{180}\right) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi}{60}\right) & -\sin\left(\frac{\pi}{60}\right) & 0 & 0 \\ \sin\left(\frac{\pi}{60}\right) & \cos\left(\frac{\pi}{60}\right) & 0 & -L_{2y} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.13]$$

$$H^{(0,5)} = H^{(0,4)} * H^{(4,5)} \quad [8.14]$$



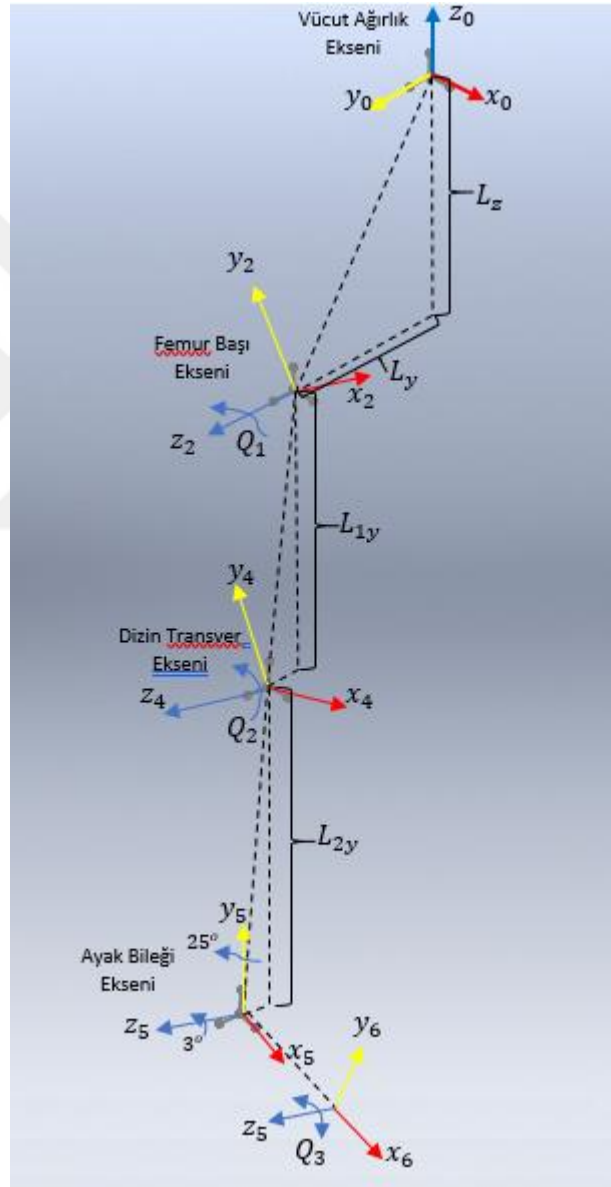
Şekil 4.11 Diz Transver Ekseninden Ayak Bileği Eksenine Geçerken y_4 Ekseninde L_{2y} Kadar Öteleme, z_4 Ekseninde 3° Kadar Dönme ve y_4 Ekseninde 25° Dönme Sonucu Oluşan Yeni Eksen Takımı

6) Ayak bileğinde yapılan dorsifleksiyon – plantarfleksiyon hareketi;

Z ekseninde Q_3 kadar dönme

$$H^{(5,6)} = \begin{bmatrix} \cos(Q_3) & \sin(Q_3) & 0 & 0 \\ \sin(Q_3) & \cos(Q_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.15]$$

$$H^{(0,6)} = H^{(0,5)} * H^{(5,6)} \quad [8.16]$$



Şekil 4.12 Ayak Bileği Ekseninde Yapılan Q_3 Açısı kadar Dönme (Dorsifleksiyon-Planterfleksiyon Hareketi) Sonucunda Meydana Gelen Yeni Eksen Takımı

7) Başlangıç anında ayak bileği ekseninin vücut ağırlık merkezine göre konumu;

$$x \text{ ekseninde öteleme} = L_{0x} + L_{2y} * \sin(25) \quad [8.18]$$

$$y \text{ ekseninde öteleme} = L_{0y} + L_{1y} + L_{2y} * \cos(25) \quad [8.19]$$

$$H_{\text{ilk ayak bilek eksen}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & L_{0x} + L_{2y} * \sin(25) \\ 0 & 0 & 0 & L_{0y} + L_{1y} + L_{2y} * \cos(25) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.20]$$

8) Hareket halinin son durumunda ayak bileği eksenin konumu;

$$x \text{ ekseninde öteleme} = L_{0x} + L_{1y} * \sin(Q_1) + L_{2y} * \sin(25) + L_{2y} * \sin(Q_2) \quad [8.21]$$

$$y \text{ ekseninde öteleme} = L_{0y} + L_{1y} * \cos(Q_1) + L_{2y} * \cos(25) + L_{2y} * \cos(Q_2) \quad [8.22]$$

$$H_{\text{son konum}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & L_{0x} + L_{1y} * \sin(Q_1) + L_{2y} * \sin(25) + L_{2y} * \sin(Q_2) \\ 0 & 0 & 0 & L_{0y} + L_{1y} * \cos(Q_1) + L_{2y} * \cos(25) + L_{2y} * \cos(Q_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [8.23]$$

9) Kat edilen mesafe;

$$X = H_{\text{son konum}} - H_{\text{ilk ayak bilek eksen}} \quad [8.24]$$

4.2 Bilgisayar Destekli Analiz

Kinematik analiz yapmak için verilerin bilgisayar ortamında MATLAB'a girilmesi aşağıdaki gibi yapılmıştır.

```
clear all,close all,clc
```

```
L0x=input('L0x i giriniz: ');
```

```
L0y=input('L0y i giriniz: ');
```

```
L0z=input('L0z i giriniz: ');
```

```
H01=[1 0 0 L0x;0 0 +1 L0y;0 -1 0 L0z;0 0 0 1];
```

```

Q1=input('Q1 i giriniz:      ');
H12=[cos(Q1) -sin(Q1) 0 0;sin(Q1) cos(Q1) 0 0;0 0 1 0;0 0 0 1];
H02=H01*H12;
L1y=input('L1y i giriniz:    ');
H23=[1 0 0 0;0 cos(-pi/30) -sin(-pi/30) -L1y;0 sin(-pi/30) cos(-pi/30) 0;0 0 0 1];
H03=H02*H23;
Q2=input('Q2 i giriniz:      ');
H34=[cos(Q2) -sin(Q2) 0 0;sin(Q2) cos(Q2) 0 0;0 0 1 0;0 0 0 1];
H04=H03*H34;
L2y=input('L2y i giriniz:    ');
ey25=[cos(-25*pi/180) 0 sin(-25*pi/180) 0;0 1 0 0;-sin(-25*pi/180) 0 cos(-25*pi/180)
0;0 0 0 1];
ez3=[cos(pi*60) -sin(pi*60) 0 0;sin(pi*60) cos(pi*60) 0 -L2y;0 0 1 0;0 0 0 1];
H45=ey25*ez3;
H05=H04*H45 ;
L3x=input('L3x i giriniz:    ');
Q3=input('Q3 i giriniz:      ');
H56=[cos(Q3) -sin(Q3) 0 0;sin(Q3) cos(Q3) 0 0;0 0 1 0;0 0 0 1];
H06=H05*H56
Hayakbilekekseni=[0 0 0 L0x+L2y*sin(-25*pi/180);0 0 0 L0y+L1y+L2y*cos(-
25*pi/180);0 0 0 0;0 0 0 1];
Hsonayakbilekekseni=[0 0 0 L0x+L1y*sin(Q1)+L2y*sin(-25*pi/180)+L2y*sin(Q2);0 0
0 L0y+L1y*cos(Q1)+L2y*cos(-25*pi/180)+L2y*cos(Q2);0 0 0 0;0 0 0 1];
KatEdilenMesafe=Hsonayakbilekekseni-Hayakbilekekseni
hold on

```

```

grid;

b=[0,L0x];

n=[0,L0y];

x=[L0x L1y*sin(Q1)];

y=[L0y L1y*cos(Q1)];

z=[L1y*sin(Q1) L1y*sin(Q1)+L2y*sin(Q2)];

m=[L1y*cos(Q1) L1y*cos(Q1)+L2y*cos(Q2)];

c=[L1y*sin(Q1)+L2y*sin(Q2) L1y*sin(Q1)+L2y*sin(Q2)+L3x*sin(Q3+90)];

v=[L1y*cos(Q1)+L2y*cos(Q2) L1y*cos(Q1)+L2y*cos(Q2)+L3x*cos(Q3+90)];

plot(b,n,'y')

plot(x,y,'b')

plot(z,m,'r')

plot(c,v,'g')

text(0,0,'Vücut Ağırlık Merkezi Başlangıç Noktası')

text(L0x,L0y,'Kalça Femur Başı');

text(L1y*sin(Q1),L1y*cos(Q1),'Diz Transvers Eksen');

text(L1y*sin(Q1)+L2y*sin(Q2),L1y*cos(Q1)+L2y*cos(Q2),'Ayak Bileği Eksni');

text(L1y*sin(Q1)+L2y*sin(Q2)+L3x*sin(Q3+90),L1y*cos(Q1)+L2y*cos(Q2)+L3x*cos(Q3+90),'Ayak Parmakları Bitiş Noktası');

xlabel('İlerleme Yönü (mm)');

ylabel('Yükseklik (mm)')

hold off

```

4.2.1 Testler

Aşağıda farklı kişilerden alınan belirli ölçüler ile bacağın ve ayağın yaptığı fleksiyon- ekstansiyon açılarıyla bacağın konumu belirlenmiştir. Değerler minimetre cinsindedir.

Test 1: 18 yaşında, 1,73 metre boyunda, 65 kilograma sahip bir erkek bireyden alınan ölçüler aşağıda verilmiştir.

Girdiler:

L0x i giriniz: -100
L0y i giriniz: -300
L0z i giriniz: 200
Q1 i giriniz: $-\pi/9$
L1y i giriniz: -360
Q2 i giriniz: $-\pi/8$
L2y i giriniz: -400
L3x i giriniz: 200
Q3 i giriniz: $-\pi/9$

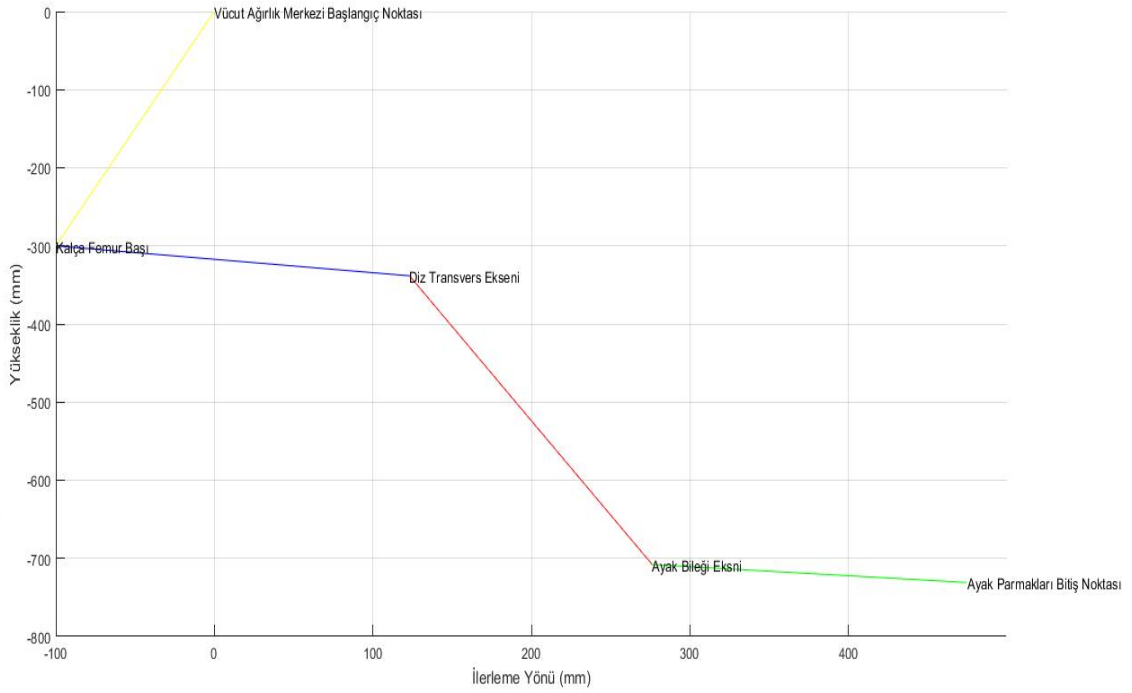
Sonuçlar:

H06 =

0.4122	0.8671	-0.2795	292.6709
0.4621	0.0654	0.8844	-338.6287
0.7852	-0.4937	-0.3737	-431.2979
0	0	0	1.0000

KatEdilenMesafe =

0	0	0	276.2006
0	0	0	-347.8412
0	0	0	0
0	0	0	0



Şekil 4.13 18 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği

Test 2: 6 yaşında, 1,25 metre boyunda, 24 kilograma sahip bir erkek bireyden alınan ölçüler aşağıda verilmiştir.

Girdiler:

- L0x i giriniz: -50
- L0y i giriniz: -80
- L0z i giriniz: 100
- Q1 i giriniz: $-\pi/9$
- L1y i giriniz: -320
- Q2 i giriniz: $-\pi/8$
- L2y i giriniz: -280
- L3x i giriniz: 180
- Q3 i giriniz: $-\pi/9$

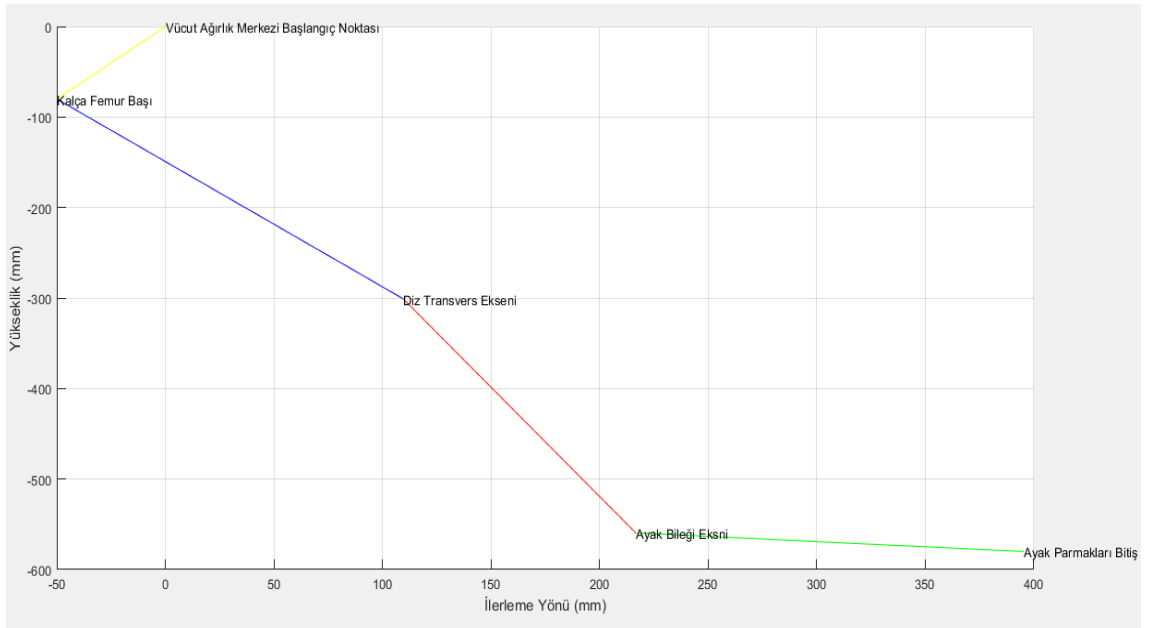
Sonuçlar :

H06 =

0.4122	0.8671	-0.2795	248.1270
0.4621	0.0654	0.8844	-107.0401
0.7852	-0.4937	-0.3737	-405.8076
0	0	0	1.0000

KatEdilenMesafe =

0	0	0	216.5978
0	0	0	-239.3879
0	0	0	0
0	0	0	0



Şekil 4.14 6 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği

Test 3: 13 yaşında, 1,60 metre boyunda, 40 kilograma sahip bir kız bireyden alınan ölçüler aşağıda verilmiştir.

Girdiler:

L0x i giriniz: -60

L0y i giriniz: -90

L0z i giriniz: 145

Q1 i giriniz: $-\pi/9$

L1y i giriniz: -480

Q2 i giriniz: $-\pi/8$

L2y i giriniz: -400

L3x i giriniz: 200

Q3 i giriniz: $-\pi/9$

Sonuçlar:

H06 =

0.4122 0.8671 -0.2795 373.7134

0.4621 0.0654 0.8844 -128.6287

0.7852 -0.4937 -0.3737 -599.0610

0 0 0 1.0000

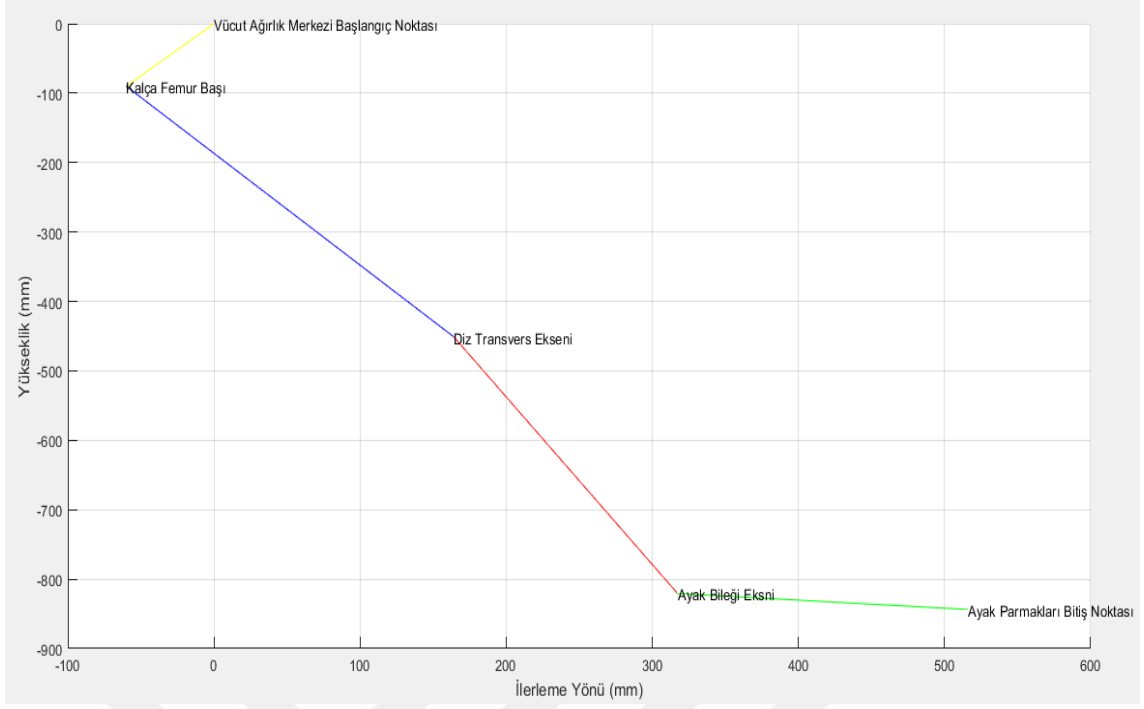
KatEdilenMesafe =

0 0 0 317.2430

0 0 0 -340.6043

0 0 0 0

0 0 0 0



Şekil 4.15 13 Yaşındaki Kız Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği

Test 4: 35 yaşında, 1,82 metre boyunda, 78 kilograma sahip bir erkek bireyden alınan ölçüler aşağıda verilmiştir.

Girdiler:

- L0x i giriniz: -120
- L0y i giriniz: -160
- L0z i giriniz: 140
- Q1 i giriniz: $-\pi/9$
- L1y i giriniz: -470
- Q2 i giriniz: $-\pi/8$
- L2y i giriniz: -380
- L3x i giriniz: 230
- Q3 i giriniz: $-\pi/9$

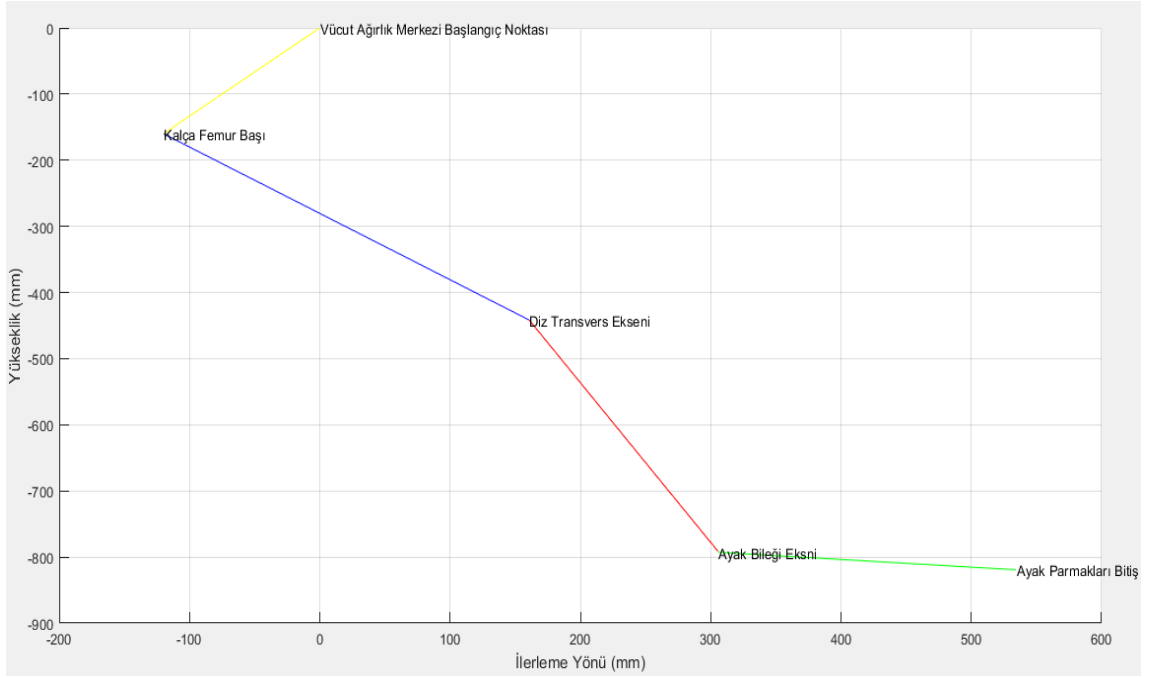
Sonuçlar:

H06 =

0.4122	0.8671	-0.2795	296.8160
0.4621	0.0654	0.8844	-196.6972
0.7852	-0.4937	-0.3737	-580.0137
0	0	0	1.0000

KatEdilenMesafe =

0	0	0	306.1692
0	0	0	-322.7298
0	0	0	0
0	0	0	0



Şekil 4.16 35 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği

Test 5: 35 yaşında, 1,64 metre boyunda, 50 kilograma sahip bir kız bireyden alınan ölçüler aşağıda verilmiştir.

Girdiler:

L0x i giriniz: -80
L0y i giriniz: -90
L0z i giriniz: 120
Q1 i giriniz: $-\pi/9$
L1y i giriniz: -510
Q2 i giriniz: $-\pi/8$
L2y i giriniz: -390
L3x i giriniz: 210
Q3 i giriniz: $-\pi/9$

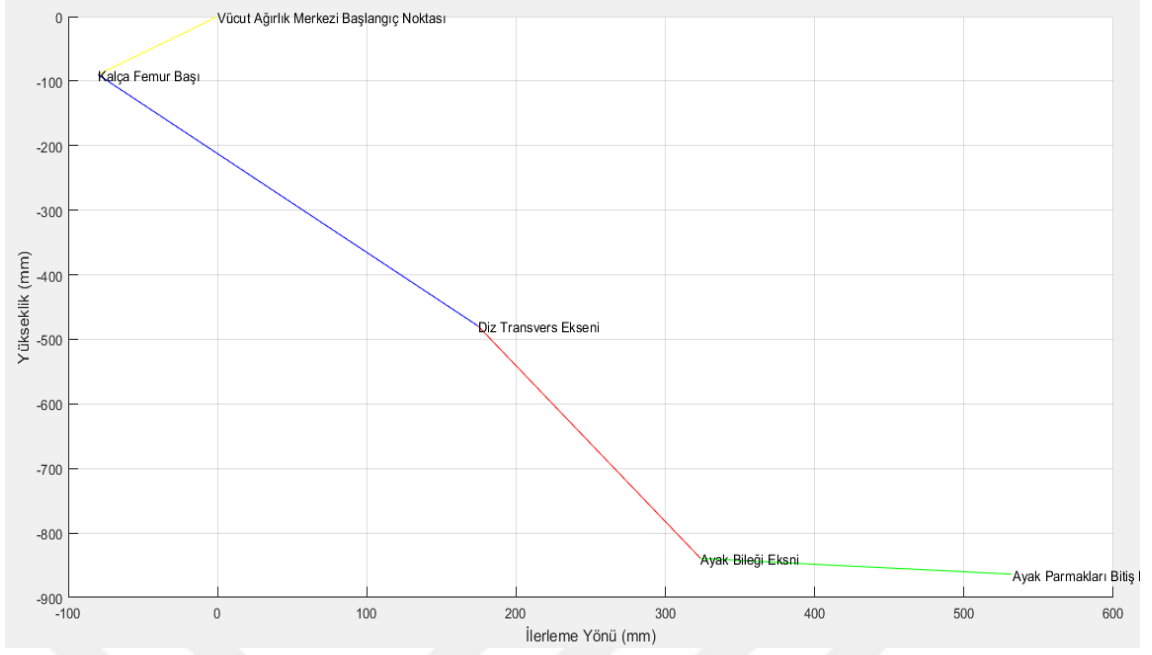
Sonuçlar:

H06 =

0.4122	0.8671	-0.2795	357.2354
0.4621	0.0654	0.8844	-127.6630
0.7852	-0.4937	-0.3737	-644.9266
0	0	0	1.0000

KatEdilenMesafe =

0	0	0	323.6768
0	0	0	-329.5563
0	0	0	0
0	0	0	0



Şekil 4.17 35 Yaşındaki Kız Bireyden Alınan Ölçü ve Açılara Göre Sonuç Grafiği

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında esnek uzuvlu paralel manipülatör kullanılarak giyilebilir robotik bacağıın tasarımı ve kinematik analizi yapılmıştır. Paralel manipülatör insan vücudunun ortalama ölçülerine göre boyutlandırılmış ve Solidworks kullanılarak 3 boyutlu tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Bu Çalışmada MATLAB bilgisayar programı kullanılarak açık zincir paralel manipülatörün belirli boyutlar ve açılar tanımlanarak konumları belirleyip kinematik analizi yapılmıştır. Açık zincir paralel manipülatör mekanizmasının konum denklemleri çıkarılmıştır.

Çalışmada ön görülen esnekliğin sağlanması amacıyla uzuvların içerisine belirli boyutlarda yaylar eklenmiştir. Yürüyüşte pelvisin $\pm 2,5$ cm hareketi mevcuttur. Bu fonksiyon kaybı olan hastalarda ortezlerin çoğunda kilitli diz eklemlerinin kullanılması pelvisi aşırı yüklenmesine ve bel ağrısına yol açmaktadır. Kilitli Diz eklemi kullanılmasında pelvisin aşırı zorlanmasını azaltmak ve normale yakın pelvis hareketi oluşturmak ortezin boyunun kısa tutulması yerine dinamik olarak kullanılacak bir yay ile beraber kilitlenebilir sistemlerde de yararlanabilir.

Bu çalışmadan faydalanarak elde edilen veriler kapsamında paralel manipülatörün dinamik analizi yapılabilir. İlerleyen çalışmalarda kinematik ve dinamik analiz sonucunda servo motor seçimi ve akümülatör seçimi yapılabilir. Yürüyüş fizyolojisine bakıldığında ayaklar arasındaki mesafe 5-10 cm olduğundan seçilen servo motorlar sonucunda ayaklar arasındaki mesafenin de fizyolojik sınırlar içerisinde bulundurulması gerektiği göz önüne alınmalıdır.

KAYNAKLAR

- [1]- **MORENO, J. C., et al.** (2005). Rationale for multiple compensation of muscle weakness walking with a wearable robotic orthosis. In: Proceedings of the 2005 *IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE*, p. 1914-1919.s
- [2]- **ZOSS, Adam B.; KAZEROONI, Hami; CHU, Andrew.** (2006). Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 11(2), 128-138.
- [3]- **ARAKELIAN, V.; GHAZARYAN, S.** (2008). Improvement of balancing accuracy of robotic systems: application to leg orthosis for rehabilitation devices. *Mechanism and Machine Theory*, 43(5), 565-575.
- [4]- **VAN ASSELDONK, Edwin HF, et al.** (2008). The effects on kinematics and muscle activity of walking in a robotic gait trainer during zero-force control. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 16(4), 360-370.
- [5]-**MANKALA, Kalyan K.; BANALA, Sai K.; AGRAWAL, Sunil K.** (2009). Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6(1),24.
- [6]- **PYO, Sang-Hun; ÖZER, Abdullah; YOON, Jungwon.** (2010). A novel design for lower extremity gait rehabilitation exoskeleton inspired by biomechanics. In: *ICCAS . IEEE*, p. 1806-1811.
- [7]-**LEE, Hyunglae, et al.** (2011). Multivariable static ankle mechanical impedance with relaxed muscles. *Journal of biomechanics*, 44(10), 1901-1908.
- [8]- **NEUHAUS, Peter D., et al.** (2011). Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics. In: *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE*, p. 1-8.
- [9]- **UNLUHISARCIKLI, Ozer, et al.** (2011). Design and control of a robotic lower extremity exoskeleton for gait rehabilitation. In: *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE*, p. 4893-4898.

- [10]- **YOON, Jungwon; KUMAR, R. Prasanth; ÖZER, Abdullah.** (2011). An adaptive foot device for increased gait and postural stability in lower limb Orthoses and exoskeletons. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 9(3),515.
- [11]- **ZOSS, Adam; KAZEROONI, Hami.** (2006). Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton. *Advanced Robotics*, 20(9), 967-988.
- [12]- **YU, S. N., et al.** (2012). Design of an under-actuated exoskeleton system for walking assist while load carrying. *Advanced Robotics*, 26(5-6), 561-580.
- [13]- **KOCESKA, Natasa, et al.** (2013). Control architecture of a 10 DOF lower limbs exoskeleton for gait rehabilitation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 10(1), 68.
- [14]- **ASBECK, Alan T., et al.** (2013). Biologically-inspired soft exosuit. In: 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, p. 1-8.
- [15]- **LUO, Jianwen; PAN, Bo; FU, Yili.** (2013). Experiment research of human lower extremity exoskeleton robot. In: *Proceedings of the 32nd Chinese Control Conference. IEEE*, p. 6010-6015.
- [16]- **ZHU, Yanhe; CUI, Jinxiang; ZHAO, Jie.** (2013). Biomimetic design and biomechanical simulation of a 15 DOF lower extremity exoskeleton. In: 2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). IEEE, p. 1119-1124.
- [17]- **Lopez, R., Aguilar-Sierra, H., Salazar, S., & Lozano, R.** (2013, October). Model and Control of the ELLTIO with two degrees of freedom. In 2013 17th International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC) (pp. 305-310). IEEE.
- [18]- **BOUHABBA, E. M., et al.** (2013). Lower-Limb Rehabilitation Robot Design. In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. IOP Publishing*, p. 012038.
- [19]- **SANZ-MERODIO, Daniel, et al.** (2014). Generation and control of adaptive gaits in lower-limb exoskeletons for motion assistance. *Advanced Robotics*, 28(5), 329-338.
- [20]- **ÖNEN, Ümit, et al.** (2014). Design and actuator selection of a lower extremity exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(2), 623-632

- [21]- **DING, Ye, et al.** (2014). Multi-joint actuation platform for lower extremity soft exosuits. In: *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, p. 1327-1334
- [22]- **ŞAHİN, Yusuf, et al.** (2014). Force feedback control of lower extremity exoskeleton assisting of load carrying human. In: *Applied Mechanics and Materials*. Trans Tech Publications, p. 546-550.
- [23]- **ASBECK, Alan T.; SCHMIDT, Kai; WALSH, Conor J.** (2014). Soft exosuit for hip assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 102-110.
- [24]- **LÓPEZ, Ricardo, et al.** (2014). Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad. *Revista iberoamericana de automática e informática industrial*, 11(3), 304-314.
- [25]- **ARAUJO, Marcio Valerio, et al.** (2015). Powered orthosis ortholeg: Design and development. *IEEE Latin America Transactions*, 13.1: 90-95.
- [26]- **SHAMAEI, Kamran, et al.** (2015). Biomechanical effects of stiffness in parallel with the knee joint during walking. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(10), 2389-2401.
- [27]- **PARK, Ji-Hyun, et al.** (2015). Design of a lower limb exoskeleton including roll actuation to assist walking and standing up. In: *2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*. IEEE, p. 359-364.
- [28]- **CHEN, Gong, et al.** (2016). Mechanical design and evaluation of a compact portable knee–ankle–foot robot for gait rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory*, 103, 51-64.
- [29]- **HUO, Weiguang, et al.** (2016). Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art. *IEEE systems Journal*, 10(3), 1068-1081.
- [30]- **WILCOX, Matthew, et al.** (2016). Muscular activity and physical interaction forces during lower limb exoskeleton use. *Healthcare technology letters*, 3(4), 273-279.
- [31]- **YUSOF, A. S., et al.** (2016). Design and development: Actuator of powered knee orthosis a prototype. In: *2016 6th IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering (ICCSCE)*. IEEE, p. 575-579.

- [32]- **TSUKAHARA, Atsushi; HASHIMOTO, Minoru.** (2016). Pilot study of single-legged walking support using wearable robot based on synchronization control for stroke patients. *In: 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO).* IEEE, p. 886-891.
- [33]- **LOVRENOVIC, Zlatko; DOUMIT, Marc.** (2016). Review and analysis of recent development of lower extremity exoskeletons for walking assist. *In: 2016 IEEE EMBS International Student Conference (ISC).* IEEE, p. 1-4.
- [34]- **NOH, J., et al.** (2016). A 4-bar mechanism based for knee assist robotic exoskeleton using singular configuration. *In: IECON 2016-42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society.* IEEE, p. 674-680.
- [35]- **PANIZZOLO, Fausto A., et al.** (2016). A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*,13(1), 43.
- [36]- **CHOI, Byungjune, et al.** (2016). A self-aligning knee joint for walking assistance devices. *In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).* IEEE, p. 2222-2227.
- [37]- **CHEN, Bing, et al.** (2017). A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients. *Journal of orthopaedic translation*, 11, 7-18.
- [38]- **KIM, Hongchul; SHIN, Young June; KIM, Jung.** (2017). Design and locomotion control of a hydraulic lower extremity exoskeleton for mobility augmentation. *Mechatronics*, 46, 32-45.
- [39]- **LONG, Yi, et al.** (2017). Development of a lower extremity wearable exoskeleton with double compact elastic module: preliminary experiments. *Mechanical Sciences*, 8(2), 249-258.
- [40]- **CASAS, Diego, et al.** (2017). Bioinspired Hip Exoskeleton for Enhanced Physical Interaction. *In: Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II.* Springer, Cham, p. 1497-1501.
- [41]- **AFTAB, Zohaib; ALI, Asad.** (2017). Simulating a wearable lower-body exoskeleton device for torque and power estimation. *In: 2017 IEEE-RAS 17th International Conference on Humanoid Robotics (Humanoids).* IEEE, p. 412-417.

- [42]- **AOUSTIN, Yannick; FORMALSKII, A. M.** (2018). Walking of biped with passive exoskeleton: evaluation of energy consumption. *Multibody System Dynamics*, 43(1), 71-96.
- [43]- **RUPAL, Baltej Singh, et al.** (2017). Lower-limb exoskeletons: Research trends and regulatory guidelines in medical and non-medical applications. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 14(6), 1729881417743554.
- [44]- **MIR-NASIRI, Nazim; JO, Hudyjaya Siwoyo.** (2017). Autonomous low limb exoskeleton to suppress the body weight. In: *2017 3rd International Conference on Control, Automation and Robotics (ICCAR)*. IEEE, p. 47-51.
- [45]- **LIU, Junqiang, et al.** (2017). Development and adaptive fuzzy control of a walking robotic exoskeleton for passive body weight support. In: *2017 2nd International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*. IEEE, p. 450-455.
- [46]- **ZHANG, Jianbin, et al.** (2017). Structure design and simulation on bionic lower extremity rehabilitation robot. In: *2017 12th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*. IEEE, p. 1304-1309.
- [47]- **CHOI, Hyundo, et al.** (2018). Compact hip-force sensor for a gait-assistance exoskeleton system. *Sensors*, 18(2), 566.
- [48]- **MA, Qingchuan; JI, Linhong; WANG, Rencheng.** (2018). The Development and Preliminary Test of a Powered Alternately Walking Exoskeleton With the Wheeled Foot for Paraplegic Patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(2), 451-459.
- [49]- **CHACHATI, Louay; HASAN, Avin.** (2018). Designing and implementing an electronic system to control moving orthosis virtual mechanical system to emulate lower limb. *Cogent Engineering*, 5(1), 1456632.
- [50]- **HUO, Weiguang, et al.** (2018). Fast gait mode detection and assistive torque control of an exoskeletal robotic orthosis for walking assistance. *IEEE Transactions on Robotics*, 34(4), 1035-1052.
- [51]- **RANAWEERA, R. K. P. S., et al.** (2018). Anthro-X: Anthropomorphic lower extremity exoskeleton robot for power assistance. In: *2018 4th International Conference on Control, Automation and Robotics (ICCAR)*. IEEE, p. 82-87.

- [52]- **NIU, Yijun; SONG, Zhibin; DAI, J. S.** (2018). Design of the Planar Compliant Five-bar Mechanism for Self-aligning Knee Exoskeleton. *In: 2018 International Conference on Reconfigurable Mechanisms and Robots (ReMAR). IEEE*, p. 1-7.
- [53]- **CHEN, Bing, et al.** (2019). Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art. *Mechanism and Machine Theory*, 134, 499-511.
- [54]- **ALSANCAK, S.** (2009). Ortez. *Hatiboğlu Yayınevi*, 174s, Ankara.
- [55]- **ÖZGÖREN, K.** (2015). Robot Kinematiği. *Makine Teorisi Derneği Yayınları*, 94s, Ankara.
- [56]- **Alsancak, S.** (2015). Yürüyüşün kinetik ve kinematiği. *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi*, 14(2), 7-12.
- [57]- **PONS, José L.** (2008). Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. John Wiley & Sons.
- [58]- **COPILOSI, C.; DUMITRU, N.; MARGINE, A.** (2018). Children Locomotion Rehabilitation Test Bed Designed from Kinematic Considerations. *In: New Advances in Mechanism and Machine Science. Springer, Cham*, p. 171-179.
- [59]- **FEDOROV, Dmitri; BIRGLEN, Lionel.** (2019). Design of a Compliant Mechanical Device for Upper Leg Rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(2), 870-877.
- [60]- **Michael, J. W., & Bowker, J. H. (Eds.)**. (2004). Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Yunis AKKAŞ
Doğum Yeri ve Tarihi	Sivas, 03.08.1993
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Ankara Üniversitesi Ortez-Protez Bölümü 06290 Ankara
E-posta Adresi	yakkas@ankara.edu.tr

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Gazi Lisesi, 2011
Lisans	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, 2016
Yüksek Lisans	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, 2019

İş Tecrübesi

Ankara Üniversitesi Araştırma Görevlisi, 2019