T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

GİYİLEBİLİR DIŞ İSKELET (EKSOSKELETON) TASARIMI VE BİYOMEKANİK ANALİZİ

Hazırlayan
İsmail ÇALIKUŞU

Danışman
Doç. Dr. Esma UZUNHİSARCIKLI
İkinci Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Bahadır ÇETİNKAYA

Doktora Tezi

Aralık 2021
KAYSERİ

T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

GİYİLEBİLİR DIŞ İSKELET (EKSOSKELETON) TASARIMI VE BİYOMEKANİK ANALİZİ

(Doktora Tezi)

Hazırlayan
İsmail ÇALIKUŞU

Danışman
Doç. Dr. Esma UZUNHİSARCIKLI
İkinci Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Bahadır ÇETİNKAYA

Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından FDK-2018-7375 kodlu proje ile desteklenmiştir.

Aralık 2021

KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Bu amaçla Adana Şehir Hastanesi'den 27.03.2018 tarihinde 13 toplantıda 178 karar no ile Giyilebilir Dış İskelet (eksoskeleton) tasarımı ve biyomekanik analizi adlı tezin çalışmanın etiksel açıdan bir sakınca içermediği raporu alınmıştır. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

İsmail ÇALIKUŞU

İmza

“Giyilebilir Dış İskelet Tasarımı (Eksoskeleton) ve Biyomekanik Analizi” adlı Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan	**Danışman**
İsmail ÇALIKUŞU	Doç. Dr. Esma UZUNHİSARCIKLI
İmza	İmza

Biyomedikal Mühendisliği ABD Başkanı

Prof. Dr. Mahmut TOKMAKÇI

İmza

TEŞEKKÜR

Öncelikle tezim boyunca sabrı ve bilgisi ile bana destek olan danışmanım Doç. Dr. Esma UZUNHİSARCIKLI'ya en içten teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca gerek yardımseverliği, içtenliği ve samimiyetiyle bana yardımcı olan ikinci danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Bahadır ÇETİNKAYA'ya teşekkürü borç bilirim.

Bilgi ve tecrübesiyle bana her zaman yardımcı olan ve yol gösteren, samimiyetiyle hep yanımda olan değerli hocam Afyon Kocatepe Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Öğretim üyelerinden Doç. Dr. Uğur Fidan'a teşekkürlerimi sunarım. Burada ayrıca aldığım dersler ile benim bilgime bilgi katan Değerli Erciyes Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'ndeki hocalarıma içtenlikle teşekkür ederim. Bunun yanında, Eski Girne Amerikan Üniversitesi Rektör Yardımcısı olan ve ne yazık ki kalp krizi sonucu aramızdan ayrılan rahmetli hocam Prof. Dr. Adnan Khasman'a Kas sinyallerini işleme konusunda gösterdiği yardımlardan dolayı teşekkürü borç bilirim. Ayrıca modelleme programını aldığımız günden beri teknik bilgisi ile program sorunlarımızı aşmamızı sağlayan Can Özcan'a şükranlarımı sunuyorum. Bunun yanında sinyalleri tıbbi açıdan değerlendirmimize yardımcı olan Adana Şehir hastanesi doktorlarından nöroloji doktoru Uzm. Dr.Turgay Özcüler, Klinik fizyoloji uzmanı Doç. Dr.Halit Fidancı ve fizik tedavi ve rehabilitasyon uzmanı Uzm. Dr. Songül ERCAN ÖZKAL'a teşekkürleri borç bilirim.

Son olarak yaptığım her işte her daim yanımda olan sevgili aileme de teşekkür ediyorum.

İsmail Çalıkuşu

Aralık 2021, KAYSERİ

GİYİLEBİLİR DIŞ İSKELET (EKSOSKELETON) TASARIMI VE BİYOMEKANİK ANALİZİ

İsmail ÇALIKUŞU

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Doktora Tezi, Aralık 2021
Danışman: Doç. Dr. Esma UZUNHİSARCIKLI
İkinci Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Bahadır ÇETİNKAYA

ÖZET

Bu tezin amacı; fizik rehabilitasyonunda kullanılabilecek optimum bir alt ekstremite dış iskelet tasarımını insan-makine etkileşimini göz önüne alarak gerçekleştirmektir. Bu cihazların tasarımı karmaşık, zaman alan, insan yaşamı için tehlike ve riskler içeren ve oldukça maliyet gerektiren sistemlerdir. Bu nedenle, bu sistemlerin tasarlanmasında OpenSim, AnyBody gibi Kas-İskelet sistemi modelleme yazılımları kullanılmaktadır. Bu programlar sağladıkları avantaj ile prototip üretimlerin süresini azaltmakta, tasarım sırasında oluşabilecek riskleri ve prototip maliyetlerini minimuma indirmektedir. Bu çalışmada öncelikle insan makine etkileşimini incelemek için RoboGait Dış iskeletinin üzerinde Spinal Kord Yaralanmalı (SKY), Felçli v.b. hastalarda kullanılacak olan ve Solidworks programı kullanılarak tasarlanan A Glass Fiber malzemesinden yapılan bir alt ekstremite dış iskeleti tasarlanmıştır. Ayrıca, bu çalışmada literatürdeki çalışmalardan farklı olarak dış iskeletle yürümenin kas, eklem ve yer reaksiyon üzerindeki etkileri birlikte incelenmiştir. Tasarlanan bu alt ekstremite dış iskeletle AnyBody programında kas-iskelet vücut modeline giydirilerek iki yürüme döngüsü boyunca kas aktiviteleri, kas gücü, eklem momenti ve reaksiyon kuvveti üzerindeki etkileri analiz edilmiştir. Analiz sonucunda tasarlanan Eksoskeletonun kaslara ve eklemlere daha az yük bindirdiği gözlemlenmiştir.

Bu çalışmada literatürdeki çalışmalara ek olarak hem kontrol hem de hasta grupları ayrı ayrı oluşturulmuş ve her iki grup için detaylı analizler yapılmıştır. Kontrol grubu nörolojik muayeneye tabi tutulmuş ve uzman doktor tarafından nörolojik bozukluk olmadığı onaylanmıştır. Daha sonra SKY ve inme tanısı alan bireyler hasta gruplarına

dahil edilmiş ve kontrol grubuna ve hasta gruplarına RoboGait cihazı ile yürüme rehabilitasyonu uygulanmıştır. Robotik yürüyüş sırasında Gluteus Maximus (GMA), Gluteus Medius (GME), Iliopsoas (ILP), Biceps Femoris (BF), Vastus Medialis (VM), Medial Gastrochenimous (MG) ve Tibialis Anterior (TA) eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Bu sinyallerden zaman, frekans ve istatistiksel özellikler açısından 26 farklı öznitelik parametresi çıkarılmıştır. Çıkarılan öznitelik vektörleri ile kas grubu robotik rehabilitasyonunun ne kadar verimli hale geldiği araştırılmıştır. Ayrıca çıkarılan bu öznitelikler MLP, SVM, KNN, RF ve Derin Öğrenme kullanılarak sınıflandırılmış ve daha sonra bu yaklaşımların sınıflandırma performansı üzerindeki etkinliği incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dış İskelet, AnyBody, Kas-İskelet Modelleme, Biyomekanik Analiz, EMG.

WEARABLE EXOSKELETON DESIGN AND BIOMECHANIC ANALYSIS

İsmail ÇALIKUŞU

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences
PhD Thesis, December, 2021
Supervisor: Assoc. Dr. Esma UZUNHİSARCIKLI
Co-Supervisor: Assist. Dr.Mehmet Bahadır ÇETİNKAYA

ABSTRACT

This thesis aims to design an optimum lower exoskeleton that can be used in physical rehabilitation, considering the human-machine interaction. The design of these devices is complex, time-consuming, involving dangers and risks for human life and highly costly systems. Therefore, musculoskeletal modeling software such as OpenSim and AnyBody have been used to design these systems. With these advantages, these programs reduce prototype production time and minimize the risks during design and prototype costs. In this study, firstly, Spinal Cord Injured (SCI), Paralyzed etc. on the RoboGait Exoskeleton to examine the human-machine interaction. A lower-limb exoskeleton made of A Glass Fiber material was designed to be used in patients and designed using the Solidworks program. In addition, in this study, the effects of walking with an exoskeleton on muscle, joint and ground reaction were examined together, unlike the studies in the literature. This lower extremity exoskeleton designed was dressed on a musculoskeletal body model in AnyBody program, and its effects on muscle activities, muscle strength, joint moment and reaction force were analyzed during two walking cycles. As a result of the analysis, it was observed that the designed Exoskeleton puts less load on the muscles and joints.

In addition to the studies in the literature, both control and patient groups were formed separately and detailed analyses were made for both groups. The control group was subjected to neurological examination and it was confirmed by the specialist doctor that there was no neurological disorder. Then, individuals diagnosed with SCI and stroke were included in the patient groups and gait rehabilitation was applied to the control group and patient groups with the RoboGait device. Gluteus Maximus (GMA), Gluteus

Medius (GME), Iliopsoas (ILP), Biceps Femoris (BF), Vastus Medialis (VM), Medial Gastrochenimous (MG), and Tibialis Anterior (TA) were recorded simultaneously during robotic walking. 26 different feature parameters were extracted from these signals in terms of time, frequency, and statistical properties. It has been investigated how efficient muscle group robotic rehabilitation has become with the extracted feature vectors. In addition, these extracted features were classified using MLP, SVM, KNN, RF and Deep Learning, and then the effectiveness of these approaches on classification performance was examined.

Keywords: Exoskeleton, AnyBody, Muscoskelatal Modeling, Biomechanic Analysis, EMG.

İÇİNDEKİLER

GİYİLEBİLİR DIŞ İSKELET (EKSOSKELETON) TASARIMI VE BİYOMEKANİK ANALİZİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK iii
KABUL VE ONAY iv
TEŞEKKÜR v
ÖZET vi
ABSTRACT viii
İÇİNDEKİLER x
TABLOLAR LİSTESİ xviii
ŞEKİLLER LİSTESİ xix
GİRİŞ 1
Tezin Konusu ve Önemi 1
Tezin Amacı ve Katkıları 2
Tezin Organizasyonu 3

1.BÖLÜM

GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1.Problem Durumu 5
1.2.Araştırmanın Amacı 5
1.3.Literatür Taraması 7

2.BÖLÜM

ROBOTİK DIŞ İSKELET SİSTEMLERİ ve ÖZELLİKLERİ

2.1.Giriş 14
2.2.Robotik Dış İskelet Sistemleri ve Tarihi gelişimi 14
2.3.Robotik Dış İskelet Sistemlerinin Benzer ve Farklı Yönleri 21

3.BÖLÜM

ALT EKSTREMİTE KASLARI VE GÖREVLERİ

3.1. Kas ve kas türleri 25

3.2. Alt Ekstremite Kasları 26
3.2.1. Kalça Kemeri Ön kaslar: 26
3.2.1.1 İliacus Kası: 27
3.2.2. Kalça Kemeri Kasları Arka Grup 28
3.2.2.1. Gluteus Maksimus Kası: 28
3.2.2.2 Gluteus Medius Kası 29
3.2.2.3.Gluteus Minimus Kası: 30
3.2.2.4 Priformis Kası: 30
3.2.2.5. Superior Gemellus: 31
3.2.2.6. Inferior Gemellus Kası: 32
3.2.2.7 Obturator İnternus Kası: 33
3.2.2.8. Quadratus Femoris Kası: 34
3.2.2.9. Tensor Fasya Lata Kası 35
3.2.3. Uyluğun Ön Tarafında Bulunan Kaslar 36
3.2.3.1.Iliopsoas Kası: 36
3.2.3.2 Sartorious Kası: 37
3.2.3.3. Quadriceps Femoris Kası: 38
3.2.4.Uyluk Kasları İç Yan Kompartman 39
3.2.4.1. Pectineus Kası: 39
3.2.4.2. Addüktör Longus Kası: 40
3.2.4.3. Addüktör Brevis Kası: 41
3.2.4.4 Addüktör Magnus Kası: 41
3.2.4.5 Gracilis Kası: 42
3.2.5. Uyluk Arka Kompartman Kasları 43
3.2.5.1. Biceps Femoris Kası 43
3.2.5.2. Semitendinosus Kası: 43
3.2.5.3. Semimembranosus Kası: 44
3.2.6.Bacak ön kompartman kasları 44
3.2.6.1. Tibialis Anterior Kası: 44
3.2.6.2. Extensor Digitorium Longus (EDL): 45
3.2.6.3 Extensor Hallucis Longus Kası: 46
3.2.6.4 Fibularis(Peronous) Longus Kası: 48
3.2.6.5 Fibularis (Peronous) Brevis Kası: 49

3.2.7. Bacak Arka Kompartman Yüzeysel Kasları 49
3.2.7.1. Gastrocinemus Kası: 49
3.2.7.2. Soleus Kası: 50
2.2.7.3. Plantaris Kası: 51
3.2.8. Derin Arka Bacak kasları 52
3.2.8.1. Popliteus Kası: 52
3.2.8.2.Flexor Digitorum Longus Kası: 53
3.2.8.3. Flexor Hallucis Longus Kası 54
3.2.8.4. Tibialis Posterior Kası 55
3.3. Alt Ekstremite Eklemleri 56
3.3.1.Kalça Eklemi 56
3.3.1.1.Yapısı: 56
3.3.1.2. Bağlar: 56
3.3.1.3. Stabilize Edici Faktörler 57
3.3.1.4. Kalça eklemi ve hareketleri 57
3.3.2. Diz Eklemi 58
3.3.2.1. Yapısı 58
3.3.2.2. Bağlar 59
3.3.2.3. Diz Hareketleri 59
3.3.3. Ayak bileği eklemi 60
3.3.3.1.Yapısı 60
3.3.3.2. Bağlar 60
3.3.3.3. Ayak bileği eklemi hareketleri 61
3.3.4. Tibifibular Eklemi 62
3.3.5. Subtalar Eklemi 62

4. BÖLÜM

ROBOTİK ALT EKSTREMİTE Dış iskeletlerin MODELLENMESİ

4.1.Giriş 64
4.2.OpenSim Modelleme Programı 64
4.3. BoB (Biomechanics of Bodies) Programı 65
4.4.AnyBody Modelleme Programı 66
4.4.1 AnyBody Kas Modelleri 67

4.4.1.1. AnyMuscleModel 67
4.4.1.2. AnyMuscleModel3E 67
4.4.1.3. AnyMuscleModel2Elin 68
4.4.1.4. AnyMuscleModelUsr1 68
4.4.2 AnyBody İnsan Modeli 68
4.4.3 AnyBody ile Model Programlama 69
4.4.3.1. Segmentleri tanımlama 70
4.4.3.2 Segmenti Gösterme 72
4.4.3.3.AnyBody Programı İle Kasların Modellenmesi 77
4.5. Alt Ekstremite Dış İskelet Modelinin Solidworks Programında Oluşturulması 79
4.6.Biyomekanik Analiz 81
4.6.1. Kas aktivitesi ve Kas Gücü Tahmini 81
4.6.2. Eklem Reaksiyon kuvveti ve Momenti 82
4.6.3. Yer Reaksiyon Kuvveti 84

5. BÖLÜM
İNSAN ROBOT ETKİLEŞİMİNDE ALT EKSTREMİTE KAS AKTİVASYONLARININ ELDE EDİLMESİ, ÖZELLİKLERİNİN ÇIKARILMASI VE YAPAY ZEKÂ İLE SINIFLANDIRILMASI

5.1. Alt Ekstremite EMG Ölçümü 85
5.2.EMG Sinyallerinin Özellik Çıkarımı 88
5.2.1.İntegral EMG (IEMG) 88
5.2.2.Ortalama Mutlak Değer 88
5.2.3. Modifiye Edilmiş Ortalama Mutlak Değer Tip 1 (MMAV) 89
5.2.4. Modifiye Edilmiş Ortalama Mutlak Değer Tip 2 (MMAV2) 89
5.2.5. Basit Kare İntegral 89
5.2.6. Varyans EMG 90
5.2.7. Etkin Değeri 90
5.2.8. Log Algılayıcısı 90
5.2.9. Dalga Uzunluğu 90
5.2.10. Ortalama Genlik Değişimi 91
5.2.11 Standard Değerin Mutlak Farkı 91

5.2.12 Sıfır Geçiş 91
5.2.13. Miyopals Yüzde Oranı 91
5.2.14. Willison Genliği 92
5.2.15.Geliştirilmiş Ortalama Mutlak Değeri 92
5.2.16. Geliştirilmiş Dalga Boy 92
5.2.17.Maksimum Fraktal Uzunluk 92
5.2.18. Kurtosis 93
5.2.19. Çarpıklık 93
5.2.20. Standard Sapma 93
5.2.21. Maksimum Değer 94
5.2.22.Minimum Değer 94
5.2.23.Median Frekansı 94
5.2.24. Ortalama Frekansı 94
5.2.26. Histogram EMG 95
5.3.Yapay Zekâ Tabanlı Modeller Kullanılarak EMG Sinyallerinin Sınıflandırılması 95
5.3.1. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağları 95
5.3.2. Karar Destek Makinaları 97
5.3.3. Derin Öğrenme (Deep Learning) 100
5.3.4. K-En Yakın Komşu Algoritması 102
5.3.5. Rastgele Orman Sınıflandırma Algoritması 102
5.4. Hareket Yakalama Sistemi ve Analizi 104

6. BÖLÜM
BULGULAR

6.1. Robotik Yürüyüş Sırasında Kasların İncelenmesi 105
6.1.1. Farklı Hasta Gruplarına Ait EMG nin Analizi 110
6.2. AnyBodyde Modellenen Sistemin Biyomekanik Analizi 113
6.3. EMG Sinyallerinin Yapay Zeka Metodları ile Sınıflandırılması 122

7. BÖLÜM
TARTIŞMA-SONUÇ ve ÖNERİLER

7.1.Tartışma 124
7.2.Sonuç ve Öneriler 128
KAYNAKLAR 129
EKLER 144
EK 1. Dış İskeletle Yürüyüşün Ters Kinematik Analizi 144
EK 2. Dış İskeletle Yürüyüşün Kinematik Analizi 145
Ek 3. Dış İskelet Tasarımının Anyscript Dosyası 146
Ek 4. Giyilebilir Dış İskelet Tasarımı ve Biyomekanik Analizi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Raporu 159
ÖZGEÇMİŞ 160

KISALTMALAR

Kısaltma	Anlamı
AAC	Oratalama Mutlak Değeri
BF	Biceps Femoris
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
IMU	Atalet Ölçüm Ünitesi
CAD	Bilgisayar Destekli Çizim
CAE	Bilgisayar Destekli Mühendislik
DASDV	Standard Değerin Mutlak Değeri
EDL	Ekstansör Digitorium Longus
EMG	Elektromiyogram
EMAV	Genişletilmiş Ortalama Mutlak Değer
EWL	Geliştirilmiş Dalga Boyu
FTR	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon
GMA	Gluteus Maksimus kası
GME	Gluteus Medius kası
HIST	Histogram
IEMG	İntegral EMG
ILP	Iliopsoas
LD	Log Algılayıcısı
LPFEMG	Alçak Geçiren Filtreli Elektromiyogram
MAV	Ortalama Mutlak Değer(Mean Absolute Value)
MMAV	Modifiye Edilmiş Ortalama Mutlak Değer
MFL	Maksimum Fraktal Uzunluk
MG	Medialis Gastrocinemus
MYPO	Miyopals Yüzde Oranı
RAEDİ	Robotik Alt Ekstremite Dış İskeleti
RMS	Etkin Değer
SSI	Basit Kare İntegral
TA	Tibialis Arterior kası
TFL	Tensör Fasya Lata
TSKY	Tam Spinal Kord Yaralanmalı
VM	Vastus Medialis

WAMP	Willison Genliği
ZC	Sıfır Geçiş

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1.1. EMG özellik çıkarımına dayalı sınıflandırma ile ilgili ayrıntılı bir literatür araştırması 10
Tablo 2.1. Ticari olarak piyasaya görülen 10 RAEDİ teknik özellikleri 23
Tablo 2.2. Üniversite ve diğer projeler ile yapılan dış iskeletler 24
Tablo 3.1. Kalça eklemi fonksiyonu ve bu fonksiyonda görevli kaslar 58
Tablo 3. 2. Diz hareketi fonksiyonu ve görevli kaslar 60
Tablo 4. 1. Dış iskelet ağırlık ve koordinat bilgileri 81
Tablo 6. 1. Robotik yürüyüş sırasında alınan 7 kasın EMG sinyalleri 107
Tablo 6. 2. Hastaların yürüme hızı 109
Tablo 6. 3. Alt Ekstremite kaslarının EMG sinyallerinin analizi 114
Tablo 6.4. Dış iskeletli ve dış iskeletsiz yürümenin kas kuvvetleri 116
Tablo 6.5. Alt ekstremite eklemlerinde oluşan eklem tepki kuvvetleri 118
Tablo 6.6. Alt Ekstremite eklem momentleri 119
Tablo 6. 7. Algoritmaların sınıflandırma performansı 122

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Lokomat yürüme rehabilitasyon robotu 15
Şekil 2. 2. ALEX yürüme rehabilitasyon robotu 16
Şekil 2.3. EksoGT alt ekstremite dış iskeleti 17
Şekil 2. 4. Rewalk RAEE'nin kısımları 18
Şekil 2.5. Vanderbilt yürüme asistanı 19
Şekil 2.6. CUHK_EXO RAEE 19
Şekil 2.7. HAL dış iskeleti 20
Şekil 2.8. MindWalker dış iskeletinin prototip tasarımı 21
Şekil 3.1. Kas Tipleri 26
Şekil 3.2. Psoas Major kası. 27
Şekil 3.3. Iliacus Kası 28
Şekil 3.4. Gluteal Kasları 29
Şekil 3.5. Priformis Kası 31
Şekil 3.6. Superior Gemellus Kası 32
Şekil 3.7. İnferior Gemellus kası 33
Şekil 3.8. Obturator İnternus kası 34
Şekil 3.9. Quadrator femoris kası 35
Şekil 3.10. Tensor Fasya Lata kası 36
Şekil 3. 11. Iliopsoas kası 37
Şekil 3.12. Sartorious kası 38
Şekil 3.13.Quadriceps Femoris kası 39
Şekil 3.14. Pectineus kası 40
Şekil 3.15. Addüktör Longus kası 41
Şekil 3.16. Tibialis Anterior kası 45
Şekil 3.17. Extensor Digitorium Longus kası 46
Şekil 3.18.Extensor Hallucis Longus kası 47
Şekil 3.19. Fibularis Tertius kası 48
Şekil 3.20. Fibularis Longus kası. 48
Şekil 3. 21. Gastrocinemus kası 50
Şekil 3. 22. Soleus kası 51

Şekil 3.23. Plantaris kası. 52
Şekil 3. 24. Derin Bacak kasları 53
Şekil 3.25.Mallelous yapısı 61
Şekil 4.1. Ayakta duran insan iskelet modeli 69
Şekil 4.2. Anyscript yeni dosyası 70
Şekil 4.3. AnyBody sistemine parça eklenmesi. 70
Şekil 4.4. Segment tanımlama 71
Şekil 4.5. Segmente isim verme 72
Şekil 4. 6. Segmenti gösterme 72
Şekil 4.7. Segmente nokta düğmeleri ekleme 72
Şekil 4.8. İkinci bir segmentin eklenmesi 73
Şekil 4. 9. Ön ve arka kolun global pozisyon ayarının yapılması 74
Şekil 4. 10.İkinci segmentin eklenmesi 75
Şekil 4. 11. Segmenti döndürme 75
Şekil 4. 12. Dirsek ekleminin oluşturulması 76
Şekil 4.13. Referans noktalarını ekleme 76
Şekil 4.14. Omuz ve dirsek hareketi için sürücü ekleme 77
Şekil 4.15. Briachalis kasının eklenmesi. 79
Şekil 4.16. Solidworkste alt ekstremite eksoskeletonun oluşturulması 80
Şekil 4.16. Solidworkste alt ekstremite eksoskeletonun oluşturulması 80
Şekil 5. 1. MicroCor Lab cihazı ve SENIAC kriterine göre kaslara bağlanma yeri.. 86
Şekil 5. 2. Robotik dış iskeletle yürümenin alt ekstremite EMG analizi 87
Şekil 5. 3. Çok katmanlı ağ yapısı 56
Şekil 5.4. Karar Destek Makinası (SVM). 96
Şekil 5.5. RNN Tabanlı Derin Öğrenme Yapısı 98
Şekil 5.6. Kinovea görüntü analizi programı ile eklem açılarının analizi 101
Şekil 6. 1. TA nın EMG sinyali 108
Şekil 6. 2. Go Pro4 Kamera ile Robotik yürümede görüntü analizi 109
Şekil 6. 3. T8 omurgasında Tamamlanmamış SKY olan bir hastadan elde edilen bacak EMG sinyalleri 110
Şekil 6. 4. Tam SKY sı olan bir hastanın EMG sinyalleri 111
Şekil 6. 5. Hemiplejik bir hastadan alınan bacak EMG sinyalleri 112
Şekil 6.6. Sağlıklı bir kişinin EMG verileri. 112

Şekil 6.7.Kalça, diz ve ayak bileği sürücüsünde oluşan tork kuvvetleri..... 121
Şekil 6.8. Gluteus Maksimus Kasının Gücünün Eksoskeletonlu ve eksoskeletonsuz yürümede kutu grafiği..... 114
Şekil 6.9. Eksoskeletonlu ve eksoskeletonsuz yürüyüş sırasında Kalça Ön Arka yönlüeklem reaksiyon kuvvetinin kutu grafiği..... 116
Şekil 6. 10.Kalça Abdüksiyon eklem momenti..... 118
Şekil 6.11. Yer reaksiyon kuvvetleri 120
Şekil 6.12. Yer reaksiyon momentleri 120
Şekil 6 13. Eklemlerde Eksoskeleton Üretilen Motor Torkları..... 121
Şekil 6.14. Sınıflandırma algoritmalarının özgüllüğü, duyarlılığı ve kesinliği..... 122

GİRİŞ

Tezin Konusu ve Önemi

Fizyolojik, travma, yaralanma vb. nedenler insanın hareket yeteneğini tamamen veya kısmen engellemektedir. Bu tip hastaların yaşam kalitesinin artırılması için fiziksel rehabilitasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Fiziksel rehabilitasyon süreci ilk zamanlarda elle veya basit mekanik aletlerle yapılırken teknolojinin gelişmesi ile birlikte rehabilitasyon uygulamaları yerini robotik sistemlere (dış iskelet) bırakmıştır.

Dış iskeletler hastanın yükünü kendi üzerine alarak ve yükün dengeli bir şekilde kaslara dağılmasını sağlayarak kişinin yerine yürüme gibi günlük aktiviteleri yerine getirmesini sağlayan cihazlardır. Bu dış iskeletler sabit yürüme ortezi veya mobil alt ekstremite dış iskeleti şeklinde tasarlanmaktadırlar. Bu cihazların tasarımı oldukça maliyetli, zaman alan, insan için tehlikeli ve riskli süreçler içermektedir. Bu tasarım sürecindeki karmaşıklık bu cihazların kas aktivitelerinin dinamik davranışına doğrudan müdahale etmesinden kaynaklanmaktadır. Bu yüzden insan makine etkileşimin en önemli öğesi olan kas aktivitesinin incelenmesi gerçekleştirilecek olan ortezlerin tasarım ve imalatında büyük önem taşımaktadır.

Son zamanlarda, alt ekstremite dış iskeletlerin tasarımı, kas ve insan dinamiğini içerdiğinden tasarımlarda riski en aza indiren, prototip maliyetini ve araştırma ve geliştirme zamanını minimize eden kas-iskelet modelleme sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Modelleme programları ile insan kas etkileşimi, kas aktivitesi, gücü, eklem reaksiyon kuvveti ve momenti gibi parametreler hesaplanabilmektedir. Böylelikle, 3 boyutlu modelleme programları ile tasarlanan sistemlerin insan vücudunda meydana getirdiği etkiler incelenebilmektedir. Bu sayede insan ergonomisine, antropometrisine ve vücut işleyişine uygun tasarımlar geliştirilebilmektedir.

Tezin Amacı ve Katkıları

Travmatik beyin ve omurilik yaralanmaları, inme, nörolojik veya ortopedik nedenlerden kaynaklanan yürüme yeteneğinin kısmen veya tamamen kaybı durumlarında robotik dış iskelet sistemleri yürüme yeteneğinin tekrar kazanımı ve geliştirilmesi için kullanılan yürüyüş rehabilitasyon sistem aracıdır. Tedavide temel yaklaşım, işlev görmeyen alt ekstremitelerin normal yürüyüş deseninde harekete geçirilmesi veya ağır yük altında çalışan kişilerde yük dağılımının insana zarar vermeyecek şekilde destekli yapılmasıdır. Robotik sistemin kontrolünde oluşan yürüyüş ile nöronal yol aktive edilerek kombine bir tedavi hedeflenir.

Bir dış iskelet sistemi; insan eklemlerinde insanın zekasını ve robotun gücünü birleştiren giyilebilir bir biyonik cihazdır. Üzerinde bulunan çoklu sensör sistemi ile kullanıcının hareket niyetini algılayabilmekte, kullanıcının yapamadığı bu hareketi ona destek olarak yaptırabilmektedir. Hareketi sağlamak amacıyla kullanıcının kol ve bacaklarına kontrollü güç/tork uygulayarak eklemlerin direnci artırabilmektedir. Dış iskelet sistemi hareket kısıtlığı olan kişilerde ayakta kalma, merdiven inme ve çıkma gibi hareket yeteneklerinin kazandırılmasına olanak sağlamaktadır. Dış iskelet sistemleri geleneksel rehabilitasyon sistemleri ile karşılaştırıldığında fizyoterapistlerin iş yükünü azaltmakta, yoğun ve tekrarlanan egzersizler yaptırma, hareket kabiliyetleri geliştirme ve uygulanan kuvvetlerinin sayısal olarak değerlendirilmesi gibi avantajlar sunmaktadır.

Geçmiş yıllarda birçok üniversite, araştırmacı, akademisyen ve endüstri kuruluşlarının dış iskelet çalışmaları yaptığı görülmektedir. Bu çalışmalarda genellikle iskeletin mekaniksel özellikleri üzerinde durulurken, bazı çalışmalarda rehabilitasyonu gerçekleştirilecek uzvun veya motor sinirin Elektromiyogram (EMG) sinyalleri ve Elektroensefalogram (EEG) sinyallerinde hareketin başlatılması ve durdurulması amacıyla kullanılmıştır. Bu fizyolojik sinyallerin devreye girmesi ile birlikte insan makine etkileşimi ile çalışan uzuvlar konusunda çalışmalara olanak sağlanmıştır.

Ülkemizde ise yapılan dış iskelet çalışmaları son 10 yılda hız kazanmıştır. 2011 yılında Önen Ü. Tarafından yapılan doktora tezi çalışmasında yürüyüşün desteklenmesi amacı ile bir dış iskelet tasarımı ve kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, sistemin

mekanik özellikleri esas alınarak kinetik ve kinematik denklemler çıkartılarak Simulink/Simmechanics üzerinde PD kontrol çalışması uygulanmıştır [8]. 2017 yılında Aselsan, ilk dış iskelet sistemini askere yardım amaçlı bir prototip olarak üretmiş ve askeri fuarlarda sergilemeye başlamıştır. Bu cihaz askere mekanik destek sağlayarak askerin veya güvenlik personelinin daha fazla ağırlık ve teçhizat taşımasına yardımcı olmaktadır. Rehabilitasyon amaçlı ilk dış iskelet FreeGait 2019 yılında BAMA Teknoloji tarafından fuarda sergilenmiştir ve kullanıma hazır hale getirilmiştir.

Son dönemlerde gerçek tasarımların pahalı ve riskli olmasının yansıra prototip üretmenin maliyetli olmasından dolayı 3 boyutlu çizilen CAD modellerin kas - iskelet modelleme programları ile test edilmeye ve tasarımının optimizasyonu üzerine çalışmalara odaklanılmıştır.

Bu tez çalışması ile yeni bir alt ekstremite dış iskelet model tasarımı gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen dış iskeletle yürümenin kas, eklem ve yer reaksiyon kuvvetleri üzerindeki etkileri AnyBody kas iskelet modelleme programında analiz edilmiştir. Ayrıca geliştirilen dış iskeletin etkinliğinin artırılması amacıyla gerçek dış iskeletle yürümenin insan kasları üzerindeki etkisi tanısı uzman tarafından konulmuş 95 SCI, 85 felçli ve 30 sağlıklı katılımcı üzerinde incelenmiştir. Katılımcılardan alınan bu kas sinyalleri ve bunlardan 26 farklı özellik çıkarımı sayesinde katılımcıların hastalıklarının yapay zeka teknikleri ile sınıflandırılmasında ve hastalık durumlarının analizi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma ile fizyolojik sinyallerin özellik vektörleri çıkarılarak sınıflandırılabileceği ve modelleme programları ile de en optimum ve insan ergonomisine uygun dış iskelet tasarımlarının gerçekleştirilmesi sağlanmıştır.

Tezin Organizasyonu

Bu tez çalışması; robotik dış iskelet sistemlerinin modellenmesi, insan-makine etkileşimlerinin incelenmesi ve modellenen robotik dış iskeletin insan kasları ve eklemleri üzerine olan etkinin incelenemesi çalışmalarını içermekte olup toplam 7 bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde literatür çalışması ve araştırmanın amacı ve önemi belirtilmiştir. 2.Bölümde Robotik dış iskelet sisteminin medikal anlamda geçirdiği evrimsel süreç ve teknolojik gelişmeler ile teknik özellikleri ele alınmıştır. 3.Bölümde, Alt ekstremite kasları, eklemleri ele alınarak yürümedeki görevleri esas alınmıştır. 4.Bölümde ise dış iskelet modellemede kullanılan modelleme programları ve

AnBody'de Eksoskeleton modelleme ve modellenen sistemin nasıl analiz edildiği gösterilmiştir. 5.Bölümde EMG sinyallerinin ölçümü ve özellik çıkarımı açıklanmıştır. . 6.Bölümde ise modellenen dış iskeletin insan kas ve eklemleri üzerindeki etkileri ve yapay zeka teknikleri ile sınıflandırılması incelenmiştir. Son bölümde çalışmadaki bulgular ile literatürdeki çalışmalar karşılaştırılmış ve tasarımı gerçekleştirilen robotik dış iskelet sisteminin daha önce modellenen alt ekstermite sistemlere göre avantaj ve dezavantajları irdelenmiştir.

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1. Problem Durumu

Fizyolojik, travma, yaralanma vb. nedenler insanların hareket yeteneğini tamamen veya kısmen engellemektedir. Bu tip hastaların yaşam kalitesinin artırılması için fiziksel rehabilitasyon sürecine ihtiyaç duyulmaktadır. Geleneksel olarak el ile yapılan bu tedaviler zamanla yerini robotik yürüyüş robotları ve dış iskelet sistemlerine bırakmaya başlamıştır. Dış iskeletler var olan yükü dengeli dağıtarak insan omurgasına mümkün olan en az yükün düşmesini veya yükü insanın yerine taşımayı sağlamaktadırlar.

Dış iskeletlerin tasarımı zaman gerektiren oldukça karmaşık, tehlike ve riskleride içinde barındıran bir süreci içerisinde barındırmaktadır. Son zamanlarda maliyetli ve yüksek risk içeren gerçek deneme prototiplerinin yerine OpenSim, AnyBody ve BoB gibi modelleme programları ile sanal modeller kullanılmaya başlanmıştır. Bu programlar sayesinde daha önceden kadavra çalışmalarıyla oluşturulan insan-kas modelleri üzerinde geliştirilen cihaz ve ekipmanların 3 boyutlu modelleri analiz edilerek insan ergonomisine en uygun tasarımlar gerçekleştirebilmektedir. Bu çalışmada da Solidworks'te hazırlanan bir dış iskeletin modelinin biyomekanik analizi gerçekleştirilmiştir.

1.2. Araştırmanın Amacı

Robotik ve mekanik dış iskelet sistemleri son yıllarda hareket yetersizliği veya günlük aktivitelerini yerine getirmede problem yaşayan hastaların rehabilitasyonuna destek olunması amacıyla kullanılmaktadır. Bu cihazların tasarımının güvenli ve kullanımının rahat olması önem arz etmektedir. İnsan-robot etkileşiminin daha iyi anlaşılması, analiz edilmesi ve sistemin kontrolünün etkin bir şekilde yapılabilmesi için bir modele ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada insan-robot etkileşiminin modellenmesi amacıyla

AnyBody Kas-İskelet sistemi modelleme programı kullanılarak insan vücudunun biyomekaniği ile robot dinamikleri çıkartılarak giyilebilir bir alt ekstremite dış iskelet tasarım modeli gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen biyomekanik modelin gerçek sistemlerle analizi amacıyla uzman doktorlar tarafından tanısı konmuş 95 SCI, 85 Felçli ve 30 Sağlıklı katılımcının EMG sinyalleri alınmıştır. Alınan bu sinyallerden 26 farklı özellik çıkarımı yapılarak hastalıkların frekans ve zamana ait özellikleri analiz edilmiştir. Bu özellikler daha sonra yapay zekâ tekniklerine sokularak hastalıkların sınıflandırılması amaçlanmıştır. Böylelikle gerçek bir eksoskeletonun insan kas üzerinde etkileri analiz edilerek insan ergonomisine uygun dış iskelet tasarlanmıştır. Tasarlanan dış iskelet modeli kas iskelet modeli üzerine giydirilerek optimizasyonu sağlanarak dış iskeletin insan kas ve eklemelerine minumum yük düşürmesi hedeflenmiştir.

1.3. Araştırmanın Önemi

Dünyada yaşlanan nüfus ile birlikte serebrovasküler ve nöromasküler hastalıkların sayısı artmaktadır. Ayrıca kaza veya yaralama olaylarında da birçok insan alt uzuvlarını ve motor becerilerini kaybetmekte veya fonksiyon kaybına uğramaktadır. Kaybedilen veya fonksiyon kaybına uğrayan uzuvların tekrar motor becerilerini kazanmabilmeleri için fiziksel rehabilitasyona ihtiyaç duymaktadır. Rehabilitasyonda mekanik fizik tedavi araçları ve yöntemleri günümüzde sıklıkla kullanılmakta olmakla birlikte son zamanlarda tedavi sürecinde rehabilitasyon robotları bu amaçla kullanılmaya başlamıştır.

Rehabilitasyon robotları ile ilgili yapılan ilk çalışmalar üniversiteler ve araştırma merkezleri bünyesinde gerçekleştirilen Ar&Ge çalışmaları ile olmuştur. Geliştirilen bu rehabilitasyon robotlarının fizik tedaviye sağladığı katkılar;

- Hareketleri kesintisiz olarak ve aynı şartlarda istenilen süre kadar gerçekleştirir.
- Sensörler vasıtası ile uygulanan kuvvet ve konum bilgilerini yüksek doğrulukta ölçer ve kayıt altına alır.
- Uzaktan kontrol edilebilme özellikleri sayesinde internet tabanlı olarak kullanılabilir.
- Aktif çalışma özellikleri sayesinde hastadan gelen biyolojik ve biyomekanik geri beslemelere göre tedavi sürecinde değişikliğe gidebilir.

- Yapay zekâ teknikleri ile öğrenebilme kabiliyetleri vardır.
- Biyometrik özellikler kullanılarak hastalar bu sistemleri bağımsız olarak kontrol edebilir.

şeklinde sıralanabilir.

Robotik dış iskelet sistemi; inme, travmadan oluşan beyin ve omurilik yaralanmaları, ortopedik veya nörolojik sebeplerden kaynaklanan yürüme yeteneğinin kısmen veya tamamen kaybı durumlarında, yürüme yeteneğinin geliştirilmesi veya yeniden kazandırılması için kullanılan rehabilitasyon amaçlı robot destekli yürüyüş sistemidir [1]. Robotik yürüyüş sistemi ile sinir sisteminde yer alan nöronal yol aktive edilerek sinir sisteminin kombine tedavisi amaçlanır. Tedavide temel amaç, işlev görmeyen alt ekstremitelerdeki yük dağılımının insana zarar vermeyecek şekilde desteklenerek normal yürüyüş deseninde harekete geçirilmesidir [2]. Dış iskelet (Eksoskeleton) sistemi özellikle hareket kısıtlığı olan kişilerde ayakta kalma, merdiven inme ve çıkma gibi hareket yeteneklerinin kazandırılmasında aktif rol oynar.

Dış iskeletler kullanıcıya fiziksel destek vermek, dış etkilerden korumak, kullanıcının kendi ağırlığı veya taşıdığı bir ağırlığı taşımak gibi farklı amaçları bir arada gerçekleştirebilen cihazlardır. Eksoskeleton sistemlerin istenilen mekanik etkiyi kullanıcı konforunu en az etkileyecek şekilde vermesi, tasarım sırasında cihaz ile insan kas iskelet sisteminin etkileşiminin analiz edilmesi ve anlaşılması ile mümkündür.

AnyBody Modelleme Sistemi ürün geliştirme sırasında üretilecek prototip sayısını en aza indirerek tasarımdaki kritik soruların cevaplanmasına imkan tanımaktadır. Kullanılacak eyleyiciler için gerekli maksimum kuvvetler, insan vücudu ile dış iskelet bağlantı noktaları gibi parametreler biyomekanik analizler ile önceden belirlenebilmektedir.

1.3. Literatür Taraması

Son zamanlarda teknolojinin getirdiği yeniliklerle birlikte fizik tedavi ve rehabilitasyonda konvaksiyonel yöntemler yerine robotik sistem tabanlı tedavi programları tercih edilmeye başlanmıştır [3]. Fiziksel tedavi ve rehabilitasyonda (FTR) amaç; yürüyüş yeteneğinin yeniden kazandırılması ve günlük yaşam koşullarına kişinin adaptasyonun sağlanmasıdır [4]. FTR; zayıflamış ve güçsüz kalmış kasları güçlendirilir

ve sinir yollarının aktivite edilmesini sağlanır. Fizik tedavide yürüme amaçlı kullanılan robotik rehabilitasyon sistemleri sabit ve mobilize sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Sabit sistemler yürüme ortezi olarak bilinirken, mobilize sistemler ise genellikle alt ekstremite dış iskelet olarak tanımlanmaktadır [5, 6]. Yapılan araştırmalar robotik tedavinin beyin hasarı, omurilik hasarı, Parkinson hastalığı, multiple skleroz (MS) ve serebral palsi gibi hastaların rehabilitasyonunda konvansiyonel sistemlere göre daha faydalı olduğunu göstermektedir [7].

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında, patolojik yürüme bozuklukları olan kişilerin yürüyüşlerinin düzenlenmesi ve sağlıklı bireylerin performansını artırmak için alt ekstremite dış iskeletlerinin kullanıldığı görülmektedir. Bu sistemlerin kontrolü için hareket niyetinin algılanmasında yüzey elektrodlardan alınan EMG sinyallerinin kullanıldığı görülmektedir. 2009 yılında Anne ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada yaş ve hızın alt ekstremite kaslarının aktivasyonu üzerindeki etkileri yürüyüş döngüsü boyunca analiz edilmiştir. Yaptıkları çalışmaya 19 sağlıklı yaşlı yetişkin ($yaş\ 73 \pm 5\ yıl$) ve 18 sağlıklı genç yetişkin ($yaş\ 26 \pm 3\ yıl$) katılmıştır. Bu çalışma sonucunda yaşlıların gençlere göre Tibialis arterioru ve soleus kasını daha fazla kullandığı görülürken yaşlıların hızlı yürümede soleus kasından daha az yararlandığı görülmektedir [8]. 2016 yılında Mathews W. ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma EMG aktivitesinin sezgisel kontrol aşamasında önemli bir girdi olduğunu ortaya koymuştur [9]. Chen yaptığı derleme çalışmasında çoğunlukla hedef hasta veya son kullanıcının hareket kabiliyetlerine bağlı olarak farklı yaklaşımlarla birçok kontrol stratejisi önermiş ve test edildiğini belirtmiştir [10]. Wu X.ve arkadaşları yaptıkları çalışmada hareket kabiliyetine sahip olmayan kişiler için geliştirilen kontrol stratejileri (örneğin, Tam Spinal Kord Yaralanmalı (TSKY)), kişinin alt ekstremite aktif eklemlerinin önceden tanımlanmış yürüme paternini takip etmesi ile yürümesine izin vermeyi amaçlamışlardır. Çalışma sonucunda kişiye uygun yürüyüş paterninin tahmin edilmesinin uygun olduğu sonucuna varılmıştır [11]. Fernandes ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, elektromiyografi (EMG) sinyalleri tarafından izlenen kullanıcının hareket niyetine göre yardımcı komutlar sağlamak için güçlü bir diz ortezi tasarlanmıştır. Sonuçta, geliştirilen bu ortezde yardımcı stratejinin, kullanıcının hareket niyetini etkili bir şekilde takip edebildiğini ve kas kuvveti olan hastaların yürüyüş rehabilitasyonu potansiyeline sahip olduğunu göstermiştir [12]. Harekete katılan

kasların aktivasyonunun ölçülmesi ve EMG işaretleriyle orantılı yardımcı torkun agonistler ile uyumlu olarak uygulanması robotik dış iskelet sistemlerinin kontrolünde stratejik yöntem olarak tercih edilmektedir [13]. Literatürde yapılan çalışmalarda ki temel amaç; yürüyüşte gerekli olan enerji maliyetini azaltarak yürüyüşün normal yürüyüşe benzer hale getirilmesi ve kas aktivasyonunun düzenli hale getirilmesidir [14].

Yürüyüş eğitimi ve rehabilitasyonunda kullanılan geleneksel yöntemlerin yerini yakın zamanda robot destekli yürüyüş terapileri almıştır. Robotik yürüyüş eğitimi FTR ye benzer olarak sinir sisteminin zayıf kas gruplarının iyileştirmesine ve güçlendirmesine yardımcı olur. Literatürdeki birçok çalışma, Multipl Skleroz (MS), İnme ve Omurilik Enjeksiyonu (SKY) gibi nörolojik bozuklukları olan hastalara robotik yürüyüş rehabilitasyonunun uygulanmasının yürüme becerisini geri kazanmada etkili olduğunu göstermektedir [4, 15]. İnsan hareketlerini algılamak ve yürüme evrelerini sınıflandırmak için robotik yürüyüş sistemlerinin geliştirilmesi gerekmektedir [16].

Son 10 yılda yapılan çalışmalarda, hastalıkları ve yürüme bozukluklarını sınıflandırmak için yapay zeka metodlarının sıklıkla kullanıldığı görülmektedir [17]. Yapay zeka tabanlı yapılan çalışmalarda kullanılan kas gücü ve kas ilişkisi gibi girdi parametreleri sEMG sinyalinden öznitelik çıkarma yöntemi ile elde edilmiştir [18]. Öznitelik çıkarımını içeren çalışmalarda karşılaşılan temel sorun, sağlıklı kişilerin yürüyüş sırasında sinyalleri kullanmasıdır. Ryu ve arkadaşlarının 2016 yılında yaptıkları çalışma, sağlıklı bireylerden alınan fizyolojik bulgulara göre üst ekstremitedeki hareketlerin sınıflandırılma başarısının yüksek, alt ekstremitedeki hareketlerin sınıflandırılmasının ise düşük olduğunu göstermiştir [19]. 2018 yılında Samuel ve ark. Ortalama Mutlak Değer (MAV), Wavelengh (WL), Sıfır Geçiş (ZC), Slope Sign Change (SSC), Auto Regresyon (AR), Root Mean Squared (RMS) ve Willison Amplitude (WAMP) gibi parametreleri EMG sinyalinden çıkararak bu parametreleri sezgisel yaklaşımlara uygulamış ve %92 sınıflandırma başarısı elde etmişlerdir [20]. Wei ve ark. tarafından yapılan diğer bir çalışmada Çok Akışlı Hesaplamalı Sinir Ağı (Multistream Computitional Neural Network) yapısını kullanılmış ve el hareketlerinin sınıflandırılmasında %89.3 başarı sağlanmıştır [21].

Diğer yandan, literatürde alt ekstremite için yapılan çalışmaların genel olarak yürüme fazlarının sınıflandırılması ile ilgili olduğu görülmektedir. Qin, P. ve X. Shi, 2020 yılında 5 kişilik bir hasta grubunu 5 farklı alt ekstremite hareketini sınıflandırmak için

kullanmışlardır. Hastalardan alınan EMG verilerinden 11 farklı özellik çıkarmışlar ve Gaussian Kernel Lineer Discriminant analiz yönteminin WAMP özelliği ile %96 sınıflandırma başarısı elde etmişlerdir [22]. Nazmi ve ark., ise çok katmanlı sinir ağı yapısında Levenberg-Marquardt optimizasyon algoritmasının % 87.4 ortalama sınıflandırma doğruluk yüzdesi ürettiğini göstermişlerdir [23]. Vijayvargiya ve arkadaşlarının insan yürüyüşü sırasındaki dengesizlikleri tespit etmek amacıyla gerçekleştirdiği çalışmada, EMG sinyalinden 11 farklı özellik çıkarılarak yürümede normal ve anormal durumları sınıflandırmada % 93.4 başarı elde edilmiştir [24]. Literatürdeki çalışmalar, EMG sinyallerinden elde edilen öznitelik vektörlerinin alt ekstremite hareketlerinin sınıflandırılmasında başarıyla kullanılabileceğini göstermektedir. Feiyun, Xiao ve diğerleri, sEMG 50 Hz Alçak Geçiren filtreli EMG (LPFEMG)den ortalama karekök (RMS), dalga biçimi uzunluğu (WL), mutlak standart fark sapması (DASDV), Entegre sEMG sinyali ve özelliklerini eklem hareketini hızlı ve doğru tahmin etmek için kullanmışlardır [25] . Dorgham et al. ise farklı yükler altında insan kas gücünü tahmin etmek için MAV, RMS, VAR ve STD gibi EMG özelliklerini kullanmışlardır [26]. EMG öznitelik çıkarımı ile ilgili literatür taramasının detaylı bir gösterimi Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1.1. EMG özellik çıkarımına dayalı sınıflandırma ile ilgili ayrıntılı bir literatür araştırması

Yazar Adı	**Yıl**	**Tanımlama MEtodu**	**Hedef**	**Özellik Sayısı**	**Ekstremite Tipi**	**Başarı Oranı**
Ryu [19]	2016	Grafiksel EMG Sinyal Eşleme	Yürüyüş Alt Fazları	4	Alt Ekstremite	%92
Samuel O.W. et al. [20]	2018	ANN and LDA	Dirsek Hareketi	10	Üst Ekstermite	%92
Wei W. et al [27]	2019	Multi Stream CNN for ESGM	El Hareketi	8	Üst Ekstremite	%89.3
Qin P. et al [21]	2020	Gaussian Kernel Linear Discriminant Analysis	Alt Ekstremite	11	Lower Extremity	%96
Nazmi N. et al. [23]	2019	LM-ANN	Yürüyüş Alt Fazları	12	Alt Ekstremite	%87.6
Vijayvargiya et al. [24]	2021	SVM	Human gait abnormality	11	Alt Ekstremite	%91.2
Feiyın et al [13]	2019	Adaboost Regression	Hareket Tahmini	5	Üst Ekstremite	-
Dorgham et al. [14]	2019	ANN	EMG sinyallerinin tahmini	5	Üst Ekstremite	-

Literatürde alt ekstremite hareketlerinin sınıflandırılmasına yönelik çalışmalardan sadece sağlıklı bireyler üzerinde analiz yapıldığı görülmektedir. Bu çalışmada literatürdeki çalışmalara ek olarak hem kontrol hem de hasta grupları ayrı ayrı oluşturulmuş ve her iki grup için detaylı analizler yapılmıştır. Kontrol grubu nörolojik muayeneye tabi tutulmuş ve uzman doktor tarafından nörolojik bozukluk olmadığı onaylanmıştır. Daha sonra SKY ve inme tanısı alan bireyler hasta gruplarına dahil edilmiş ve kontrol grubuna ve hasta gruplarına RoboGait cihazı ile yürüme rehabilitasyonu uygulanmıştır. Robotik yürüyüş sırasında Gluteus Maximus (GMA), Gluteus Medius (GME), Iliopsoas (ILP), Biceps Femoris (BF), Vastus Medialis (VM), Medial Gastrochenimous (MG) ve Tibialis Anterior (TA) eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Bu sinyallerden zaman, frekans ve istatistiksel özellikler açısından 26 farklı öznitelik parametresi çıkarılmıştır. Çıkarılan öznitelik vektörleri ile kas grubu robotik rehabilitasyonunun ne kadar verimli hale geldiği araştırılmıştır. Ayrıca çıkarılan bu öznitelikler MLP, SVM, KNN, RF ve Derin Öğrenme kullanılarak sınıflandırılmış ve daha sonra bu yaklaşımların sınıflandırma performansı üzerindeki etkinliği incelenmiştir.

Alt ekstremite dış iskeletlerin tasarımı insan faktörü ve insan etkileşimi içerdiğinden oldukça zor, karmaşık, zaman alan ve risk içeren işlemler içermektedir. Bu nedenle, dış iskelet tasarım başarısı, fiziksel insan-robot etkileşiminde kritik bir sorun olan insan vücut hareketinin biyomekaniğine ve duyusal mekanizmalarına bağlı olduğu görülmektedir. Bu risklerin önlenmesi ve gereksiz üretim maliyetlerinin azaltılması amacıyla kas-iskelet sistemini içeren modelleme programları kullanılmaktadır [28]. Özünde kas-iskelet sistemi modellemesi, insan vücudu ve ergonomisinin bilgisayara aktarılması ve günümüzde yaygın olarak kullanılan Bilgisayar Yardımlı Çizim (CAD) ve Bilgisayar Yardımlı Mühendislik (CAE) yazılımlarına uygulanması anlamına gelmektedir. Kas-iskelet modelleri mühendislere insan faktörünü merkeze oturtarak ürün ve süreç tasarımı yapmasına olanak sağlamaktadır.

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde dış iskelet sistemi, alt ekstremite ve üst ekstremite olmak üzere iki tipte tasarlanmaktadır. Üst ekstremite kas iskelet modelleme çalışmalarında kollardaki ve gövde de bulunan eklemlere daha az yük bindiği gösterilmiştir [29]. Trostör ve arkadaşlarının tasarladıkları üst ekstremite dış iskeleti

çalışmasında ağırlık kaldırmada ve yüklü kolda üst ekstremite dış iskelet insan eklemlerine daha az reaksiyon kuvveti düştüğü gözlemlenmiştir [30]. Bir başka çalışmada ise, SKY, felçli v.b hastalıkların rehabilitasyonunda kullanılan alt ekstremite eksoskeleton sistemleri üzerinde durulmuştur. Bu sistemlerin tasarımında Opensim ve AnyBody kas iskelet modelleme programlarının kullanıldığı görülmektedir [31]. Dış iskelet tasarımları ilk önceleri mekanik dış iskeletler modelleme çalışmalarına konu olmuştur. Geliştirilen mekanik dış iskeletlerin elektrikli alt ekstremite dış iskeletleri (EADİ) göre insan kaslarına ve eklemlerine daha çok yük ve kuvvet bindirdiği görülmüştür. EADİ ile kas iskelet modelleme çalışmaları ise son 10 yılda başlamıştır ve sayısı oldukça azdır. Bu çalışmalardan Ferrati ve arkadaşları, alt ekstremite dış iskelet olan ve olmayan durumları karşılaştırmak için OpenSim'i kullanmışlardır. Çalışmada normal yürüme kinematiği kullanılırken yer reaksiyon kuvvetleri hesaba katılmamıştır [32]. Yavaş alt ekstremite elektrikli dış iskelet (AEDİ) yürüyüşü (ortalama 0,26 m / s) normal yürümeden farklı, çift destekte harcanan zamanı önemli ölçüde arttırdığı ve "itme" yürüme tarzı yerine "ayak yeniden konumlandırma" stili sağladığı görülmüştür. Benzer şekilde Zhu ve ark., gerçek bir AEDİ'yi modellemek, insan ve LEPE arasındaki eklem hizalamasını ölçmek ve ileri dinamik simülasyonunu kullanarak LEPE eklem momentlerini hesaplamak için LifeModeler (LifeModeler, Inc) ve ADAMS (MSC Software Corporation) kullanmışlar ancak, bu simülasyon çalışmasında GRF'leri hesaba katmamış veya omurilik yaralanması (SKY) kullanıcıları için gerçekçi LEPE yürüme hızları kullanmamışlardır [33]. 2018 yılında Fournierin ARKE alt ekstremite robotunu AnyBody de kas iskelet sistemi ile birleştirmiş ve değişik hızlarda yürüttüğü yer reaksiyon kuvvetlerini AnyBodyde karşılaştırmıştır. Bu çalışmada alt ekstremite dış iskeletin yürümenin daha az yer reaksiyon kuvveti oluşturduğu gözlemlenmiştir. Fournier bu çalışmasında kaslarda oluşan güç ve aktivite ile eklem reaksiyon kuvvetine ve momentine yer vermemiştir [34]. Yine 2020 yılında Smith ve arkadaşları tarafında yapılan çalışmada alt ekstremite dış iskeletle ve koltuk değneği ile yürümenin SKY li bir hastanın üst ekstremite kol kasları ve eklemleri üzerine etkisi tahmine edilmeye çalışılmıştır. Koltuk değneği kullanmanın dirsek ve omuz kasları üzerinde daha fazla yük ve risk oluşturduğunu tespit etmişlerdir [35]. Yine Sohane A. ve Agarwal H. Tarafından yapılan çalışmada pasif bir alt ekstremite dış iskelet tasarlanmış ve dış iskeletin 5 kg, 10 kg ve 25 kg lık yüklerde kasların daha az aktivite olduğunu

göstermişlerdir. Bu çalışmada eklem kuvvetleri ve yer reaksiyon kuvvetleri üzerinde durulmamıştır [36].

Bu çalışmada literatürdeki çalışmalardan farklı olarak yeni bir dış iskelet modeli ve yeni bir malzeme seçimi ile solidworkste tasarlanıp AnyBodyde yürümenin kaslar, eklemler ve yer reaksiyon kuvveti üzerine olan etkileri incelenmiştir.

2. BÖLÜM
ROBOTİK DIŞ İSKELET SİSTEMLERİ ve ÖZELLİKLERİ

2.1. Giriş

Dünyada artan yaşlı nüfusa paralel olarak artan hastalıklar sonucunda ve meydana gelen trafik kazalarında birçok insan uzuvlarını ve motor yeteneklerini kaybetmektedir. Kaybedilen bu motor becerilerin tekrar kazanılması için fizik tedavi ve rehabilitasyona ihtiyaç duyulmaktadır [37]. Fizik tedavi ve rehabilitasyon (iyileştirme) ilk zamanlarda sadece elle veya mekanik fizik tedavi araçları ve yöntemleri ile yapılırken son 20 yılda Robotik dış iskeletlerin fizik tedavide kullanılmaya başladığı görülmüştür. Bu bölümde şu zamana kadar geliştirilen ve tedavi amaçlı robotik dış iskeletler anlatılmıştır.

2.2. Robotik Dış İskelet Sistemleri ve Tarihi gelişimi

Dış iskelet uygulamalarına bakıldığında askeriden endüstriye, endüstiden tıbbi uygulamalara kadar çeşitli uygulamaların olduğu görülmektedir. Eksoskeletonlar mekanik ve robotik dış iskelet olmak üzere iki şekilde tasarlanabilmektedir. Tasarlanan ilk dış iskeletler mekanik olarak tasarlandıkları için mekanik dayanım ve güçlü malzeme yapıları ile ön plana çıkmaktadır. Bu yüzden oldukça ağır ve hantal yapılara sahiptirler [38]. Bunun aksine, Robotik dış iskeletler ise hidromekanik ve elektromekanik özellikleri ve esnek hareket mekanizmaları ile dikkatleri üzerlerine çekmektedir. Robotik dış iskeletlerin gelişimi tarihsel süreç içinde fiziksel birkaç hareketi yerine getiren yapılardan çıkarak insanların vazgeçilmez yardımcıları olan bir sürece doğru gelişim göstermiştir [39].

Robotik anlamda, dış iskeletlerin gelişimi 20. yüzyılın ikinci yarısında başlamıştır. İlk çalışma, 1965 yılında General Electrics tarafından ağır nesnelerin kaldırılmasını ve

omurgaya destek sağlamak amacıyla ve kullanıcının gücünü artırmak üzere tasarlanmış olan Hardiman'dır. Hardiman insanın normalde kaldırabileceği yaklaşık 27 kg bir ağırlık yerine 25 katı yaklaşık 680 kg bir ağırlığı kaldırmasını rahatlıkla kaldırmasını sağlayan bir dış iskelettir. Hardiman bu özellikleri sayesinde günümüzdeki askeri dış iskeletlerin temelini oluşturmuştur [40].

Tıbbi olarak geliştirilen ilk robotik dış iskelet sistemi Lokomattır. (Şekil 2.1). Lokomat, bir koşu bandı üzerine monte edilmiş bir yürüyüş ortezinden ve onu destekleyen bir ağırlık kaldıraçlı destek biriminden oluşur. Lokomat, özellikle alt ekstremite problemleri olan hastalar için fizik tedavi uzmanı tarafından planlanan fonksiyonel yürüyüş eğitimi ile hastanın yürümesine yardımcı olur. Yapısında bulunan kaldıraç ile hastanın ağırlığının büyük bir kısmı azaltılarak eklemlere düşen kuvvet azaltılarak kasların daha rahat aktivasyon yapması sağlanır [41]. 4 hareket serbestliğe sahip Lokomat hastaya kalça, diz ve sagital düzlemde doğrusal hareket için yeterli tork sağlayan tetik mekanizmasına sahiptir [41, 42]. Lokomat'ın simülasyon programları ve algoritmaları, hasta yürürken sanal bir gerçeklik ortamı sağlar. Bu sayede hastanın hareket isteğini artırarak hastanın daha fazla yürüyüş eğitimine dahil olması sağlanır. Bilgisayar komutları ile kontrol edilen fonksiyonel hareket ve duyu simülasyonu, MS ve SKY hastalarında normal yürüme düzenine göre koşu bandı ile senkronize edilerek hastaların daha rahat ve kontrollü yürümesine yardımcı olmaktadır [43, 44].



Şekil 2.1. Lokomat yürüme rehabilitasyon robotu [45].

Rehabilitasyon amacı ile kullanılan diğer bir medikal robot Dalaware Üniversitesi tarafından geliştirilen Aktif Bacak Eksoskeleton (ALEX) robotudur [46]. ALEX (Şekil 2.2), istenen patern ve yörüngede insanı normal yürüyüş düzenine göre hareket ettirmek için bir kuvvet alanı kontrolü kullanır. Yedi serbestlik derecesine (DOF) sahip olup üçü bel ekleminde, ikisi kalça ekleminde (fleksiyon / ekstansiyon ve abdüksiyon / addüksiyon), biri diz ekleminde (bükülme / ekstansiyon) ve bir diğeri de ayak bileğinde (plantar / dorsifleksiyon)) yer almaktadır. ALEX, Locomat'tan daha fazla serbestlik derecesine sahip olmakla öne çıkmaktadır. Sagital düzlemdeki kalça ve diz eklemleri aktüatörlerle doğrusal olarak hareket ederken, bilek eklemleri pasif olarak yaylarla tasarlanmıştır [10]. Ayrıca kalça ve diz eklemleri geri besleme için tork sensörleri ve enkoderlerle donatılmıştır. ALEX klinik olarak onaylanmış ilk dış iskelet sistemidir ve inme hastalarının rehabilitasyonunda etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Bu dış iskelet tarafından sağlanan insan yürüyüş modeli ve eğitimi normal bir insan yürüyüşüne oldukça yakındır. Yürüme mesafesi ve hızı sayesinde güvenli ve etkili bir yürüyüş sağlar [47].



Şekil 2.2. ALEX yürüme rehabilitasyon robotu [48].

Alt ekstremite hastalarında kullanılan bir diğer yürüyüş yardımcı robotu, Ekso Bionics (Ricmond, CA, ABD) tarafından geliştirilen EksoGT cihazıdır (Şekil 2.3). Bu dış iskelet

robotu, omurilik yaralanması, inme, travmatik beyin hasarı ve Multiple Sikleröz (MS) nedeniyle alt ekstremite uzuvlarında kısmi veya tam fonksiyon kaybı olan hastaların hareketliliğini, mukavemetini ve dayanıklılığını artırmak için kullanılır [49]. Ayrıca EksoGT, inmeli hastaların tedavisinde kullanılan ve ABD Gıda ve İlaç Komisyonu (FDA) tarafından onaylanan ilk dış iskelettir [50]. EksoGT'de bacak başına 3 DOF olmak üzere toplam 6 DOF vardır. Kalça ve diz DOF eklemleri, hastanın sagittal düzlemdeki hareketine yardımcı olmak için aktif olarak tasarlanmıştır. Bunun aksine, ayak bileği DOF eklemi hareket sırasında pasif olacak şekilde tasarlanmıştır. Rehabilitasyon için, dış iskelet tarafından uygulanan destek, hastanın gelişimine paralel olarak ayarlanabilir. Klinik olarak EksoGT, ek yürüme imkânları sağlayarak hastanın sağlıklı bir kişinin normal yürüyüş modeline çok benzer bir şekilde yürümesine izin verir [51].



Şekil 2.3. EksoGT alt ekstremite dış iskeleti [52].

ReWalk Robotics Robotik Alt Ekstremite Dış İskeletler (RAEDİ) fizik tedavi ve rehabilitasyonda paraplejik hastaların yürüme rehabilitasyonunda tercih edilmektedir. Bu amaçla kullanılan dış iskeletlerin ilki, ReWalk Robotics (Marlborough, MA, ABD) tarafından geliştirilen ReWalk dış iskelet yürüme sistemidir (Şekil 2.4). ReWalk dış iskeleti, SKY hastalarının evde ve günlük yaşamlarında aktivitelerini ve yaşam

kalitesini artırmak için tasarlanmıştır. ReWalk dış iskeleti, SKY'li kişilerin ayakta durmalarını ve yürümelerini sağlamak için güçlü kalça ve diz hareketlerini koordine etmelerine yardımcı olur [53]. ReWalk, hastalara bağlı hareket niyetini algılayabilen sensörlerden sinyalleri alan bir bilgisayar programı tarafından kontrol edilir. Üst vücudun öne eğimini eğim sensörü ile algılayarak kendi kendine başlayan yürüyüşü saptar ve tıpkı güçlü bir vücuda sahip sağlıklı bir insanın doğal yürüme şekline benzer olarak yürümenin gerçekleştirilmesine yardımcı olur [54]. ReWalk üzerinde yapılan klinik çalışma sonuçlarına göre, felçli hastalar pratik olarak ayağa kalkabilir ve yürüyebilir. Bu özellik felçli hastaların bağımsızlık kazanmalarını ve yaşam kalitelerini geri kazanmalarını sağlamak için büyük fırsatlar sunar [55]. Bu sonuçlar ayrıca hastaların depresyon ve nöropatik ağrı gibi tekerlekli sandalye yaşamından kaynaklanan ikincil veya ruhsal komplikasyonlarında önemli derecede bir azalma yaşadıklarını ve iyileştiklerini göstermiştir [56].



Şekil 2. 4. Rewalk RAEE'nin kısımları [57].

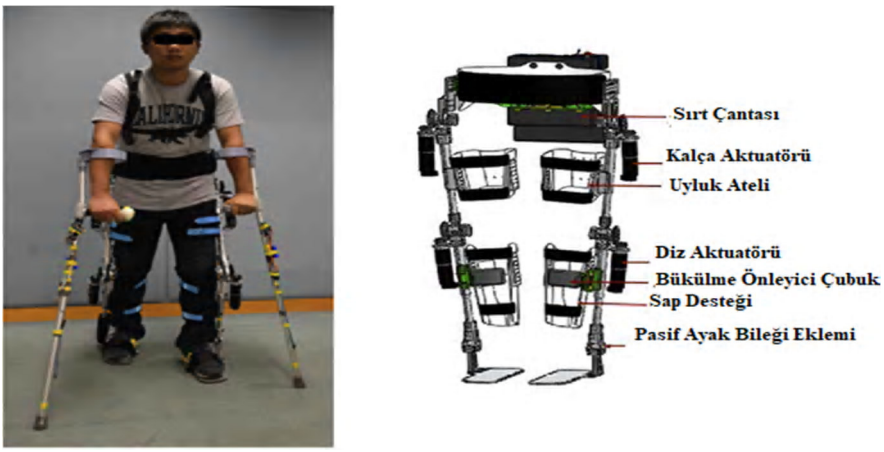
Alt ekstremitede sorunlu olan insanlara yardımcı olan bir başka yürüyüş robotu, Goldfad tarafından geliştirilen Vanderbilt'tir (Şekil 2.5). Bu dış iskelet, kolayca parçalara ayrılabilen ve yeniden bir araya getirilebilen bir “Lego” uygulamasına benzer şekilde tasarlanmıştır [58]. Bu dış iskeletin ağırlığı 27 kg olup 200 kg'a kadar olan hastalarda kullanılabilmektedir [59]. Hastanın kalça ve diz eklemlerine yerleştirilen sensörlerden elde edilen veriler gömülü bir bilgisayar sistemi ile değerlendirilir ve hastanın diz ve kalçadaki aktüatörlerle tekrarlayan hareketler yapmasına izin verir [59].

Vanderbilt'in diğer bir özelliği de robotik yardımlı fonksiyonel elektriksel uyartımdır. Bu özellik robotun kaslarla çalışmasına izin verirken aynı zamanda enerji tüketimini azaltır ve hastanın fizyolojik yaralarını iyileştirmeye yardımcı olur [46, 60].



Şekil 2.5. Vanderbilt yürüme asistanı [61].

Hong Kong Üniversitesi'nden geliştirilen CUHK-EXO RAEDİ (Şekil 2.6) sistemi felç geçiren hastaların oturma, ayakta durma ve yürüme gibi rutin günlük hareketleri gerçekleştirmelerine yardımcı olmak için tasarlanmıştır [62, 63]. CUHK-EKO RAEDİ'nin sırt çantası, koltuk değneği ve kullanıcı arayüzü vardır. Bu dış iskeletin en önemli özelliği kullanıcı hareketi ile robot eklemleri arasında mekanik olarak maksimum senkronizasyon sağlayan antropomorfik bir yapıya sahip olmasıdır. Koltuk değnekleri sensörleri kullanarak, diz ve kalça aktüatör hareketlerini kontrol etmek ve gerekli açıları belirlemek için kullanılan hastanın hareketi hakkında bilgi sağlar [64].



Şekil 2.6. Cuhk_Exo Raee [62].

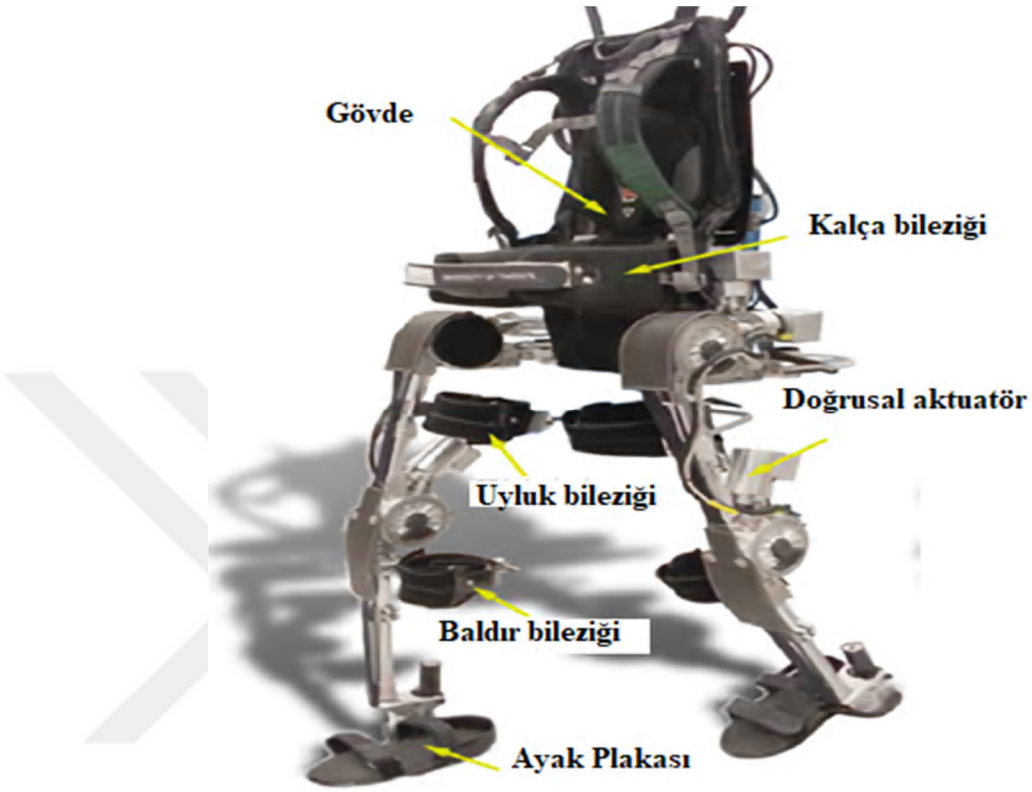
Şekil 2.7 de verilen Hibrit Destek Uzuv (Hybrid Assistive Limb-HAL) robotu kronik fiziksel özürlülüğü olan hastaların fizik ve tedavi rehabilitasyonu için tasarlanmış giyilebilir bir dış iskelettir [65]. Eklem açısını ölçmek için potansiyometreler kullanılırken, vücut duruşu değerlendirmesi için yer tepki kuvveti sensörleri, jiroskop ve ivmeölçer kullanılır. Diz ve kalça üzerine yerleştirilen deri yüzeyi elektromiyografisi (SEMG) elektrotları, amaçlanan hareketi tahmin etmek için kullanılır [66]. Ayrıca HAL, kullanıcının ve dış iskeletin hareketlerini senkronize etmesini sağlayan bir kontrol sistemi kullanır.



Şekil 2.7. HAL dış iskeleti [67].

Twente Üniversitesi tarafından düzenlenen MindWalker (Şekil 2.8) projesi RAEDİ tasarımlarında yeni bir perspektif olarak düşünülmüştür. Bu dış iskelet tasarım projesi Beyin Bilgisayar Arayüzü (BCI), Sanal Gerçeklik ve mekanik tasarımın kontrolü olmak üzere üç ana unsurdan oluşur [68]. Mekanik olarak MindWalker dış iskeleti fleksiyon / ekstansiyon ve diz fleksiyon / ekstansiyon desteği ile donatılmıştır. Bu aktüatörler, kasların anatomik özelliğine dayanan ve farklı kontrol uygulamalarına ve çevresiyle güvenli ve uyumlu etkileşimlere izin veren Seri Elastik Aktüatör (SEA) prensibi kullanılarak tasarlanmıştır [69]. Bu dış iskelette, kullanıcının amaçladığı hareketi belirlemek, ağırlık değişimine yardımcı olmak ve dengeyi korumak için adım genişliğini çevrimiçi olarak uyarlamak için algoritmalar geliştirilmiştir. Bu algoritma eklem açısı sensörleri, atalet ölçüm üniteleri (IMU), kuvvet / tork sensörleri, engel

algılama vb. akıllı sensörler ile çalışmaktadır. Bu sensörler EtherCAT adı verilen hızlı alan veri yolu sistemi tarafından üretilen bir ağa bağlanmıştır [70].



Şekil 2.8. MindWalker dış iskeletinin prototip tasarımı [71].

2.3. Robotik Dış İskelet Sistemlerinin Benzer ve Farklı Yönleri

Mekanik veya robotik olan kalça ve diz eklemlerindeki RAEDİ çalışmalarında ayak bileği ekleminin pasif olarak tasarlanmıştır. RAEDİ tasarımları, yükün dengeli dağılımını desteklemeyi ve insan omurgasına yardımcı olmayı amaçlamaktadır. Mekanik parçaların tasarımı yükün dengeli bir şekilde dağılmasını sağlayarak omurga, eklemler ve kaslar üzerindeki ağırlık ve gerekli eforu minimuma indirir. RAEDİ destekli yürüyüş eğitimleri ve tedavi programları, kas ve eklem aktivitelerini artırarak hastanın nöronal yol aktivitesini geliştirmeyi amaçlamaktadır. Robotik yürüyüş destekli sistem insan yürüyüş modeline dayanmaktadır ve bu nedenle insan yürüyüş analizi iyi çalışılmalıdır. Yürüyüş analizi çalışmalarında, EMG ve eklem özgürlüğü video ve görüntü işleme ile analiz edilir. Bu yöntemler genellikle hareketi ve hareketin niyetini belirlemek için kullanılır. Son zamanlarda EEG ve EMG'nin RAEDİ'lerle yapılan

rehabilitasyon sürecinin değerlendirilmesinde birlikte kullanıldığı gözlenmiştir. Yapay zekâ algoritmaları robotik terapide yürüme sırasında kasların aktivasyonuna göre hastalıkların sınıflandırılması ve iyileşim sürecinin takibinde kullanılır [70]. Ayrıca, kullanılan görsel-sanal oyunlar, hastaların sıkılmadan hareketlerini gerçekleştirmelerini ve rehabilitasyon sürecine katılımlarını arttırmasını sağlar.

Tasarımlar mekanik olarak birbirine benzemesine rağmen, sensör teknolojileri ve kontrol algoritmaları birbirinden farklılık göstermektedir. Kas-iskelet modellemesi, gerçek dış iskelet sistemlerinde test edilmesi pahalı, riskli ve zaman alıcı olan kontrol algoritmalarının denenmesi ve protototip tasarımlarında önem kazanmıştır [72, 73]. Bu nedenle, ilerleyen bölümlerde RAEDİ modellemesinde Kas-İskelet modelinin uygulanmasına odaklanılmaktadır. Tablo 2.1, ticari olarak üretilen RAE'leri sunmakta ve üniversiteler tarafından üretilen prototip RAEDİ'leri içermektedir. Tablo 2.2 de ise üniversitelerde ve proje ofislerinde tasarlanan RAEDİ'lerin özellikleri verilmiştir.

Tablo 2.1. Ticari olarak piyasaya görülen 10 RAEDİ teknik özellikleri

Dış İskeletin Adı	Kullanım Şekli	Hareket Eden Eklem (DOF)	Aktuatör	Semsörler	Spesifik Tasarım Özelliği
BLEXX [74]	İnsan gücünü artırma Yürüme Asistanı	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Kalça Abdüksiyonu/Addüksiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu Bilek Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektrik Motoru	Güç Sensörü	Temel Yerel Alan Ağı (LAN) Hibrit konum ve kuvvet kontrolü
HAL 5 [75]	İnsan Gücünü Artırma Yürüme Rehabilitasyonu	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu Omuz Fleksiyonu/Ekstansiyoonu Dirsek Fleksiyonu/Ekstansiyonu	DC Servo Motor Harmonik Azaltıcı	Plantar Basınç Sensörü Açı sensörü Jiroskop	Plantar basıncı ve Torso açısı tabanlı zeki tanımlama sistemi
HEXAR [76]	İnsan Gücünü Artırma	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektriksel Motor	Fiziksel İnsan-Makine Etkileşimi Sensörü Güç Sensörü	pHRI-tabanlı kontrol Yarı-anthropomorfik Aktif/Pasif/Yarı-pasif eklem
LOKOMAT [42, 77]	Yürüme Rehabilitasyonu	Kalça Fleksiyoonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektriksel Motor	Konum Sensörü Güç Sensörü	Vücut ağırlığı destek sistemi Görsel geribildirim
ROBOGAIT [78]	Yürüme Rehabilitasyonu	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektriksel Motor	Konum sensörü Güç sensörü	Ağırlık destek istemi Görsel geribildirim
ALEX (UNİVERSİTY OF DELEWARE-USA) [79]	İnme hastalaru için yürüyüş rehabilitasyonu	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Doğrusal Aktuatör(Max Tork:50Nm)	Enkoder Güç sensörü Tork Sensörü Ayak anahtar sensörü	İnsan-robot koordinasyonu
EKSO BIONICS [80]	İnsan gücünü artırma Yürüyüş Rehabilitasyonu	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektriksel Motor	Konum sensörü Güç sensörü Basınç sensörü	Mikrobilgisayar kontrollü Algoritma
REWALK [81]	İnsan hareketi yardımı	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektrik Motoru	Konum Sensörü Güç Sensörü Basınç Sensörü Dahili iç sensör	Windows işlemcili bilgisayar Grafiksel Arayüz
VANDERBILT [82]	İnsan hareketi yardımı	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektrik Motoru	Konum Sensörü Güç Sensörü	Düşük ağırlık Fonksiyonel Elektriksel Uyartım
CUHK-EXO [62]	İnsan Hareket Yardımı	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Elektrik Motoru	Konum Sensörü Güç Sensörü	Hareket niyetini algılama PD kontrolör Cep telefonu ile insan-robot arayüzü

Tablo 2.2. Üniversite ve diğer projeler ile yapılan dış iskeletler

Dış İskeletin Adı	Kullanım Amacı	Harekete Geçirilen Eklem (DOF)	Aktuatör	Sensörler	Spesifik Özellik
Yürüyüş Yardımı Alt Ekstremite Dış İskeleti [76, 83]	Alt ekstremiteden sorunlu hastalar	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	200 W Fırçasız DC Motor, Harmonik azaltıcı, Kalça eklem torku:79.3Nm, Diz eklem torku:42.2Nm	Açı, Güç, Plantar temas ve Eğim ölçer sensörü	Cop Kararlılık Kontrol Mekanizması Kinematik Analiz
IHMC Mobilize Yardim Dış İskeleti (Florida Institute for Human and Machine Cognition - America) [84]	Felçli hastalara hareket yardımı	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Abdüksiyon/Addüksiyon Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	RSEA Mong BN34-25Eu-02 fırçasız motor, Harmonik azaltıcı, Çıkış Torku: 80Nm	Optik Döner Enkoder, Doğrusal Enkoder, Ayak Anahtarlama	Konum Kontrol, Güç/Tork Kontrol
Enerjilendirilmiş Alt Ekstremite Dış İskeleti (Japan Saga University) [85]	Alt ekstremite zayıflığı yaşayan kişilerin günlük aktivitelerine yardım	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Maxon DC Motor Kullanımı	Enkoder, Güç, EMG, Değişken Lazer, Plantar temas sensörü	ZMP kararlılık kontrolü Smart Sistem EMG sinyal tabanlı kontrol
Enerjilendirilmiş Yürümeye Yardımcı Robotu (WPAL-Japan Nagoya University) [86, 87]	Hastaların Alt Ekstremite Analizi ve Rehabilitasyonu	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Knee Fleksiyonu/Elkstansiyonu Ayak dorsifleksiyonu/plantar Fleksiyon	DC Servo Motor	Üç eksen açısal ivme, Plantar Basınç Sensörü Enkoder	Alt ekstremitenin salınım fazı adım yörünge kontrolü
ATLAS (Centre for automation and Robotics in Spain) [88]	Quadriplejik Hasta Rehabilitasyonu	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Fırçasız Maxon Motorlar. Harmonik redüktör, Tepe Tork: 57Nm, Ortalama Tork: 32Nm	Plantar basınç dağıtım sensörü Açı Sensörü	Cop kararlılığı Kontrol, Bilinçli tanıma
Alt Vücut Eksoskeletonu (University of Salford UK) [89]	Patients with lower limb paralysis	Hip Flexion/Extension, Abduction/Adduction Knee Flexion/Extension Ankle dorsiFlexion/plantar Flexion	Pneumatic muscle actuator (pMAs), Torque:60 Nm	EMG Sensörü	The design of the actuator
Diz-Bilek-Ayak Robotu (National University of Singapore) [90]	Rehabilitasyon Robotu	Knee Flexion/Extension Ankle dorsiFlexion/plantar Flexion	Maxon DC Fırçasız motor, Harmonik redüktör Vidalı sistem, Maximum çıkış Tork:700N	EMG sensörü, Açı sensörü Güç Sensörü Acceleration sensor	Yüürme Fazı için Özel Aktuatör tasarımı
Ortholeg (Rio Grande do Sul Federal University-Brazil) [91]	Giat rehabilitation for Spinal cord injury patients	Hip Flexion/Extension Knee Flexion/Extension	24V/150WDC Motor Planetary gear reducer	Enkoder	Beyin Dalga kontrolü
Walking Supporting Exoskeleton(WSE((Necmettin Erbakan University-Turkey) [92]	Human walking assistance for Disabled People	Kalça Fleksiyonu/Ektansiyonu Diz Fleksiyonu/Ekstansiyonu	24V/100W DC Servo motor Azaltıcı (100:1)	Planatar Pressure sensor Holzer effect sensor	Design of mechanical structure
Robotik Dış İskelet (Carlos III :University Spain) [93]	Alt ekstremite hastaları için robotik yürüme yardımı	Kalça Fleksiyonu/Ekstansiyonu	Kalça 24V/90W Maxon DC Motor	Inclinometer Force Sensor Imu Sensor	İz kontrolorü

3. BÖLÜM
ALT EKSTREMİTE KASLARI VE GÖREVLERİ

3.1. Kas ve kas türleri

Hareket, insanların en önemli eylemi veya fonksiyonudur. Kemik ve eklemler vücudun kaldıraçları olup iskeleti oluştursalar da tek başlarına hareket etme yetenekleri yoktur. Uyarılabilen özellikteki binlerce kas hücresinin bir araya gelerek oluşturduğu kas dokusu gelen elektriksel uyarıları zar yüzeyleri boyunca iletebilme ve bu elektriksel değişiklik sayesinde mekanik olarak kasılarak boyunu kısaltabilme yeteneğine sahiptir.

İskelet sisteminin gerçekleştirdiği hareketler kanın tüm vücuda pompalanması, sindirim ve solunum gibi faaliyetlerin oluşumu kasların kasılması ve gevşemesi ile gerçekleştirilmektedir. Alt ekstremite de iskelet kasları özellikle yürüyüş, eğilip kalma ve merdiven çıkma gibi günlük aktivitelerin yerine getirilmesinden sorumludurlar [94].

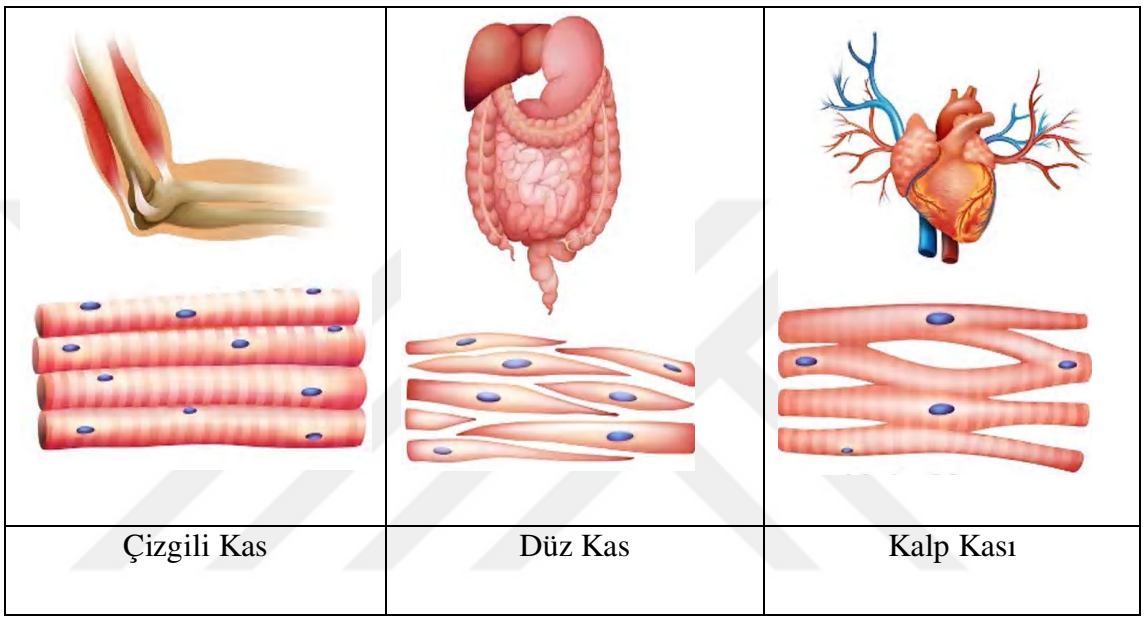
Kasılma ve gevşeme yeteneğine sahip olan kaslar insan vücut ağırlığının yaklaşık %40-45'ini oluştururlar. Şekil 3.1 de 3 tür kas dokusunun yapısal özellikleri verilmiştir [86, 87].

• **Çizgili Kaslar (İskelet Kasları):** Aktin ve miyozin filamentlerinin belirli bir düzen içinde yer aldığı iskelet kasları çizgili görünümde olup istemli olarak kasılabilme özelliğine sahiptir. Somatik sinir sistemi tarafından uyarılan bu kaslarının kasılması ve gevşemesi ile vücut hareketleri meydana gelmektedir.

• **Düz Kaslar:** Otonom sinir sistemi tarafından uyarılan ve istem dışı kasılan düz kaslar, aktin ve miyozin flamentlerinin rastgele bir dağılım göstermesi nedeniyle mikroskobik açıdan enine çizgi göstermezler ve bu yüzden düz kaslar olarak adlandırılır. Sinirsel

kontrolü nedeniyle de istem dışı kasılan kaslar olarak nitelendirilirler. Kan damarları, iç organlar, bağırsak vb. organlarda bulunurlar.

• **Kalp Kası:** Yapısal açıdan iskelet kaslarına benzeyen kalp kası çizgili görünümdedir. Fonksiyonel açıdan bakıldığında ise düz kaslara benzemektedir. İstem dışı olarak otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilmektedir.



Çizgili Kas	Düz Kas	Kalp Kası

Şekil 3.1. Kas Tipleri

Kaslar insan vücudunda alt ekstremite, üst ekstremite ve gövde olmak üzere 3 kısımda yer almaktadır. Burada alt ekstremite ya da diğer adıyla bacak kasları üzerinde durulacaktır.

3.2. Alt Ekstremite Kasları

Bu kaslar kalça, diz ve ayak bileğini hareket ettiren kaslardır.

3.2.1. Kalça Kemeri Ön kaslar:

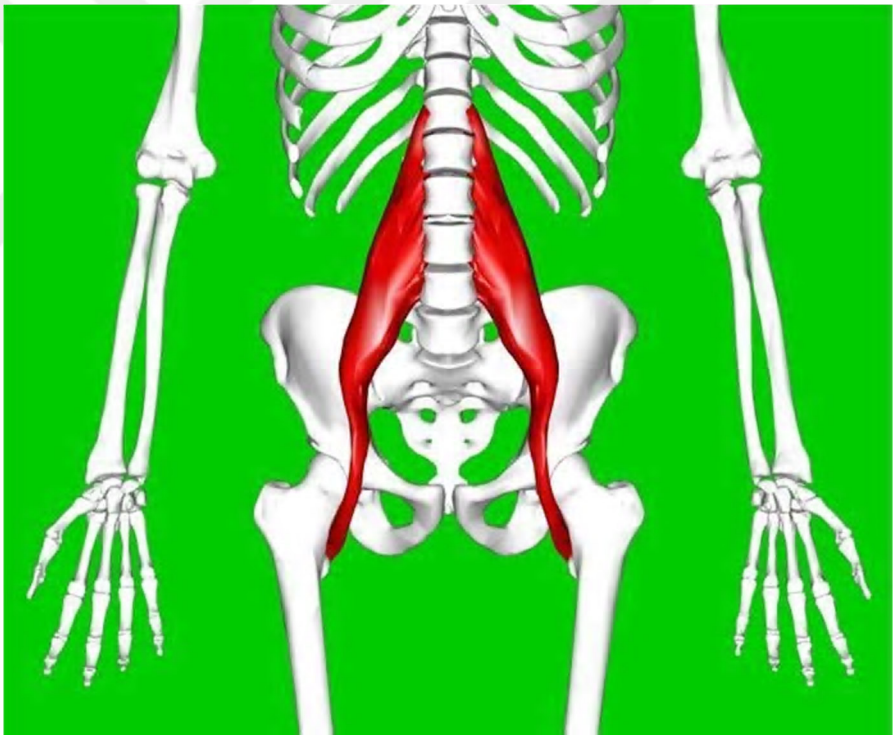
Bu grupta psoas major ve iliacus olarak adlandırılan iki adet kas bulunur.

3.2.1.1. Psoas Major: Psoas Major, vertebral kolonun lomber bölgesinin yanları ile küçük pelvisin kenarında bulunan uzun fusiform bir kastır [95]. Psoas, gövde ve alt uzuvlar arasındaki birincil bağlantı olduğu için koşma, dans etme, oturma, yürüme gibi

günlük yaşam aktivitelerinde rol alır. Ayrıca omurganın düzgün durmasına ve vücut duruşun korunmasına yardımcı olur [96].

Şekil 3.2 de görüldüğü gibi, Psoas kasları hem yavaş hem de hızlı aktivite olan kas liflerinden oluşur. Psoas major kasının lif tipi bileşimi dinamik ve postural fonksiyonlarını gösterir. Bu da kalça ekleminin ana fleksörü (dinamik fonksiyon) olduğu gerçeğini destekler ve lomber omurga, sakroiliak ve kalça eklemlerinin stabilizatörü (postural fonksiyon) olarak görev yapar. Psoas major kasının kranial kısmı öncelikle postural bir role sahipken kasın kaudal kısmı dinamik bir role sahiptir.

Görevi: Lomber omurgayı düzgün durmasına yardımcı olurken ters harekette çalışırken vücudun dik duruşunu korur.

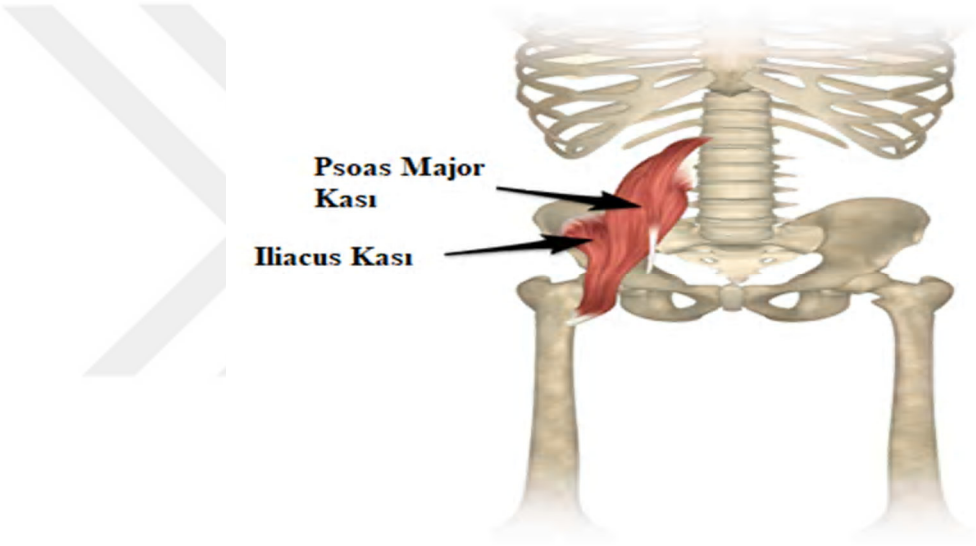


Şekil 3.2. Psoas Major kası.

3.2.1.2 İliacus Kası: İliacus, psoas major ile birlikte iliopsoas kasını oluşturan üç kastan biri olup üçgen görünümlü bir kasdır. İliacus kası psoas major, psoas minör, obturator externus, obturator internus, superior gemellus, inferior gemellus, piriformis ve kuadratus femoris kasları ile birlikte iç kalça kasları grubunu oluştururlar. Bu kaslar grup olarak kalça eklemi üzerinde hareket eder. Özellikle iliacus kasının işlevi psoas

major kası ile birlikte kalça ekleminin ana fleksörü olan iliopsoas kası tarafından belirlenir. Ayrıca gövdenin lateral fleksiyonunda da yer alır [96].

Görevi: Şekil 3.3 de görüldüğü gibi İliacus kası, kalça ekleminde hareketler üretmek için psoas major kasıyla eş uyum içinde çalışır. Proksimal ile olan bağlantısı sayesinde kas uyluğunun fleksiyonuna yardımcı olur. Öte yandan, kas inervasyonu sabit olduğunda gövdeye olan karşı dirence karşılık gövdeyi öne doğru eğer ve omurganın stabilizasyonunda yer alır. Bu tür öne doğru eğilme hareketleri yürüme, koşma ve zıplama gibi alt ekstremite fonksiyonları için gereklidir [97].



Şekil 3.3. Iliacus Kası [98].

3.2.2. Kalça Kemeri Kasları Arka Grup

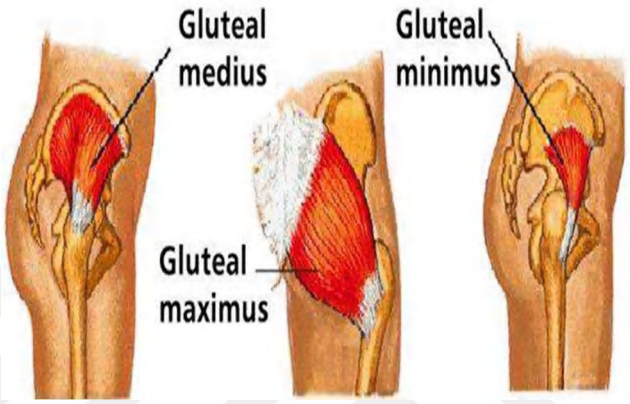
Kalçanın arka tarafında gluteus maximus, gluteus medius, gluteus minimus, proformis, superior ve inferior gemellus ile tensor fascia latae kasları yer almaktadır.

3.2.2.1. Gluteus Maksimus Kası:

Gluteus maksimus, gluteal bölgesinin en belirgin ve en büyük yüzeysel kasıdır. Gluteus medius, gluteus minimus ve tensör fasya lataları ile birlikte kalça kaslarının gluteal grubunda yer alır. Gluteus maximus, pelvisten femurun gluteal tüberositesine kadar uzanır. İnferior gluteal sinir (L5-S2) tarafından sinirsel kontrolü ve alımı (innerve) gerçekleştirilir. Gluteus maximus kasının ana işlevleri, kalça ekleminde uyluğun

uzatılması ve dış rotasyonudur. Ek olarak, üst kısmı uyluk abduksiyonunda yer alırken, alt kısmı uyluk adduksiyonunda yer alır.

Görevi: Şekil 3.4 de görüldüğü gibi, Gluteus maximus kası kalça eklemi üzerinde uyluğun uzatılması, dış rotasyonu, abdüksiyonu ve addüksiyonun eylemlerinin yapılmasını sağlar [99].



Şekil 3.4. Gluteal Kasları [100].

3.2.2.2 Gluteus Medius Kası

Gluteus medius (Şekil 3.4) arka kalçada yer alan iliumdan proksimal femura kadar uzanan yelpaze şeklinde olan büyük bir kastır [101]. Gluteus medius kası kalça eklemine etki ederek iki hareket üretir. Ön kısmı uyluğun içe doğru addüksiyonunu sağlarken, tüm kasın kasılması uyluğun abdüksiyonunu sağlar. Ayrıca, gluteus medius kası ayakta dururken veya yürürken pelvisi stabilize eder. Gluteus mediusun proksimal kısmı sabitken, kas bir bütün olarak lifleriyle birlikte kasılabilir. İlk durumda, hareket ekseni kalça ekleminden geçer ve kas büyük trokanteri (great trachenter) yukarı çeker ve uyluğun abdüksiyonunu sağlar. İkinci durumda, hareketin ekseni öne doğru eğildiğinde, kas uyluğun iç rotasyonuna neden olur. Gluteus mediusun distal eki sabitlendiğinde kas iliumu aşağı doğru çeker, bu da hafif ipsilateral pelvik eğime ve bunun sonucunda karşı tarafta pelvisin yukarı doğru yükselmesine neden olur. Bu hareket, karşı taraftan kaldırılan bacağın bir sonraki adıma doğru hareket etmesine izin verdiği için yürüme sırasında önemlidir. Ayrıca, kas içinde oluşturulan güçlü gerilim, yürüyüş döngüsü sırasında pelvis ve gövdenin stabilizasyonuna katkıda bulunur.

Görevi: Gluteus medius pelvik stabilizatörüdür ve kalça ile femur hareketlerini transvers ve frontal düzlemde kontrol eder. Bu stabilite aşırı hareketin kontrol edilmesi ve bel bölgesine aktarılan kuvvetlerin azaltılması açısından önemlidir [102].

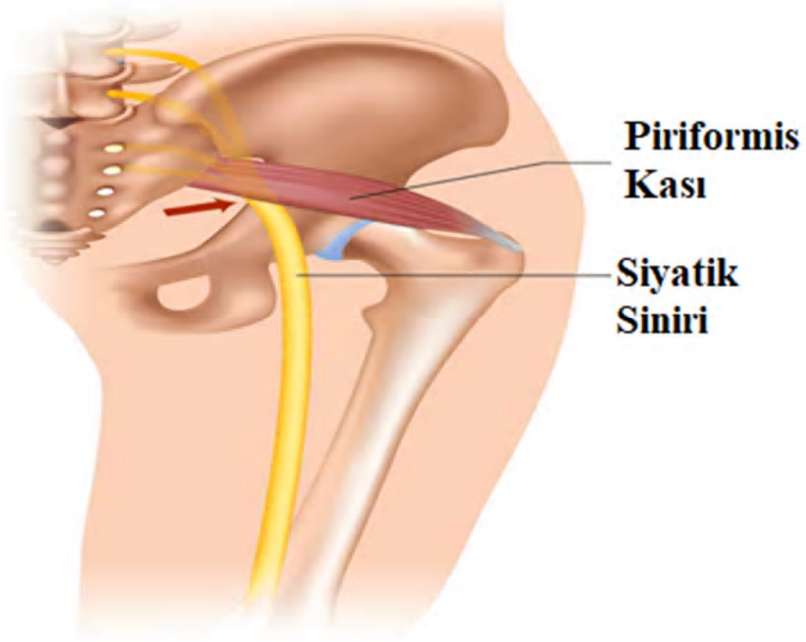
3.2.2.3.Gluteus Minimus Kası: Gluteus minimus (Şekil 3.4) kalçanın arka bölgesinde derinde bulunan ilium gluteal yüzeyinden femurun proksimal ucuna kadar uzanan üçgen forma sahip bir kastır.

Gluteus minimus, kalça eklemi üzerindeki hareketleri üretmek için gluteus medius ile birlikte hareket eder ve uyluğun iç rotasyonu ve abdüksiyonunun yapılmasını sağlar. Ayrıca bu kas, yürüyüş döngüsünde pelvisin önemli stabilizatörüdür. Pelvik sabit kaldığında her iki kas da kalçada bulunan büyük çıkıntıyı (great trochanter) yukarıya çeker ve uyluğun abdüksiyonunu yaptırır. Sadece ön kısımları kasılırsa hareketin ekseni öne doğru eğilir ve uyluğun iç rotasyonunu oluşturur. Femoral bağlantıları sabitlendiğinde kaslar ipsilateral iliumu femura doğru çekerek hafif ipsilateral pelvik eğimine neden olur. Bu hareket yürümede önemlidir çünkü karşı taraftaki uzvun kolayca kaldırılıp öne doğru hareket ettirilebilmesine yardımcı olur [103]. Bunun yanı sıra, bu kaslardaki güçlü kasılma, yürürken veya ayakta dururken pelvis ve gövdenin stabilizasyonuna katkıda bulunur.

Görevi: Bu kas alt uzuvların dönüşünden ve hareket sırasında kalçaların dengede durmasından sorumludur. Bu nedenle kalça stabilizatörü olarak da bilinir [104].

3.2.2.4 Priformis Kası: Piriformis gluteus maximus'un derinliklerinde bant şeklinde uzanan gluteal bölgenin bir kasıdır. Şekil 3.5 de görüldüğü gibi Piriformis kalça altı kısa dış rotator grubuna aittir. Bu grup gemellus superior, obturator internus, gemellus inferior, quadratus femoris ve obturator externus kaslarından oluşmaktadır. Bir uçta sakruma ve diğer uçta büyük trokantere (great trochanter) bağlanan bu kas, kalça eklemini stabilize etmekten ve uyluğu farklı yönlerde hareket ettirmekten sorumludur [105].

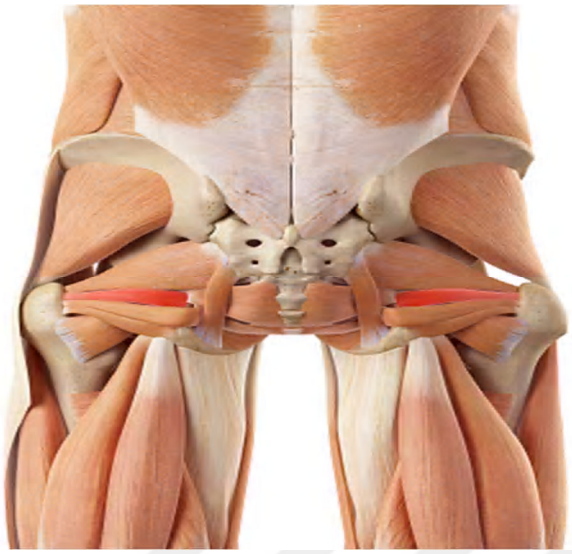
Görevi: Diğer arka kalça kasları ile birlikte piriformis femur başını kalça kemiğinin asetabulumu içinde sabitleyerek kalça eklemini stabilize eder. Bu kas kalça ekleminin geriye doğru çevrilmesinde ve dış rotasyonunda görev alır.



Şekil 3.5. Priformis Kası [106].

3.2.2.5. Superior Gemellus: Superior gemellus (Şekil 3.6) posterior pelvisin derinliklerinde bulunan küçük bir kastır. Kalça ve uyluğun Gluteal Maksimus gibi daha büyük kaslarının altında gluteal kas grubuna ait olur. Bu derin gluteal grubun diğer kasları piriformis, obturator internus, obturator externus, gemellus inferior ve quadratus femoristir. Bu kaslar kalça eklemini stabilize etme ve uyluğu dışa döndürme ve abdüksiyon gibi ortak işlevi paylaşır.

Görevi: Superior gemellus, uyluğun dış yanal (lateral) rotasyonunu ve abdüksiyonunu sağlamak için triceps coxae kas grubunun bir parçası olarak hareket eder. Bu kas grubunun kasılması ile üretilen hareket, bacağın pozisyonuna bağlıdır. Femurun proksimal ucu ile kalça kemiği arasına bağlanan superior gemellus, pelvisin asetabulumunda femur başının stabilize edilmesinde rol oynar [107].

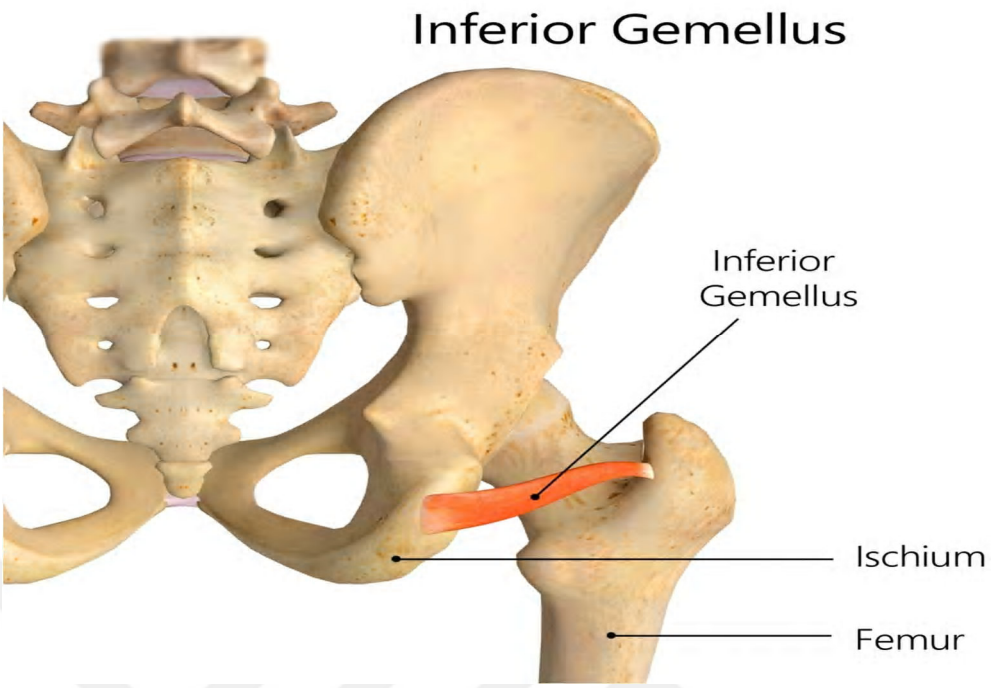


Şekil 3.6. Superior Gemellus Kası [107]

3.2.2.6. Inferior Gemellus Kası: İnferior gemellus, alt ekstremitenin derin gluteal bölgesinde yer alan küçük bir kastır. Şekil 3.7 de görüldüğü gibi Superior gemellus ve obturator internus kaslarını da içeren triseps coxae (kalçanın trisepsleri) adı verilen daha büyük trisipital (üç başlı) bir kas kompleksinin parçasıdır. Inferior gemellusun kasılması, uyluğun dış rotasyonuna ve kaçırılmasına yardımcı olur. Ayrıca koksal kemiğin asetabulumu içinde femur başının stabilitesini korur [108].

Görevi: İnferior gemellus kası kalça eklemine etki ederek iki büyük harekete neden olur. Uyluk anatomik bir pozisyondayken femurun büyük trokanterini kemiğin uzunlamasına ekseni etrafında arkaya doğru çekerek uyluğun dış (lateral) dönmesine neden olur. Ayrıca, kalça ve uyluk fleksiyondayken alt gemellus üst femuru mediale doğru çeker. Bu hareket alt femurun yanal olarak hareket etmesiyle dengelenir ve uyluk abdüksiyonu ile sonuçlanır. İnferior gemellus ayrıca asetabulum içinde femur başını stabilize ederek kalça ekleminin bütünlüğünün korumasına yardımcı olur.

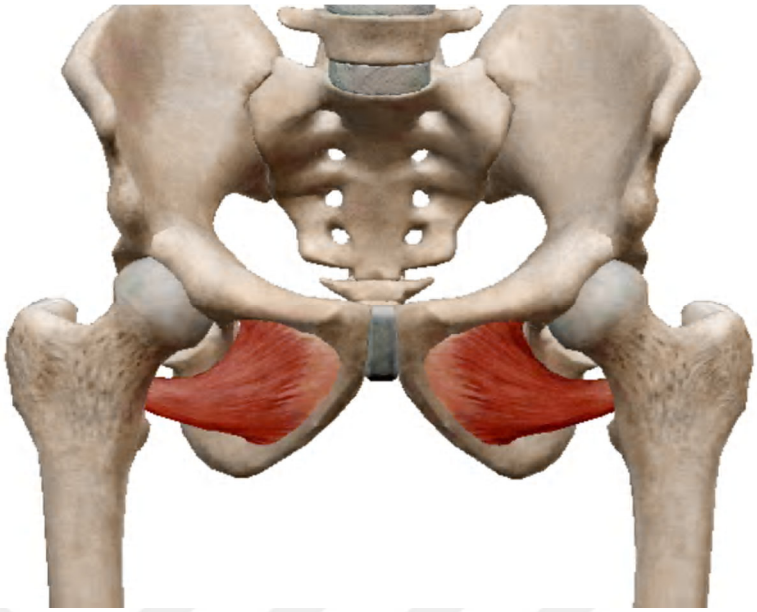
Uyluğun dış rotasyonu ve fleksiyonda kalçanın abdüksiyonu günlük hayatımızda önemli işlevlere sahiptir. Bu hareketler otururken yana doğru hareket etmemize ve bir arabanın dışına çıkarken alt ekstremitenizi yana doğru sallamamıza izin verir. Ayrıca arabanın yana savrulma sırasında gövdeyi oturma pozisyonunda stabilize ettiği gibi çömelme ve emeklemeye yardımcı olur.



Şekil 3.7. İnferior Gemellus kası

3.2.2.7 Obturator İnternus Kası: Obturator internus (Şekil 3.8) hem pelvik hem de gluteal bölgelerin derinliklerinde yer alan çift taraflı üçgen formlu bir kastır. Bu kas öncelikle alt ekstremitenin bir kası olarak kabul edilir. Piriformis, quadratus femoris, üst gemellus ve alt gemellus kasları ile birlikte gluteus maksimus kasının alt kısmı tarafından sarılmış gluteal bölgenin derin bir kasıdır [109].

Görevi: Femurun büyük trokanterine bağlanmaları nedeniyle obturator internus ve gemelli kasları, uzatılmış uyluğun dış (lateral) rotatörleri olarak işlev görür. Ayrıca fleksiyondaki uyluğun abdüksiyonunu sağlar ve uyluk fleksiyondayken kalça eklemine stabilite sağlayan postural kas görevi görür.

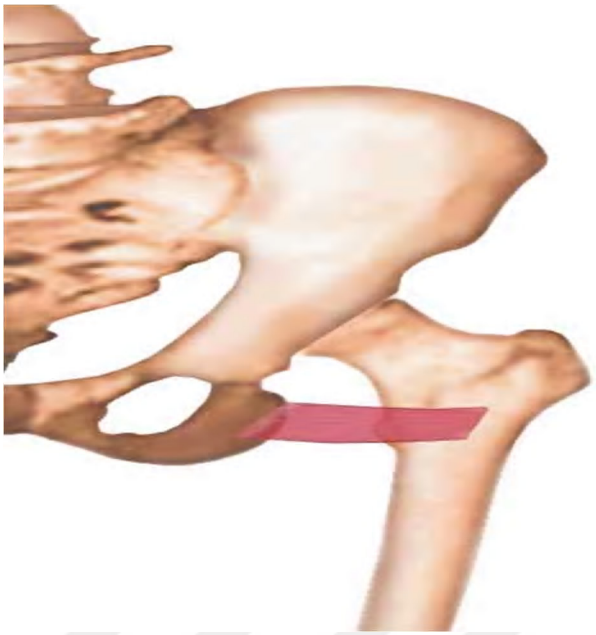


Şekil 3.8. Obturator İnternus kası

3.2.2.8. Quadratus Femoris Kası: Şekil 3.9 da görüldüğü gibi, Quadratus femoris, gluteal bölgede yer alan dikdörtgen şeklinde bir kasıdır. Uyluğun lateral veya dış rotatorları olarak bilinen kas grubunun içerisinde yer alır.

Görevi: Küçük bir kas olmasına rağmen, quadratus femoris'in birçok önemli işlevi vardır; femur başını yerinde tutarak kalça eklemini stabilize eder ve kalça ekleminde uyluğun dış rotasyonunu sağlar. Ayrıca, bu kas abduksiyon ve adduksiyon hareketlerine de yardımcı olabilir. Kalçanın oldukça güçlü bir rotatoru olup gluteus maximus, piriformis, superior gemellus ve inferior gemellus ve obturator internus kasları gibi diğer dış rotatörlerle sinerjik olarak hareket eder. Birlikte hareket eden bu kaslar, uyluğun antagonistik kaslar ve iliofemoral bağ ile güçlü bir dış rotasyonu üretir.

Kalça eklemi içindeki özel konumu nedeniyle, quadratus femoris kası bu eklemin en önemli stabilizatörlerinden biridir. Femur başını yerinde tutar ve böylece birçok aktivitede yaralanmaları önler.



Şekil 3.9. Quadrator femoris kası

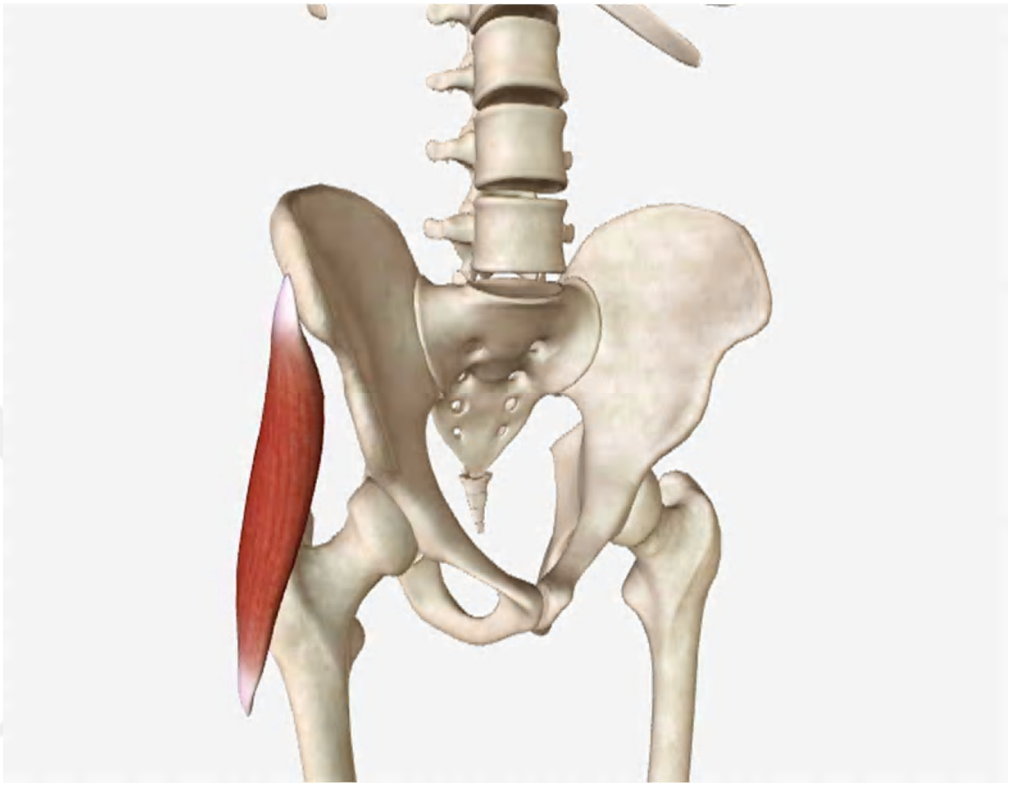
3.2.2.9. Tensor Fasya Lata Kası (TFL)**:** Tensör fasya lata uyluğun lateralinde yer alan fusiform bir kastır. Gluteus maximus, gluteus medius ve gluteus minimus kasları ile birlikte gluteal bölgenin kaslarına aittir.

Şekil 3.10 da görüldüğü gibi, TFL, uyluğun anterolateral tarafında, iliac krestin ön kısmından tibianın üst kısmına kadar uzanır. Bu kasın temel işlevi, diz eklemi üzerinde bacağın ekstansiyonunu ve yanal rotasyonunu sağlamaktır. Ek olarak, kalça ekleminde nispeten zayıf bir abdüktör ve medial rotator olarak hareket ederek uyluğun hareketlerine katkıda bulunur.

Görevi: TFL ların ana görevi, iliotibial yolun gerginliğini sürdürmektir. Femur şaftı pelvis ile birleştiğinde, yukarıdan gelen açılı bir basınç, femura yüksek bir bükülme gerilimi uygular. Hem kalça abdüktörleri hem de TFL karşı taraftaki basınca karşı koyar ve kemiği stabilize etmeye yardımcı olur. Bu olay gerginlik bandı etkisi olarak adlandırılır. Ayrıca, kasın aktivasyonu kalça ekleminin abdüksiyon, fleksiyon ve iç rotasyonuna yol açar.

TFL kasının kasılması ayrıca diz ekleminde bacağın dış rotasyonuna neden olur. Ayrıca, mevcut bir fleksiyon derecesi 20 dereceden fazla olduğunda bacağı zayıf bir şekilde büker ve fleksiyon açısı 20 dereceden az olduğunda bacağı uzatır.

Son olarak, TFL hem kalça hem de diz eklemlerini stabilize etmek için de çalışır.



Şekil 3.10. Tensor Fasya Lata kası

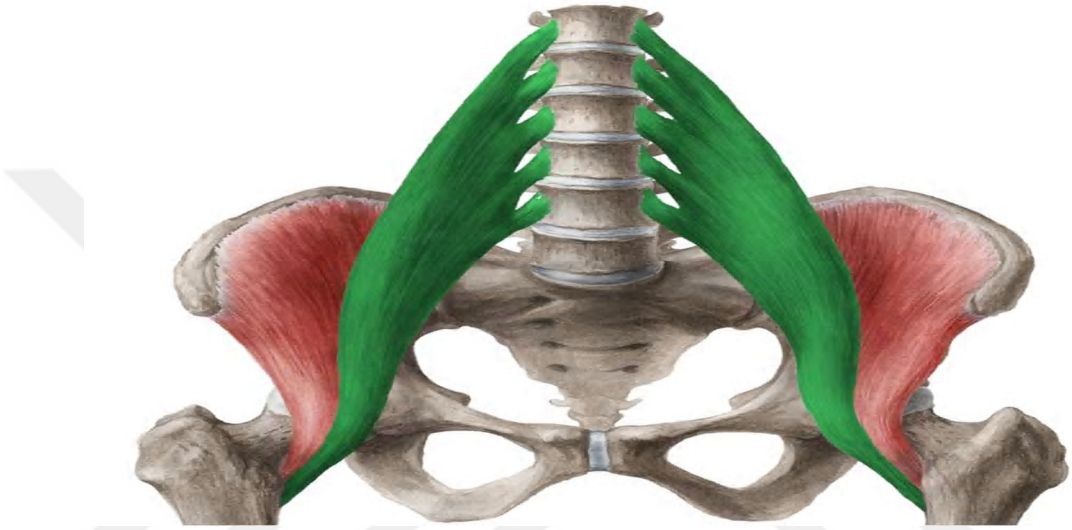
3.2.3. Uyluğun Ön Tarafında Bulunan Kaslar

3.2.3.1.Iliopsoas Kası: İliopsoas, iliacus ve psoas majör kasından oluşan iç kalçanın büyük bir kasıdır.

İliopsoas, psoas ana kısmı on ikinci torasik ve beş lomber vertebranın tamamından kaynaklanır ve iliacus kısmı esas olarak pelvisin iliak fossasından inerve edilir. Lifleri, pelvik ağzın etrafında tek bir kas göbeği halinde birleşir. İliopsoas, femurun küçük trokanterine bağlanan bir tendonla biter.

Şekil 3.11 de görüldüğü gibi, iliopsoas kası, kalça ekleminin ana fleksörü ve psoas major ve iliacus'un ortak hareketleri olan kalça fleksiyonunu sağlar. Ayrıca, proksimal bağlantıları nedeniyle, psoas major lomber vertebral kolonun ek hareketlerini üretebilir.

Görevi: İliopsoas kası kalça ekleminin en güçlü fleksörü olan psoas major ve iliacus kaslarının aynı anda kasılması, kalça ekleminde uyluğun güçlü bir fleksiyonuna neden olur. Bununla birlikte, psoas major, distal ucu sabitlendiğinde lomber omurga üzerindeki bağlantısı üzerinde bağımsız olarak hareket edebilir. Böylece, psoas majör kasının iki taraflı kasılması gövdenin kalça ekleminde bükülmesine neden olurken, tek taraflı kasılma gövdenin yanal bükülmesine neden olur.



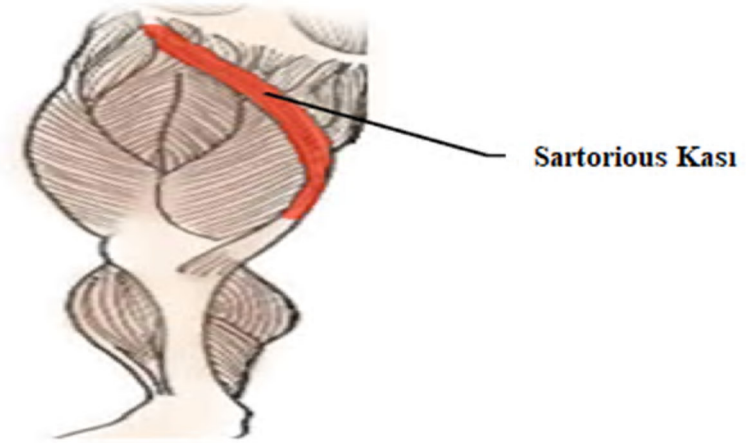
Şekil 3. 11. Iliopsoas kası

3.2.3.2 Sartorious Kası:

Sartorius kası insan vücudundaki en uzun kastır. Kuadriseps femoris ile birlikte uyluğun ön kasları grubuna aittir. Sartorius kasının uyluk boyunca eğik bir seyri vardır; iliac anterior posterior omurgadan başlar, uyluğun medial tarafına geçer ve son olarak proksimal tibianın medial tarafına yapışır. Eğik seyri nedeniyle, sartorius kası uyluğu esnetir, abdüksiyona sebep olur, dışa doğru döndürür ve bacağı esnetir ve içe doğru döndürür.

Görevi: Şekil 3.12 de görüldüğü gibi, Sartorius kası hem kalça hem de diz eklemlerini geçerek her ikisinde de hareketler üretir. Kalça ekleminde bacağın fleksiyon, dış rotasyon ve abdüksiyonunu yapabilir. Sartorius'un kasılması ayrıca diz ekleminin fleksiyonuna ve tibianın femura karşı içe veya medial rotasyonuna neden olabilir [110].

Tüm bu hareketlerin kombinasyonu, bir kişinin bağdaş kurup oturmasını sağlar. Ancak sartorius'un kasılması ile oluşan hareketler bu tek işlevle sınırlı değildir. Sartorius'un tırmanışta önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir.



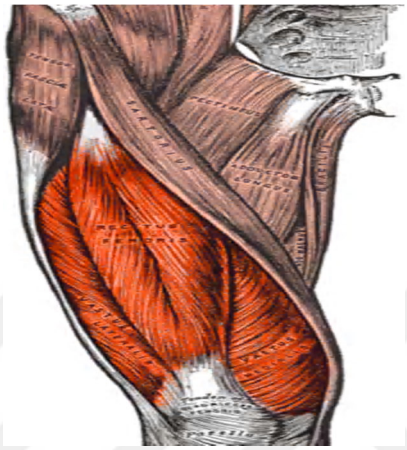
Şekil 3.12. Sartorious kası

3.2.3.3. Quadriceps Femoris Kası: Yaygın olarak dörtlü kas olarak bilinen kuadriseps femoris kası (Şekil 3.13) , insan vücudunun en güçlü kasıdır. Sartorius ile birlikte uyluğun ön bölmesinde bulunur.

Quadriceps femoris kası Latince'den "dört başlı kas" anlamına gelir. Rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis ve vastus intermedius olmak üzere dört kastan oluştuğu için bu adı taşır. Dört kastan sadece rectus femoris hem kalça hem de diz eklemlerini geçer. Diğerleri sadece diz eklemini geçer. Bu kaslar kökenleri bakımından farklılık gösterir, ancak patellaya giren ortak bir quadriseps femoris tendonunu paylaşır. Quadriseps femoris kasının işlevi, diz ekleminde bacağı uzatmak ve kalça ekleminde uyluğu bükmektir.

Görevi: Quadriceps femoris dizdeki en güçlü ekstansördür. Dört bileşeninin tümü dizi uzatma yeteneğine sahiptir, ancak bunu farklı yönlerde yaparlar. Rectus femoris kası, alt ekstremitenin mekanik ekseni ile hizalanır ve patellayı bu eksen boyunca çeker. Bununla birlikte, kalan kaslar femurdan kaynaklanır, yani çekmeleri hem proksimal hem de lateral olarak yönlendirilir. Vastus obliquus'un son derece önemli olduğu yer burasıdır.

Rektus femoris kası, dizi uzatmasının yanı sıra hem kalça hem de diz eklemlerinden geçtiği için ek hareketler sergiler. Kalça eklemine etki ederek uyluk fleksiyonuna yardımcı olur [111]. Patellar eki sabitlendiğinde, bu kas pelvisi uyluğu doğru öne doğru esnetmeye yardımcı olur. Rectus femoris aynı zamanda kalçayı esnetme ve dizi uzatma yeteneğine de sahiptir.



Şekil 3.13.Quadriceps Femoris kası

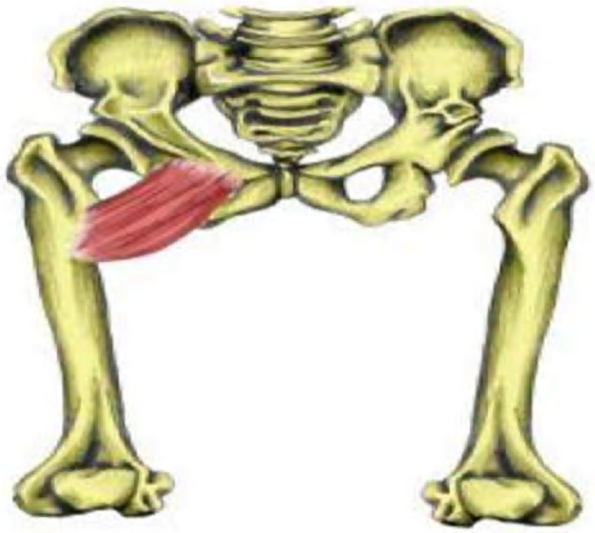
3.2.4.Uyluk Kasları İç Yan Kompartman

3.2.4.1. Pectineus Kası: Pectineus, ön uyluğun superomedial kısmında bulunan düz bir kastır. Uyluk kaslarının fasyal bölümleri, her birinin belirli bir sinir tarafından innerve edilmesi önemlidir. Çift innervasyona sahip olması nedeniyle pectineus, aynı anda ön ve arka kısımda sınıflandırılan Addüktör magnus ve Addüktör longus ile birlikte birkaç kastan biridir.

Şekil 3.14 de görüldüğü gibi, Pectineusun işlevleri, uyluğu eklemenin yanı sıra, uyluk fleksiyonu, dış (lateral) rotasyon ve iç (medial) rotasyonun ek hareketlerini içerir. Pectineus, ana hareket ettirici olmasının yanı sıra, yürüyüş sırasında pelvisi stabilize ettiği ve gövdeyi alt ekstremitede dengelediği için postural bir kastır.

Görevi: Pectineus, liflerinin seyri nedeniyle, kasıldığında kalça eklemindeki uyluğu hem esnetir hem de adduksiyona sokar. Alt ekstremite anatomik pozisyonda iken kasın kasılması ilk olarak kalça ekleminde fleksiyona neden olur. Bu fleksiyon, uyluğun kalça eklemine 45 derecelik bir açı yapmasına kadar gidebilir.

Bu noktada, liflerin açılanması, kasılan kas liflerinin uyluğu orta hatta doğru çekerek uyluk adduksiyonu oluşturacak şekildedir. Pectineus kasının her iki hareketini de içeren sıralı bir harekete örnek, bacaklarınızı diz veya ayak bileğinizden geçirmektir. Kalça fleksiyonu yalnızca psoas major, iliacus, rectus femoris ve sartorius ile sinerji içinde yürüme döngüsünün devam etme fazını sağlayan bir eylemdir [112].



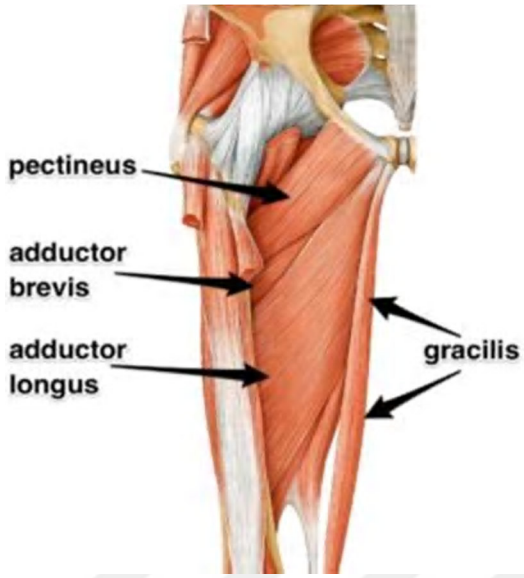
Şekil 3.14. Pectineus kası

3.2.4.2. Addüktör Longus Kası: Şekil 3.15 de görüldüğü gibi, Addüktör longus, uyluğun medial tarafında yer alan geniş, yelpaze şeklinde bir kastır. Addüktör brevis, addüktör magnus, pectineus ve gracilis kasları ile birlikte uyluğun addüktörlerine aittir. Addüktör longus, obturator sinirin (L2-L4) ön bölümü tarafından innerve edilir.

Kas grubunun birincil işlevi, kalça eklemindeki uyluğu adduksiyona sokmaktır. Bu bölmedeki kasların hem ekstansör hem de fleksör kolonlardan evrimleşerek oluştuğuna inanılmaktadır.

Görevi: Addüktör kas grubunun ana eylemi, kalça eklemindeki uyluğu addüksiyonlamaktır. Addüktör longus kası ayrıca uyluğun dış/yan rotasyonuna ve fleksiyonuna katılır.

Addüktörler, ayakta dururken duruşu stabilize etmeye ve yürüme sırasında vücudun alt ekstremitede dengelenmesine yardımcı olur.



Şekil 3.15. Addüktör Longus kası [113].

3.2.4.3. Addüktör Brevis Kası: : Şekil 3.15 de görüldüğü gibi, Addüktör brevis, iç uylukta bulunan düz, üçgen bir kastır. Bu kas, pubisten femurun medial tarafına doğru uzanır. Addüktör longus, Addüktör magnus, gracilis ve pectineus kasları ile birlikte, uyluğun adduktörleri olarak bilinen bir grup kas içerir.

Bu iç uyluk kasları, kalça ekleminin birçok hareketinde yer alırlar. Öncelikle, uyluk adduksiyonuna, ancak aynı zamanda ayakta veya yürürken pelvisin fleksiyon, iç ve dış rotasyon ve stabilizasyonuna da katılırlar. Bu gruptaki en kısa kaslardan biri olan addüktör brevis, uyluğun zayıf bir addüktörüdür.

Görevi: Adından da anlaşılacağı gibi, addüktör brevis kasının ana işlevi uyluğun adduksiyonudur. Bu hareket özellikle uyluk fleksiyon pozisyonundayken ve yürüme döngüsü sırasında aktiftir. Addüktör brevis ayrıca kalçanın dış rotasyonunda ve fleksiyonunda da rol oynar.

Yürürken uyluğun tüm addüktörleri bacağı mediale doğru çeker. Bu şekilde, ayakta dururken ve yürürken dengeyi korumaya ve ağırlık merkezini destek ayağına kaydırmaya yardımcı olurlar. Aynı kas grubu, bacak bacak üstüne atarken de kullanılır.

3.2.4.4 Addüktör Magnus Kası: Addüktör magnus kası (Şekil 3.15), apeksi kalça kemiğinde ve tabanı femurun linea asperasında yer alan alt ekstremitenin büyük üçgen bir kasıdır. Uyluğun hem arka hem de medial fasyal bölümlerinde bulunur. Bu kasın iki

bölmedeki dağılımı, çift sinir beslemesi alması gerçeğine yansır. Pozisyonu ne olursa olsun, adduktor magnus kası uyluğun medial kompartmanının bir kası olarak sınıflandırılır.

Görevi: Addüktör magnus kası, Addüktör longus, brevis ve pectineus kasları ile koordineli bir şekilde çalışan, uyluğun güçlü bir endüktörüdür. Uyluk adduksiyonuna ek olarak, bu kasların tümü, yürüme sırasında alt ekstremitede pelvisin önemli stabilizatörleri olarak hizmet eder.

Addüktor magnus kasının addüktor ve hamstring kısmı benzer olmasına rağmen bazı farklı işlevlere sahiptir. Uyluğu addüksiyona sokmanın yanı sıra, uyluğun fleksiyonuna da katkıda bulunur. Hamstring kısmı uyluğa eklemlenir, ancak aynı zamanda hamstring kas grubu ile işbirliği yapar ve uyluğun uzatılmasına yardımcı olur.

3.2.4.5 Gracilis Kası: Şekil 3.15 de görüldüğü gibi, Gracilis kası, uyluğun orta kısmında bulunan uzun ve ince bir kastır. Addüktör longus, Addüktör brevis, Addüktör magnus ve pectineus kasları ile birlikte addüktör kas grubunu oluşturur. Gracilis, diğer dört kası çepeçevre saran en yüzeysel kalça kasıdır ve kalçanın addüksiyonuna yardımcı olur. Gracilis kası addüktör kas grubun en zayıf üyesidir ve kalça ve diz eklemi üzerinde kesişen ve etki eden tek kalça addüktörüdür.

Görevi: Gracilis kası diz yarı fleksiyondayken diz eklemi çevresinde güçlü bacak fleksiyonu ve medial (iç) rotasyonun yapılmasını sağlar. Kalça eklemi çevresinde zayıf uyluk fleksiyonu ve adduksiyonu ile daha güçlü uyluk addüktörlerine yardımcı olur.

Gracilis'in en önemli işlevi, yürümenin ilk salınım aşamasında ve teknede kürek çekme görevi sırasında dizin esnemesine yardımcı olmaktır. Yürüme sırasında ayağın sağlam bir şekilde yere basılmasıyla bacağın medial rotasyonu da belirgin hale gelir. Alt ekstremite sabitlendiğinde, gracilis kası, bir destek noktası görevi gören tibia çevresinde femur ve pelvisi lateral olarak döndürür. Bu hareket baldırı dengelemek için önemlidir. Bununla birlikte, ata binme sırasında, kas binicinin atı kavramasına (uyluk addüksiyonu) ve bükülmüş dizini kontrol etmesine yardımcı olur.

3.2.5. Uyluk Arka Kompartman Kasları

Uyluğun arka kompartmanında Biceps femoris, Semitendinosus ve Semimembranous kası görev yapmaktadır.

3.2.5.1. Biceps Femoris Kası*:* Biceps femoris uyluğun arka yüzünün uzun bir kasıdır. Semitendinosus ve semimembranosus kasları ile birlikte, yaygın olarak hamstring kasları olarak bilinirler.

Biceps femoris kası, iskiyal tüberositten başlayarak fibulanın proksimal kısmına kadar uzanır. Biceps femoris kalça ve diz eklemi olmak üzere iki eklemi geçer ve bu eklemlere etki eder. Biceps femoris diz ekleminde fleksiyon ve dış rotasyon, kalça ekleminde ekstansiyon ve dış rotasyon yaptırma görevi vardır.

Görevi: Kalça eklemi üzerinde hareket ederken, biceps femoris kalça ekstansiyonunun hareketini üretir. Bu hareket, gövde öne eğildiği zaman ve gövde dik konuma getirildiğinde en güçlü kasılma hareketini yapar. Biceps femoris kalça eklemi uzamış pozisyondayken dış rotasyona yardımcı olur. Diz ekleminde hareket ederken ise bu kasın en belirgin hareketi bacağın fleksiyonudur. Bu durum, alt ekstremite anatomik bir pozisyonda olduğunda ortaya çıkar. Buna karşılık, diz yarı fleksiyondayken, biceps femoris, bacağın dizde dış rotasyonunu sağlamak üzere hareket eder.

Bicep femoris kası diğer hamstring kasları ile birlikte, özellikle gövdenin öne doğru fleksiyonunda pelvisi stabilize etmeye yardımcı olur. Bu nedenle yürüme döngüsünde önemli bir role sahiptir. En önemli antagonisti, hamstringlerden neredeyse üç kat daha güçlü olan quadriseps femoris kasıdır.

3.2.5.2. Semitendinosus Kası: Semitendinosus, uyluğun arka kompartmanında bulunan fusiform bir kastır. Bu kas harmstring kasları ile birlikte üçortak özelliği taşır.

- Hepsi pelvisin iskial tüberositesi ile bacak kemikleri arasına yapışır.
- Rotalarında hem kalça hem de diz eklemlerini geçerler ve onlara göre hareket ederler.
- Hepsi siyatik sinirin tibial bölümü tarafından innerve edilir.

Bir ana hareket ettirici olarak, semitendinosus uyluğu uzatır, bacağı büker ve dâhili olarak döndürür. Ayrıca pelvis kuşağı stabilize eden postüral bir rolü vardır.

3.2.5.3. Semimembranosus Kası: Semimembranosus, Hamstrings adı verilen bir grup kastan biridir. Uyluğun posteromedial tarafında, Semitendinosus'a kadar derinde bulunur. Kökeni alt pelvisteki iskiyal tüberozitedir ve insersiyon medial tibial kondildir. Birincil eylemi diz fleksiyonu, kalça ekstansiyonu ve diz iç rotasyonudur [114]. Uyluğun alt kısmında semitendinosus ve semimembranosus birlikte popliteal fossanın üst medial sınırını oluşturur.

Görevi: Semimembranosus hem kalça hem de diz eklemleri boyunca uzanır ve sonuç olarak eklemlerle ilgili çoklu hareketlerden sorumludur. Bununla birlikte, semimembranosus, işlevini yerine getirmek için diğer hamstring kaslarıyla birlikte çalışır. Ayaklar yere sıkıca basıldığında, semimembranosus kalçada ekstansiyona neden olur, bu da üst gövdeyi dik bir pozisyona getirmek için çeker [115]. Semimembranosus semitendinosus ile birlikte, kalça tamamen uzatıldığında uyluğun iç rotasyonuna da neden olur. Bacaklar yerden yukarıda askıda kaldığında dizin fleksiyona ve bacağın uyluk üzerinde iç rotasyonuna neden olur.

Bir kişi simetrik olarak durduğunda, semimembranosus ve diğer arka uyluk kasları inaktiftir. Bununla birlikte, kişi çok fazla öne eğildiğinde, semimembranosus aktive olur ve ileri hareketi engeller; böylece kalçayı stabilize eder.

3.2.6.Bacak ön kompartman kasları

Bacağı ön tarafında uzanan bu kaslar ayağın diz ve ayak eklemlerine hareket yeteneği kazandıran kaslardır.

3.2.6.1. Tibialis Anterior Kası: Şekil 3.16 da görüldüğü gibi, Tibialis anterior, bacağın ön kısmında bulunan fusiform bir kastır. Bacakta yüzeysel olarak uzanan bu kas, tibianın ön sınırının lateralinde kolayca aktive edilebilir. Bu kas, talokrural eklemde ana ayak dorsifleksörü görevi görür, fakat aynı zamanda subtalar eklemde ayağı ters çevirir. Her iki eylemle birlikte Tibialis anterior yürüyüş döngüsünde önemli roller oynar.

Görevi: Tibialis anterior dorsifleks ayağı talokrural eklemde ve subtalar eklemde ters çevrilmesini sağlar. Ayak yere çarptığında ayak bileği eklemini stabilize ederek ve bacak hareket etmeye devam ederken onu yerden uzaklaştırarak yürüme, yürüyüş ve topa vurma aktivitelerinde önemli bir rol oynar. Ayrıca herhangi bir hareket sırasında ayağın uzunlamasına orta kısmını destekler.



Şekil 3.16. Tibialis Anterior kası [116].

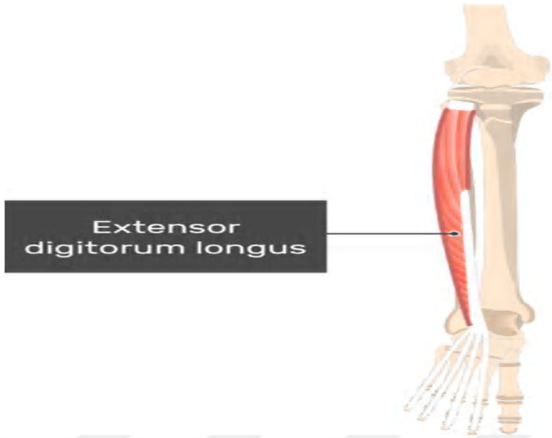
3.2.6.2. Extensor Digitorium Longus (EDL): Ekstansör digitorum longus (Şekil 3.17), bacağın ön (ekstansör) bölmesinin tüye benzeyen bir kasıdır. Bu kompartman EDL kasının yanı sıra tibialis anterior, ekstansör hallucis longus ve fibularis (peroneus) tertius kaslarını da içermektedir.

Tüm bu kaslar ayak bileği ekleminin dorsal yüzünden geçtiği için ortak işlevleri ayağın dorsifleksiyonudur. Ekstansör digitorum longus ayağın subtalar, metatarsofalangeal ve interfalangeal eklemlerinden de geçtiği için ayağı ters çevirir ve ayak parmaklarını uzatır.

Görevi: Ekstansör digitorum longus'un birincil görevi, metatarsofalangeal eklemde lateral dört parmağı uzatmaktır. Bu, bağımsız olarak hareket ettiğinde, ayak parmaklarının tüm uzunluğunu uzatamadığı, yalnızca metatarsofalangealde uzanan, interfalangeal eklemlerde ayak parmaklarının fleksiyonda kaldığı anlamına gelir. Ancak interfalangeal eklemlerin ana ekstansörleri olan lumbrikallerle birlikte kasılan bu kas, yan dört parmak kemikleri arasındaki her eklemde ekstansiyona katkıda bulunur.

Tibialis anterior, ekstansör hallusis longus ve fibularis tertius ile birlikte uyum içinde hareket eder. Bu kas, proksimal bağlantıları sabitlendiğinde ayağın dorsifleksiyonuna katılırken, distal bağlantılar sabitlendiğinde ve vücut anatomik pozisyonda olduğunda, dört kasın tümü gövdeyi ve alt ekstremiteyi öne getirir. Bu hareket, vücut ağırlığını taşıyan noktayı ayağın proksimalinden distal kısmına doğru hareket ettirir.

Tüm bu eylemler yürüyüş döngüsü için önemlidir; dorsifleksiyon açı yapar ve ayağı yürüme yüzeyinin üzerine kaldırırken, parmak uzantısı, topuk yere değene kadar parmakları uzatılmış halde tutar.



Şekil 3.17. Extensor Digitorium Longus kası [117].

3.2.6.3 Extensor Hallucis Longus Kası: Ekstansör hallucis longus kası (Şekil 3.18), fibula'nın orta üçte birinden ayak başparmağının (halluks) distal falanksına kadar uzanan ince bir kastır. Bu kas, ekstansör digitorum longus, tibialis anterior ve fibularis tertius kasları ile birlikte bacağın ön kısmına aittir.

Ekstansör hallucis longus, tibialis anterior ve ekstansör digitorum longus kasları arasında yer alır. Bu kas talokrural, metatarsofalangeal ve interfalangeal eklemi olmak üzere 3 eklemde rol oynar. Ekstansör hallucis longus'un ana eylemi ayak başparmağını uzatmaktır, ancak diğer eklemlerde de yardımcı eylemleri vardır.

Görevi: Ekstansör hallucis longus kasının ana işlevi ayak başparmağının (halluks) uzatılmasıdır. Bu eylem, halluksun hem metatarsofalangeal hem de interfalangeal eklemlerinde gerçekleşir. Bu uzatma, yürüme ve koşmada çok önemli bir harekettir.

Bacağın ön kompartmanındaki diğer kaslarla birlikte çalışan ekstansör hallucis longus kası, ayak bileği ekleminde ayağı dorsifleks eder. Yürüme ve squat yapma gibi hareketlerde ayak yere sabitlendiğinde kas vücudu hafifçe öne doğru çeker ve yerçekimini kaybetmeyi ve geriye doğru düşmeyi önler.



Şekil 3.18.Extensor Hallucis Longus kası [118].

3.2.6.4. Fibularis Tertius Kası: Peroneus tertius olarak da adlandırılan Fibularis tertius kası, bacağın alt yan tarafında bulunur. Üç ek kas olan ekstansör digitorum longus, ekstansör hallucis longus ve tibialis anterior birlikte bacağın ön veya ekstansör bölümünün bir parçasıdır. Bu kaslar toplu olarak, ayak bileği dorsifleksiyonundan sorumludurlar [119].

Fibularis tertius fibula'nın distal ucundan beşinci metatarsal kemiğin tabanına kadar uzanır. Bu nedenle talocrural(ayak bileği) ve subtalar eklem olmak üzere ayağın iki ana eklemine yayılır ve etki eder. Nispeten küçük boyutu ve zayıf mekanik kaldıracı nedeniyle fibularis tertius, ayağın zayıf bir dorsifleksiyon ve eversiyon yapıcısı olarak kabul edilir. Bu kas bazı kişilerde olmayabilir, bazılarında ise kasın "beşinci tendonu" olarak tanımlanan ekstansör digitorum longus'un bir parçasını oluşturur [120].

Görevi: Zayıf mekanik kaldıracı nedeniyle fibularis tertius Ekstansör digitorum longus ve tibialis anterior kaslarının yardımıyla talocrural (ayak bileği) eklemi etrafında ayak dorsifleksiyonu gibi Fibularis longus ve fibularis brevis kasları yardımıyla subtalar eklemde ayak eversiyonu olmak üzere iki zayıf hareket üretebilir.

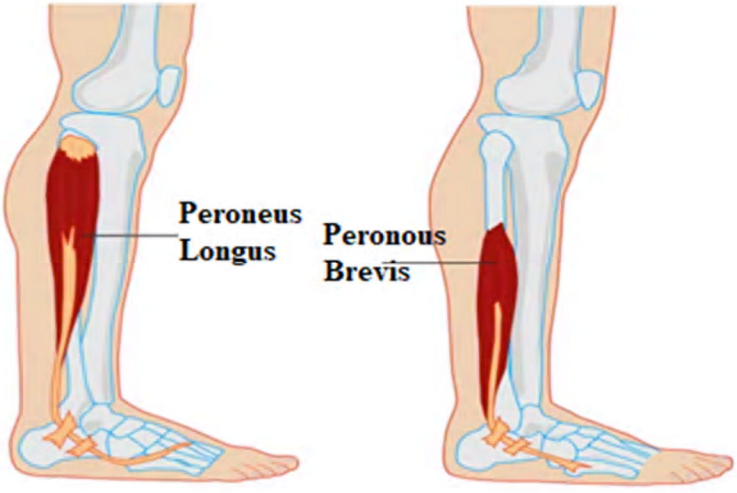
Bu hareketler sayesinde, Şekil 3.19 de görüldüğü gibi, fibularis tertius, sallanma fazı sırasında diğer ayak dorsifleksörleri ile birlikte hareket ederek ayağı ve ayak parmaklarını yerden kaldırmak için yürüme döngüsünde rol oynar. Ayrıca ayak bileği eklemini destekleyerek fiziksel aktiviteler sırasında ayağın aşırı dönmesini engeller.



Şekil 3.19. Fibularis Tertius kası

3.2.6.5 Fibularis(Peronous) Longus Kası: Fibularis (peroneus) longus, fibularis brevis kası ile birlikte bacağın lateral kompartmanında yüzeysel olarak yer alan uzun bir kastır. Şekil 3.20 de görüldüğü gibi, Fibularis longus, fibula'nın proksimal yönünden medial kuneiforma ve birinci metatarsal kemiklere yayılır. Yüzeysel fibular sinir (L5, S1) tarafından innerve edilir. Bu kasın temel işlevi, ayak bileği ekleminde ayağın plantar fleksiyon ve eversiyonunu sağlamaktır.

Görevi: Fonksiyonel olarak, bacağın lateral kompartmanı ayak bileğinin eversiyonuna ve plantar fleksiyonuna neden olur. Talokrural eklemin sadece fleksiyon ve ekstansiyona izin verdiğini ve böylelikle, subtalar eklemde inversiyon ve eversiyonu meydana gelir. İnversiyona neden olan kaslar arasında tibialis anterior ve tibialis posterior bulunur. Lateral kompartman kasları, dorsifleksör kasların (tibialis anterior ve fibularis tertius) hareketlerine karşı koymak için tibialis posterior (aynı zamanda bir plantar fleksördür) ile çalışır.



Şekil 3.20. Fibularis Longus kası.

3.2.6.6 Fibularis (Peronous) Brevis Kası: Fibularis brevis veya peroneus brevis, fibularis (peroneus) longus ile birlikte lateral bacak kasları grubunu oluşturan kısa bir kastır.

Görevi: Fibularis brevis ve longus kasının ortak işlevi ayağın plantar fleksliyonuna neden olan daha büyük bir bacak kas grubuna aittir. Bu grubun diğer kasları gastrocnemius, soleus, plantaris, tibialis posterior, fibularis tertius, fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus'tur. Ayağı plantar fleksiyona getirmenin yanı sıra, fibularis brevis ve longus da kasılırken ayağı dışa doğru çevirir.

3.2.7. Bacak Arka Kompartman Yüzeysel Kasları

3.2.7.1. Gastrocinemus Kası*:* Gastrocnemius kası, arka bacakta bulunan büyük bir kastır. Bacak kaslarının en yüzeysel olanıdır ve baldırın büyük bir kısmını oluşturur. Adını, mide veya göbek anlamına gelen Yunanca γαστήρ (gaster) ve bacak anlamına gelen κνήμη (diz) kelimelerinden alır; iki kelimenin birleşimi "bacağın göbeği" veya başka bir deyişle baldırın büyük kısmı anlamına gelir.

Soleus kası ile birlikte, triseps surae olarak adlandırılan bileşik, üç başlı bir kas grubunun bir bileşenidir. Yürüme, koşma ve sıçrama gibi birçok temel aktivitede birlikte hareket ederler.

Görevi: Şekil 3.21 de görüldüğü gibi, Gastrocnemius, bacağın alt arka kısmında bulunan eklemde ayağın güçlü bir plantar fleksörünü yapmayı sağlayan kastır. Ayrıca bacağı dizden esnetir. Gastrocnemius'un eylemleri genellikle triceps surae grubu olarak soleus ile birlikte düşünülür. Ayağın başlıca plantar fleksörleridir ve genellikle büyük ve güçlü bir kastır. Gastrocnemius, yürüme, koşma ve zıplama için itici güç sağlar.



Şekil 3. 21. Gastrocinemus kası [121].

3.2.7.2. Soleus Kası: Şekil 3.22 de görüldüğü gibi, Soleus kası, arka bacakta bulunan geniş yassı bir kastır. Dizin hemen altından topuğa ve gastrocnemiusa kadar uzanır. Bu iki kas, plantaris kası ile birlikte, yüzeysel arka kompartman baldır kasları grubuna aittir. Soleus'un kasılması, güçlü plantar fleksiyona neden olur. Ayrıca yerçekimi önleyici bir kas olarak önemli rolü nedeniyle dik duruşu korumayı sağlar.

Gastrocnemius ile birlikte, triseps surae olarak adlandırılan üç başlı kas grubunu oluştururlar. Her ikisi de kalkaneus tendonu yoluyla kalkaneusa yapışır ve yürüme, koşma ve sıçrama gibi birçok temel aktivitede hareket eder.

Görevi: Soleus'un işlevi, gastrocnemius kasının işleviyle yakından ilişkilidir. Birlikte, temel bir plantar fleksör oluştururlar. Kasılmaları, üst ayak bileği ekleminin plantar fleksiyonu ile sonuçlanır ve yürürken veya zıplarken topuğun yerçekimine karşı kaldırılmasını sağlar. Soleus kası, insanlarda dik duruşu koruyan anti-yerçekimi kasları grubuna (bacağın ekstansörleri, gluteus maximus ve sırt kasları ile birlikte) aittir [122].

Vücudun ağırlık merkezi ayak bileği ekleminin önünde olduğu için vücudun öne eğilme eğilimi vardır. Bu, ayakta dururken esas olarak soleus tarafından üretilen sürekli bir plantar fleksiyon durumu ile dengelenir. Bu nedenle, soleus çoğunlukla tip 1 yavaş, yorulmaya dayanıklı liflerden oluşur. Gastrocnemius kası, birden fazla eklemi geçerken dizin fleksiyonuna hafifçe katkıda bulunduğu harekette daha fazla yer alır. Diz

fleksiyondayken gastrocnemiusun plantar fleksiyon özellikleri çok sınırlıdır ve soleus'u plantar fleksiyondan sorumlu ana kas yapar.

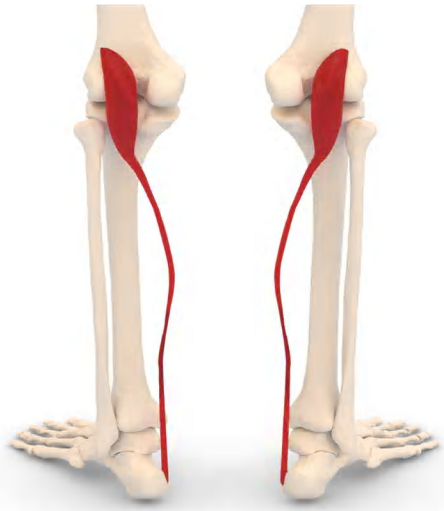


Şekil 3. 22. Soleus kası

2.2.7.3. Plantaris Kası: Plantaris, dizin arkasına ve arka bacağın sural bölgesine (baldır) kadar uzanan uzun, ince bir kastır. Gastrcnemius ve soleus ile birlikte bacağın arka kompartımanının yüzeysel grubunu oluştururlar.

Kas göbeği hem kalınlık hem de uzunluk olarak değişkendir. Bazen kasın bir tendonla ayrılmış iki göbeği vardır ve popülasyonun yaklaşık %10'unda plantaris tamamen yoktur. Bu kas, hem diz hem de ayak bileği eklemlerini geçtiğinden, diz ve plantar fleksiyona zayıf bir şekilde yardımcı olur.

Görevi: Şekil 3.23 de görüldüğü gibi, Plantaris kası ayak bileği ekleminde ayağın plantar fleksiyonunda ve diz ekleminde diz fleksiyonunda görev alır. Ancak gerçekte, bu iki hareketi gerçekleştirmek için gastrocnemius ve soleus kaslarına zayıf bir şekilde yardımcı olur.



Şekil 3.23. Plantaris kası.

3.2.8. Derin Arka Bacak kasları

3.2.8.1. Popliteus Kası: Şekil 3.24 de görüldüğü gibi, bacak kaslarından olan Popliteus kası, popliteal fossanın tabanını oluşturan küçük bir kastır. Tibialis posterior, fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus ile birlikte derin arka bacak kaslarına aittir. Popliteus kası diz ekleminin arka yüzüne uzanır. Femurdan ve lateral menisküsün arka boynuzundan kaynaklanır ve proksimal tibiaya yapışır.

Popliteus kası, tamamen uzatılmış (“kilitli”) dizin fleksiyonunu başlatarak yürüyüş döngüsünde önemli bir rol oynar. Bu nedenle popliteusa “diz kilidini açmanın anahtarı” denir. Ayrıca popliteus kası dorsal diz bölgesinin ana stabilizatörüdür [123].

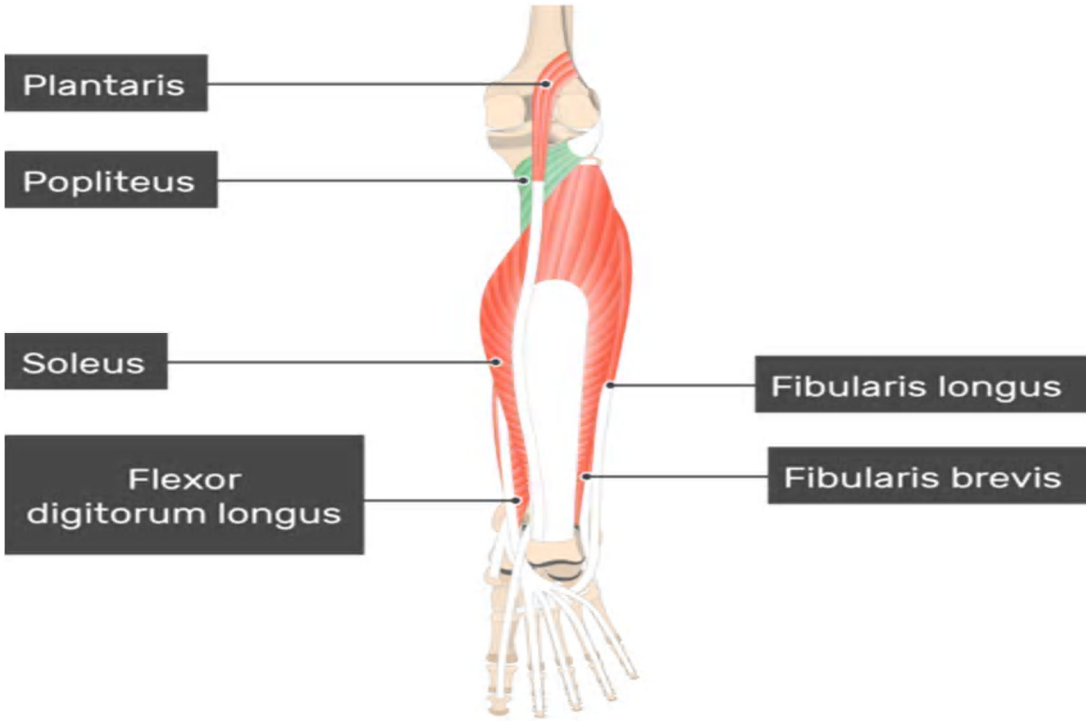
Görevi: Anatomik sınıflandırmasına rağmen, popliteus kasının dizin fleksörü olarak rolü oldukça önemsizdir. Bununla birlikte, popliteus kası, tamamen uzatılmış ("kilitli") dizin fleksiyonunun başlatılmasında önemli bir rol oynar. Popliteus, yürüme, ayağa kalkma ve oturma süreçleri için bu kiliti gerekli kılar.

Popliteus kası femurun lateral rotasyonu veya tibianın medial rotasyonu olmak üzere iki hareket üretir. Bu eylemler, yürüyüş döngüsünün aşaması tarafından belirlenir. Yürüyüş döngüsünün kapalı zincir aşamasında ayak zeminle temas halindedir. Tibia, diz eklemini “kilitleyen” femur üzerinde yanal olarak (yaklaşık 5º) döndürülür. Tibia pozisyonda sabitlendiğinde, popliteus kası orijini üzerinde hareket eder ve femuru tibia

üzerinde lateral olarak döndürür. Bu hareket dizin “kilidini açar” ve fleksiyona izin verir [123].

Yürüyüş döngüsünün açık zincir (sallanma) aşamasında, ayak yerden yukarıdadır ve kaval kemiği hareket etmekte serbesttir. Bu nedenle, popliteus kası, tibiayı femur üzerinde medial olarak döndürmek için insersiyonunda hareket edebilir. Bu hareket diz fleksiyonu sırasında tibiaya stabilite sağlar.

Popliteus kası aynı zamanda posterior eklem kapsülü ve popliteofibular ligamanla bağlantıları aracılığıyla dorsal diz bölgesinin ana stabilizatörüdür. Ayrıca popliteus kası diz fleksiyonu ve femur lateral rotasyonu sırasında lateral menisküsü dorsal olarak çekerek sıkışmasını önler.



Şekil 3. 24. Derin Bacak kasları

3.2.8.2.Flexor Digitorum Longus Kası: Şekil 3.24 de görüldüğü gibi, Flexor digitorum longus, bacağın derin arka kaslarına ait ince bir kastır. Tibianın arka yüzeyinden, bacağın arka kompartımanından ayağın parmaklarına kadar uzanır. Rotasında kas, quadratus plantae kasından fonksiyonel destek alır.

Flexor digitorum longus, talokrural (ayak bileği eklemi), talokalkaneal (subtalar eklem), metatarsofalangeal ve interfalangeal eklemlerinin hareket etmesine yardımcı olur.[124].

Görevi: Fleksör hallucis longus ve tibialis posterior kaslarına benzer şekilde, fleksör digitorum longus kası ayağı plantar fleksiyon ve ters çevirme işlevi görür. Fleksör digitorum longus kası ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci ayak parmaklarının hareketinden ve kıvrılmasından sorumludur. Bu kas, pürüzlü veya pürüzlü yüzeylerde postüral dengeyi korumak için ayak parmaklarının zemin yüzeyini kavramasını mümkün kılar. Diğer derin kaslar fleksör hallucis longus ve tibialis posteriordur; tibialis posterior bu derin kasların en güçlüsüdür. Her üç kas da tibial sinir tarafından innerve edilir [125].

Fleksör digitorum longus'un hareketleri yürüyüş döngüsü için çok önemlidir. Ayak yerden kalktığında, fleksör digitorum longus kası dört yan parmağı esnetir. Bu hareket, distal interfalangeal eklemlerde başlar ve sırasıyla proksimal interfalangeal ve metatarsofalangeal eklemlerde fleksiyon izler. Ayak yere basıldığında, fleksör digitorum longus, ayak parmaklarını zeminle sıkıca temas halinde tutarak dengeyi sağlamak için lumbrikal ve interossei kaslarla uyum içinde hareket eder.

3.2.8.3. Flexor Hallucis Longus Kası*:* Flexor hallucis longus, baldırın derin fasyasının altında, fibula kemiğinin arka tarafında yer alan güçlü bir kastır. Tendon, kendi sinovyal kılıfında aşağı doğru, fleksör retinakulumun derinliklerine doğru ilerler, arka ayak bileği eklemini geçerek, fleksör digitorum longus'un lateralinden geçer. Tendon, tibianın alt ucunu, talusun arkasını ve fibröz, sinovyal astarlı bir tünelden geçtiği sustentaculum tali'nin alt yüzeyini sarar. Tendon ayağın tabanına girerken, fleksör digitorum longus tendonunun derinlerine doğru ilerleyen yay bağının yüzeyinde bulunur. Daha sonra iki sesamoid kemiği arasından geçerek başparmağın fibröz kılıfına girerek distal falanksın tabanına yerleşir.

Görevi: Fleksör hallucis longus'un birincil eylemi, ayak başparmağının (halluks) tüm eklemlerinin fleksiyonun yapılmasını sağlamaktır. Ayak yerden kaldırıldığında, bu kas fleksör digitorum longus ile birlikte distal falankslarda ayak parmaklarını esnetir. Ayak yerdeyken, fleksör digitorum kası, ayak parmak uçlarını zeminle sıkı bir temas halinde tutmak için ayağın küçük kaslarıyla sinerjik olarak hareket eder. Ek olarak, ayağın

plantar fleksiyon ve inversiyonuna da katkıda bulunabilir, ancak bu eylem triseps surae ile karşılaştırıldığında zayıftır.

Fleksör hallucis longus kasındaki aktivite genellikle sessiz durma sırasında yaygın değildir, ancak parmak uçlarında ve parmak uçlarında hareketler sırasında çok aktif hale gelir. Kas aynı zamanda medial longitudinal ark için bir kiriş görevi görür.

3.2.8.4. Tibialis Posterior Kası*:* Tibialis posterior, bacağın arka tarafında yer alan en merkezi ve en derin kastır. Popliteus, fleksör hallucis longus ve fleksör digitorum longus ile birlikte bacağın arka kompartımanının derin kas grubunu oluşturur.

Bu kaslar tibia, fibula ve interosseöz membranın arkasında bulunur. Tibialis posterior, bacağın büyük, yüzeysel kasları olan gastroknemius ve soleus tarafından gizlenir. Bu kas, ayağın plantar yüzeyine yerleştirmek için ayak bileği eklemini geçer. Sonuç olarak, ayak bileği ekleminde ayağın plantar fleksiyonuna yardımcı olur. Aynı zamanda ayağın inversiyonunda tibialis anteriorunun bir sinerjistidir [126].

Görevi: Tibialis posterior, Talocrural (ayak bileği) ekleminde ayağın plantar fleksiyonu ve ayağın subtalar eklemde ters çevrilmesi gibi iki farklı eklemdeki hareketlerde yer alır.

Ayak bileği eklemi üzerindeki etkisi sayesinde, tibialis posterior, ayak yere basıldığında diğer, daha güçlü ayak fleksörlerinin topuğu yükseltmesine yardımcı olur. Bu, yürümeyi, koşmayı ve baldır kaldırma gibi çeşitli fitness egzersizlerini kolaylaştırır. Ek olarak, tibialis posteriorun kasılması tibia ve fibulaya yaklaşır. Bu, plantar fleksiyon sırasında malleolleri bir araya getirerek talus üzerindeki tutuşlarını iyileştirir ve ayak bileğini destekler [127]. Ayağın ters çevrilmesinde önemli işleve sahiptir. Bu hareket sayesinde tibialis posterior, tek ayak üzerinde dururken vücudun yana doğru sallanma eğilimine direnerek dengeyi kolaylaştırır.

Bu kas ayrıca ayağın medial longitudinal arkını yükselterek, gererek ve güçlendirerek destek rolü oynar. Bu hareket, ayak yere basıldığında vücut ağırlığının dağıtılmasına yardımcı olur.

3.3. Alt Ekstremite Eklemleri

Vücutta iskelet sistemini oluşturan kemiklerin birbirine bağlandığı kısımlar eklem olarak adlandırılır. Eklemler vücutta bulunan kemiklerin düzenli bir şekilde hareket etmesini sağlar ve etrafı kıkırdak, bağ, tendon ve kaslarla çevrilidir.

Alt ekstremitede kalça, diz, ayak bileği, Tibiofibular ve SubTalar olmak üzere 5 çeşit eklem bulunmaktadır.

3.3.1.Kalça Eklemi

Bilimsel olarak asetabulofemoral eklem (art. coxae) olarak adlandırılan kalça eklemi pelvisin femur ve asetabulumu arasındaki eklemdir. Birincil işlevi vücudun ağırlığını hem statik (örneğin ayakta) hem de dinamik (örneğin, yürüme veya koşma) duruşları olarak desteklemektir [128].

3.3.1.1.Yapısı:

Kalça eklemi femur başı ile pelvisin asetabulumu arasındaki eklemden oluşur. Asetabulum, pelvisin inferolateral tarafında yer alan fincan benzeri bir çöküntüdür. Femur başı yarım küre şeklindedir ve asetabulumun içbükeyliğine tamamen uyar. Hem asetabulum hem de femur başı ağırlık taşıyan yerlerde daha kalın olan eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Kalça ekleminin kapsülü proksimalde asetabulumun kenarına yapışır. Distalde önde intertrokanterik çizgiye arkada femur boynuna yapışır.

3.3.1.2. Bağlar: Kalça ekleminin bağları stabiliteyi arttırmak için hareket eder. İntrakapsuler ve ekstrakapsüler olmak üzere ikiye ayrılır.

İntrakapsüler bağ olarak tek bağ, femur başının bağıdır. Aserabular femurun foveasına kadar uzanan nispeten küçük bir yapısı vardır. Kalça ekleminin küçük bir arteriyel besleme kaynağı olan obturator arterin yanıdan geçerek femur başının bir kısmını çevreler.

Ekstrakapsüler olarak ise kalça eklemi kapsülünün dış yüzeyi ile devam eden üç ana ekstrakapsüler bağ vardır. Bunlar iliofemoral bağ, punofemoral bağ ve iskiofemoral bağdır.

İliofemoral bağ ön alt iliak omurgadan kaynaklanır ve daha sonra femurun intertrokanterik hattına girmeden önce çatallanır. 'Y' şeklinde bir görünüme sahiptir ve kalça ekleminin hiperekstansiyonunu önler.

Pubofemoral ise superior pubik rami ile femurun intertrokanterik çizgisi arasında uzanır ve kapsülü anterior ve inferior olarak güçlendirir. Üçgen bir şekle sahiptir ve aşırı kaçırma ve uzamayı önler.

İskiofemoralde ischium gövdesi ile femurun büyük trokanteri arasında uzanır ve kapsülü posterior olarak güçlendirir. Spiral bir oryantasyona sahiptir ve hiperekstansiyonu önler ve femur başını asetabulumda tutar.

3.3.1.3. Stabilize Edici Faktörler

Kalça ekleminin birincil görevi ağırlığı taşımak ve dengelemektir. Eklemin stabilitesini artırmak için birçok faktör vardır. Bunlardan ilk yapı asetabulumdur. Derindir ve femur başının neredeyse tamamını kapsar. Bu, başın asetabulumdan kayma (çıkık) olasılığını azaltır. Asetabulumun çevresinde asetabular labrum olarak bilinen ve derinliğini artıran at nalı şeklinde fibrokıkırdaklı bir halka vardır. Derinlikteki artış, daha büyük bir eklem yüzeyi sağlayarak eklemin stabilitesini daha da iyileştirir.

İliofemoral, pubofemoral ve ischiofemoral bağlar çok güçlüdür ve kalınlaşmış eklem kapsülü ile birlikte büyük ölçüde stabilite sağlar. Bu bağlar benzersiz bir spiral oryantasyona sahiptir. Bu eklem uzatıldığında daha sıkı olmalarına neden olur. Ek olarak, kalça ekleminde kaslar ve bağlar karşılıklı olarak çalışır. Bağların en güçlü olduğu yerde medial fleksörler daha az ve daha zayıftır. Posteriorda bağların en zayıf olduğu yerde medial rotatörler sayıca daha fazla ve daha güçlüdür.

3.3.1.4. Kalça eklemi ve hareketleri

Kalçada fleksiyonun meydana gelme derecesi dizin fleksiyonda olup olmamasına bağlıdır. Bu durum hamstring kaslarını gevşetir ve fleksiyon aralığını arttırır. Kalça eklemindeki ekstansiyon eklem kapsülü ve iliofemoral ligament tarafından sınırlandırılır [129]. Kalça ekleminde yapılabilecek tüm hareketler ve hareketleri yapma sırasında etkili olan kas grupları Tablo 3.1 de verilmiştir.

Tablo 3.1. Kalça eklemi fonksiyonu ve bu fonksiyonda görevli kaslar

Fonksiyon	**Görevli Kaslar**
Fleksiyon	Iliopsoas, Rektus Femoris, Sartorious, Pectineus
Ektansiyon	Gluteus Maksimus, Semimembranous, Semitendinosus, Biceps Femoris
Abdüksiyon	Gluteus Medius, Gluteus Minimus, priformis, Tensor Fasya Lata
Addüksiyon	Addüktor brevis, longus, magnus kasları, Pectineus ve gracilis
Yanal Rotasyon	Biceps Femoris, Gluteus Maksimus, proformis, Obturatörler, gemilli ve quadratus femoris
Medial Rotasyon	Gluteus medius ve minimus'un ön lifleri, Tensor Fasya Lata kasları

3.3.2. Diz Eklemi

Diz eklemi, fleksiyon ve ekstansiyona izin veren menteşe tipi bir sinovyal eklemdir. Patella, femur ve tibia arasındaki eklemlerden oluşur.

3.3.2.1. Yapısı

Diz eklemi tibiofemoral ve patellofemoral olmak üzere iki tip eklemden oluşur. Eklem yüzeyleri hiyalin kıkırdak ile kaplanmıştır ve tek bir eklem boşluğu ile çevrelenmiştir. Tibiofemoral yapısı femurun medial ve lateral kondilleri tibial kondillerle eklemlenir. Diz ekleminin ağırlık taşıyan kısmıdır. Patellofemoral ise distal femurun ön yüzü patella ile eklem yapar. Bu yapı diz ekstansörü olarak bilinen Quadriceps femoris tendonunun doğrudan dizin üzerine yerleştirilmesine izin vererek kasın etkinliğini artırır [130]. Patella, hem quadriseps femoris tendonu içinde oluştuğundan hem de içinde bulunduğundan diz ekstansörünün gücünü artırmak için bir dayanak noktası sağlar ve femoral kondillere yerleştirilen sürtünme kuvvetlerini azaltan stabilize edici bir yapı görevi görür.

3.3.2.2. Bağlar

Diz ekleminde bulunan bağlar sırası ile Patellar bağı, Kollalateral, Tibial (medial) kollalateral bağlar, Fibual kollateral bağları, çapraz bağlar ve ön ve arka çapraz bağlardan oluşmaktadır [131].

Bu yedi bağdan biri olan Patellar bağı kuadriceps femoris tendonunun patellanın distalinde tibial tüberoziteye bağlanır. Kollalateral bağ ise birbirine çapraz iki kayış tipine benzeyen bir bağdır. Dizin menteşe tipi (hinge) hareketini stabilize ederek aşırı medial veya lateral hareketinin önüne geçer.

Tibial ya da medial kollalateral bağ ise eklemin medial tarafında bulunan geniş ve düz bir bağdır. Proksimalde femurun medial epikondiline, distalde ise tibianın medial kondiline bağlanır.

Fibular veya kollalateral bağ ise tibial kollalateralden daha ince ve yuvarlaktır. Proksimalde femurun lateral epikondiline, distal de ise fibula başının lateral yüzeyindeki bir çukura bağlanır.

Çapraz bağlar iki bağdan oluşur ve femur ile tibiayı birbirine bağlarlar. Ön çapraz bağ ise medial menisküsle karıştığı tibianın ön interkondiller bölgesine yapışır. Burada interkondiller fossada femura tutunmak için posteriora doğru yükselir. Tibianın femur üzerine anterior dislokasyonunu önler. Arka çapraz bağ ise tibianın posterior interkondiller bölgesine yapışır ve anteromedial femoral kondile bağlanmak için öne doğru yükselir. Tibianın femur üzerine posteriordan çıkmasını önler.

3.3.2.3. Diz Hareketleri

Diz ekleminin izin verdiği dört temel hareket ve bu hareketlerden sorumlu kaslar aşağıdaki Tablo 3.2 de verilmiştir.

Tablo 3. 2. Diz hareketi fonksiyonu ve görevli kaslar

Fonksiyon	**Görevli Kaslar**
Ekstansiyon	Quadriceps Femoris
Fleksiyon	Harmstring, gracilis, sartorious, poplietus
Lateral Rotasyon	Biceps Femoris
Medial Rotasyon	Semimembranosus, semitendinosus, gracilis, sartorius ve popliteus.

3.3.3. Ayak bileği eklemi

Ayak bileği eklemi (talokrural eklem) alt ekstremitede bulunan sinovyal bir eklemdir. Bacak (tibia ve fibula) ve ayağın (talus) kemiklerinden oluşur. Fonksiyonel olarak ayağın dorsifleksiyon ve plantar fleksiyonuna izin veren menteşe tipi bir eklemdir.

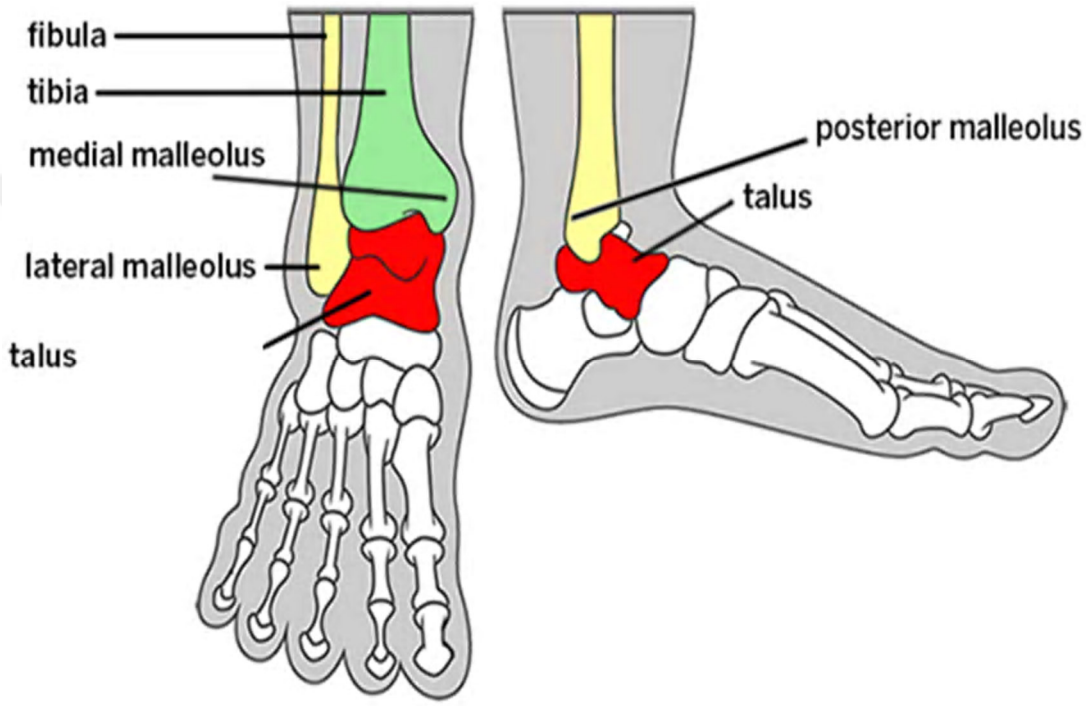
3.3.3.1.Yapısı

Ayak bileği eklemi bacağın kaval kemiği, fibulası ve ayağın talusu olmak üç kemikten meydana gelir. Tibia ve fibula güçlü tibiofibular bağlarla birbirine bağlıdır. Birlikte, hiyalin kıkırdakla kaplı braket şeklinde bir yuva oluştururlar. Bu yuva bir zıvana olarak bilinir. Talusun gövdesi, bacak kemiklerinin oluşturduğu bu zıvanaya sıkıca oturur. Talusun eklemli kısmı ise kama şeklinde olup önde geniş ve arkada dardır. Dorsifleksiyon talusun ön kısmı zıvana içinde tutulur ve eklem daha stabildir. Plantarfleksiyon ise talusun arka kısmı zıvana içinde tutulur ve eklem daha az stabildir [132].

3.3.3.2. Bağlar

Mallelous sinir kökünden gelen medial ve lateral bağ olmak üzere iki tür bağ (Şekil 3.25) vardır. Medial ligament medial malleole (distal tibianın medial yönünden çıkıntı yapan bir kemik çıkıntısı) bağlıdır. Malleolden çıkan, talusa, kalkaneusa ve naviküler kemiklere bağlanan dört bağdan oluşur. Medial ligamanın birincil eylemi, ayağın aşırı

dönmesine direnmektir. Lateral bağ, lateral malleolden (distal fibulanın lateral tarafından çıkıntı yapan kemikli bir çıkıntı) kaynaklanır. Ayağın aşırı ters dönmesine direnir ve üç farklı bağdan oluşur. Bunlar Anterior talofibular, Posterior talofibular ve kalkenofibulardır. Anterior talofibular lateral malleol ile talusun lateral yönü arasında uzanır. Posterior talofibular ise lateral malleol ile talusun arka yüzü arasında uzanır. Kalkaneofibular ise son olarak lateral malleol ve kalkaneus arasında uzanır.



Şekil 3.25.Mallelous yapısı [133].

3.3.3.3. Ayak bileği eklemi hareketleri

Ayak bileği eklemi bir düzlemde harekete izin verilen menteşe tipi bir eklemdir. Bu nedenle ayak bileği ekleminde meydana gelen temel hareketler plantar fleksiyon ve dorsifleksiyondur. Ayağın subtalar eklem gibi diğer eklemlerinde eversiyon ve inversiyon üretilir [134]. Ayak bileği ekleminde üretilen iki hareket ve bu hareketlerin gerçekleştirilmesini sağlayan kaslar Tablo 3.3'de verilmiştir.

Tablo 3.3. Ayak bileği Eklemi hareketleri ve görevli kaslar

Fonksiyon	**Görevli Kaslar**
Plantarfleksiyon	Gastrocinemus, soleus, plantaris ve posterior
Dorsifleksiyon	Tibialis Anterior, Ekstansör halucis longus, ekstansor digitorum longus

Tablo 3.3'den de görüleceği üzere plantas fleksiyonda bacağın arka bölmesindeki kaslar çalışırken, dorsifleksiyonda buna zıt olarak bacağın ön bölmesindeki kaslar çalışmaktadır.

3.3.4. Tibifibular Eklemi

Proksimal ve distal tibiofibular eklemler bacağın tibia ve fibula arasındaki iki eklemi ifade eder. Bu eklemler hareket açısından minimal bir işleve sahip olmakla birlikte stabilite ve ağırlık taşımada daha büyük bir rol oynar [135].

3.3.5. Subtalar Eklemi

Subtalar eklem, ayaktaki iki tarsal kemik talus ve kalkaneus arasındaki eklemdir. Eklem yapısal olarak bir sinovyal eklem olarak ve işlevsel olarak bir düzlem sinovyal eklem olarak sınıflandırılır.

Subtalar eklem iki temel kemik olan arka talar ve kalkaneal eklem yüzeyi arasında oluşur. Bir sinovyal eklem için tipik olduğu gibi bu yüzeyler eklem kıkırdağı ile kaplıdır [136].

Subtalar eklem, sinovyal membranla kaplanmış içten ve dıştan ise fibröz bir tabaka ile güçlendirilmiş bir eklem kapsülü ile çevrilidir. Kapsül ayrıca arka talokalkaneal bağ, Medial talokalkaneal bağ ve Yanal talokalkaneal bağ tarafından olmak üzere üç bağ tarafından desteklenir. Bunlara ek bir bağ olarak ise interosseöz bağ, talusu ve kalkaneusu birbirine bağlama görevi görür ve kararlılığı sağlar. Sinüs tarsi (talus ve kalkaneus arasında küçük bir boşluk) içinde yer alır ve oldukça güçlüdür; eklemin ligamentöz stabilitesinin çoğunu sağlar.

Subtalar eklem, eğik bir eksen üzerinde oluşturulur ve bu nedenle, eversiyon ve inversiyon hareketlerinin üretilmesi için ayaktaki başlıca bölgedir. Bu hareket sırasıyla bacağın lateral kompartıman kasları ve tibialis anterior kasları tarafından üretilir. Eklemli yüzeyin doğası, subtalar eklemin ayağın plantar veya dorsifleksiyonunda hiçbir rolü olmadığı anlamına gelir.

4. BÖLÜM
ROBOTİK ALT EKSTREMİTE DIŞ İSKELETLERİN MODELLENMESİ

4.1.Giriş

Kas-iskelet sistemi hareket simülasyonları, insanların yaralanmalardan sonra hareketliliği yeniden kazanmalarına ve insanlarla etkileşime giren robotlar tasarlamalarına yardımcı olmaktadır. RAEDİ' lerin tasarım süreci insan-robot etkileşiminin tam olarak anlaşılmaması nedeniyle bazı tehlike ve riskleri içerir. Bu nedenle, RAEDİ mekanik tasarımının ve kontrol mekanizmasının geliştirilmesi açısından robotların modellenmesi önemlidir. Modelleme, insan vücudu üzerindeki yükün dengeli bir şekilde dağılmasını ve ergonomik sistemlerin tasarlanmasını sağlar.

Maksimum etki ve minimum rahatsızlık için, kas-iskelet sistemi ve dış iskelet tasarımı arasındaki etkileşimin iyi anlaşılması gerekir. Bu amaçla, insan nöromüsküler yapısı üzerinde dış iskeletlerin dinamik analizini yapmak için MSC yazılımı, Freebody, Matlab, simMechanics, Maplesim, AnyBody ve OpenSim gibi birçok modelleme programı kullanılmaktadır. İnsanlarda kas-iskelet sistemi üzerinde yüksek kaliteli veri üretimi ile modelleme için en yaygın kullanılan programlar AnyBody Tech ticari yazılımı ve Açık kaynaklı OpenSim modelleme yazılımıdır. Her iki modelleme programları kas aktivasyonları ve kas kuvvetleri dahil olmak üzere farklı kas-iskelet modelleri sağlar.

4.2.OpenSim Modelleme Programı

OpenSim, kullanıcıların kas-iskelet sisteminin bilgisayar modellerini ve dinamik hareket simülasyonlarını oluşturmasına, değiştirmesine ve analiz etmesine olanak tanıyan, ücretsiz olarak kullanılabilen bir yazılım paketidir. Bir kas modeli analizi ile kas iskelet etkileşim modeli veya eklem kontrolörleri sıfırdan tasarlanabilir Ayrıca (C

++) program tabanlı arayüzü ile kullanıcıların hali hazırda var olan modelleri, daha fazla analiz için yeni kaydedilen hareket verilerine uyarlanabilir. Hareket yakalama sistemleri ile kinematik verileri programı içine aktarılabilir. Kuvvet plakası ölçümleri, basınç merkezi verileri veya eklem açıları, .sto veya. mot formatına sahip olduklarında, Opensimde analiz için kullanılan OpenSimAnalysis sistemine'e eklenebilir. EMG verileri ise yalnızca simülasyonla (.sto veya. mot dosyaları) karşılaştırma için içe aktarılabilir. Biyomekanik veriler, belirli adımlar takip edilerek analiz edilebilir:

Önceden tanımlanmış bir kas-iskelet modelinin boyutu ilgilenilen konu için kaydedilen statik işaret verisine göre ölçeklendirilir. Ölçeklendirme işlemi, kaydedilen süreye, kemik ve kas uzunluğuna, her kemiğin kütle merkezinin konumuna ve her segmentin kütlesine (kemikler ve kaslar dahil) göre bir dizi değişkene atanır. Daha sonra, eklem açıları ve dış kuvvetlerden eklem momentlerini hesaplamak için ters kinematik veya ters dinamik analizi yapılabilir. Kaydedilen yörüngeler ve kaydedilen yer tepki kuvvetleri arasındaki uyumsuzluklar, Artık Azaltma Analizi (Residual Reduction Analysis-RRA) ile en aza indirilir. Statik optimizasyon daha sonra hesaplanan net eklem momentlerini her bir zaman için ayrı kas kuvvetlerine dönüştürmek için kullanılır. Tüm analiz daha sonra ilgili kasların kas aktivasyonu dahil olmak üzere tam bir hareketin simülasyonuna dönüştürülebilir.

4.3. BoB (Biomechanics of Bodies) Programı

BoB, kas iskelet modelleme yazılımları arasında en basit ve anlaşılır arayüze sahiptir. Birleşik temas kuvvetleri, eklem torkları, hareket yörüngeleri ve kas aktivasyonu hakkında görsel bir kavrayış sağlar. 36 iskelet segmenti ve 666 lokomotor kas ünitesinden oluşur. Kasları kullanmanın tek bir yolu olmadığından, yük dağılımı sıralı ikinci dereceden programlama kullanılarak optimize edilir [137]. Ayrıca açılar, kuvvetler, torklar, kas özellikleri veya dengeleyici eylemler videolarla, grafiklerle veya listelerle görüntülenebilir. Program Matlab programında çalışır ve parametre ekleme ve girdi dosyalarının seçimi için basit bir GUI' ye sahiptir. Ters dinamik hesaplayıcı dört girdi dosyası gerektirir (hareket, kuvvetler, iskelet özellikleri, kas özellikleri) ve kullanıcı simülasyonun süre ve zaman artışlarını tanımlar [138]. Modelin hareketini tanımlamak için:

- Bir hareket dosyası eklenmelidir (.txt, .csv, .c3d). Her dosya formatı, anatomik işaretlerin belirli bir şekilde isimlendirilmesini ve bunlardan belirli bir sayıda, örn. a c3d dosyasının 30 işaretli bir düzenlemeyle (Viconnaming) gelmesini gerektirir.
- Harici kuvvet veya aşırı tepki kuvvetleri bilinmeli ve bir. txt dosyasına manuel olarak eklenmelidir (genlik, hız / frekans, zamanlama, uygulama noktası). Kullanıcının kuvvetleri bilmemesi durumunda, program kuvvetleri belirli bir dereceye kadar yaklaştırabilir.
- İskelet modeli (.txt dosyası), hareket dosyasını oluşturan öznenin yüksekliğine / ağırlığına göre ayarlanabilir. Uzuvların / kemiklerin olası yanlış hizalanmaları da modellenebilir.
- Değerlendirilen tüm kaslar hakkındaki bilgiler, BoB arayüzü üzerinden erişilebilir ve farklı kaslar eklenebilir / düzenlenebilir / hariç tutulabilir ve veriler bir. mat dosyasında saklanır.

Dört giriş dosyasını yerleştirdikten sonra BoB, modelin duruşlarını hesaplayacak ve kaslar, eklemler ve kemikler üzerindeki yükleri belirlemek için ters dinamik problemini çözecektir. Ters dinamik çözücü tamamlandığında, oynatma düğmesi hareketi canlandıracak ve değişen kas aktivasyonunun gözlemlenmesine izin verecektir. Sonuçlar, açılır menü kullanılarak filmlerde, görüntülerde, tablolarda veya grafiklerde görüntülenebilecektir [139].

4.4.AnyBody Modelleme Programı

AnyBody modelleme programı dış çevre ile insan etkileşiminin analiz edilmesini sağlayan ticari bir yazılımdır. AnyBody alt ekstremitenin, üst ekstremitenin veya tüm vücudun istenen boyutta modellenmesine izin vermektedir. Bu şekilde istenilen boy ve kiloya sahip bir kişinin yürüme ve günlük hareketlerinin kinematik ve dinamik analizi simüle edilebilmektedir. İçerdiği fonksiyonlar sayesinde eklem açıklığı, kas kuvveti ve tork parametreleri incelenebilmektedir. AnyBody Tech, insan kas-iskelet sistemine göre modelleme yoluyla insan iskelet yapısına uygun ergonomik RAEE'lerin tasarlanmasını sağlar. Önceki dış iskelet modellerine erişim, yeni dış iskeletlerin tasarımına temel teşkil eder. Bunun bir örneği, Fournier B'nin (2018) çalışmasıdır. Bir RAEE için pasif bir biyomimetik ayak bileğinin modellenmesi ve karakterizasyonu, koltuk değneği yüklerini azaltabilen ve böylece Alt Ekstremiteyle Güçlendirilen Dış Kabartmanın

kullanımını uzatabilen mekanik bir ayak bileği tasarımı için gereksinimleri tanımlamaktatır. Bu çalışmada, mevcut dış iskelet ve koltuk değneği modellerini kullanarak ayak bileği için ikinci dereceden elastik yay elemanları içeren pasif değişken sertliğin ayak bileklerinin biyomimetrik ayak bileği fonksiyonlarına uygulanabileceğini ve böylece LEPE kullanıcısının dikey hareketin artmış olacağını, koltuk değneklerinin kontrolü ve kullanımını artacağını göstermiştir [140].

4.4.1 ANYBODY KAS MODELLERİ

AnyBody Modeli fizyolojik kasları temsil etme, karmaşıklık ve doğruluk açısından birbirinden farklı 4 kas modeline sahiptir.

4.4.1.1. AnyMuscleModel

Bu AnyBody modelleme sisteminin sahip olduğu en basit kas modelidir. Modele gereken tek girdi, kasın varsayılan izometrik gücü F0'dır. Bu güç kasın optimal uzunlukta statik bir durumda uygulayabildiği kuvvettir. F0 kullanımında kasın fizyolojik kesit alanı ile orantılı olduğuna inanılmaktadır. Literatürde bildirilen kadavra çalışmalarında insan vücudundaki en önemli kaslar için bu boyutu bulmak mümkündür. Bu kas modelinde gücünün kasın mevcut uzunluğundan ve kasılma hızından bağımsız olduğunu vurgulamak gerekir [141]. Bu modelin kalibrasyon adımlarına daha az ihtiyacı vardır. Bu da durum bir modelin prototipleme aşamasında ön sonuçlara kolaylıkla ulaşmayı mümkün kılar [142].

4.4.1.2. AnyMuscleModel3E

Bu model, kasın paralel pasif esnekliğini, tendonun seri elastikiyetini, liflerin pennasyon açısını ve diğer birçok özelliği dikkate alan tam gelişmiş bir Hill modelidir. Bu model belirli bir kişide belirli bir kas için alınması veya tahmin edilmesi zor olabilecek birkaç fizyolojik parametre gerektirir [143]. Ayrıca, doğrusal olmayan kuvvet-uzunluk ve kuvvet-hız ilişkilerini uygular. Bu durum kasın uzunluğa ve kasılma hızına bağlı olarak gücü değiştirdiği anlamına gelir [144].

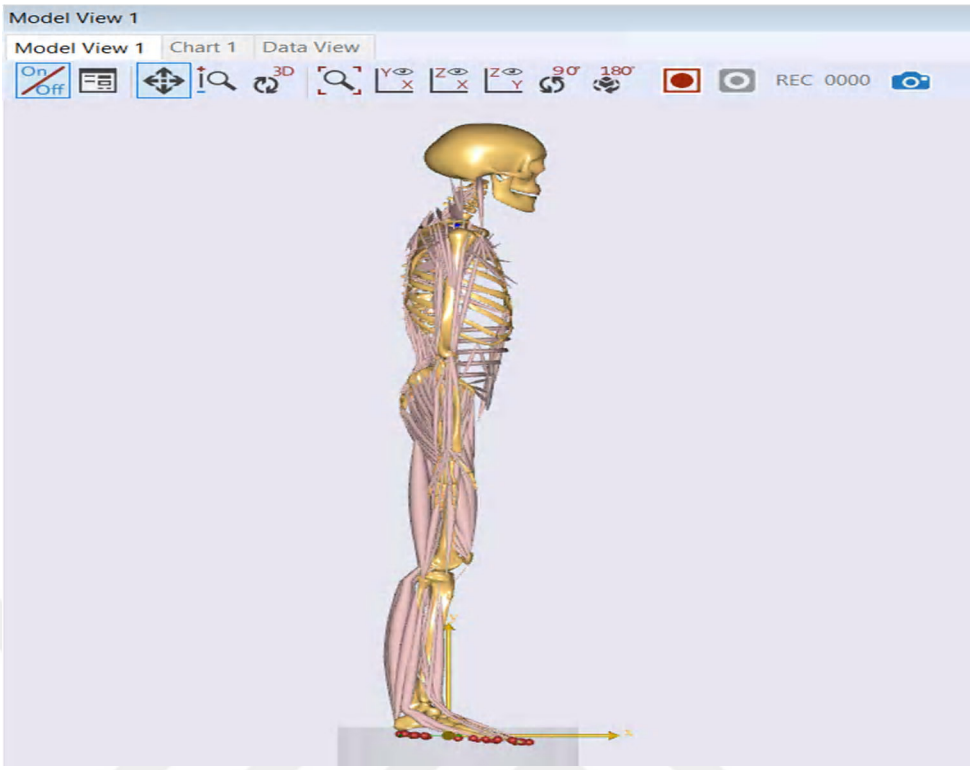
4.4.1.3. AnyMuscleModel2Elin

Bu model, üç elemanlı modelden çok elemanlı model olarak karşımıza çıkar. Kas gücünün mevcut uzunluğu ve kasılma hızı ile orantılı olduğu varsayılır. Bu, kasın uzunluğu azaldığında veya kasılma hızı arttığında kasın zayıfladığı anlamına gelir. Model ayrıca tendonun lineer olarak elastik olduğunu ve bu nedenle kasılma elemanı (kas) ve seri elastik elemanı (tendon) olmak üzere iki element içerdiğini varsayar [145]. Bu model üç elemanlı modelden daha basit olsa da kalibrasyon ihtiyacından dolayı daha verimli bir iş akışı sağlamaz.

4.4.1.4. AnyMuscleModelUsr1: Bu, kullanıcı tanımlı özel bir kas modelidir. Kullanıcı, kas gücünü, kas değişkenlerini (örn. İzometrik güç (F0), hacim (Vol0), lif uzunluğu (Lf0)), kinematik önlemleri (örn. Gerçek lif uzunluğu ve hızı) ve zaman değişkenlerini tanımlayabilir. Bu özellik, kas ile kinematik parametreler arasında en makul ilişkiyi kurmayı sağlar.

4.4.2 AnyBody İnsan Modeli

Bu çalışmada AnyBody yazılımı V.7 tam vücut kas-iskelet ayakta duran modeli (AMMR, v.1.6.3) yürüyüş ve dış iskeletin biyomekanik analizi için kullanılmıştır. Bu insan modelinde (Şekil 4.1) her parça gerçek kadavra çalışmaları ile elde edilmiş olup yüksek doğruluk ve uygunluk içermektedir [146]. AnyBody de tam vücut modeli toplam 39 eklem ve 138 kas içermektedir. Tam vücut modeli, birçok kombinasyonda tam insana monte edilebilen omuz / kol, gövde, ayak ve çoklu bacak modelleri içerir. Varsayılan insan modeli, kullanıcıların ihtiyaçlarına (yükseklik, ağırlık, segment uzunlukları, güç, kemik geometrileri) kolayca uyarlanabilir ve bunun ötesinde nesneler, yükler ve hareket koşulları tanımlayabilir [147]. Şekil 4.15 de ayakta duran tam vücut iskelet modeli görülmektedir.

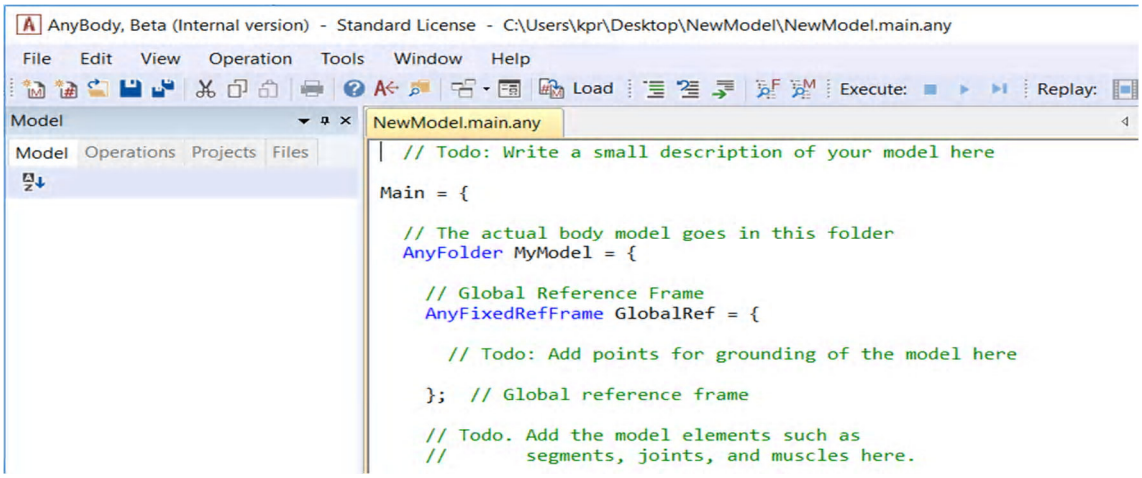


Şekil 4.1. Ayakta duran insan iskelet modeli

4.4.3 AnyBody ile Model Programlama

Anybody modelleme programı Phyton dili ile tanımlanmış AnyScript programlama dilini kullanmaktadır. Bu modelleme yazılımı insan vücudu işleyişini, dış iskelet, spor malzemeleri, işyerleri ve iş ekipmanları gibi çevresel nesnelerle olan etkileşimleri açıklamak için oluşturulmuş bir yapıdır.

Anyscripte ilk yapılan şey bir yeni dosya açmak olacaktır. Bu adım tüm programlama yazılımlarında olduğu gibi File menüsünden New Model sekmesini tıklayarak yeni bir Model dosyası (Şekil 4.2) oluşturmak olacaktır.



Şekil 4.2. Anyscript yeni dosyası

4.4.3.1. Segmentleri tanımlama

Biyomekanik sistemlerde mekanik bir sistemin yapıtaşı segmentlerdir. Bir başka tanımla, kütle ve eylemsizlik özelliklerine sahip olan 3 boyutlu uzayda rahatça dönebilen sistemlerdir. AnyBody'de bu segmentler insan kemiklerinin yanı sıra dış iskelet, makine parçaları temsil eden sert öğeler olarak bilinir.

Bir segmenti AnyBodyde oluşturmak için önce bir klasör tanımlanmalıdır. Şekil 4.3'de kırmızı renk ile gösterilen kısım bir dosya eklem örneği olarak verilmiştir.

```
// The actual body model goes in this folder
AnyFolder ArmModel = {

  // Global Reference Frame
  AnyFixedRefFrame GlobalRef = {

  // Todo: Add points for grounding
  // of the model here

 }; // Global reference frame

  // Segments
  AnyFolder Segs = {
  }; // Segs folder

}; // ArmModel
```

Şekil 4.3. AnyBody sistemine parça eklenmesi.

Modeli Yükle düğmesi görüntü simgesine veya F7 tuşuna tıklayarak yüklenir. Ağaç görünümünde “ArmModel” klasörünü genişletilir, “Segs” adında yeni, boş bir klasör oluşturulur. Segment oluşturulmak için yazılan AnyScript programı Şekil 4.4 de gösterilmiştir. Modele bir segment eklemek için Class Inserter ile ilişkilendirilir. AnyBody arayüzünüzün sağ kenarındaki Sınıflar sekmesi, AnyScript'te önceden tanımlanmış tüm sınıfları içeren bir Sınıf Listesi gösterir. Bir segment eklemek için, metin imlecinizi yeni tanımlanan “AnyFolder Segs” in parantez içine yerleştirerek başlanır.

```
// Segments
AnyFolder Segs = {
  AnySeg <ObjectName> =
  {
    //r0 = {0, 0, 0};
    //rDot0 = {0, 0, 0};
    //Axes0 = {{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}};
    //omega0 = {0, 0, 0};
    Mass = 0;
    Jii = {0, 0, 0};
    //Jij = {0, 0, 0};
    //sCoM = {0, 0, 0};
  };
}; // Segs folder
```

Şekil 4.4. Segment tanımlama

AnyBody'deki her nesnenin zorunlu ve isteğe bağlı bazı özellikleri tanımlanır. R0 ve Axes0 dışındaki özellikler isteğe bağlı ayarlayanabilir. AnySeg nesnesi için Kütle (segment kütlesi) ve Jii (eylemsizlik tensörünün köşegen elemanları) zorunlu özelliklerdir. Parçanın koordinat sisteminin kütle merkezinde yer aldığını ve yerel koordinat sisteminin ana eylemsizlik eksenleridir. Segmenti "UpperArm" olarak yeniden adlandırırsak ve Mass = 2 ve Jii = {0.001, 0.01, 0. olarak ayarlayarsak, Şekil 4.5 deki gibi bir segment ayarlaması yapmış oluruz. Bu işlemden sonra model tekrar yüklenir ve model yüklenirken herhangi bir hareket veya kısıtlama bilgisine sahip olup olmadığı kontrol edilir.

```
AnySeg UpperArm = {
  //r0 = {0, 0, 0};
  //Axes0 = {{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}};
  Mass = 2;
  Jii = {0.001, 0.01, 0.01};
}; //UpperArm
```

Şekil 4.5. Segmente isim verme

4.4.3.2 Segmenti Gösterme

AnyBody'de bir şeyi görünür kılmak için Şekil 4.6 da görülen bir çizim nesnesi eklenir Çizim nesnesi eklendikten sonra program tekrar yüklendiğinde elipsoid şeklinde bir şekil ortaya çıkacaktır. Jii parametresi değiştirilerek objenin şekli değiştirilebilmektedir.

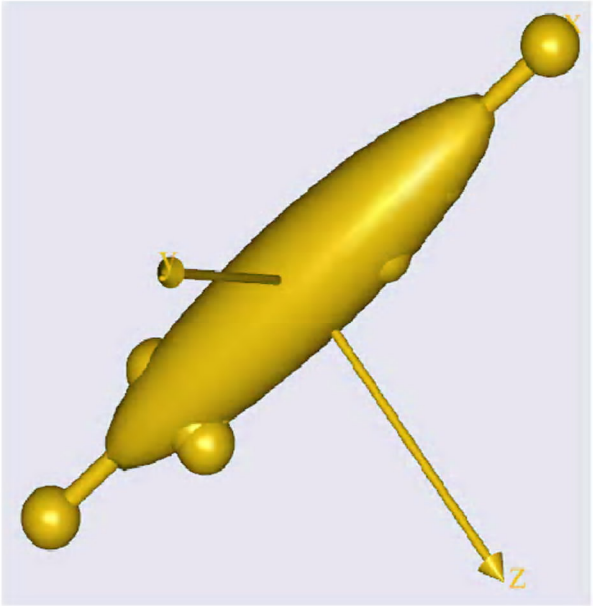
```
AnySeg UpperArm = {
  //r0 = {0, 0, 0};
  //Axes0 = {{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}};
  Mass = 2;
  Jii = {0.001, 0.01, 0.01};
  AnyDrawSeg drw = {};
}; // UpperArm
```

Şekil 4. 6. Segmenti gösterme

4.4.3.3 Segment Üzerine Düğüm Tanımlama

Segmenti ekledikten sonra segmente kasları, eklemleri, kuvvetleri v.b bağlamak için segmentin yerel koordinat sisteminde Şekil 4.7 deki gibi düğümler tanımlanır ve tekrar yüklendiginde model aşağıdaki gibi görünür.

```
AnySeg UpperArm = {
  //r0 = {0, 0, 0};
  //Axes0 = {{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}};
  Mass = 2;
  Jii = {0.001, 0.01, 0.01};
  AnyDrawSeg drw = {};
  AnyRefNode ShoulderNode = {
    sRel = {-0.2,0,0};
  };
  AnyRefNode ElbowNode = {
    sRel = {0.2,0,0};
  };
  AnyRefNode DeltodeusA = {
    sRel = {-0.1,0,0.02};
  };
  AnyRefNode DeltodeusB = {
    sRel = {-0.1,0,-0.02};
  };
  AnyRefNode Brachialis = {
    sRel = {0.1,0,0.01};
  };
  AnyRefNode BicepsShort = {
    sRel = {-0.1,0,0.03};
  };
  AnyRefNode Brachioradialis = {
    sRel = {0.05,0,0.02};
  };
  AnyRefNode TricepsShort = {
    sRel = {-0.1,0,-0.01};
  };
}; // UpperArm
```



Şekil 4. 7. Segmenti üzerine düğüm tanımlama

4.5.4. İkinci Bir Segment Oluşturma

Eklemin ekenmesi ve bir kasın çalışma mekanizmasının anlaşılabilmesi için tıpkı bir koldaki gibi bir segmentin daha eklenmesi gerekir Yukarıdaki program parçasının segment kısmına Şekil 4.8 deki program kısmı eklenerek bu işlem gerçekleştirilir.

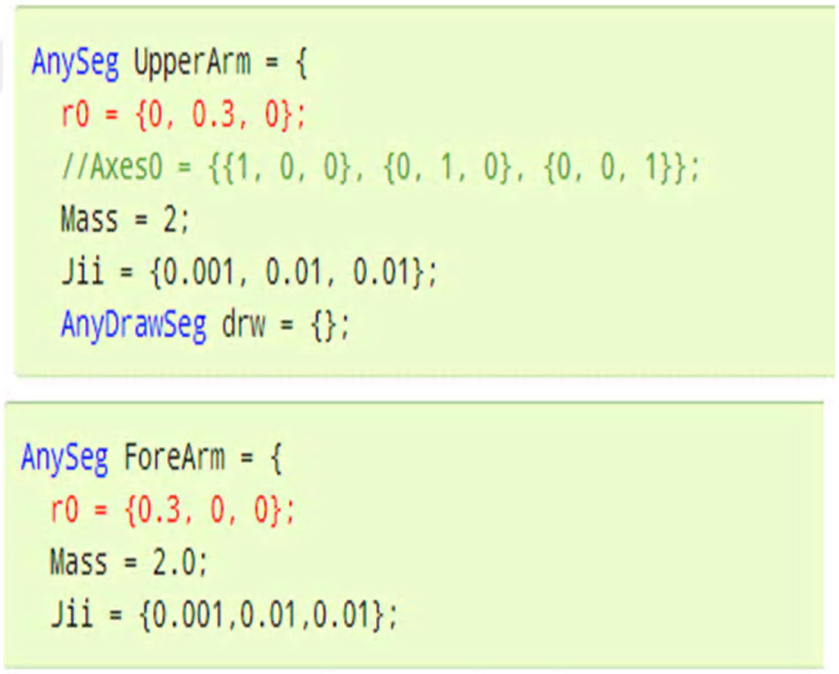
```
    AnySeg ForeArm = {
      Mass = 2.0;
      Jii = {0.001,0.01,0.01};
      AnyRefNode ElbowNode = {
        sRel = {-0.2,0,0};
      };
      AnyRefNode HandNode = {
        sRel = {0.2,0,0};
      };
      AnyRefNode Brachialis = {
        sRel = {-0.1,0,0.02};
      };
      AnyRefNode Brachioradialis = {
        sRel = {0.0,0,0.02};
      };
      AnyRefNode Biceps = {
        sRel = {-0.15,0,0.01};
      };
      AnyRefNode Triceps = {
        sRel = {-0.25,0,-0.05};
      };
      AnyDrawSeg DrwSeg = {};
    }; // ForeArm

}; // Segs folder
```

Şekil 4.8. İkinci bir segmentin eklenmesi

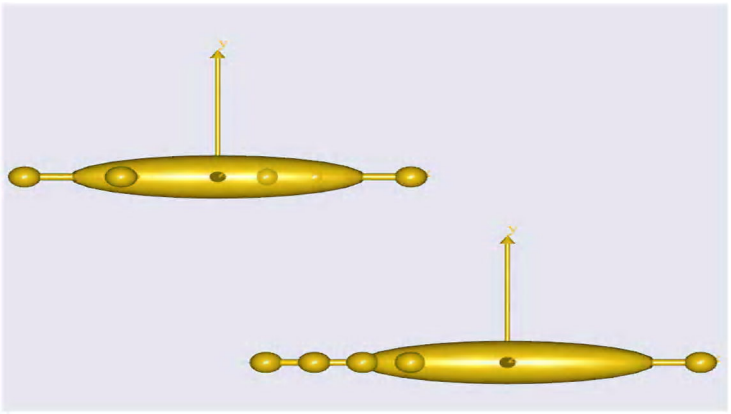
İnsan kas-iskelet sistemi dinamik simülasyonu, kas-iskelet sistemi hastalıklarının patomekaniklerini kas fizyolojisi açısından anlamak için kullanılmaktadır. Dış iskeletlerin optimal tasarımı için, dış iskelet modelinin gerçek dış iskelet tasarlanamadan önce ne kadar güç ürettiğini anlamak için entegre bir Kas iskelet dış iskelet sistemi gereklidir. Gerçek çalışma koşullarında sistemin simüle edilebilmesi için sanal bir iskeletin insan biyosistemi modelinde sınırlandırılması gerekir. Daha sonra simülasyon sonuçlarının analizi, yeni tasarlanan sistemin test edilerek gerçek sistemin potansiyel kinematik ve dinamik çalışma modifikasyonlarının nasıl olacağı hakkında bilgi sağlar.

Program tekrar yüklendiğinde üst üste iki segment tek segment gibi görünür. Bu sorunu aşmak için Şekil 4.9 daki gibi Upper ve Forearm segmentlerinde global yer (Global location) ayarlamaları yapılmalıdır.



Şekil 4. 9. Ön ve arka kolun global pozisyon ayarının yapılması

Yukarıda ayarlamalar yapılıp program yüklendikten sonra Şekil 4.10'daki gibi iki segment ayrı ayrı görünecektir.



Şekil 4. 10.İkinci segmentin eklenmesi

İkinci segment eklendikten sonra üst kolun 90.derece eksende döndürülmesi için aşağıdaki program satırı ön kol segmentinde düzenlenir. Bu işi gerçekleştirmek için Rotasyon Matrisi Şekil 4.11 deki gibi düzenlenir.

```
AnySeg UpperArm = {
  r0 = {0, 0.3, 0};
  Axes0 = RotMat(-90*pi/180, z);
```

Şekil 4. 11. Segmenti döndürme

4.4.3.4 Segmentlerin Eklemle Bağlanması

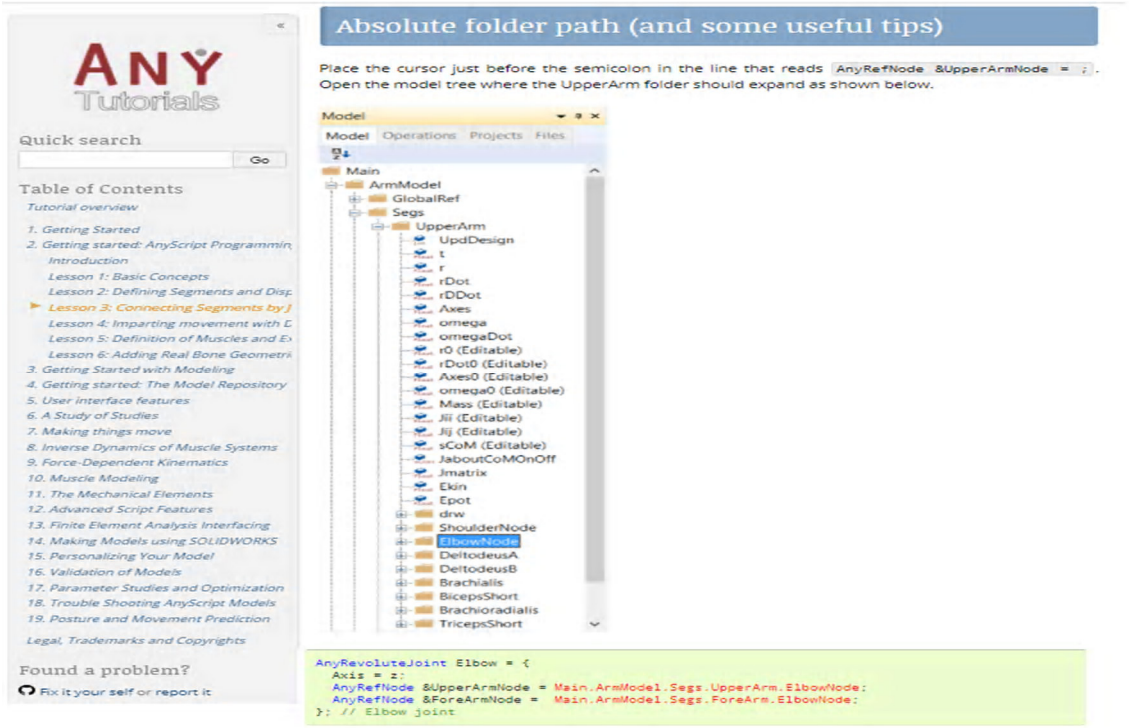
Anybody programında eklemler iki seğmentin birbirine bağlanması için kullanılan ve hareketin sağlanması için kullanılan yapılardır. Segmentler eklemde genellikle serbestlik derecelerini kısıtlayıcı olarak görülür. Örneğin 2 segmentli bir yapı içerisinde 2x6=12 adet serbestik derecesi bulunmaktadır. Eklem çeşidi değiştirilerek kısıtlama sayısı artırılabilir ya da azaltılabilir. Örneğin 12 DOF a sahip bir dirseğe bir eklem eklemek için Şekil 4.12 deki gibi bir program satırı yazılabilir.

```
AnyFolder Jnts = {
        //---------------------------------
    AnyRevoluteJoint Shoulder = {
        Axis = z;
        AnyRefNode &GroundNode = ..GlobalRef.Shoulder;
        AnyRefNode &UpperArmNode = ..Segs.UpperArm.ShoulderNode;
    }; // Shoulder joint

    AnyRevoluteJoint Elbow = {
        Axis = z;
        AnyRefNode &UpperArmNode = ;
        AnyRefNode &ForeArmNode = ;
    }; // Elbow joint
}; // Jnts folder
```

Şekil 4. 12. Dirsek ekleminin oluşturulması

Yukarıdaki program bloğundanda görüleceği üzere dirsek için z ekseninde hareket edecek üst ve alt kollarda referans noktası olacak bir program eklenmiştir. Bu programın referans noktalarını tanımlamak (Şekil 4.13) için model menüsünün alt klasörlerinden seçilerek programa eklenir.



Şekil 4.13. Referans noktalarını ekleme

Omuz ve dirsekte bulunan hareket sistemi menteşe tipi eklemler içerir ve mekanizma iki DOF içerir. Bu nedenle iki DOF hareketi için iki adet sürücü Şekil 4.14 deki gibi eklem hareketini yapmak için programa eklenir.

```
}; // Jnts folder

AnyFolder Drivers = {
  //--------------------------------
  AnyKinEqSimpleDriver ShoulderMotion = {
    AnyRevoluteJoint &Jnt = ..Jnts.Shoulder;
    DriverPos = {-100*pi/180};
    DriverVel = {30*pi/180};
  }; // Shoulder driver
  //--------------------------------
  AnyKinEqSimpleDriver ElbowMotion = {
    AnyRevoluteJoint &Jnt = ..Jnts.Elbow;
    DriverPos = {90*pi/180};
    DriverVel = {45*pi/180};
  }; // Elbow driver
}; // Driver folder
```

Şekil 4.14. Omuz ve dirsek hareketi için sürücü ekleme

Anybody ve dığer programlar yukarıda bahsettığımız olayları kas ıskelet sisteminin modellemesi amacıyla gerçekleştirmektedir. Kas-iskelet sisteminin modellenmesi amacıyla gerçek kadavra incelemesiyle ortaya çıkan, insan kası ve çevresel etkilerini ortaya koyan iki program vardır. Bunlardan biri Stanford Üniversitesi tarafından geliştirilen OpenSim iken diğeri ise Danimarka Aolborg Üniversitesi tarafından geliştirilen Anybody Kas-İskelet Modelleme sistemidir. Bu tez çalışmasında Anybody Kas-İskelet sistemi ve 3 boyutlu CAD yazılımında gerçekleştirilen dış iskelet sisteminin kaslar üzerine kuvvet, moment vb fiziksel etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

4.4.3.5.AnyBody Programı İle Kasların Modellenmesi

Kaslar canlı mekanizmalar için bir aktuatör görevi görürler. İnsan Merkezi Sinir Sistemi (MSS) kasları kontrol ve aktivite etmek için bir dizi karmaşık ve anlaşılması zor elektro-kimyasal ve elektriksel algoritmalarla bu işlevi gerçekleştirirler. AnyBody modelleme sistemi kullanıcı tarafından belirtilen hareket ve yüke göre MSS den gelen sinyallerin kaslar üzerindeki etkisini ters kinematik analizi ile gerçekleştirir. [148].

AnyBody, basitten karmaşığa kadar dört farklı iskelet sistemi içermektedir. En basit olan model çalışma koşullarından bağımsız olarak kasın sabit bir gücü olduğunu varsaymaktadır. Daha karmaşık modellerde ise kasın şimdiki uzunluğu, kasılma hızı, lif uzunluğu, penasyon açısı, tendon esnekliği ve bağımsız pasif dokuların sertliği gibi bilgileri de içerir [149].

Kas modelleri aslında bir kasın farklı çalışma koşulları altında nasıl davrandığının açıklanması işlemidir. Bu konuda iki farklı düşünce ön plana çıkmaktadır. Bu görüşlerden ilki klasik Hill modelline dayanmaktadır. Bu model genellikle pasif elastik elamanların kasılma kombinasyonunu içerir. Bu modeller kas kasılmasının mikroskobik mekanizmalarını doğrudan modelleyemese de kas davranışının birçok özelliğini iyi ifade ederler ve yüksek verimle modelleyebilir. İkinci yaklaşımda ise kas kasılmalarındaki çapraz köprü aktiviteleri modellemeye dâhil edilir. Bu yaklaşım genellikle Huxley'e dayandırılır ve oldukça karmaşık ve uzun süren diferansiyel hesaplamalar içerir [150].

AnyBody Modelleme sistemide kas modellerine ihtiyaç duyar. Yükün dağıtılması sırasında kasların fiziksel özellikleri bilinmelidir. Geleneksel bir kas modeli, bir aktivasyon sinyalini ve mevcut kas durumunu girdi alan ve çıktı olarak kuvvet üreten modeldir. Ancak ters dinamik fonksiyonu AnyBody modelleme sistemi buna benzer olarak çalışmaz. Aktivasyon sinyalini çıktı olarak vermez, bunun yerine çıktı olarak kas durumu hakkında bilgi verir.

5.4.3.6. Kaslar ve Dış kuvvetlerin Programa Tanıtımı

Bir kas iskelet sistemi kaslar ve eklem reaksiyon kuvveti gibi harici kuvvetlerden oluşmaktadır. İskelet kasları kemikleri çekerek hareket üretir. Kas hareketi, merkezi sinir sistemi tarafından karmaşık bir kontrol mekanizmasi ile koordine edilir. Anybody sahip olduğu algoritmalar ile insan vücuduna yakın bir şekilde kas aktivasyon modellerini tahmin edilmesine yardımcı olur.

Kaslar sadece kemikleri çekme özelliğine sahiptir. Bu yüzden, her döner eklemin iki tarafına agonist ve antiagonist kasın tanımlanması gerekir. Şekil 4.14'de bricahilis kasının programa eklendiği kod bloğu verilmiştir.

```
AnyFolder Muscles = {
  // Simple muscle model with constant strength = 300 Newton
  AnyMuscleModel MusMdl = {
    F0 = 400;
  };

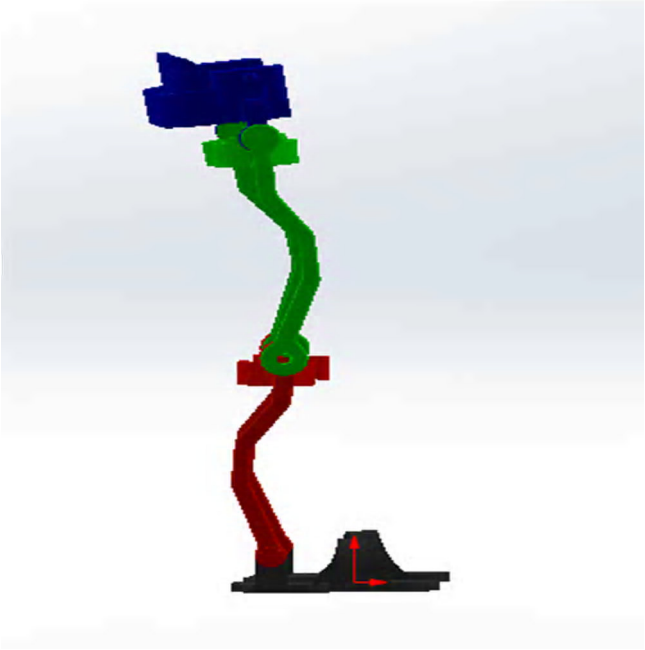
  //--------------------------------
  AnyViaPointMuscle Brachialis = {
    AnyMuscleModel &MusMdl = ..Muscles.MusMdl;
    AnyRefNode &Org = ..Segs.UpperArm.Brachialis;
    AnyRefNode &Ins = ..Segs.ForeArm.Brachialis;
    AnyDrawMuscle DrwMus = {};
 };
}; // Muscles folder
```

Şekil 4.15. Briachalis kasının eklenmesi.

Briachalis kası AnyViaPointMuscle sınıfı tarafından oluşturulur. Bunlar, bir başlangıç noktasından başlayan önceden tanımlanmış bir dizi noktadan geçen ve sonunda kasların kemiğe girinti yaptığı yerde sonlanan kaslardır. Org ve Ins Brachialis'in kökeni ve eklenmesidir. Bunlar, "UpperArm" ve "ForeArm" üzerinde önceden oluşturulmuş "Brachialis" adlı referans düğümlerine işaret eden referans nesnelerdir.

4.5. Alt Ekstremite Dış İskelet Modelinin Solidworks Programında Oluşturulması

Solidwork 3 boyutlu, tasarımların kolaylıkla çizilmesine imkân sağlayan 3 boyutlu CAD yazılım programıdır. Bu programda parçalar oldukça ayrıntılı bir şekilde çizilmesinin yanında malzemenin cinsine göre ortalama ağırlık, boyut vb. özelliklerin çıkartılmasına da olanak sağlamaktadır [136]. Bu çalışmada Solidworks gerçekleştirilen dış iskelet modelinin çizimi amacıyla kullanılmıştır. Çizilen üç boyutlu alt ekstremite dış iskelet modeli Şekil 4.16'da verilmiştir



Şekil 4.16. Solidworkste alt ekstremite eksoskeletonun oluşturulması

Oluşturulan dış iskelet modeli 7 tümleşik parçadan oluşmaktadır. Çizilen model her parçada 6 toplamda ise 42 serbestlik derecesine sahiptir. Modelin tasarlanmasında GrabCAD çizimlerinden esinlenmiş ve 1,75 m boyunda ve kaslı bir insanın antropometrik özelliklerine göre model tasarlanmıştır. Modelde femur ve tibiada S sekli verilerek bacak ve omurgaya daha uygun bir tasarım gerçekleştirilmiştir. Kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine DC motorların yerleşebileceği yuvalar yapılmıştır. Solidworks programında çizilen dış iskelet modelin tasarımında A Glass Fiber malzemesi tercih edilmiş olup bu malzemenin sağladığı özellikler aşağıda sıralanmıştır.

- Çeliğe göre 4 kat daha fazla çekme dayanımına sahiptir.
- Korozyona dayanıklıdır.
- Sıcaktan ve soğuktan etkilenmez.
- Sıvı geçirgenliği yoktur.
- Şekli bozulmaz ve darbelere direnç gösterir.
- Farklı şekillerde ve renklerde üretilmeye uygundur.
- Hafif bir malzemedir.
- Küflenmez veya paslanmaz.
- Biyouyumlu bir malzemedir ve sağlık alanında kullanılabilir.
- Dayanıklılığı sayesinde uzun ömürlüdür.

Solidworkste çizilen dış iskelet tasarımının Tablo 4.1 de verilen ağırlık ve koordinat bilgileri AnyExp4Solidworks yama programı ile AnyBody modelleme programına aktarılmıştır.

Tablo 4. 1. Dış iskelet ağırlık ve koordinat bilgileri

Segment	Mass	Inertial Moment					
		Ixx	Iyy	Izz	Ixy	Iyz	Izz
Hip Exo	1,81676049	1,26971689	0,07180458	1,30251900	-0,24495011	-0,00537166	0,00410713
Right Thigh	0,52174788	0,20591155	0,00809665	0,20834821	-0,03152876	0,02160110	-0,00338164
Right Tibia	0,47743582	0,04313533	0,00689794	0,04687451	-0,01264574	0,00631614	-0,00252751
Right Foot	1,19648571	0,00211705	0,00848172	0,00705048	0,00010115	0,00008558	-0,00068229
Right Femur	0,52174630	0,22681776	0,02199212	0,21865125	-0,03731623	-0,05233498	0,00918458
Left Tibia	0,47743695	0,06224976	0,02142414	0,05035957	-0,01254128	-0,02441952	0,00859120
Left Foot	1,19648546	0,03432922	0,03986891	0,00652467	-0,00022588	-0,00227090	0,00438287

4.6.BİYOMEKANİK ANALİZ

Bu çalışmada biyomekanik analiz olarak kas aktivitesi, kas gücü, eklem reaksiyon kuvveti, moment ve yer reaksiyon kuvveti AnyBody Programı kullanılarak yapılmıştır. Yapılan biyomekanik analizle ile dış iskelet tasarımının insan vücuduna uygunluğunun analizi amaçlanmıştır. Bu amaçla Aolborg üniversitesi tarafından geliştirilen AnyBody 7.3 sürümü kullanılmıştır.

4.6.1. Kas aktivitesi ve Kas Gücü Tahmini

Yürüme hareketini analiz etmek için Twente Alt ekstremite modeli Anybody için Mocap LowerBody Modeli (AMMR 1.6.2) tüm vücut modeline entegre edilerek kullanıldı. Bu Model 1,80 m ve 75.46 kg insan vücuduna göre ayarlanmıştır. Modeli ölçeklendirmek AnyBody modelleme programı ortamında eklem açılarını (ters kinematik), eklem momentlerini (ters dinamik) ve kas kuvvetlerini (statik optimizasyon) tahmin etmek için Denklem 1'de verilen statik optimizasyon tekniği kullanılmıştır [132].

$$G = \sum_{i=1}^{n^m} \left(\frac{f_i^M}{N_i}\right)^3 \qquad \text{Denklem 4.1}$$

Denklemdeki, $(n)^m$ değişkeni kas sayısını, f_i^m kas kuvvetini, N_i ise kas modelindeki izometrik kas kuvvetini ifade etmektedir. Ayrıca, bireysel kas kuvvetlerinin fizyolojik maksimumlarını aşmasını önleyen bir kısıtlama dahil edilmiştir. Kullanılan kas aktüatörlerinin sayısı Twente Modeli kullanıldığı için bacak başına 159 kas-tendon aktüatörüne bölünmüş 55 kas bulunmaktadır. Bu kasların 20 tanesi için yürüme esnasında ki kas aktivitesi ve gücü hesaplanmıştır.

Yürüme sırasında seçilen 20 kas aktivitesi ve gücü ile eklemlerde oluşan eklem kuvveti ve momentindeki değişiklikler Denklem 4.2 deki bağıntı ile bulunmuştur.

$$Değişim\ Yüzdesi = \left(\frac{\substack{Eksoskeletonla\ Yürümede \\ Parametre\ Değişimi - Eksoskeletonsuz\ Yürümede \\ Parametre\ Değişimi}}{\substack{Eksoskeletonsuz\ Yürümede \\ Parametre\ Değişimi}} \right) \times 100 \qquad \text{Denklem 4.2}$$

Burada parametre ifadesi, seçilen kas aktivitesi, kas gücü, eklem reaksiyon kuvveti ve momentini ifade etmektedir [151]. Burada, Kas gücü kasın bir dirence karşı koyabilme yeteneğini, kas aktivitesi kaslarada oluşan elektriksel aktiviteyi, eklem reaksiyon ya da tepki kuvveti eklem üzerine etki eden kuvvetlere yanıt olarak eklem içindeki kuvveti, eklem reaksiyon momenti de kuvvetlerin oluşturduğu momente karşılık eklemin oluşturduğu moment olarak tanımlanır.

4.6.2. Eklem Reaksiyon kuvveti ve Momenti

AnyBody, kas-iskelet modeline uygulanan hareketler sırasında eklem reaksiyon kuvvetlerinin ve momentlerinin sayısallaştırılmasına izin verir. Modeldeki her bir eklem döner bir eklem ve her bir uzuvda rijit bir bağlantı elemanı olarak işlenir. Her bir vücut segmenti için kütle, kütle merkezi ve atalet momenti olduğu varsayılır ve her bir bağlantının ivmesi kinematik verilerden hesaplanır. Ortak tepki kuvveti ve momenti ters dinamik yaklaşımı kullanılarak çözümlenir [152]. Keyfi bir nokta etrafındaki her bir uzuv segmentinin hareket denklemleri Denklem 4.3 ve Denklem 4.4'de verilmiştir.

$$\sum F = m(\ddot{rA} + \dot{w} \times r_c + w \times (w \times r_c)) \qquad \text{Denklem 4.3}$$

$$\sum m = I_{\dot{w}} + w \times I_w \qquad \text{Denklem 4.4}$$

$\sum F$ ve $\sum m$, vücut parçasına etki eden dış kuvvetlerin ve momentlerin bileşke kuvvet ve moment vektörleridir. Denklemdeki değişkenler; m segmentin kütlesini , r_A global çerçevede yerel koordinat sisteminin konumunu; r_c yerel koordinat sistemine göre

segment kütle merkezinin konum vektörünü, w yerel koordinat sisteminin açısal hızını, I parçanın kütle merkezi etrafındaki eylemsizlik momentini ifade eder.

Öncelikle alt bacak veya önkol gibi uzak bir uzuv analiz edilir. Bağlantı, uzak uçta sınırlandırılmamış olmalı veya bu uçta bilinen yükleme koşullarına sahip olmalıdır. Denge denklemleri, stres ve bir dış kuvvet arasındaki ilişkiyi tanımlar ve küçük bir katı elemanın dengesi dikkate alınarak türetilebilir. Bu denklemler, yakın eklemde hareket eden eklem reaksiyon kuvvetini ve momenti ölçmek için kullanılır. Distal segmentin proksimal eklemine etki eden eklem reaksiyon kuvveti ve momenti, aynı analizi üst kol veya üst bacak gibi bir sonraki bağlantıya uygulamak için kullanılır [149].

Eklem reaksiyon kuvvetleri ve momentleri, her bir eklemi geçen kaslar arasında dağıtılabilir. Proksimal eklem çevresinde hareket eden kaslar tipik olarak başlangıç noktası ile ekleme noktası arasındaki düz çizgiler boyunca hareket eden vektörler olarak modellenir. Modellenen kemikler üzerindeki her bir kasın başlangıç noktası ve eklem noktası grafik modelde tanımlanır ve uygulanan hareket boyunca takip edilir. Her bir serbestlik derecesi için hareket denklemleri Denklem 4.5 ve 4.6'deki gibidir.

$$\sum_{i=1}^{m} F_i^m \tau_i + F^j = F^e \qquad \text{Denklem 4.5}$$

$$\sum_{i=1}^{m} F_i^m (r_i + \tau_i) + T^j = T^e \qquad \text{Denklem 4.6}$$

Eklem reaksiyon kuvvetleri ve momentleri, her bir eklemi geçen kaslar arasında dağıtılabilir. Proksimal eklem çevresinde hareket eden kaslar tipik olarak kasın başlangıç noktası ile ekleme noktası arasındaki düz çizgiler boyunca hareket eden vektörler olarak modellenir. Modellenen kemikler üzerindeki her bir kasın başlangıç noktası ve eklem noktası grafik modelde tanımlanır ve uygulanan hareket boyunca takip edilir. Her bir serbestlik derecesi için hareket denklemleri değişkenleri; m, kas sayısını,F_i^m, i. kas kuvvetinin büyüklüğünü, τ_i , i kasının bir kuvvet birim vektörünü F^j ve T^j, ortak tepki kuvveti ve moment vektörlerini F^e ve T^e , dış kuvvet ve moment vektörlerini, r_i i. kas insersiyonunu temsil eder. Grafiksel model, hareket sırasında bazı kasların kemiğin etrafına sarıldığını gösterebilir.

Denklemlerde daha fazla bilinmeyen olduğunda bireysel kas kuvvetlerini ölçmek belirsiz bir problem haline gelir. Bilinmeyenlerin sayısı, benzer yönelimlere sahip kasları birleştirerek veya EMG çalışmalarına dayalı analizden en az aktif olan kasları çıkararak azaltılabilir. Bu nedenle optimizasyon teknikleri, kas kuvvetlerini çözmek için hareket denklemleriyle birleştirilir. Optimizasyon yönteminin altında yatan varsayım, merkezi sinir sisteminin kas aktivitesi, kas stresi veya kas stresinin karesi gibi bazı performans kriterlerini veya maliyet fonksiyonunu en aza indirerek kas hareketini kontrol edilmesidir [28, 153].

4.6.3. Yer Reaksiyon Kuvveti

Yer reaksiyon kuvvetleri ve momentleri, zemin ile kinetik etkileşimi incelemek ve ters dinamik analiz ile eklem kinetiklerini tahmin etmek için gereklidir. Yer Reaksiyon Kuvveti ve Moment (GRF&M) verileri genellikle bir kuvvet platformu kullanılarak elde edilir. Kuvvet platformları yalnızca birkaç adımın toplanmasına izin vermesi yürüyüş modellerindeki dalgalanmaları analiz etmeyi zorlaştırmaktadır.

GRF tahmini, modelin ayaklarına eklenen plakalara olan koşullu temaslara dayanır. Koşullu temaslar, modeli dengelemek için gerekli normal ve sürtünme kuvvetlerini oluşturmak için kuvvet aktüatörleri olarak çalışır. Matematiksel olarak, aktüatörler kaslara benzer şekilde modellenmiş olup temas kuvvetlerini belirler. Bu tez çalışmasında, insan-dış iskelet modelinin atalet özellikleri insandan farklı olmadığı için, yalnızca insana ait kuvvet plakası verilerini esas AnyBody'nin koşullu temas kuvveti plakası modeli kullanılmıştır.

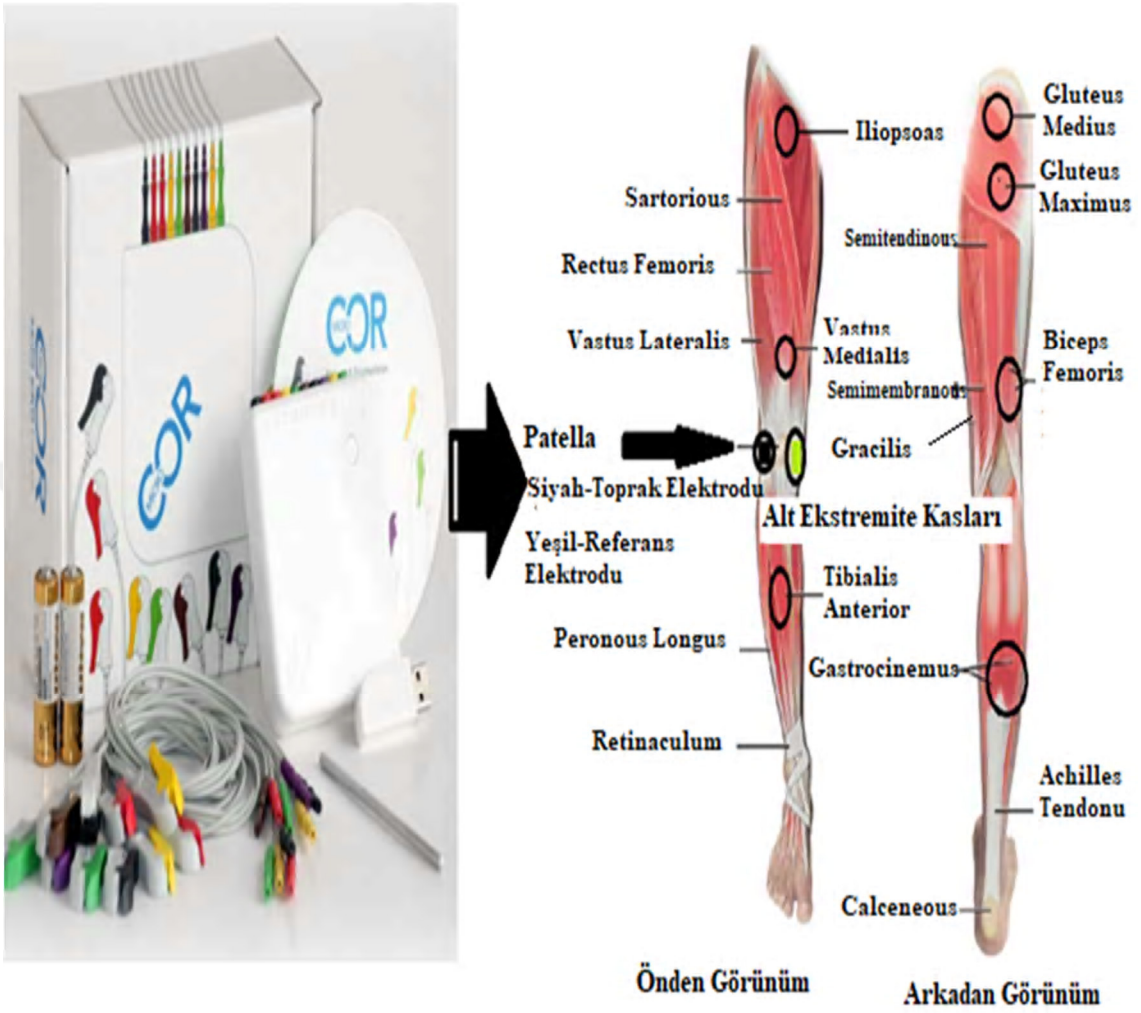
5. BÖLÜM

İNSAN ROBOT ETKİLEŞİMİNDE ALT EKSTREMİTE KAS AKTİVASYONLARININ ELDE EDİLMESİ, ÖZELLİKLERİNİN ÇIKARILMASI VE YAPAY ZEKÂ İLE SINIFLANDIRILMASI

İnsan-robot etkileşimi, insan ve dış iskelet gibi insanla temas halindeki makine arasındaki kullanıcı arayüzü kullanaraksağlanan iletişim ve etkileşimi ifade eder [154]. İnsan makine etkileşiminin etkileri kas sinyalleri ve eklem açılarından incelenmektedir. Bu bölümde EMG sinyallerinin ölçümü ve analizi ile birlikte robotik yürüyüşün görüntü analizi açıklanmıştır.

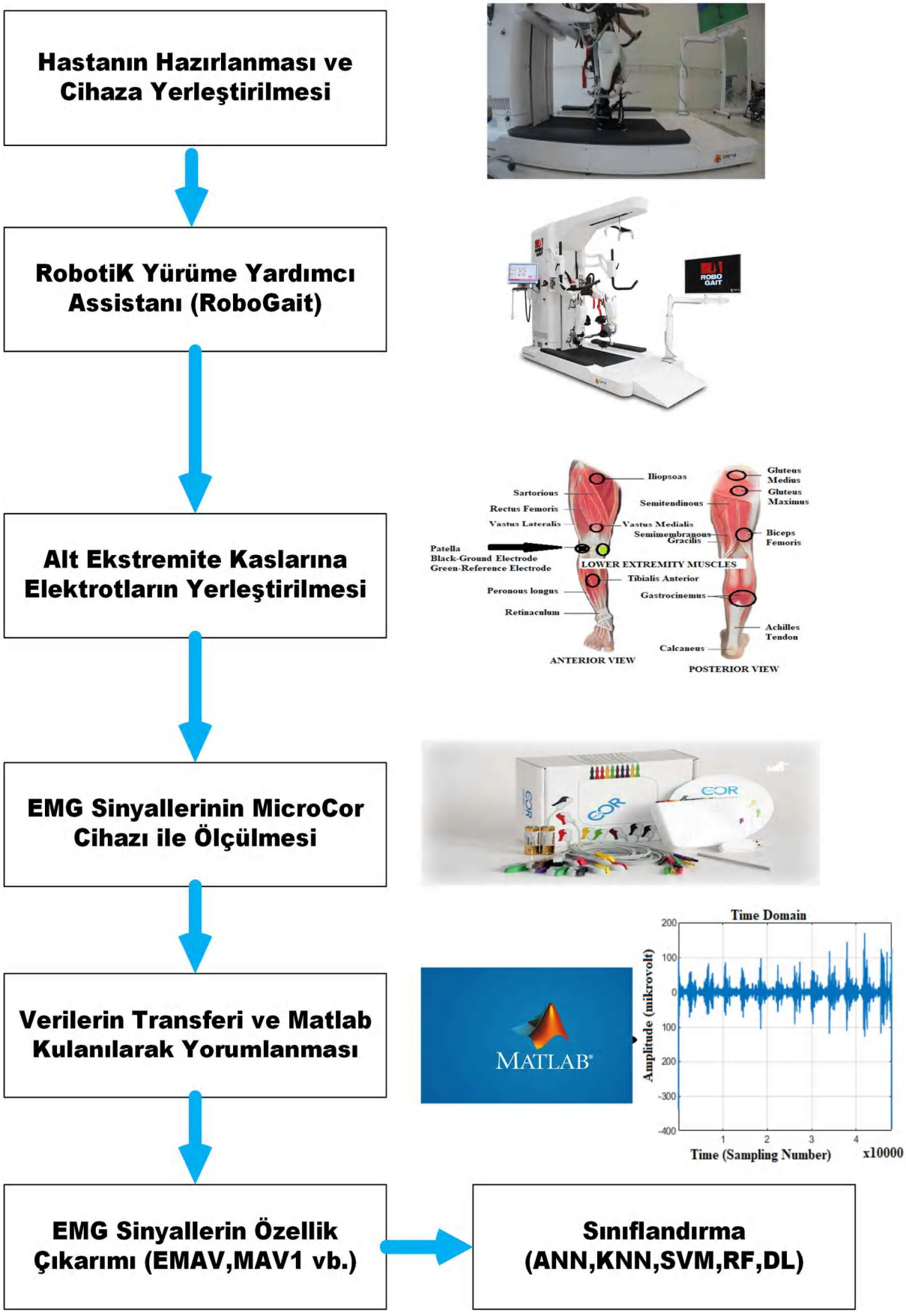
5.1. Alt Ekstremite EMG Ölçümü

Bu çalışmada, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin hareketinde görev alan 7 alt ekstremite kasın aktiviteleri robotik yürüyüş sırasında eş zamanlı alınarak incelenmiştir. Bu kaslar; Gluteus Maksimus (GMA) kalça ektansiyonunda, Iliopsoas (ILP) kalça fleksiyonunda ve Gluteus Medius (GME) kalça abdüksiyonunda rol oynar. Vastus Medialis (VM) kası ise diz ekstansiyonunda, Biceps Femoris kası ise diz fleksiyonunda rol alan kaslardır. Ayak bileğinin hareketinde Tibialis Anterior (TA) kası ayak dorsifleksiyonunda da görev alırken Medial Gastrocinemus (MG) kası ise ayak plantar fleksiyon oluşumunda etkilidir. Bu kaslarda meydana gelen fizyolojik işaretlerin elde edilmesi için MicroCor Lab Cihazı kullanılmıştır. MicroCor Lab, düşük genlikli zayıf biyolojik sinyallerin laboratuvar ortamındaki bir bilgisayara aktarılması ve analizi için geliştirilmiş bir cihazdır. Bu cihaz kablosuz veri toplama ünitesi üzerinden 8 kanala kadar eş zamanlı veriyi bilgisayara gerçek zamanlı olarak aktarabilmektedir. MicroCor cihazı ve elektrotların yerleşim planı Şekil 5.1'de verilmiştir.



Şekil 5. 1. MicroCor Lab cihazı ve SENIAC kriterine göre kaslara bağlanma yeri.

Şekil 5.2'de verilerin toplanması ve analiz edilmesi için gerçekleştirilen sistemin blok diyagramı verilmiştir. Çalışmaya sağlıklı ve alt ekstremite yetersizliği yaşayan 182 kişi test ve 28 kontrol grubu olmak üzere toplam 210 kişi katılmıştır. Kişilere ait kas aktivasyon potansiyelleri, RoboGait cihazındaki yürüyüş döngüsü sırasında bilgisayara anlık olarak aktarılmıştır. Veri toplama işlemi robot destekli yürüyüş esnasında 5 yürüme döngüsü boyunca yapılmıştır. Cihaz üreticisinin hazırlamış olduğu Matlab SDK program eklentisi ile 7 farklı kasa ait eş zamanlı EMG sinyalleri 8800 Hz örnekleme frekansı ile ölçülmüş ve her bir kastaki artifak 4. Dereceden 20 Hz-450 Hz'lik Butterworth tipi band geçiren filtreden geçirilerek azaltılmıştır [155].



Şekil 5. 2. Robotik dış iskeletle yürümenin alt ekstremite EMG analizi

Çalışmaya 85'i paraplejili, 95'i hemiplejik ve 30'u sağlıklı olmak üzere toplam 210 katılımcı dahil edilmiştir. Hastaların yaş aralığı 17-60 olarak seçilmiş olup, yaş ortalaması kadınlarda 32,5 ± 13,5 yıl, erkeklerde ise 38,2 ± 12 yıl olarak belirlenmiştir. Ayrıca sağlıklı katılımcıların yaş ortalaması kadınlar için 32 ± 3,91, erkekler için 31 ± 8,91, sağlıklı katılımcılar için ise yaş ortalaması yaş aralığı 27 ile 37 arasındadır. Veriler, Adana Şehir Hastanesi Etik Kurulu (Etik Protokol No: 13-178-27.03.2018) onayı ile Adana Şehir Hastanesi'nde toplanmıştır.

5.2.EMG Sinyallerinin Özellik Çıkarımı

EMG, kasların elektriksel aktivitesini gösteren ve insan makine etkileşiminde rol olan en önemli biyolojik sinyallerdir. EMG, yaralanma sonucu kasların motor aktivitelerindeki bozulma, sinir-kas hasarı veya nörolojik bozukluklarının tespiti ile yürüme bozukluklarının tespitinde kullanılan invazif olmayan bir tanı yöntemidir [25].

Bir EMG sinyalinden zaman, frekans ve istatiksel olmak üzere üç alandan özellik çıkarımı yapılabilir. EMG sinyallerinin zaman ve frekans özellikleri işaretin tanımlanması ve sınıflandırmasında etkin rol oynamaktadır. Bu çalışmada İntegral EMG, Ortalama Mutlak Değer vb. olmak üzere toplam 26 farklı özellik çıkarımı yapılmıştır. Bu özellik çıkartımı alt başlıklarda detaylandırılarak verilmiştir.

5.2.1.İntegral EMG (IEMG)

İntegral EMG (IEMG) hareketin veya kas aktivitesinin başlangıcının saptanması için kullanılır. Hareket boyunca harcanan toplam enerjiyi verir. IEMG, Denklem 5.1'de görüldüğü gibi, EMG sinyalinin mutlak genlik değerlerinin toplamı olarak ifade edilebilir.

$$\boldsymbol{IEMG = \sum_{i=1}^{N} |x_i|} \qquad \text{Denklem 5.1}$$

Burada x_i, bir segmentteki EMG sinyalini temsil ederken n ise EMG sinyalinin uzunluğunu temsil eder [156].

5.2.2.Ortalama Mutlak Değer

Ortalama Mutlak Değer (Mean Absolute Value-MAV) değer özelliği EMG sinyal analizi ve tanımlanmasında kullanılan özelliklerden biridir [157]. IEMG ye benzer

olarak kasların aktivite başlangıç tespitinde kullanılabilir. Uygulama olarak, kol- bacak protezinde ve alt ekstremitede sorunlu kişilerde EMG sinyalinin saptanmasında kullanır. Bu özellik, ortalama düzeltilmiş değer (Average Regulated Value-ARV), ortalama mutlak değer (AAV), mutlak değerin integrali (IAV) ve v-Order özelliklerinin ilk sırası (V) gibi isimlerle de anılmıştır [158]. MAV, bir segmenteki EMG sinyal genliğinin ortalama mutlak değeri olarak tanımlanır ve Denklem 5.2 eşitlikle ifade edilir.

$$\boldsymbol{MAV} = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{N}} \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} |\boldsymbol{x_i}| \qquad \text{Denklem 5.2}$$

5.2.3. Modifiye Edilmiş Ortalama Mutlak Değer Tip 1 (MMAV)

MMAV ortalama MAV özelliğinin modifiye edilmiş bir şeklidir. Denklem 5.3, Denklem 5.2 ye ağırlıklı pencere fonksiyonu katsayısı eklenerek elde edilmiştir [13].

$$\boldsymbol{MMAV1} = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{N}} \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} \boldsymbol{w_i}|\boldsymbol{x_i}| \qquad \text{Denklem 5.3}$$

$$\boldsymbol{w_i} = \begin{cases} \mathbf{1} & \mathbf{0.25}\boldsymbol{N} \leq \boldsymbol{i} \leq \mathbf{0.75}\boldsymbol{N} \\ \mathbf{0.25} & \boldsymbol{de\check{g}ilse} \end{cases}$$

5.2.4. Modifiye Edilmiş Ortalama Mutlak Değer Tip 2 (MMAV2)

MMAV2 de MMAV gibi ortalama mutlak değer özelliğinin modifiye edilmiş diğer bir şeklidir. Denklem 5.4 eklenen ağırlık fonksiyonu w_i Denklem 5.3 tekinden farklı olarak sonsuz bir fonksiyondur. Denklemin tüm örneklemeleri içermesi ağırlık fonksiyonunun etkinliğini artırmaktadır.

$$\boldsymbol{MMAV2} = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{N}} \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} \boldsymbol{w_i}|\boldsymbol{x_i}| \qquad \text{Denklem 5.4}$$

$$\boldsymbol{w_i} = \begin{cases} \mathbf{1} & \mathbf{0.25}\boldsymbol{N} \leq \boldsymbol{i} \leq \mathbf{0.75}\boldsymbol{N} \\ \dfrac{\mathbf{4}\boldsymbol{i}}{\boldsymbol{N}} & \boldsymbol{i} \leq \mathbf{0.25}\boldsymbol{N} \\ \mathbf{4}(\boldsymbol{i}-\boldsymbol{N})/\boldsymbol{N} & \boldsymbol{de\check{g}ilse} \end{cases}$$

5.2.5. Basit Kare İntegral

Basit Kare İntegral (Simple Square Integral - SSI) metodu EMG sinyalinin enerjisini bir özellik olarak ele alır. Enerji indeksi olarakta ifade edilen SSI EMG sinyallerinin genlik karelerinin toplamı olup Denklem 5.5'deki gibi ifade edilebilir.

$$SSI = \sum_{i=1}^{N} x_i^2 \qquad \text{Denklem 5.5}$$

5.2.6. Varyans EMG

Bu özellik EMG sinyalinin gücünü bir özellik olarak kullanır. Varyans EMG standart sapmanın karesinin ortalaması olarak ifade edilebilir. Bununla birlikte, varyans EMG genelde sıfıra oldukça yakın (yaklaşık 10^{-10}) değere sahip bir değer olup Denklem 5.6'daki eşitlik ile hesaplanır.

$$VAR = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N} x_i^2 \qquad \text{Denklem 5.6}$$

5.2.7. Etkin Değeri

Etkin Değer (Root Mean Square-RMS) EMG analiz yöntemlerinden biridir. RMS, Denklem 5.7 de görüldüğü gibi belirli bir süre için EMG sinyalinin ortalama gücünün karekökünü temsil eder. Bu özellik zaman alanı incelenerek bulunur çünkü sinyalin genliği zamanın bir fonksiyonu olarak ele alınır.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N} x_i^2} \qquad \text{Denklem 5.7}$$

5.2.8. Log Algılayıcısı

Log algılayıcısı (Log Detector-LD) kas kasılma kuvvetinin tahmin edilmesini sağlar. Denklem 5.8'deki eşitlik ile hesaplanır.

$$LD = e^{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} \log(|x_i|)} \qquad \text{Denklem 5.8}$$

5.2.9. Dalga Uzunluğu

Dalga uzunluğu (Waveform Length -WL) EMG sinyalinin karmaşıklığının bir uzunluğudur. EMG dalga zaman diliminin kümülatif uzunluğu olarak tanımlanan WL Deklem 5.9'daki eşitlik ile hesaplanır.

$$WL = \sum_{i=1}^{N} |x_{i+1} - x_i| \qquad \text{Denklem 5.9}$$

5.2.10. Ortalama Genlik Değişimi

Ortalama Genlik Değişimi (Avarage Amplitude Change- AAC) dalga boyunun ortalaması alınarak Denklem 5.10'daki eşitlik ile hesaplanır. .

$$\boldsymbol{AAC} = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{N-1}}\sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} |\boldsymbol{x_{i+1}} - \boldsymbol{x_i}| \qquad \text{Denklem 5.10}$$

5.2.11 Standard Değerin Mutlak Farkı

Standard Değerin Mutlak Farkı (Difference Absolute Standard Deviation Value-DASDV) RMS özelliği gibi standard sapma değerine benzer bir tanımla ortalama genlik değişiminin karekökü olarak ifade (Denklem 5.11) edilebilir.

$$\boldsymbol{DASDV} = \sqrt{\frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{N-1}}\sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} |\boldsymbol{x_{i+1}} - \boldsymbol{x_i}|} \qquad \text{Denklem 5.11}$$

5.2.12 Sıfır Geçiş

Sıfır Geçiş (Zero Crosssing-ZC), EMG sinyalinin zaman alanında frekans bilgisinin ölçülmesi amacıyla kullanılır. EMG sinyalinin genlik değerlerinin sıfır genlik seviyesini geçme sayısıdır. Bu özellik düşük voltaj dalgalanmalarını veya arka plan seslerini önlemek için kullanılır. Denklem 5.12'de verilen eşitlik ile hesaplanır.

$$\boldsymbol{ZC} = \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} (\boldsymbol{sgn}(\boldsymbol{x_i} \times \boldsymbol{x_{i+1}}) \cap |\boldsymbol{x_{i+1}} - \boldsymbol{x_i}| \qquad \text{Denklem 5.12}$$

$$\boldsymbol{sign}(\boldsymbol{x}) = \begin{cases} \mathbf{1}, & \boldsymbol{eşik\ seviyesi} \geq \boldsymbol{threshold} \\ \mathbf{0}, & \boldsymbol{değilse} \end{cases}$$

5.2.13. MİYOPALS YÜZDE ORANI

Miyopals Yüzde Oranı (Myopulse Percentage Rate-MYPO), EMG sinyalinin mutlak değeri önceden tanımlanmış bir eşik değeri aştığında 1 diğer durumlarda ise 0 olarak tanımlanarak bulunan çıkışının ortalama değeridir. Bu değer Denklem 5.13'de verilen eşitlik üzerinden hesaplanır.

$$\boldsymbol{MYOP} = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{N}}\sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} [\boldsymbol{f}(\boldsymbol{x_i})] \qquad \text{Denklem 5.13}$$

$$\boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}) = \begin{cases} \mathbf{1}, & \boldsymbol{x} \geq \boldsymbol{eşik\ değeri} \\ \mathbf{0}, & \boldsymbol{değilse} \end{cases}$$

5.2.14. Willison Genliği

Willison Genliği (Willison Amplitude-WAMP), EMG sinyalinin ZC özelliğinde tanımlandığı gibi frekans bilgisinin bir ölçüsüdür. WAMP özelliği, EMG sinyalinin genliğinde önceden tanımlanmış eşiği aşan değişikliklerin sayısını (Denklem 5.14) bulur. Bu durum motor birim aksiyon potansiyellerinin (MUAP) aktivite olması ve kas kasılma kuvveti ile ilgilidir.

$$\boldsymbol{WAMP} = \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}}[\boldsymbol{f}(|\boldsymbol{x_n} - \boldsymbol{x_{n+1}}|)]; \qquad \text{Denklem 5.14}$$

$$\boldsymbol{f(x)} = \begin{cases} \mathbf{1}, & \boldsymbol{x \geq eşik\ değeri} \\ \mathbf{0}, & \boldsymbol{değilse} \end{cases}$$

5.2.15.Geliştirilmiş Ortalama Mutlak Değeri

Geliştirilmiş Ortalama Mutlak Değeri (Enhanced Mean Absolute Value-EMAV) değeri MAV değerinin geliştirilmiş bir modifikasyonudur ve matematiksel Deklem 5.15 görüldüğü gibi ifade edilir.

$$\boldsymbol{EMAV} = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{N}}\sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}}|(\boldsymbol{x_i})^{\boldsymbol{p}}| \qquad \text{Denklem 5.15}$$

$$\boldsymbol{p} = \begin{cases} \mathbf{0.75}, & \boldsymbol{eğer\ 0.2N \leq p \leq 0.8N} \\ \mathbf{0.50}, & \boldsymbol{değilse} \end{cases}$$

5.2.16. Geliştirilmiş Dalga Boy

WL hesaplama yöntemi geliştirilerek Geliştirilmiş Dalga Boy (Enhanced Wavelength-EWL) oluşturulmuştur. Bu özelliğin matematiksel ifadesi Denklem 5.16'daki gibidir.

$$\sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} |(\boldsymbol{x_i} - \boldsymbol{x_{i-1}})^{\boldsymbol{p}}| \qquad \text{Denklem 5.16}$$

$$\boldsymbol{WL} = \begin{cases} \mathbf{0.75}, & \boldsymbol{eğer\ 0.2N \leq p \leq 0.8N} \\ \mathbf{0.50}, & \boldsymbol{değilse} \end{cases}$$

5.2.17.Maksimum Fraktal Uzunluk

Maksimum Fraktal uzunluk (Maksimum Fractal Length-MFL) düşük seviyeli kas kasılmalarının ölçülmesinde kullanılan EMG özelliğidir. Matematiksel ifadesi Denklem 5.17'de verilmiştir.

$$\boldsymbol{MFL = \log_{10}(\sqrt{\sum_{n=1}^{L-1}(Z_{n+1} - Z_n)^2})} \quad \text{Denklem 5.17}$$

Burada Z_n dalgacık katsayısı, L ise katsayı uzunluğudur [25].

5.2.18. Kurtosis

Kurtosis, EMG sinyal dağılımının tepe noktasının durumu hakkında bilgi sağlayan bir parametredir. Bu özellik (Denklem 5.18) kasılma sırasında kas aktivasyon seviyesindeki değişimi açıklar. Sıfıra yakın bir basıklık normale yakın bir dağılım oluşturur. Basıklık için pozitif bir değer daha normal bir dağılımın işaretidir [159]. Kurtosis bacak kasları gibi kasların güçlü kasılmaları sırasında daha yüksektir. Her farklı kas hareketi için farklı bir değer oluşturur. Matematiksel olarak şöyle ifade edilebilir.

$$\boldsymbol{k = \left\{\frac{1}{N}\ \sum_{n=1}^{N}\left[\frac{x_n - \mu}{\sigma}\right]^4\right\} - 3} \quad \text{Denklem 5.18}$$

Burada σ, x veri setinin standart sapması ve μ ise verilerin ortalaması olarak ifade edilir [159].

5.2.19. Çarpıklık

Çarpıklık, rastgele bir x değişkeninin EMG sinyal dağılımındaki asimetri derecesini karakterize eder [160]. Matematiksel olarakDenklem 5.19'daki eşitlik ile ifade edilebilir.

$$\boldsymbol{s = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\left[\frac{x_n - \mu}{\sigma}\right]^3} \quad \text{Denklem 5.19}$$

5.2.20. Standard Sapma

Bir EMG'nin standart sapması sinyal, veri örneklerinin ortalamasından dağılımının ölçüsüdür. Kas aktivasyonun artmasıyla birlikte artar. Standart sapma varyansın karekökü olarak bilinir ve eşitliği Denklem 5.20 de görüldüğü gibidir.

$$\boldsymbol{STD = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right)\sum_{n=1}^{N}|x_n - \mu|^2}} \quad \text{Denklem 5.20}$$

5.2.21. Maksimum Değer

Kas kasılmasının verilen dizideki en büyük değeri gösterir. Matlab 2019 ra da max fonksiyonu ile bulunabilir.

$$\boldsymbol{maksimum} = \mathbf{max}(\boldsymbol{X}) \qquad \text{Denklem 5.21}$$

5.2.22.Minimum Değer

Kas kasılmasının en küçük miktarını gösterir ve aşağıdaki Matlab 2019 ra min fonksiyonu kullanılarak bulunabilir.

$$\boldsymbol{minimum} = \mathbf{min}(\boldsymbol{X}) \qquad \text{Denklem 5.22}$$

5.2.23.Median Frekansı

Bir sinyal dizisinin medyan frekansı iki adımda hesaplanır:

1) Tüm spektrumdaki sinyalin yoğunluğu toplanır ve 2'ye bölünür.

2) Kümülatif yoğunluğun 1. adımda hesaplanan değeri aştığı frekans seçilir.

5.2.24. Ortalama Frekansı

Ortalama Frekansı (Mean Frequency-f_mean) EMG güç spektrumu ve frekansının çarpımının toplam spektrum yoğunluğu toplamına bölünmesiyle hesaplanan (Denklem 5.23) ortalama frekans değeridir.

$$\boldsymbol{f_{mean}} = \frac{\sum_{i=0}^{N} \boldsymbol{I_i} \cdot \boldsymbol{f_i}}{\sum_{i=0}^{N} \boldsymbol{I_i}} \qquad \text{Denklem 5.23}$$

Burada f_{mean} ortalama frekansı, n spektrumdaki örnek sayısını, $\boldsymbol{I_i}$ spektrum yoğunluğu **ve** f_i spectrum frekansını göstermektedir.

5.2.25. Maksimum İstemli Kasılma Değeri

Maksimum istemli kasılma (Maximum Voluntary Contraction-MVC) değeri EMG başlangıç tespiti için yaygın bir ölçeklendirme tekniğidir. MVC, bir kasın maksimum kasılmada oluşturduğu en büyük RMS genliğidir [161].

Kas incelemelerinde en önemli ölçüm sistemlerinden biri olan MVC değeri, rektifiye sinyalin RMS değeri kullanılarak elde edilmektedir**.** MVC değeri filtreleme işleminden sonra hesaplanmıştır. Bu işlem sonrası yöntem, 5 dakika boyunca kaydedilen maksimum EMG değerine dayanır ve ayrıca 45000 EMG veri örneğini (yaklaşık 80 saniye) RMS'ye göre değerlendirir. Sonuç, MVC değerinin (% MVC) yüzdesi olarak görüntülenir. RMS değerinin matematiksel formülasyonu aşağıdaki Denklem 4.24'de verilmiştir**:**

$$\boldsymbol{X_{RMS}} = \sqrt{\frac{\boldsymbol{1}}{\boldsymbol{n}}(\boldsymbol{x_1^2} + \boldsymbol{x_2^2} + \boldsymbol{x_3^2} + \cdots + \boldsymbol{x_n^2}} \qquad \text{Denklem 5.24}$$

5.2.26. Histogram EMG

Histogram EMG (Histogram-HIST) frekans hakkında bilgi sağlamasının yanında EMG sinyallerinin sınıflandırılmasında kullanılan bir eşik değeri belirleme yöntemidir. HIST metodunda genlik değerleri eşit aralıklara bölünür. Bu metot sonucunda elde edilen grafikte bir eksen bölünmüş aralıktaki genlik değerlerini gösterirken diğer eksen aralıklardaki genlik değerleri sayılarını gösterir.

5.3.Yapay Zekâ Tabanlı Modeller Kullanılarak EMG Sinyallerinin Sınıflandırılması

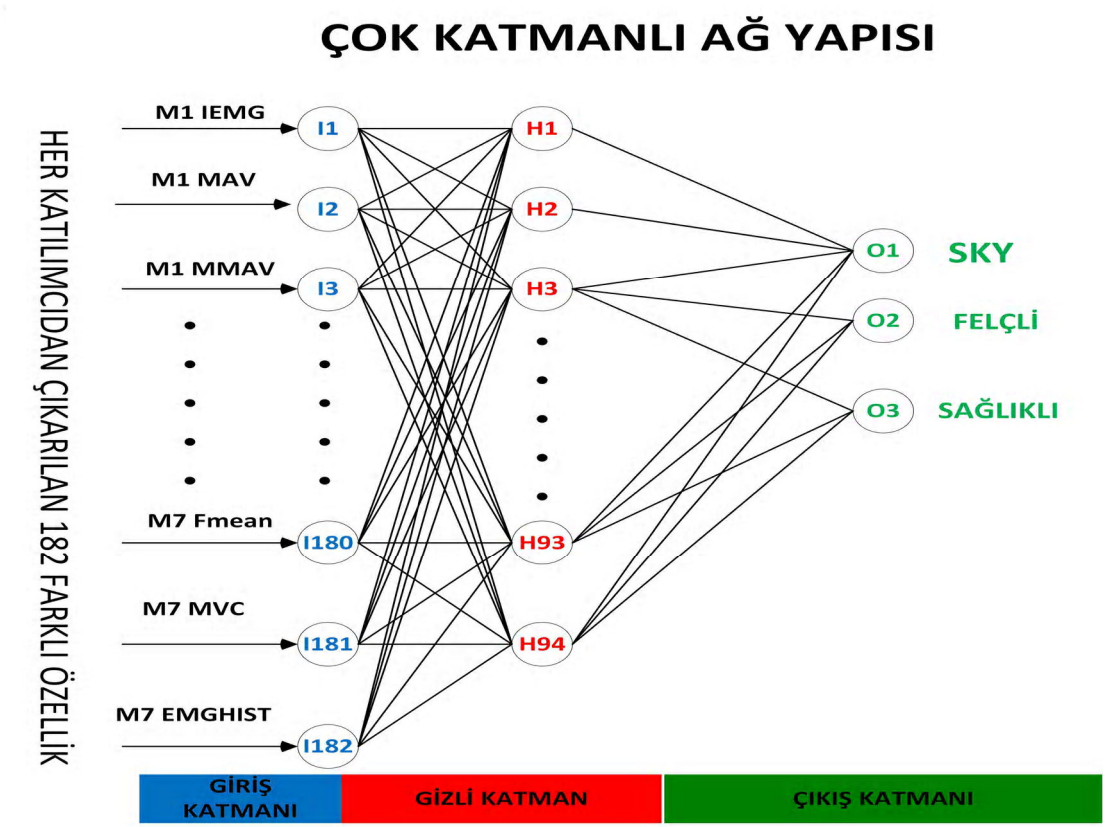
GMA, GME, ILP VM, MG, TA ve BF kas gruplarına ait 95 İnme, 85 SKY ve 30 kontrol grubundan 5 yürüyüş döngüsü boyunca alınan EMG sinyallerinden her bir kas için 26 farklı öznitelik değeri çıkarılmıştır. Daha sonra çıkarılan öznitelik değerleri çok katmanlı algılayıcı sinir ağları, karar destek vektörleri, derin öğrenme, K-en yakın komşuluk ve rastgele orman sınıflandırma algoritmaları kullanılarak sınıflandırılmıştır.

5.3.1. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağları

Çok Katmanlı Algılayıcı Sinir Ağları (Multi Layer Perceptron-MLP), nöronlara dayalı ve süreç içinde kendi kendine öğrenebilen yaklaşımlardır. MLP'ler hastalık tanımlama

ve sınıflandırma, örüntü tanıma, tıp, güç sistemleri, sinyal işleme, tahmin ve sistem modelleme gibi farklı uygulamalarda kullanılmaktadır.

Bir MLP (Şekil 4.3), bir girdi katmanı, bir gizli katman ve bir çıktı katmanı olmak üzere en az üç düğüm katmanından oluşur. MLP yapısında, gizli katmanın her bir düğümü, giriş katmanının tüm düğümlerine bağlı olmak zorundadır ve benzer şekilde, çıkış katmanının her bir düğümü, gizli katmandaki tüm düğümlere bağlı olmalıdır. Girdi katmanı ile girdi veri seti ile ilişkilendirilirken gizli katman hesaplamayı gerçekleştirir. Çıktı katmanı sınıflandırma sonucunu belirler [162].



Şekil 5. 3. Çok katmanlı ağ yapısı

Her giriş sinyali, ilgili bağlantısının ağırlığı ile ölçeklendirildikten sonra, gizli nöronlara giriş olarak uygulanır. Gizli katmandaki her bir nöron girdilerini toplar ve Denklem 4.25 deki gibi bir çıktı üretir.

$$y_j = f(w_{ji}x_i) \qquad \text{Denklem 5.25}$$

Burada x_i, i. girişi temsil eder, w_{ji}, x_i girişinin mevcut olduğu j. bağlantının ağırlığını temsil eder ve son olarak, f, girişlerin ağırlıklı toplamını kullanan bir aktivasyon fonksiyonudur. Literatürde en sık kullanılan aktivasyon fonksiyonları log-sigmoid, tanh-sigmoid ve purline fonksiyonlarıdır. Bu çalışmada, bu fonksiyonların her biri simülasyonlarda kullanılmış ve incelenen problem için en iyi sonuçları tanh-sigmoid fonksiyonunun ürettiği görülmüştür.

Her bir çıkış nöronunun beklenen hata değeri (E) Denklem 5.26'dak eşitlik ile hesaplanır.

$$\boldsymbol{E} = \frac{1}{2}\sum_j (y_{dj} - y_j)^2 \qquad \text{Denklem 5.26}$$

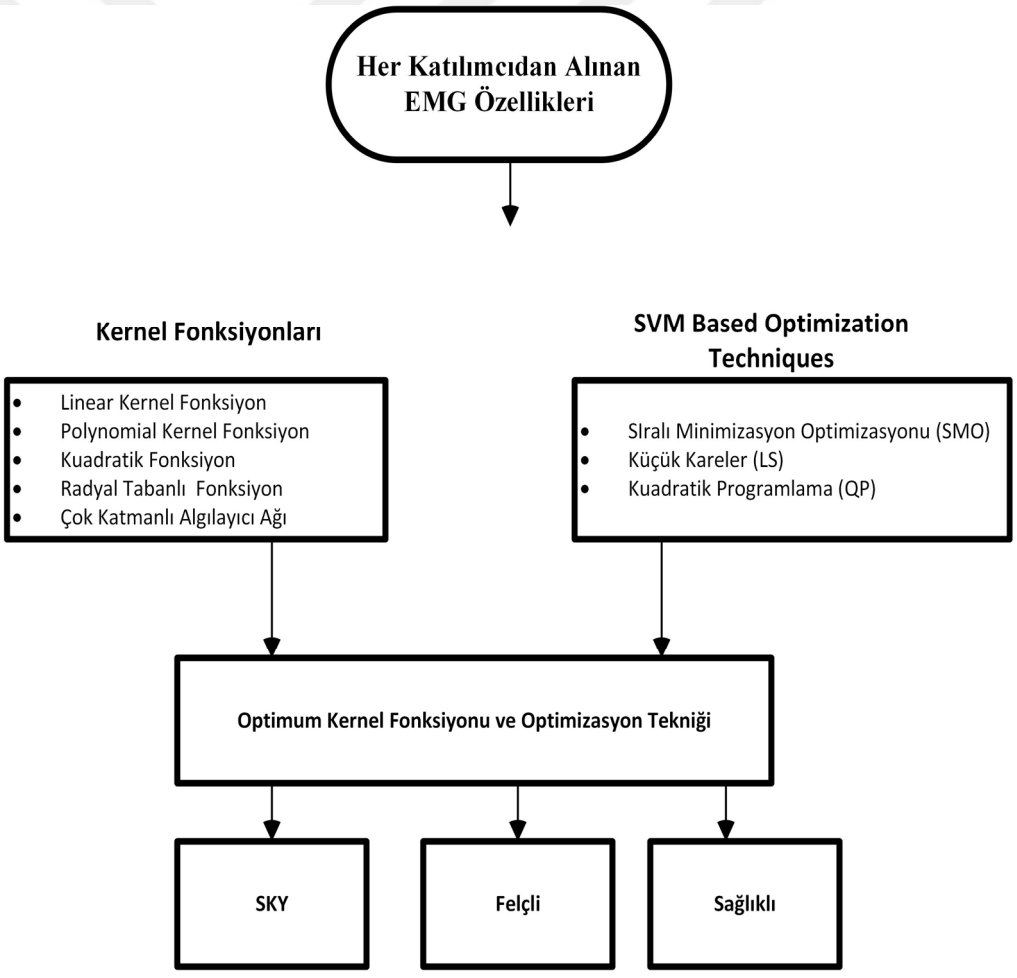
Burada, y_{dj} ve y_j, sırasıyla ilgili çıktı nöronunun istenen ve gerçek çıktılarını temsil eder. Her döngüde eğitim algoritması, E'yi en aza indirmek için w_{ji} ağırlıklarını ayarlar. Yukarıda bahsedilen sinir ağlarının öğrenme sürecini gerçekleştirmek için optimizasyon algoritmaları kullanılmaktadır. Bu algoritmalar, bellek gereksinimleri, işlem hızı ve sayısal kesinlik açısından performans farklılıklarına sahiptir [163]. Her katılımcı için 182 girdi verisi uygulandığı düşünüldüğünde büyük verilerin yüksek hızlarda işlenmesi gerekeceği açıkça görülmektedir. Buna ek olarak, üç çıkış ve 92 gizli düğüm içeren ağın karmaşık yapısı sağlam bir öğrenme algoritması gerektirir. Bu nedenle bu çalışmada, sağlamlığı ve kararlı davranışı nedeniyle öğrenme algoritması olarak Levenberg-Marquardt algoritması tercih edilmiştir. Simülasyonlarda momentum parametresi 0.2, öğrenme oranı 0.3 ve devir sayısı 500 olarak alınmıştır.

5.3.2. Karar Destek Makinaları

1995 yılında Vapnik [164] tarafından sunulan Karar Destek Makina (Support Vector Machine-SVM) algortiması son yıllarda sinyal işleme, sınıflandırma ve örüntü tanıma için kullanılan denetimli bir öğrenme modelidir. SVM algoritmalarında temel amaç, iki sınıfın en yakın noktaları arasında en yüksek marj mesafesini sağlayan bir hiperdüzlem oluşturmaktır. SVM'ler genellikle model sınıflandırma gibi doğrusal problemler için uygun olsa da, doğrusal olmayan regresyon problemlerini ele almak için kolayca genişletilebilirler. Doğrusal olmayan problemlerde SVM'ler genellikle Destek Vektör

Regresörü (DVR) olarak adlandırılır ve DVR sonucunda elde edilen optimal hiperdüzlem modeli aşırı uydurmadan kaçınarak performansı arttırır.

SVM genellikle veri noktalarını iki uzamsal sınıfa ayırmak için kullanır. Aynı prensip, çoklu sınıflandırma problemini çoklu ikili sınıflandırma problemlerine böldükten sonra çoklu sınıflandırma yapmak için de kullanılabilir. Yani çoklu sınıflandırmada tüm sınıflar ikili sınıflandırma gruplarına ayrılır ve ardından her bir sınıf en yüksek korelasyona sahip gruba dahil edilir.



Şekil 5.4. Karar Destek Makinası (SVM).

Literatürde yaygın olarak kullanılan üç tür SVM tabanlı algoritma vardır. Bunlar Sıralı Minimizasyon Optimizasyonu (Sequantial Minimizing Optimization SMO), En Küçük Kareler (Least Squares-LS) ve Kuadratik Programlama (Qudratic Programming-QP) algoritmalarıdır. Her bir algoritma ile simülasyonlar gerçekleştirilmiş ve SMO, LS ve QP algoritmaları için sırasıyla % 93.8095, % 87.8102, % 91.2013 sınıflandırma başarı oranları elde edilmiştir. SMO algoritması, yüksek sınıflandırma başarısı ve basit matematiksel işlemler gerektirmesi nedeniyle bu çalışmada tercih edilmiştir.

Bu çalışmada uygulanan Doğrusal SVM yapısı Şekil 5.4 'te gösterilmiştir. Şekil 5.4'te verilen Kernel Functions için gerçekleştirilen simülasyonlarda, Lineer Kernel ve Polynomial Kernel fonksiyonlarının SMO algoritması ile daha kararlı davranış gösterdiği görülmüştür. Bundan dolayı, bu çalışmada Polinom Kernel Fonksiyonu için elde edilen sonuçlar temsil edilmiştir.

Denklem 5.27'de verilen SVM'nin çekirdek fonksiyonu hiperdüzlem denkleminin oluşturulmasında verimli bir şekilde kullanılabilir. Hiperdüzlem, sınıfları neredeyse sıfır hata ile ayırma yeteneğine sahip olan bir öngerilim vektörü $K(x, y)$ ile karakterize edilebilir.

$$K(x, y) = (\alpha x^T y + c)d \qquad \text{Denklem 5.27}$$

burada x, y iç çarpımları, c sabit terim, α eğim, ve d polinom derecesini temsil eden ayarlanabilir çekirdek parametrelerini ifade eder.

SVM tabanlı SMO algoritmasının ana adımları;

Adım 1. Denklem 5.28 ile karar yüzeyi olarak hareket eden bir hiperdüzlem tanımlanır.

$$\sum_{i=1}^{M} \alpha_i \,.\, f_i \,.\, K(x, x_i) = 0 \qquad \text{Denklem 5.28}$$

Burada α_i, Lagrange katsayısını ve f_i ise bir hedef çıktıyı temsil eder.

Adım 2. Kullanılacak Çekirdek K(x, xi) işlevi seçilir.

Adım 3. Denklem 5.28'i kullanarak ikinci dereceden çift yönlü $U(\alpha)$ fonksiyonunu (Denklem 5.29) Lagrange çarpanlarında (α_i) hesaplanır.

$$minU(a) = min\frac{1}{2}\sum_{i=1}^{M}\sum_{j=1}^{M} f_i f_j K(x_i, x_j)\alpha_i\alpha_j - \sum_{i=1}^{M}\alpha_i \qquad \text{Denklem 5.29}$$

Adım 4. SMO algoritmasını kullanarak Lagrange çarpanlarının optimum değerleri belirlenir.

Adım 5. Şimdiye kadar bulunan optimum değerleri kullanarak sınıflandırma gerçekleştirilir.

Simülasyon sonuçlarından, büyük veri kümeleri için SMO algoritması tabanlı yaklaşımın, ikinci dereceden optimizasyon yöntemlerine kıyasla sınıflandırma açısından daha iyi performans ürettiği sonucuna varılabilir.

5.3.3. Derin Öğrenme (Deep Learning)

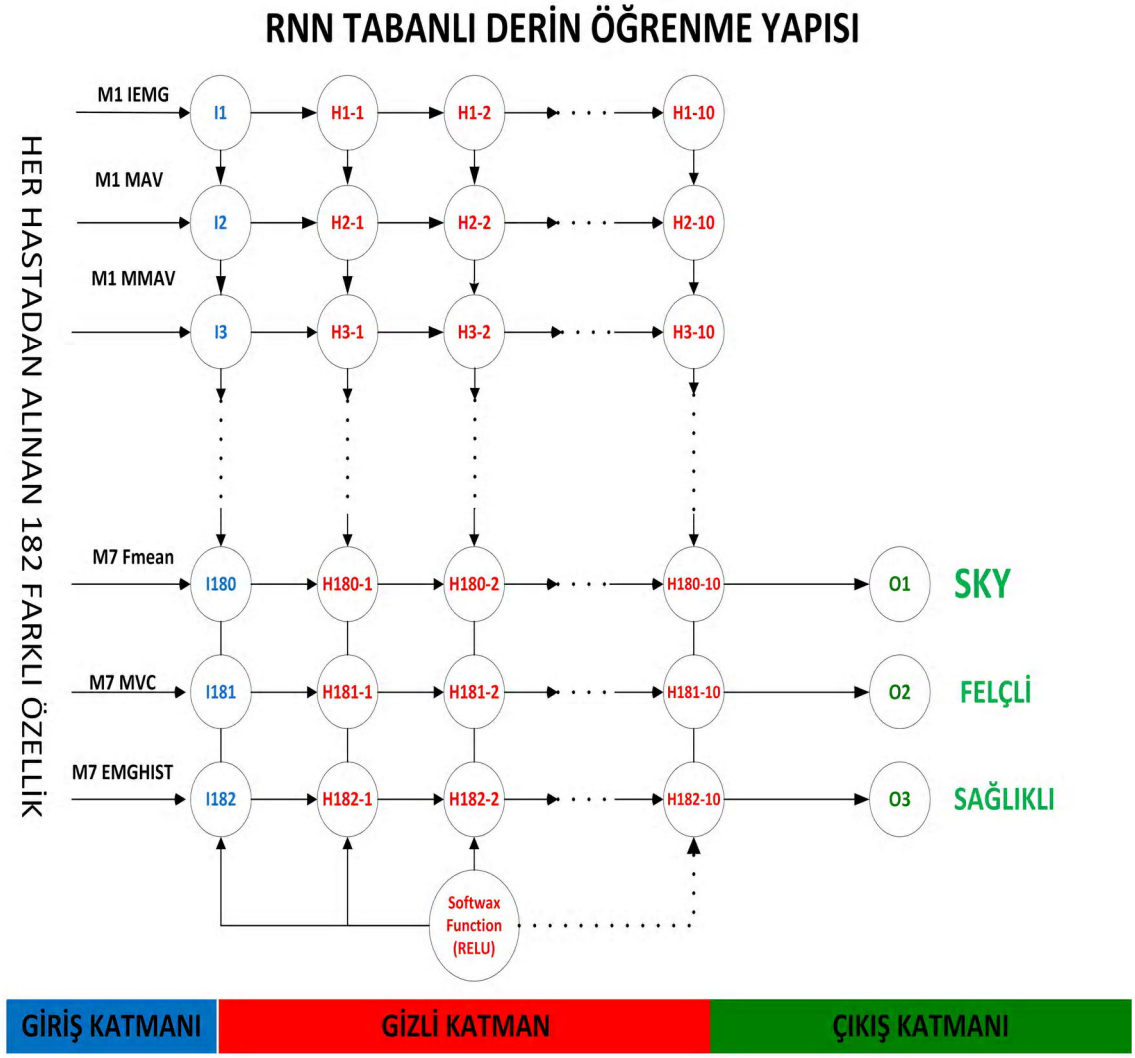
Derin Öğrenme, veri işleme ve karar vermede kullanılan, desenler oluşturarak beynin sinirsel işleyişini taklit eden bir yapay zekâ tekniğidir. Yapılandırılmamış veya etiketlenmemiş verilerden denetimsiz bir şekilde öğrenebilen ağları içerir ve yapay zekâda makine öğrenmesi kümesinde sınıflandırılır. Derin Öğrenmede veriler, insan beyninde olduğu gibi sinir ağları kullanılarak bilgi türüne göre sınıflara ve örüntülere ayrılır. Sinir ağının her katmanı, algılama ve doğru sonuç verme olasılığını artıran bir filtre gibi davranır [164-166].

Derin öğrenmede karşılaşılan en önemli zorluk, büyük bir veri seti ve çok fazla hesaplama gücü gerektirmesi nedeniyle yapay sinir ağının eğitimidir [167].

Derin öğrenmede sinir ağlarının daha hızlı öğrenmesini ve daha iyi performans elde etmesini sağlayan Gradient Descent algoritmasına dayalı optimizasyon algoritmaları kullanılmaktadır [168]. Bu çalışmada, derin öğrenme yapılarında Momentum, AdaGrad, RMSProp ve Adam Optimizer ile Stokastik Gradient Descent (SGD) algoritmaları kullanılmıştır. Ayrıca yapay sinir ağlarında katman sayısı artırılarak kullanılan birkaç farklı derin öğrenme mimarisi bulunmaktadır. Bu çalışmada Recurrent Neural Network (RNN) mimarisi tercih edilmiş ve simülasyonlarda kullanılmıştır.

RNN mimarisi bir girdi katmanı, iki gizli katman ve bir çıktı katmanından oluşur. Her katmanın belirli bir işlevi, optimize edilecek ağırlıkları ve eşik değerleri vardır ve katmanlar bağımsız olarak çalışır. Alt ekstremite kaslarından alınan EMG sinyalinin

sınıflandırılması için bu çalışmada kullanılan Derin Öğrenme yapısı Şekil 5.5'te gösterilmektedir.



Şekil 5.5. RNN Tabanlı Derin Öğrenme Yapısı

Bu çalışmada, her bir katılımcıyı tanımlayan 182 farklı özellik girdi olarak derin öğrenme yapısına uygulanmıştır. Gizli katman 10 katmandan oluşan bir RNN yapısı ile oluşturulmuştur. Gizli katmanda nöronları eğitmek için genel bir öğrenme algoritması olarak SGD algoritması kullanılmıştır. Bias Updater olarak Adam algoritması kullanılmıştır. Derin öğrenmede softmax fonksiyonları, sınıf üyeliğinin gerekli olduğu çok sınıflı sınıflandırma problemleri için bir aktivasyon fonksiyonu olarak kullanılır. Bu çalışmada softmax fonksiyonu olarak Denklem 5.30'da verilen Doğrultucu Lineer Birim (ReLU) fonksiyonu kullanılmıştır.

$$f(x) = \begin{cases} 0 & for \ \ x < 0 \\ x & for \ \ x \geq 0 \end{cases}$$ Denklem 5.30

5.3.4. K-En Yakın Komşu Algoritması

K-En Yakın Komşu Algoritması (K Nearest Neighbor-KNN) mevcut tüm durumları belirten ve yeni durumları mesafe fonksiyonuna göre sınıflandıran geleneksel bir algoritmadır. KNN algoritmasında olası komşu sınıfların sayısı k ile gösterilir. Yeni bir durum oluşursa, mesafe değerine göre algoritma tarafından tüm sınıflar arasında en iyi komşu sınıfa atanır.

Bu çalışmada, 210 katılımcının her birinin 7 bacak kası aktivitesini tanımlayan 182 özellik sınıflandırmaya uygulanmıştır. İnme, SKY ve Sağlıklı olmak üzere toplam 3 çıktı sınıflandırması tanımlanmıştır. Ayrıca simülasyonlarda KNN algoritması için Öklid, Minkowski, Chebyshev ve Manhattan uzaklıkları olarak adlandırılan dört farklı uzaklık fonksiyonu kullanılmıştır. Bu uzaklık fonksiyonları arasında en yüksek başarı oranı % 95.4173 başarı oranı ile Öklid uzaklık fonksiyonundan Deklem 5.31'dan elde edilmiştir.

$$Öklid\ Uzaklığı\ = \sqrt{\sum_{i=1}^{k}(x_i - y_i)^2}$$ Denklem 5.31

KNN algoritmasının ana adımları şu şekilde tanımlanabilir:

Adım 1. Olası komşu sınıfların sayısını temsil eden k değerini belirleyin.

Adım 2. Mevcut çözüm ve komşu sınıflar arasındaki Öklid uzaklıklarını hesaplayın.

Adım 3. Elde edilen Öklid mesafelerini değerlerine göre sıralayın.

Adım 4. Uzaklık değerlerine göre komşu kategorileri oluşturun.

Adım 5. En yakın komşuları içeren en uygun komşu kategorisini seçin.

5.3.5. Rastgele Orman Sınıflandırma Algoritması

Rastgele Orman Sınıflandırma Algoritması (Random Forest Algorithm- RF) regresyon ve sınıflandırma için kullanılan makine öğrenme modellerinden biridir. RF algoritması, birçok veri seti için AdaBoost ve SVM'den daha doğru sonuçlar sunar ve aynı zamanda daha yüksek yakınsama oranına sahiptir. Sınıflandırma işlemi sırasında birden fazla

karar ağacı üreterek sınıflandırma performansını artırmayı amaçlar. Karar ormanını oluşturmak için bireysel karar ağaçları bir araya gelir. Her karar ağacı seçilen bir veri kümesinin alt kümesi olarak belirlenebilir. Ağaçlar arasındaki düşük bias ve düşük korelasyon nedeniyle, RF algoritması doğru tahmin sağlama yeteneğine sahiptir.

Devasa ağaçların neden olduğu düşük bias miktarı ihtimaline karşı bu çalışmada olabildiğince birbirinden farklı ağaç oluşturularak korelasyon yapısı düşük bir koleksiyon elde edilmiştir. Birbirinden farklı şekilde oluşturulmuş sınıflandırma ve regresyon karar ağaçlarından oluşan karar ormanı topluluğu optimizasyon performansına doğrudan etki etmektedir. Karar ormanındaki her ağaç seçilen önyükleme örnekleri ve her düğüm ayrımında rastgele seçilen tahmin edici ile oluşturulur. Sınıflandırma için ağaçlar, her bir yaprak düğümü sadece bir sınıf içerecek şekilde oluşturulurken regresyon için yaprak düğüm birkaç birim kalana kadar ağaçlar bölünmeye devam edilir [169, 170].

Bir RF algoritmasının ana adımları şu şekilde verilebilir:

Adım 1. m ve N parametreleri atayın.

m, en iyi bölümü belirlemek için her düğümde kullanılan değişkenlerin sayısıdır.

N, geliştirilecek ağaç sayısıdır

Adım 2. Eğitim veri setinin 2/3'ünden rastgele seçilen örnekleri kullanarak önyükleme örnekleri oluşturun.

Adım 3. Hataları test etmek için eğitim veri setinin kalan 1/3'ünü kullanın. Her düğümde, tüm değişkenler arasından rastgele m değişken seçin ve bu değişkenler arasından en iyi dalı belirleyin.

Adım 4. Sınıfların homojenliğini ölçmek için Denklem 5.32 kullanarak Gini indeksini hesaplayın. Gini safsızlığı olarak da bilinen Gini indeksi, rastgele seçildiğinde yanlış sınıflandırılan belirli bir özelliğin olasılık miktarını hesaplar. Tüm öğeler tek bir sınıfla bağlantılıysa, o zaman saf olarak adlandırılabilir.

$$Gini(T) = 1 - \sum_{j=1}^{n} (p_j)^2 \qquad \text{Denklem 5.32}$$

burada, T tüm veridir ve n, p_j veri kümesinden seçilen verileri temsil eder.

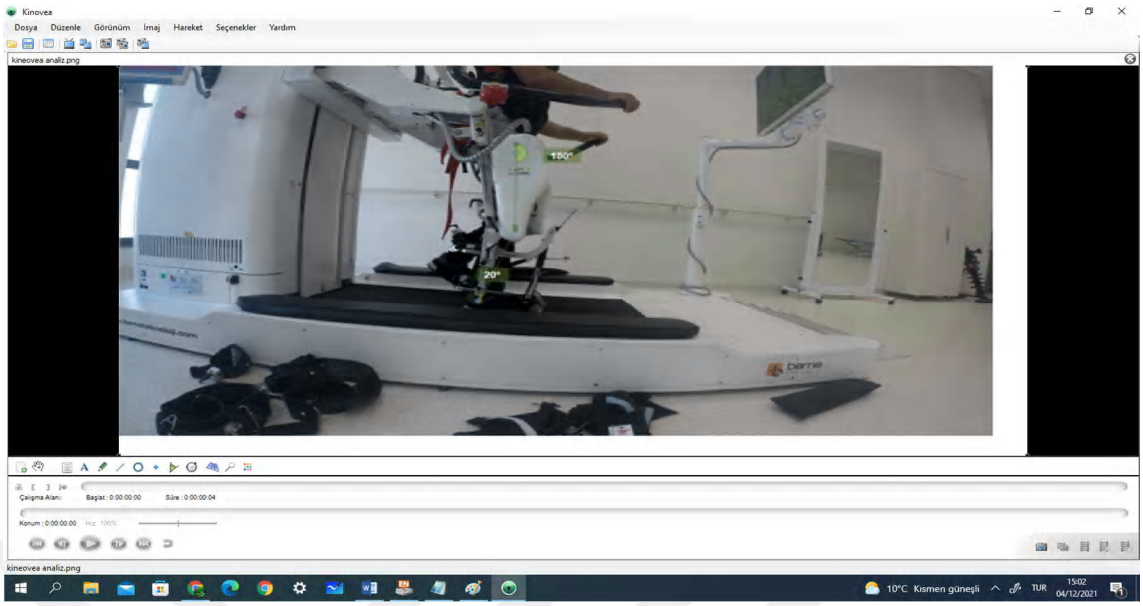
Adım 5. Adım 4'te elde edilen Gini indeks değerine göre test veri setini sınıflandırın.

Adım 6. Bir alt düğümün Gini dizin değeri, bir üst düğümün Gini dizininden küçükse, o dal başarılı bir dal olarak kabul edilebilir.

Adım 7. Tüm sonuçlar içinde şimdiye kadar yapılmış en uygun sınıflandırmayı belirleyin.

5.4. Hareket Yakalama Sistemi ve Analizi

Bu çalışmada; dış iskelet sisteminin yürüyüş sisteminin analiz edilmesi için RoboGait firmasına ait yürüme robotu üzerinde katılımcıların kalça, diz ve bilek eklem açıları GoPro Kamera sistemi ile kayıt altına alınarak kaydedildi. GoPro4 kamera sistemi 12 MP fotoğraf çekme kalitesi ile saniyede 30 fotoğraf çekmeye izin veren bir sistemdir. Ücretsiz bir yazılım olan Kinovea, bir hareketin kinematik analizi, karşılaştırılması ve değerlendirilmesi için kullanılan bir uygulamadır. Rehabilitasyon sürecinde kullanılan Kinovea, fiziksel sensörleri kullanmadan kolay kullanım olanağı sağlar. Kinovea, çeşitli videoların piksel piksel karşılaştırmasını yapmanızı sağlar. Bu yazılım, izleyicilerin çeşitli tekniklerdeki güçlü ve zayıf yönleri doğru bir şekilde izleyebilmeleri için her videonun çerçevesini yavaşlatmanıza olanak tanır. Videoları ve resimleri görsel olarak özelliklerle zenginleştirmeyi mümkün kılar ve görüntü biçimini değiştirebilir [171]. Burada yürüyüş esnasında, yürüme döngüsü sırasında görüntüler video olarak kaydedildikten sonra Kinovea ile dinamik olarak kalça, diz ve bilek eklem açıları sağ bacak üzerinden kaydedilmiştir.



Şekil 5.6. Kinovea görüntü analizi programı ile eklem açılarının analizi

6. BÖLÜM
BULGULAR

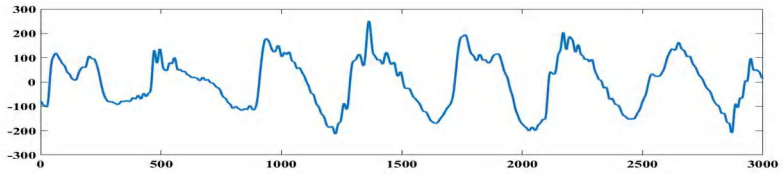
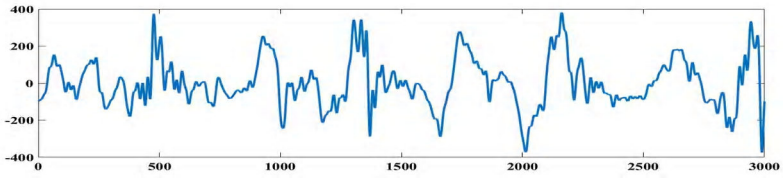
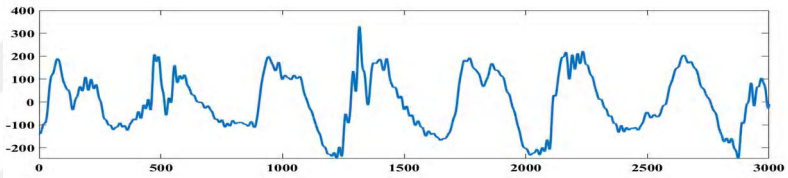
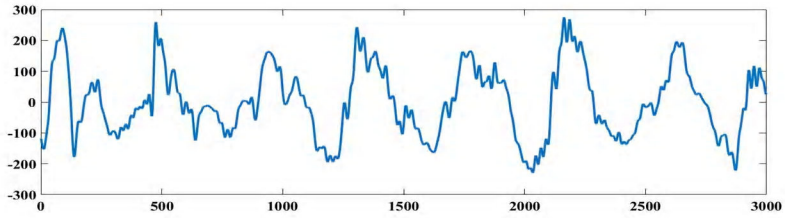
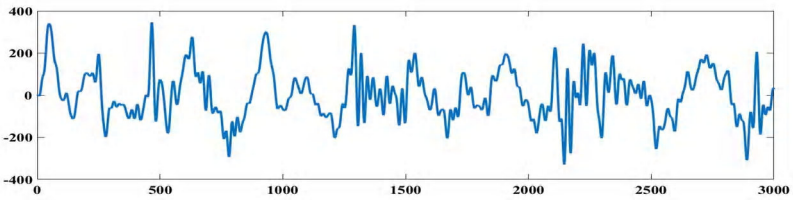
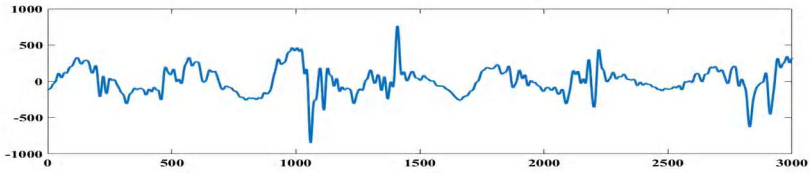
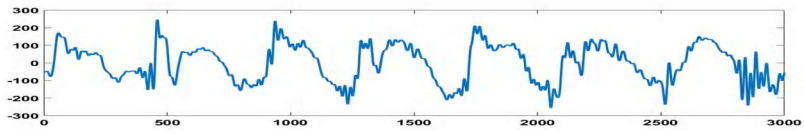
Bu çalışma üç farklı bölüm üzerine üzerine inşa edilmiştir. Birinci kısımda Robotik yürüyüş sırasında alınan EMG sinyalleri incelenmiş ve gerçek insan kas aktivasyonları analiz edilmiştir. İkinci kısımda ise bir 3 boyutlu dış iskelet modeli tasarlanarak AnyBody programında insan-kas iskelet modeli üzerine giydirilerek kas kuvveti, kas aktivitesi, eklem momenti ve reaksiyon kuvveti gibi veriler alınarak analiz edilmiştir. Bu verilere göre dış iskeletin tasarımı optimize edilmiştir. Son olarak edilen sinyallerden özellikler çıkarılarak makine öğrenmesi ve yapay zeka teknikleri ile sınıflandırılmış ve yürüyüş verisinden hastalık sınıflandırılma üzerindeki başarımı irdelenmiştir

6.1. Robotik Yürüyüş Sırasında Kasların İncelenmesi

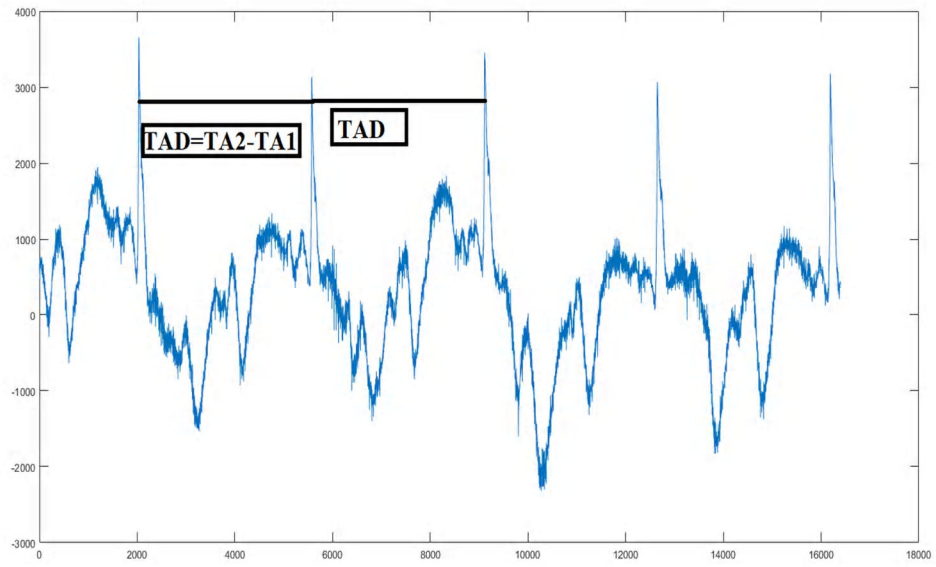
Bu çalışmada ilk önce 6 hastadan Robotik yürüyüş sırasında 5 yürüme döngüsü boyunca 7 sağ bacaktaki 7 farklı kas grubundan EMG sinyalleri elde edilmiştir. Bu çalışmada yürüme sırasında etkili olan 7 bacak kasından Ilıpsoas (ILP), Gluteus Maksimus (GMA),Gluteus Medius (GME) kasları kalçanın fleksiyon, ekstansiyon ve abdüksiyon hareketlerini sağlarken Medial Gastrocinemus (MG) ve Tibialis Anterior (TA) kasları ayağın fleksiyon ve dorsifleksiyon hareketlerini gerçekleştirir. Vastus Medialis (VM) ve Biceps Femoris (BF) ise dizin fleksiyonunda rol oynarlar.

Tablo 6.1 de görülen EMG sinyalleri, RoboGait yürüme ortezinde yürüme egzersizi sırasında yüzey elektrotları yardımıyla eş zamanlı olarak ölçülmüştür.

Tablo 6. 1. Robotik yürüyüş sırasında alınan 7 kasın EMG sinyalleri

Kasın Adı	EMG Sinyalleri
Gluteus Maximus	
Gluteus Medius	
Iliopsoas	
Vastus Medialis	
Biceps Femoris	
Tibialis Anterior	
Medial Gastrokinemus	

Bu çalışmada literatürden farklı olarak tek bir noktaya göre 7 ayrı kasın EMG'si alınmıştır. Kullanılan MicroCOR EMG cihazı saniyede 550 örnekleme aldığından 0-550 Hz arası sinyaller elde edilmiştir. Patellada ayrıca ikinci bir toprak elektrodu bağlanarak sinyallerin referans değerlerinin aynı olması sağlanmıştır. Bulgularda ki en önemli sonuç TA kasının basmada en aktif olan kas olması ve Şekil 6.1 görüldüğü gibi sinyalde ayrı bir iğne uçlu artefakt oluşturmasıdır. Ayrıca TA da oluşan bu artefakt GM dada yaklaşık aynı anda oluşmaktadır. Bu sinyaller dış iskeletlerde yürüme hareketin planlanmasında kullanılmasının uygun olabileceğini göstermektedir. TA'da ve her sağ bacağın yere basmasında oluşan bu artefaktın yürüme adım sayılarının hesaplanmasında kullanılabileceği görülmüştür. Bu artefakt sinyalleri arasındaki süre Denklem 6.1, 6.2 ve 6.3 kullanılarak kişilerin robotta yürüme hızları hesaplanabilmiştir.



Şekil 6. 1. TA nın EMG sinyali

$$TAD = TA2 - TA1 \qquad \text{Denklem 6.1}$$

$$Adım\ sayısı\ = \frac{(\text{İ}kinci\ tepe\ değerinin\ örnek\ sırası - Birinci\ tepe\ değerin\ örnek\ sırası)}{550} \qquad \text{Denklem 6.2}$$

$$Dakikadaki\ Adım\ Sayısı = \frac{120}{Adım\ sayısı} \qquad \text{Denklem 6.3}$$

Hesaplamada kullanılan sinyaller arası süre Şekil 6.1 de verilmiştir. Burada TA1 ve TA2 sinyallerin örneklem sırasını gösterirken, TAD ise bunlar arasındaki örneklem miktarını vermektedir.Denklemler kullanılarak elde edilen robotta yürüme hızları Tablo 6.2 de sunulmuştur.

Tablo 6. 2. Hastaların yürüme hızı

Hasta sırası	**Bir bacak için adım sayısı**	**Dakikadaki Adım Sayısı**
1	5.85	20
2	5.60	21
3	4,92	24
4	6.26	19
5	6.45	19
6	6.13	20

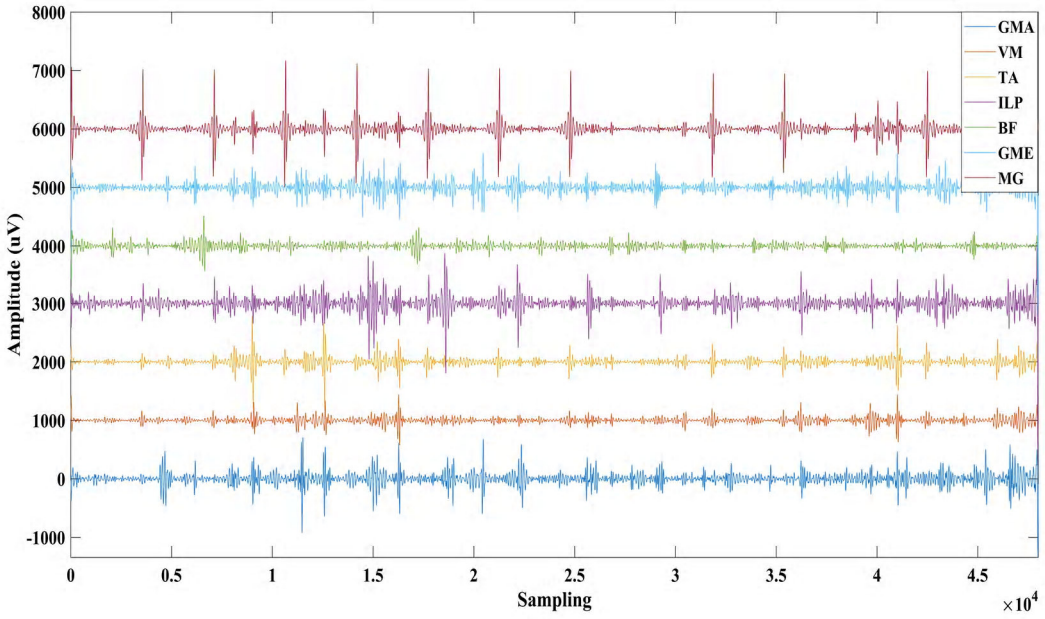
Yapılan hesaplamanın doğruluğunu test etmek için bir hastanın görüntüsü Şekil 6.2 de GoPro Hero4 ile alınmış ve sonuçta Tibialisde oluşan artefaktla hesaplanan adım sayısı ve bir yürüme fazı süresi Görüntü ile hesaplan süre ile aynı çıkmıştır. EMG ve video analizi ile ölçümler arasındaki korelasyon 95.66 varyans ise 0.157 olarak bulunmuştur. Hesaplamalarda örnek hasta sayısı artırılarak daha anlamlı sonuçlar elde edilebileceği görülmüştür.



Şekil 6. 2. Go Pro4 Kamera ile Robotik yürümede görüntü analizi

6.1.1. Farklı Hasta Gruplarına Ait EMG nin Analizi

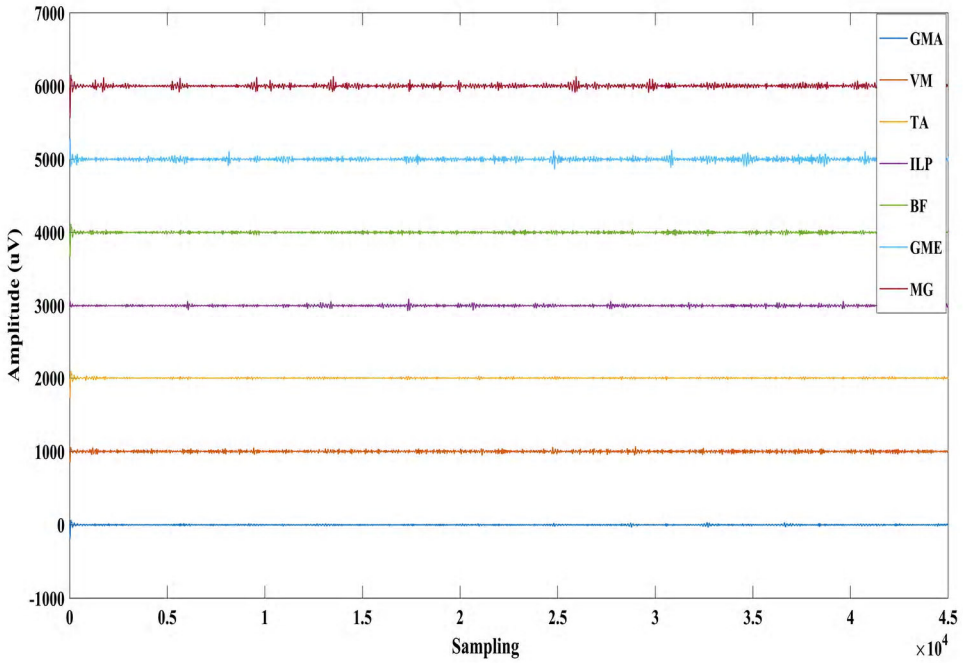
7 alt ekstremite kasından alınan ham EMG sinyalleri, MicroCor Lab arayüz programı aracılığıyla kablosuz olarak Matlab 2019ra ortamına aktarılmıştır. EMG sinyal ölçümü sırasında, faz kaymasını önlemek ve aynı anda farklı kaslarda üretilen sinyalleri toplamak için Şekil 5.1 de görüldüğü gibi patellaya referans elektrot ve toprak elektrotu yerleştirilmiştir. Katılımcılardan alınan sinyaller, gürültü sinyallerini azaltmak için 20 Hz-450 Hz bant geçiren filtre ile filtrelenmiştir. Ölçülen sinyaller aynı eksende olmasına rağmen sinyalde meydana gelen değişiklikleri daha net görebilmek için her kanala 1000µV ofset voltajı eklenmiştir. T8 omurgasında Tamamlanmamış SKY olan bir hastadan alınan bacak kası sinyalleri Şekil 6.3'de gösterilmiştir. Şekilden kalça eklemini çalıştıran GMA, GME ve ILP kaslarının daha etkin çalıştığı, VM ve BF kaslarının ise dizleri çalıştırmak için daha etkin çalıştığı görülmektedir.



Şekil 6. 3. T8 omurgasında Tamamlanmamış SKY olan bir hastadan elde edilen bacak EMG sinyalleri

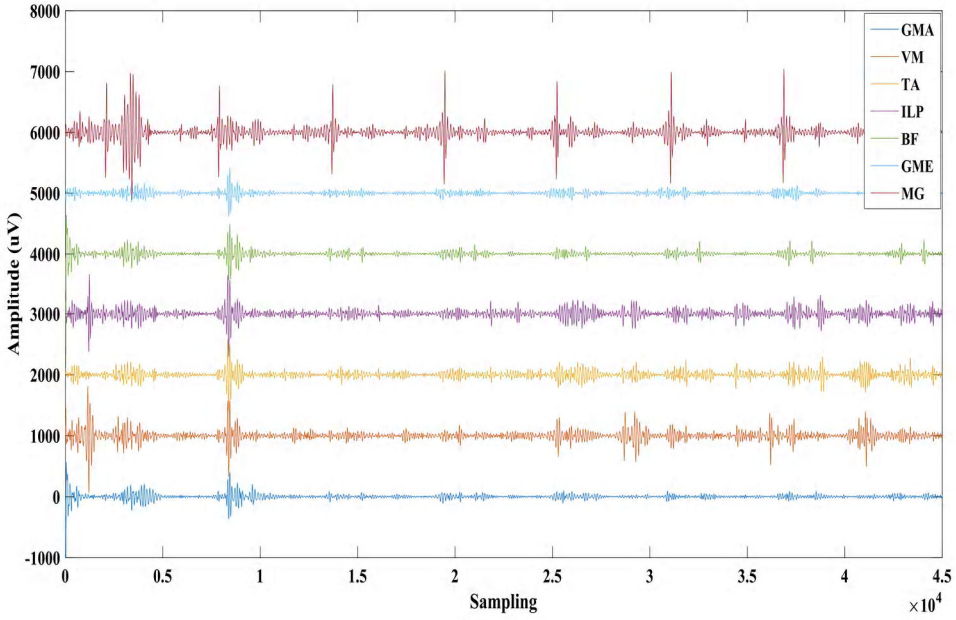
Şekil 6.4'de tam SKY olan bir hastanın EMG sinyalleri incelendiğinde, yürümesini engelleyen hastalığın ve yaralanmanın olduğu yerin EMG sinyallerinin yeterli genlik ve sürede kasılmamasına neden olduğu görülmüştür. Bunun nedeni, bazı hastalarda omurilik yaralanmasına bağlı atrofi nedeniyle kasların kasılmamasıdır. T8 omurgasında tam kesi olan bir hastanın EMG sinyalleri bu duruma örnek olarak verilebilir. Şekil 6.3

ve 6.4 karşılaştırıldığında alt ekstremite kaslarının Tamamlanmamış SKY hastaya göre Tam SKY lı hastaların daha düşük amplitüdlü EMG sinyallerine sahip olduğu ve hatta bazı kasların kasılmadığı görülmektedir. Tamamlanmamış SKY hastada kas kasılmaları etkin bir şekilde gözlenirken, tam SKY olan hastada kalçayı biraz çalıştıran kaslar dışında çok düşük kasılmalar gözlenmiştir. Bu durum sonucunda robot yardımlı yürüyüş sırasında bile bazı kasların çalıştırılamadığı söylenebilir. Aynı zamanda yürüyüş rehabilitasyonunda ekstra kas stimülasyonunun tam SKY hastalarının kaslarını çalıştırması gerekliliğini ortaya koymaktadır.



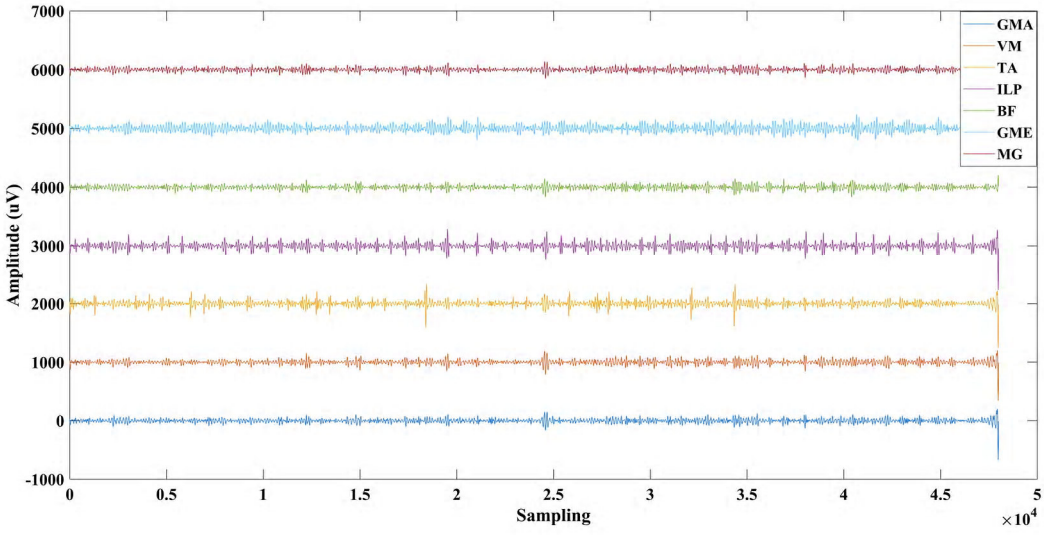
Şekil 6. 4. Tam SKY sı olan bir hastanın EMG sinyalleri

Hemiplejik yürüyüş bozukluklarının çoğunda, spastisite, anormal sinerjistik aktivasyon ve etkileşimler nedeniyle kas zayıflığı oluşmaktadır. Özellikle inme sonrası spastisiteden kaynaklanan beyin yollarında meydana gelen hasarlar göz önüne alındığında, inme sonrası robotik yürüyüşün faydalı sonuçlar doğuracağı açıkça ifade edilebilir. Bu hemiplejik hastalardan birinden alınan EMG sinyalleri Şekil 6.5'de gösterilmiştir. Burada inme hastalarında meydana gelen kas zayıflığı ve koordinasyon eksikliği açıkça görülmektedir. Elde edilen simülasyon sonuçlarından robotik yürüyüş sonucunda güçlenen kasların beyin kas koordinasyonunda geri kazanım sağladığı gözlemlenmiştir.



Şekil 6. 5. Hemiplejik bir hastadan alınan bacak EMG sinyalleri

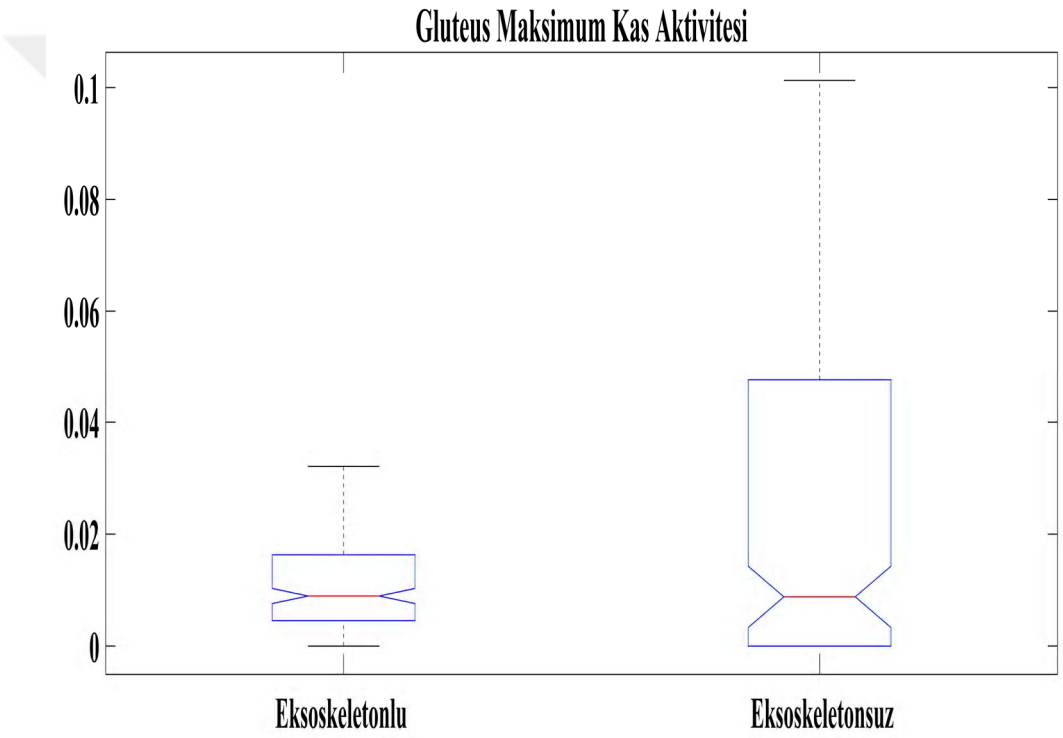
Şekil 6.6'da sağlıklı katılımcılardan alınan EMG sinyalleri verilmiştir. Elde edilen EMG sinyallerinin daha az genliğe ve daha fazla kasılmaya sahip olduğu sonuçlardan gözlemlenmektedir. Bu EMG sinyalleri incelendiğinde sağlıklı bir insanda kasların daha fazla kasıldığı ve bunun eklemlere düşen torku azalttığı düşünülmektedir. Bu durum, dış iskelet tasarımında enerji tasarrufunun ne kadar önemli olduğunu ortaya koymaktadır.



Şekil 6.6. Sağlıklı bir kişinin EMG verileri.

6.2. AnyBodyde Modellenen Sistemin Biyomekanik Analizi

Yürüme gibi günlük aktivite görevlerinde kas aktivitesini tanımlamak için EMG sinyalleri yaygın olarak kullanılmaktadır. AnyBody modelleme yazılımı da kendi kas iskelet sistemi üzerine düşen kas aktivitelerini hesaplayabilmektedir. Çalışmada dış iskeletli ve dış iskeletsiz olmak üzere iki farklı AnyBody modeli 2 yürüyüş döngüsü boyunca yürütülmüş ve alt ekstremite kasları üzerinde oluşan kas aktiviteleri karşılaştırılmıştır. Şekil 6.7'de kalçanın aktivitesinde yer alan GM kasının dış iskeletli ve dış iskeletsiz yürüyüş sırasındaki kas aktivitesi kutu grafiği olarak verilmiştir.



Şekil 6.7. Dış iskeletli yürümenin dış iskeletsiz yürüme ile karşılaştırılması

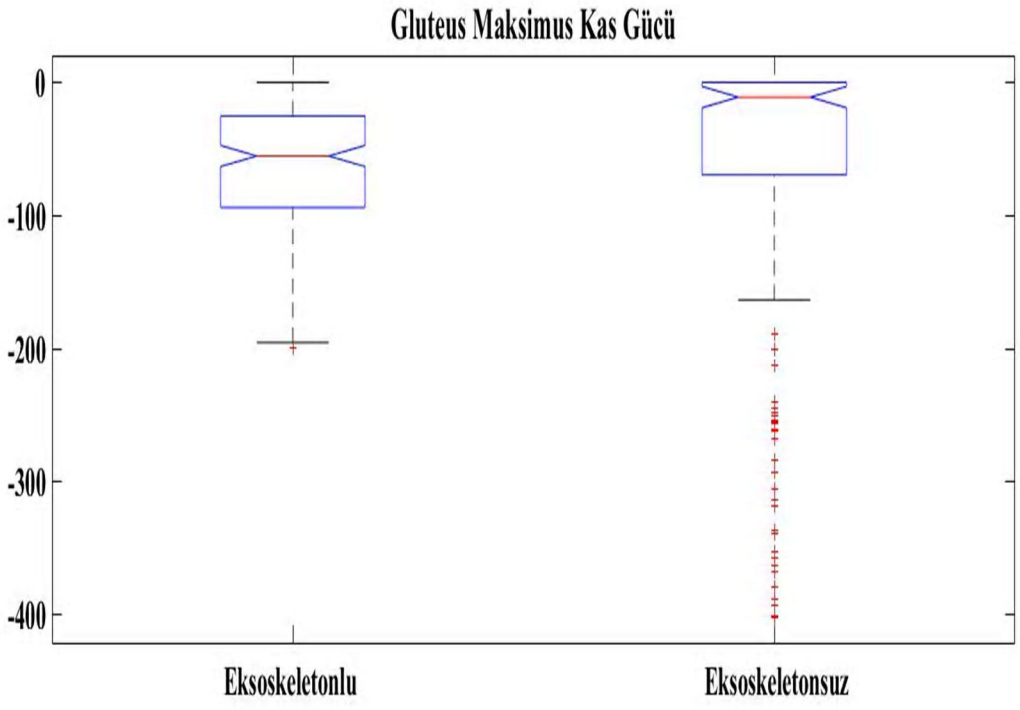
Şekil 6.8 incelendiğinde dış iskeletin kas aktivitesini azaltarak daha az metabolik enerji harcadığı görülmektedir. GM kasına benzer olarak bacağın yürüyüş sırasında diğer kaslarda oluşan kas aktiviteleri ve görevleri Tablo 6.4'de topluca verilmiştir.

Tablo 6. 3. Alt Ekstremite kaslarının EMG sinyallerinin analizi

Kasların Görevleri	Kas adı	Dış İskeletli				Dış İskeletsiz				Değişim Yüzdesi (%)
		Min.	Ortanca	Maks.	Ort.	Min.	Ortanca	Maks.	Ort.	
KAlça Abdüktörü	*Gluteus Medius*	*3,65E-10*	*8,70E-03*	*3,21E-02*	*1,05E-02*	*1,55E-13*	*8,83E-02*	*2,14E-01*	*7,99E-02*	**86,86**
	Gluteus Minimus	*5,90E-14*	*2,07E-08*	*2,14E-02*	*6,74E-04*	*3,91E-03*	*8,89E-02*	*2,67E-01*	*8,12E-02*	**99,17**
	Sartorious	*7,50E-15*	*1,31E-08*	*2,14E-02*	*6,81E-04*	*1,49E-16*	*2,06E-02*	*3,24E-01*	*4,93E-02*	**98,62**
	Tensor Fasciae	*4,13E-14*	*1,84E-08*	*2,14E-02*	*6,82E-04*	*3,88E-15*	*5,45E-02*	*1,97E-01*	*4,90E-02*	**98,61**
Kalça Addüktörü	*Obturator External*	*2,68E-13*	*3,37E-03*	*2,54E-02*	*6,10E-03*	*6,29E-16*	*1,94E-14*	*4,70E-02*	*3,90E-03*	**-56,41**
	Pectineus	*9,06E-16*	*2,95E-08*	*2,14E-02*	*6,86E-04*	*8,43E-16*	*1,36E-03*	*1,97E-01*	*1,81E-02*	**96,21**
	Addüktör Magnus	*4,88E-08*	*9,01E-03*	*3,21E-02*	*1,11E-02*	*1,07E-15*	*3,22E-03*	*9,99E-02*	*1,83E-02*	**39,34**
	Addüktör Longus	*3,31E-14*	*1,64E-08*	*2,14E-02*	*6,89E-14*	*2,25E-16*	*2,02E-16*	*1,97E-01*	*1,42E-02*	**100,00**
	Addüktör Brevis	*4,38E-16*	*3,74E-14*	*1,97E-01*	*3,30E-03*	*9,08E-14*	*1,18E-07*	*2,54E-02*	*1,14E-02*	**71,05**
	Gracilis	*5,90E-14*	*2,07E-08*	*2,14E-02*	*5,20E-03*	*3,91E-03*	*8,83E-02*	*2,67E-01*	*5,70E-03*	**8,77**
Kalça Ekstansörü	*Gluteus Maksimus*	3,34E-12	0,0089414	0,032082	0,0105	1,32E-16	0,0087906	0,10129	0,0252	**58,33**
	Biceps Femoris Caput Long	*4,76E-14*	*9,77E-03*	*3,21E-02*	*1,12E-02*	*1,88E-17*	*4,16E-02*	*1,48E-01*	*4,73E-02*	**76,32**
	Semimembranous	*2,67E-13*	*8,89E-03*	*3,21E-02*	*1,02E-02*	*2,17E-16*	*4,07E-02*	*1,97E-01*	*4,13E-02*	**75,30**
	Semitendinosus	*6,44E-14*	*9,61E-03*	*3,21E-02*	*1,09E-02*	*3,51E-17*	*4,59E-02*	*1,97E-01*	*4,68E-02*	**76,71**
Kalça Fleksörü	*Psoas Major Activity*	*9,06E-14*	*2,95E-08*	*2,14E-02*	*1,82E-01*	*5,50E-02*	*9,23E-02*	*2,42E-01*	*1,03E-01*	**-76,11**
	Iliacus Activity	*4,59E+14*	*2,11E-08*	*2,14E-02*	*7,09E-04*	*4,26E-15*	*1,66E-02*	*1,97E-01*	*3,65E-02*	**98,06**
	Rectus Femoris	*1,22E-14*	*1,34E-08*	*2,14E-02*	*6,79E-04*	*0,00E+00*	*8,41E-15*	*1,95E-01*	*1,54E-02*	**95,59**
	Sartorious	*7,50E-15*	*1,31E-08*	*2,14E-02*	*6,81E-04*	*1,49E-16*	*2,06E-02*	*3,24E-01*	*4,93E-02*	**98,62**
	Tensor Fasciae Lata	*4,13E-14*	*1,84E-08*	*2,14E-02*	*6,82E-04*	*3,88E-15*	*5,45E-02*	*1,97E-01*	*4,90E-02*	**98,61**
	Pectineus	*9,06E-16*	*2,95E-08*	*2,14E-02*	*6,86E-04*	*8,43E-16*	*1,36E-03*	*1,97E-01*	*1,81E-02*	**96,21**
	Addüktör Longus	*3,31E-14*	*1,64E-08*	*2,14E-02*	*6,89E-14*	*2,25E-16*	*2,02E-16*	*1,97E-01*	*1,42E-02*	**100,00**
	Addüktör Brevis	*4,38E-16*	*3,74E-14*	*1,97E-01*	*3,30E-03*	*9,08E-14*	*1,18E-07*	*2,54E-02*	*1,14E-02*	**71,05**
	Gracilis	*5,90E-14*	*2,07E-08*	*2,14E-02*	*5,20E-03*	*3,91E-03*	*8,83E-02*	*2,67E-01*	*5,70E-03*	**8,77**
Diz Fleksörü	*Gracilis*	*5,90E-14*	*2,07E-08*	*2,14E-02*	*5,20E-03*	*3,91E-03*	*8,83E-02*	*2,67E-01*	*5,70E-03*	**8,77**
	Biceps Femoris Caput Breve	*3,12E-12*	*2,61E-07*	*2,21E-03*	*3,27E-04*	*9,67E-15*	*8,54E-12*	*1,97E-01*	*2,79E-02*	**98,83**
	Gastrocinemus	*5,52E-04*	*1,87E-03*	*4,32E-03*	*1,90E-03*	*4,79E-18*	*5,70E-02*	*6,19E-01*	*1,08E-01*	**98,24**
	Biceps Femoris Caput Long	*4,76E-14*	*9,77E-03*	*3,21E-02*	*1,12E-02*	*1,88E-17*	*4,16E-02*	*1,48E-01*	*4,73E-02*	**76,32**
	Sartorious	*7,50E-15*	*1,31E-08*	*2,14E-02*	*6,81E-04*	*1,49E-16*	*2,06E-02*	*3,24E-01*	*4,93E-02*	**98,62**
Subtalar Eversiyonu	*Tibialis Anterior*	*3,78E-13*	*5,12E-08*	*5,21E-03*	*1,16E-05*	*0,00E+00*	*2,17E-15*	*5,06E-01*	*1,97E-02*	**99,94**
Plantar Fleksiyon	*Tibialis Posterior*	*4,98E-13*	*2,82E-07*	*1,80E-03*	*1,13E-04*	*0,00E+00*	*8,27E-16*	*2,31E-02*	*1,00E-03*	**88,65**

Tablo 6.4 incelendiğinde Psoas Major kası dışında tüm kaslarda kas aktivitesinin düştüğü görülmektedir. Psoas major kasının diğer kaslar gibi azalmamasının sebebi Psoas Major kasının gövdeden gelen yükü bacaklara dağıtma görevi olması ve yürürken bacaklara serbestlik kazandırmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca yapı malzemesi olarak kullanılan A Glass Fiberin esnek yapısıda bu kasın kasılmasına sebep olduğu düşünülmektedir. Bu ise eksoskeletonla ya da uzun süre normal yürüyüşte bu kasın ağrı yapmasının sebebidir. Addüktör magnus kasındaki kas aktivitesinin az da olsa artmasının sebebi psoas major kasındaki aktivitenin Abdüktör Magnus ile uyum içinde çalışmasından kaynaklanmaktadır.

Diğer incelenen parametre ise kas gücüdür. Yürüme gibi fonksiyonel görevler sırasında kasların kuvvet profillerini bilmek, fonksiyonel hareket analizinden çeşitli kas iskelet sistemi hastalıklarının tanımlanmasına ve hareketi nasıl etkilediğini anlamamıza yardımcı olmaktadır. Bu çalışmada da eksoskeleto yürümenin hareketi nasıl etkilediği üzerinde durulmuştur. Gluteus Maksimus kasının normal ve dış iskeletle göstermiş olduğu kas gücü profili Şekil 6.8' te kutu grafiği şeklinde verilmiş ve diğer kasların kutu grafiği sonuçları ise özetlenerek Tablo 6.4 de verilmiştir.



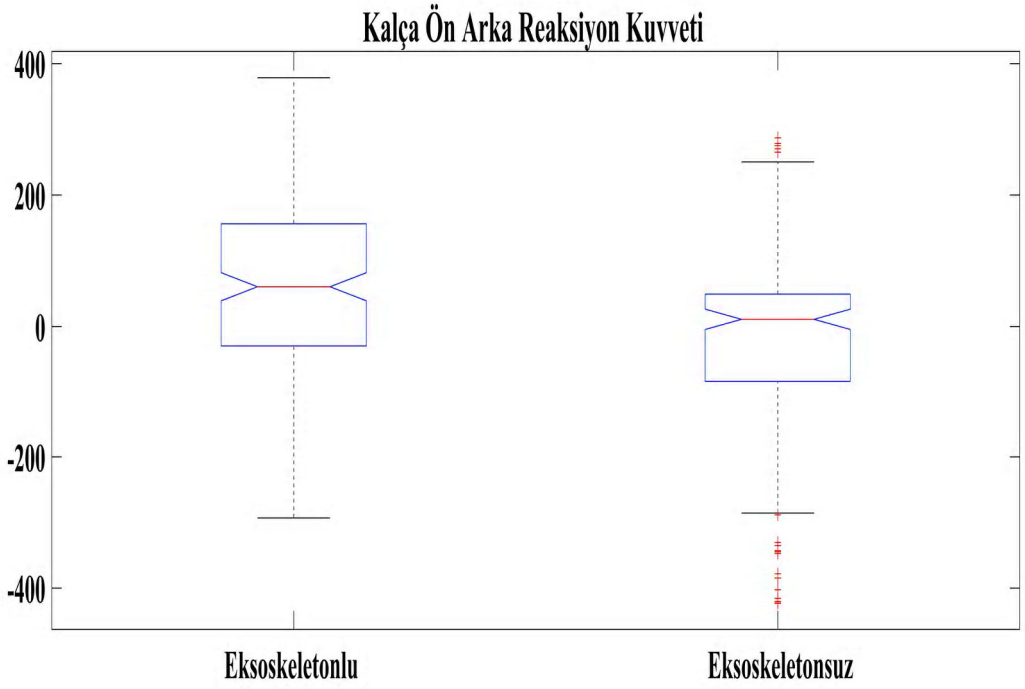
Şekil 6.8. Gluteus Maksimus Kasının Gücünün Eksoskeletonlu ve eksoskeletonsuz yürümede kutu grafiği

Tablo 6.4. Dış iskeletli ve dış iskeletsiz yürümenin kas kuvvetleri

	Dış İskeletsiz				Dış İskeletle				Değişim (%)
Kas Adı	**Min**	**Ortanca**	**Maks.**	**Ort.**	**Min**	**Ortanca**	**Maks**	**Ort**	
Addüktör Brevis Force	-1,95E+05	-5,81E-05	-7,18E-11	-1,29E+00	-4,26E+01	-2,47E-11	-3,68E-13	-3,95E+00	67,45
Addüktör Longus Force	-3,03E+01	-2,26E-05	-4,51E-11	-9,73E-01	-2,37E+02	-2,34E-11	-3,04E-13	-1,38E+01	92,97
Addüktör Magnus Force	-1,24E+06	-4,04E+01	-1,11E-05	-4,60E+01	-2,60E+06	-1,22E+00	1,10E-12	-3,95E+00	-1064,44
Biceps Femoris Caput Breve Force	-2,44E+00	-2,65E-04	-3,16E-09	-3,60E-01	-2,18E+06	-8,56E-09	-9,80E-09	-3,08E+01	98,83
Biceps Femoris Caput Long Force	-7,07E+01	-2,15E+01	-1,05E-10	-2,47E+01	-3,27E+02	-9,76E+01	-4,15E-14	-1,04E+02	76,33
Gastrocinemus	-1,98E+01	-9,22E+00	-2,40E+00	-9,27E+00	-2,42E+03	-1,12E+02	-1,42E-14	-4,15E+02	97,77
Gluteus Maksimus	-1,99E+02	-5,52E+01	-3,03E-09	-6,34E+01	-4,88E+02	-7,60E+00	-2,97E-13	-8,49E+01	25,35
Gluteus Medius	-1,11E+03	-5,09E+02	-5,05E-10	-5,21E+01	-1,97E+02	-4,57E+01	-1,28E-06	-4,19E+02	87,56
Gluteus Minimus	-4,72E+01	-4,00E-05	-7,12E-11	-1,48E+00	-4,42E+02	-1,39E+02	-2,57E+00	-1,27E+02	98,84
Gracilis	-9,74E+00	-2,00E-01	-2,35E-11	-1,29E+00	-2,99E+01	-3,97E-12	-1,50E-13	-2,40E+04	99,99
Hip Abductor	-1,61E+03	-2,77E+02	-1,72E+01	-5,49E+01	-1,97E+02	-4,73E+01	-1,93E-06	-4,36E+02	87,42
Hip Addüktör	-1,49E+02	-4,68E+05	-3,89E-03	-5,38E+01	-3,88E+02	-3,37E+01	-7,84E-12	-6,75E+01	20,35
Hip Extensor	-3,61E+02	-1,00E+02	-3,56E-09	-1,18E+02	-1,08E+03	-2,51E+02	-6,53E-13	-3,09E+02	61,84
Hip Flexor	-5,35E+02	-7,93E+01	-5,57E-02	-1,08E+02	-1,80E+02	-1,53E+02	-2,47E+01	-2,62E+02	58,91
Ilıacus	-4,88E+01	-3,94E-05	-7,01E-11	-1,55E+00	-4,49E+02	-2,86E+01	-5,12E-12	-6,89E+01	97,75
Knee Flexor	-8,85E+01	-3,06E+01	-8,14E+00	-3,63E+01	-2,79E+03	-3,18E+02	-1,79E+01	-6,07E+02	94,02
Obturator External	-5,56E+01	-1,92E+00	-1,86E-10	-3,80E+00	-9,78E+01	-2,01E-11	-6,83E-13	-7,97E+00	52,26
Pectineus	-1,36E+01	-1,59E-05	-4,92E-11	-4,34E-01	-1,25E+02	-3,62E-01	-3,89E-13	-1,03E+01	95,79
Psoas Major	-3,61E+02	-7,32E+01	-8,75E-13	-4,54E+01	-3,21E+02	-2,98E+01	-1,23E+01	-9,97E+01	54,43
Rectus Femoris	-5,35E+01	-2,70E-05	-2,73E-11	-1,67E+00	-3,74E+02	-1,18E-11	0,00E+00	-2,39E+01	93,00
Sartorious	-2,37E+01	-1,46E-05	-8,32E-12	-7,54E-01	-3,59E+02	-2,29E+01	-1,65E-13	-5,47E+01	98,62
Semimembranous	-2,86E+02	-5,19E+01	-2,66E-13	-1,47E+01	-4,65E+01	-1,29E+01	-3,42E-10	-5,53E+01	73,45
Semitendinosus	-4,42E+01	-1,32E+01	-8,87E-11	-1,50E+01	-4,83E-14	-6,33E+01	-4,83E-14	-6,44E+01	76,67
Tensor Fasciae Lata	-1,76E+01	-1,35E-05	-2,88E-11	-5,57E-01	-1,82E+02	-4,24E+01	-2,64E-12	-3,85E+01	98,55
Tibialis Anterior	-3,48E-01	-3,42E-05	-2,53E-10	-7,50E-03	-3,38E+02	-1,45E-12	0,00E+00	-1,32E+01	99,94
Tibialis Posterior	-6,92E-01	-1,13E-04	-2,00E-10	-3,82E-02	-8,32E+00	-3,33E-13	0,00E+00	-3,69E-01	89,66

Kaslar güçleri açısından incelendiğinde Addüktör Magnus kaslarında bir kuvvet artışı gözlemlenirken, diğer tüm kaslarda ise yüzde 20-99.99 arasında gereken kas gücünde azalma görülmüştür. Ayrıca Addüktör Magnus dışında toplam kas gücü profilinde ise ortalama %79,91 oranında düşme gözlemlenmiştir. Bu da bize motorlarla aktivite edilmiş bir iskeletin insan kas kuvvetine en az 4-5 kat güç kazandırdığı göstermektedir.

Diğer bir incelenen parametre ise eklem reaksiyonu ya da bir diğer adı ile sıkıştırma kuvvetidir. Eklem tepki kuvveti, eklem üzerine etki eden kuvvetlere yanıt olarak bir eklem içinde oluşturulan kuvvet olarak tanımlanır. Şekil 6.9 da ise Hip Antero Posterior eklem kuvvetine ait kutu grafiği verilmiştir. Tablo 6.6'da ise kalça, diz ve ayak bileğine ait 12 eklemin tepki kuvvetinin kutu grafiği sonuçları sunulmuştur. Tablo 6.6 incelendiğinde dış iskeletle yürümenin Kalça Ön Arka (Hip Antero Posterior) eklem reaksiyon kuvveti dışında diğer tüm eklem reaksiyon kuvvetlerini azalttığı görülmüştür.

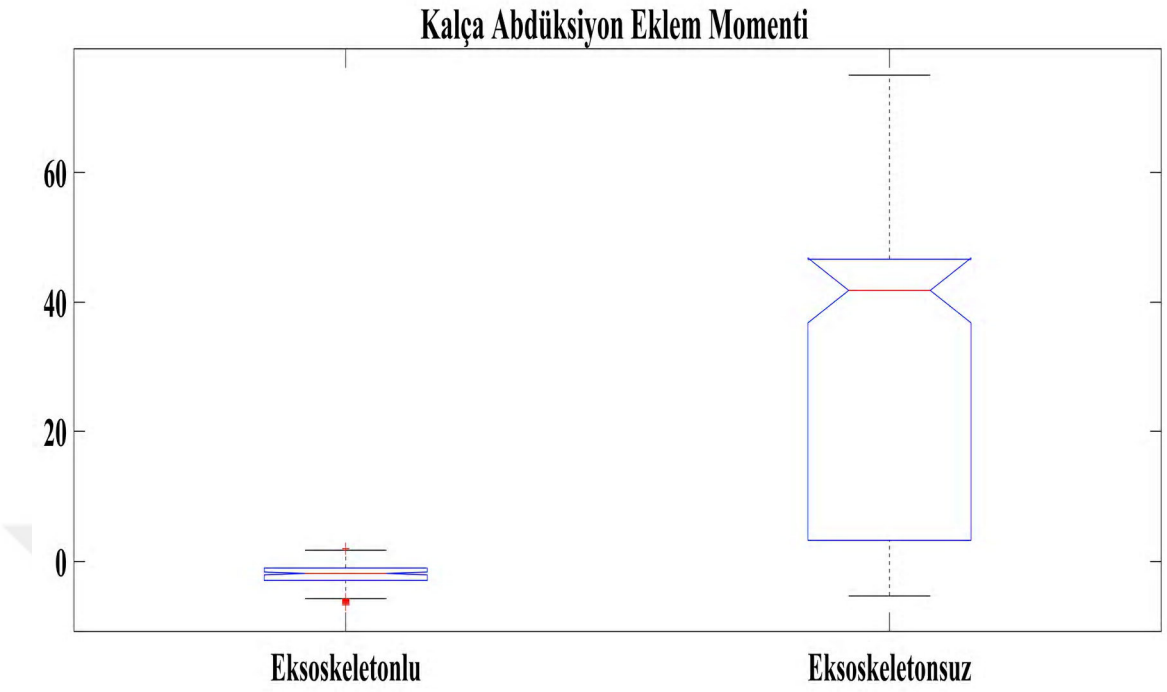


Şekil 6.9. Eksoskeletonlu ve eksoskeletonsuz yürüyüş sırasında Kalça Ön Arka yönlüeklem reaksiyon kuvvetinin kutu grafiği

Tablo 6.5. Alt ekstremite eklemlerinde oluşan eklem tepki kuvvetleri

Eklem Reaksiyon Kuvveti	Dış iskeletle				Dış İskeletsiz				Değişim Yüzdesi (%)
	Min	Ortanca	Maks	Ort.	Min	Ortanca	Maks	Ort.	
Ankle Anterior Posterior Kuvveti	-20,1333	-3,158	28,1628	-1,7279	23,1832	351,81	2137,561	443,8987	99,61074
Ankle Axial Moment Kuvveti	-20,1333	-3,158	28,1628	-0,0383	23,1832	351,81	2137,561	4,7414	99,19222
Ankle MedioLateral Kuvveti	-0,28137	7,4911	20,2963	8,6258	-258,9497	114,54	458,4974	125,9252	93,15006
Ankle Proximo Distal Kuvveti	-98,81	-58,0022	-6,0562	-1,36E+03	-5691,7559	-1180,09	-22,7851	-56,1612	-2328,37
Hip Antero Posterior Kuvveti	-292,9655	60,6876	378,4729	52,3745	-423,3002	11,20	287,0432	-20,5173	-155,27
Hip MedioLateral Kuvveti	-394,997	10,7993	242,6027	3,5042	-754,2938	-303,82	-32,2966	-301,3502	98,83717
Hip ProximoDistal Kuvveti	140,6347	556,2876	1180,7155	565,2827	-12,3331	1510,96	4046,318	1,34E+03	57,75167
Knee Anterior Posterior Kuvveti	-123,871	-0,72077	92,5677	-5,432	-1023,2191	-296,16	25,4852	-307,5111	98,23356
Knee Axial Moment Kuvveti	-3,7815	2,7284	7,3054	2,4692	-1,5732	3,92	33,1316	5,9847	58,74146
Knee Lateral Moment Kuvveti	-21,5725	-6,2169	16,293	-4,9924	-5,6936	21,16	50,8641	16,8678	70,40278
Knee Mediolateral Kuvveti	-122	-27,216	76,5533	-30,7221	-377,3247	5,33	275,2893	-22,3012	-37,7599
Knee Proximo Distal Kuvveti	-547,5201	-208,1674	-43,3131	-215,6083	-3770,2375	-1202,9124	-2,2567	-1,23E+03	82,45232

Yürüyüşte incelenen bir diğer parametre ise eklem moment değerleridir. Dış iskeletle yürümenin kalça abdüksiyonuna (Hip Abduction) etkisi Şekil 6.10 da gösterilmiştir.



Şekil 6. 10.Kalça Abdüksiyon eklem momenti

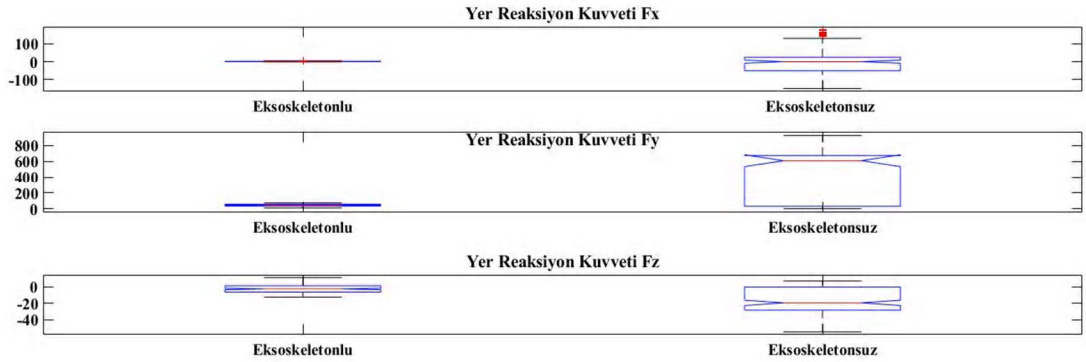
Alt ekstremitede Kalça abdüksiyonu ile birlikte 6 eklem momenti incelenmiş ve kutu grafiklerinin istatiksel sonuçları Tablo 6.6 da verilmiştir. Tablo 6.6 incelendiğinde dış iskeletle yürümenin Kalça Fleksiyonu dışında diğer tüm eklem momentlerinde yaklaşık yüzde 61-99 arasında azalmaya neden olduğu gözlemlenmiştir.

Tablo 6.6. Alt Ekstremite eklem momentleri

Eklem Momenti	**Dış İskeletli**				**Dış İskeletsiz**				**Değişim Yüzdesi**
	Min.	**Ortanca**	**Maks.**	**Ort.**	**Min.**	**Ortanca**	**Maks**	**Ort.**	
Ankle Plantar Flexion	*0,10546*	*1,0048*	*1,9314*	*1,0101*	*-25,7053*	*16,8754*	*164,5213*	*29,9031*	96,62208935
Hip Abduction Moment	*-6,6637*	*-1,8212*	*1,9624*	*-1,9984*	*-5,2818*	*41,8294*	*74,9859*	*29,3558*	93,19248666
Hip External rotation	*-1,8356*	*-1,3846*	*11,0955*	*1,7342*	*-3,8482*	*4,6062*	*18,0293*	*4,4899*	61,37553175
Hip Flexion	*-23,115*	*-6,0974*	*18,8137*	*-5,503*	*-59,8636*	*1,6139*	*36,0849*	*-5,1665*	-6,513113326
Knee Flexion	*-4,3008*	*1,5001*	*4,5872*	*1,3164*	*-21,9212*	*0,64309*	*46,391*	*4,9293*	73,29438257
SubTalar Eversion	*-0,27308*	*0,0036958*	*0,12928*	*0,00042*	*-8,05*	*2,6338*	*38,9164*	*5,1814*	99,99189408

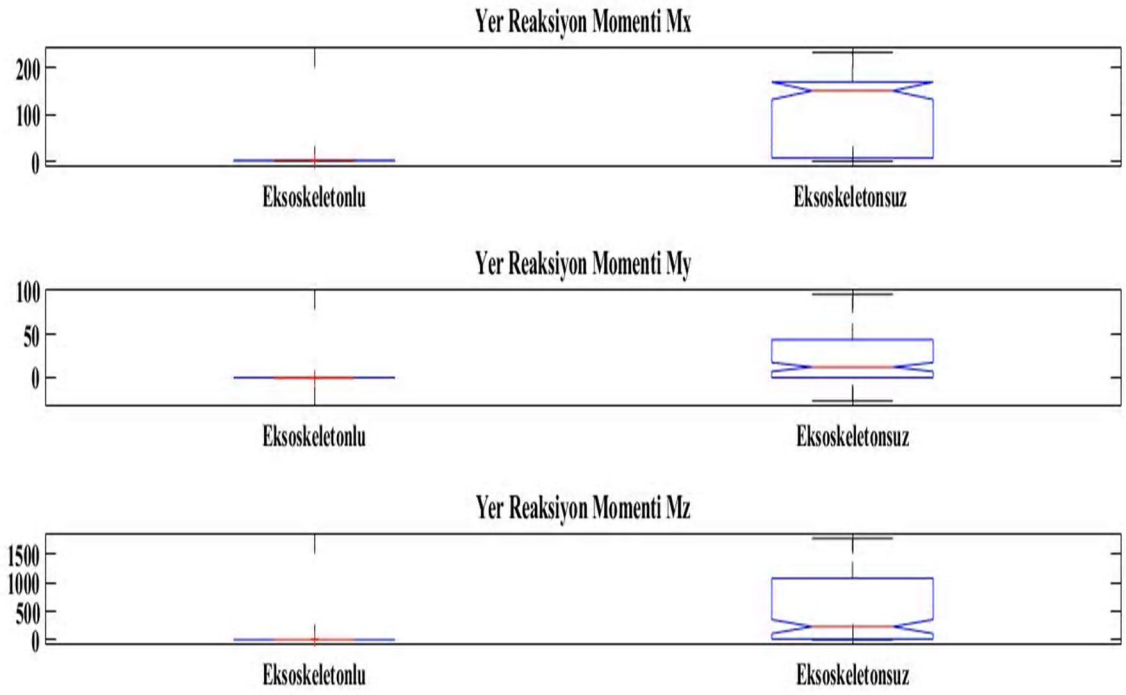
Dış iskeletin eklem ve kaslar üzerindeki etkisi incelendikten sonra yer reaksiyon kuvvetleri ayakların altına plakalar oluşturulduktan sonra temas kuvvetlerinin tahminleme yöntemiyle elde edilmiştir. Şekil 6.11 de yer reaksiyon kuvvetleri

verilmiştir. Şekil 6.11 incelendiğinde tasarlanan robotik dış iskeletin yer reaksiyon kuvvetlerinin hepsini azalttığı ancak en fazla azalmanın Y ekseni boyunca olduğu görülmektedir.

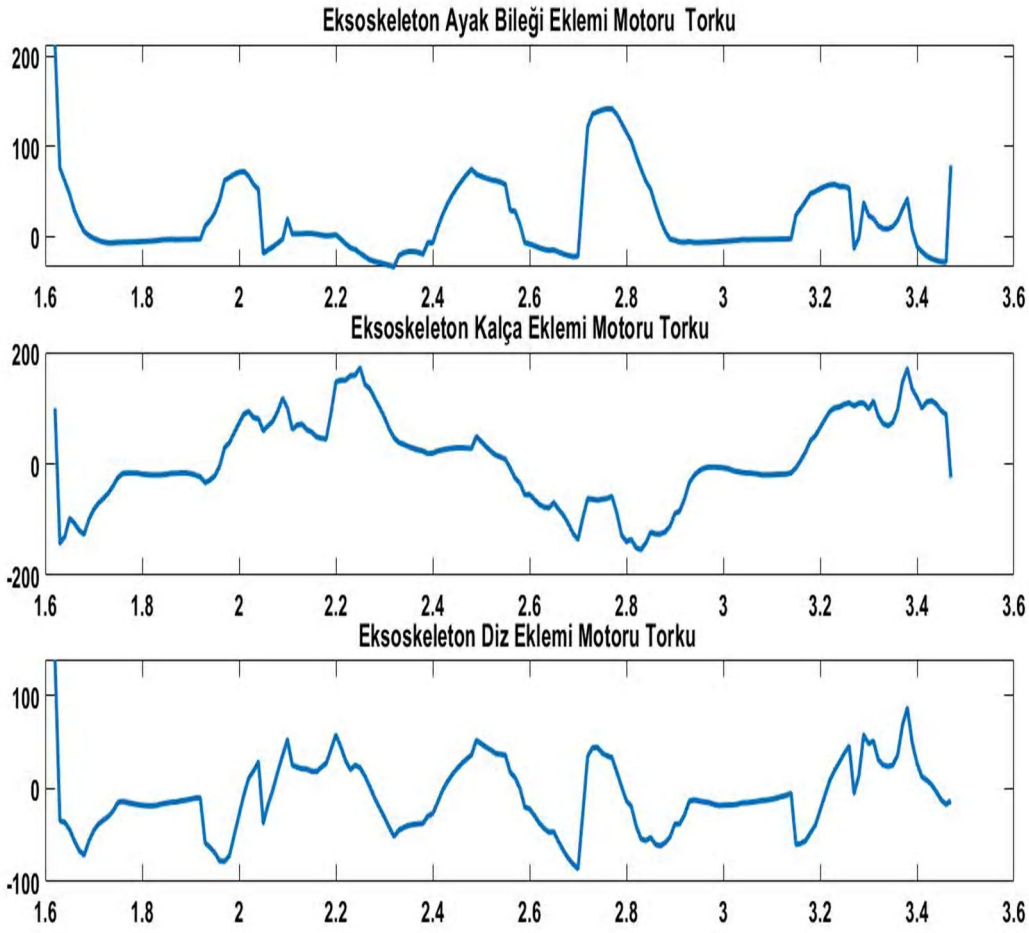


Şekil 6.11. Yer reaksiyon kuvvetleri

Şekil 6.12'de de dış iskeletin yer reaksiyon momentleri üzerinde durulduğu gözlemlenmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere normal yürüyüş desenindeki yer reaksiyon momentleri eksoskeletonla yürümede görülmemektedir.



Şekil 6.12. Yer reaksiyon momentleri



Şekil 6 13. Eklemlerde Eksoskeleton Üretilen Motor Torkları.

Tasarlanan dış iskelet modeli yürümenin kas aktivitelerini düşürdüğü gibi yer reaksiyon momenlerini de düşürmektedir. Buda kas aktivitesi düştüğünde yer reaksiyon kuvvetlerinin de bu oranda düştüğünü göstermektedir.

Dış iskelet tasarımında önemli olan bir diğer özellik ise kalça, diz ve ayak bileği motor sürücülerinde ne kadar bir kuvvet üretilmiş olduğudur. Şekil 6.13'de kalça, diz ve ayak bileğinde üretilen tork miktarı diyagramı verilmiştir. Şekil 6.13 den de görüleceği üzere kalçada etkin değeri 79.11 Nm, dizde 37.7771 ve ayak bileğinde 46,3955 Nm tork gücüne sahip motorların kullanılması yeterlidir. Diğer dış iskelet motor torklari incelendiğinde A Glass Fiber gibi hafif bir malzeme kullanmanın enerji tasarrufuna katkı sağlayacağı görülmektedir.

6.3. EMG Sinyallerinin Yapay Zeka Metodları ile Sınıflandırılması

95 hemiplejik, 85 paraplejik ve 30 sağlıklı katılımcıdan toplam 26 farklı özellik çıkarılmış ve sinyallerin her biri 7 alt ekstremite kasından alınmıştır. WEKA programı kullanılarak çıkarılan bu öznitelikler MLP, SVM, DL gibi sınıflandırmalara tabi tutulmuştur. Doğruluk yüzdeleri (AR), Kappa istatistikleri (KS), ortalama mutlak hata (MAE) değerleri, ortalama karekök hata (RMSE) değerleri, Matthews's korelasyon katsayısı (MCC) ve F Ölçüm değeri en yüksek başarı oranına sahip 5 sınıflandırıcı türüne ait veriler 10 defa tekrarlanarak ortalamaları Tablo 3'te verilmiştir. Ayrıca her bir yöntem için i5/ 2.6 GHz /16 GB RAM'lik bir donanım kullanılarak elde edilen hesaplama süreleri de Tablo 3'te sunulmuştur. Sonuçlar, en yüksek sınıflandırma hızının RF yönteminde, en düşük sınıflandırma hızının ise MLP yönteminde elde edildiğini göstermektedir.

Tablo 6. 7. Algoritmaların sınıflandırma performansı

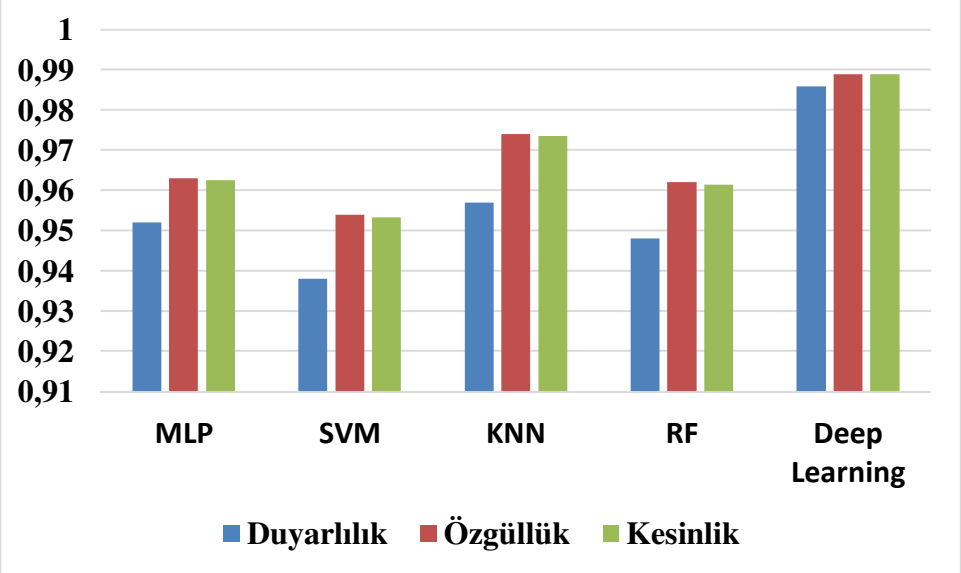
Sınıflandırıcı	**Hesaplama Zamanı**	**AR (%)**	**KS**	**MAE**	**RMSE**	**MCC**	**F Measure**
SGD algoritması ile Derin Öğrenme	7.21	98.43	0.9766	0.0477	0.1163	0.975	0.986
KNN	0.64	95.25	0.9303	0.0351	0.1679	0.928	0.957
RF	0.21	94.21	0.9144	0.0902	0.1698	0.909	0.948
SVM	0.58	93.65	0.8987	0.2381	0.2993	0.938	0.938
MLP	32.37	95.12	0.9217	0.0383	0.1653	0.919	0.952

Tablo 6.7'deki veriler incelendiğinde EMG öznitelikleri kullanılarak gerçekleştirilen sınıflandırmada Derin Öğrenme yaklaşımının sınıflandırma performansı en yüksek doğruluk ve test güvenilirliğine sahip olduğu için diğer sınıflandırma algoritmalarına göre daha iyi sonuç vermiştir. Kappa istatistikleri açısından veriler arasındaki en yüksek uyum derin öğrenme ile elde edildiği gözlemlenmiştir. Ayrıca MLP'de veriler ile tahminler arasındaki minimum MAE değerinin elde edildiği görülmektedir. RMSE, gerçek ve tahmin edilen sonuçlar arasındaki farkların karelerinin ortalamasının kareköküne temsil eden başka bir hata kriteridir. Tablo 6.3'de gösterildiği gibi, Derin Öğrenme, en iyi sınıflandırma performansını kanıtlayan en düşük RMSE değerini üretmektedir. MCC, ikili veya çok sınıflı sınıflandırmanın kalitesinin bir ölçüsü olarak

kullanılır ve sonuçlardan derin öğrenmenin sınıflandırma sürecinde en iyi kaliteye sahip olduğu sonucuna varılabilir. Son olarak, test doğruluğunun ölçüsünü temsil eden F Measure parametre değerleri, derin öğrenmenin en iyi test doğruluğunu ürettiğini göstermektedir.

Kullanılan yöntemlerin performansını analiz etmek için yaygın olarak kullanılan istatistiksel parametreler duyarlılık, özgüllük ve kesinliktir. Duyarlılık, bir testin bir kişiyi hastalıklı olarak doğru bir şekilde sınıflandırma yeteneğini temsil etmektedi. Özgüllük ise bir testin hastalıklı olmayan kişilerde negatif sonuç verme yeteneğidir. Son olarak kesinlik, iyi tanımlanmış hastalığın toplam hastalara oranı olarak bilinir.

İstatistiksel parametreler için benzetimlerde elde edilen değerler Şekil 6.14 de verilmiştir. Şekilden görüldüğü gibi Derin Öğrenme yaklaşımı en yüksek duyarlılık, özgüllük ve kesinlik değerlerine sahiptir.



Şekil 6.14. Sınıflandırma algoritmalarının özgüllüğü, duyarlılığı ve kesinliği

7. BÖLÜM

TARTIŞMA-SONUÇ VE ÖNERİLER

7.1.Tartışma

Robotik yürüyüş, inme, Spinal Kord Yaralanmalı (SKY) ve benzeri nedenlerle alt ekstremite kas fonksiyonlarının azaldığı veya tamamen kaybolduğu durumlarda kullanılan bir tedavi yöntemidir. EMG sinyalleri, bu tedavinin etkinliğini incelemek ve insan-robot etkileşimini anlamak için kullanılır. Literatürde EMG'ye dayalı çalışmalar incelendiğinde aşağıdaki eksiklikler görülmüş ve bu çalışmada bu eksikliklerin giderilmesi için daha detaylı bir araştırma gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmalarda;

• Planlanan robotik yürüyüş döngüsünde genel olarak sağlıklı ve kaslı insanlara odaklanılmış ve sadece bu sağlıklı katılımcılara göre yürüyüş programı düzenlenmiştir.

• Genellikle maksimum 20 katılımcı üzerinde gerçekleştirilmiştir. Katılımcı sayısının az olması nedeniyle, sınıflandırmanın güvenilirliği önemli ölçüde azalmaktadır.

• Yürüyüş sınıflandırmalarında genellikle sadece bir veya birkaç sınıflandırma yöntemi kullanılmaktadır.

• Yapılan sınıflandırmalarda [161, 172], tek bir kas grubunun veya yürüme hareketinin EMG sinyalleri üzerinde durulmuştur. Ancak yürüyüşte birçok kas grubu aynı anda çalıştığından bu çalışmalarda elde edilen sonuçların yeterli olamayacağı ifade edilebilmektedir.

• Birden fazla kasın aynı anda kayıt edilmesinde her kasa özel aktif ve pasif elektrot bulunması nedeniyle ortaya çıkan faz gecikmeleri sorunları yaşanmıştır.

• EMG sinyallerini sınıflandırmak için genellikle 15-20 özelliğin kullanıldığı gözlemlenmiştir.

Bu çalışmada güvenilirliği artırmak amacıyla inme ve SKY hastalığı olan kişiler ile sağlıklı kişilerden oluşan toplam 210 katılımcıdan EMG sinyalleri alınmıştır. Hem sağlıklı hem de hasta kişilerden oluşan çok sayıda katılımcı üzerinde yapılan analizler sonucunda daha güvenilir veriler ortaya konmuştur. Literatürde EMG ile ilgili son ve daha önceki analizler, her kas ölçümü için farklı referans ve aktif elektrotların kullanılmasının faz kayması adı verilen bir zaman gecikmesine neden olduğunu göstermektedir [29, 30]. Bu çalışmada, referans ve dönüş elektrotunun neden olduğu faz kaymasını önlemek için tek referans ve 7 dönüş elektrotu kullanılarak eşzamanlı kayıt sağlanmıştır. Bu çalışmada önerilen elektrot yerleştirme yaklaşımı sonucunda giyilebilir dış iskelet uygulamalarında EMG gibi eş zamanlı çok kanallı fizyolojik sinyaller zaman gecikmesi olmadan sağlanmıştır. Ayrıca, literatürden farklı olarak, robotik yürüyüş hareketinde tek bir hareket veya yürüyüşün aşamaları yerine önceden belirlenmiş açılarda SKY yaralanmaları ve inme ile sağlıklı katılımcıların kaslarından elde edilen sinyallerden özellikler çıkarılmış ve sınıflandırılmıştır. EMG özellik çıkarımı, SKY ve İnme gibi hastaların kas aktivasyonunu ve gelişimini tespit etmenin en hızlı ve en pratik yollarından biridir. Bu çalışmada elde edilen literatüre göre daha yüksek sınıflandırma performansları, hem önerilen elektrot yerleştirme planının doğruluğunu hem de bu elektrot yerleştirme planına göre çıkarılan öznitelik değerlerinin doğruluğunu kanıtlamaktadır. Bu öznitelikler GMA, GME, ILP, BF, VM, MG ve TA kasları hakkında aynı anda bilgi içerdiğinden, klinisyenler hastaların mevcut durumunu daha doğru değerlendirebilecek ve tedavi prosedürlerini bireysel olarak planlayabileceklerdir. Özellikle omurilik yaralanmalı hastalarda yürüyüş aktivitelerinin uygun şekilde planlanması kas spastisitesinde artışa, ağrıda azalmaya, istemli kasılmaların gözlenmesine, solunumun ve kalp atım hızının düzenlenmesine neden olacaktır.

Literatürde en fazla 15-20 farklı öznitelik çıkartılarak yapılan çalışmalarda üst ekstremitede hareket sınıflandırmalarında üst ekstremitede sınıflandırma başarısı %93-95 aralığında elde edilirken, alt ekstremitelerde bu başarı oranları birkaç çalışma dışında % 90-92 oranında kalmıştır [20]. Bu çalışmada 26 farklı öznitelik çıkarımı ve daha fazla katılımcı ile sınıflandırma başarısı %93-95 arasına çıkarılmıştır. Bu çalışmanın literatüre olan bir diğer katkısı, robotik tedavinin kaslar üzerindeki etkilerini ortaya çıkarmak için gerçekleştirilen detaylı analizdir. Literatürde SKY hastalarında robotik

tedavinin ağrı azaltma ve spastisite gibi olumlu etkileri olduğu bildirilmiş ancak kaslar üzerindeki etkilerinden bahsedilmemiştir [31]. Kalça eklemini çalıştıran GMA, GME ve ILP kaslarının daha etkili, dizleri çalıştıran VM ve BF kaslarının daha az, ayak bileğini çalıştıran TA ve MG kaslarının ise en az performansla çalıştığı analizlerden gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar, beyinden gelen sinir ağlarının çoğunun SKY hastalarının kalça kaslarını kontrol ettiği için GMA kasının dış iskeletlerde gönüllü hareketi başlatmak için kullanılabileceğini göstermiştir. Böylece robotik yürüyüş rehabilitasyonu sonucunda hastalar uzun yürüyüş ortezi sayesinde kalça fleksiyon hareketlerini gerçekleştirebileceklerdir.

Tam SKY'li hastalar için tasarlanan dış iskeletlerde, alt ekstremite kaslarının çok zayıf olması veya çalışmaması nedeniyle yükün dış iskelet tarafından taşınması gerektiği de bilinmektedir. Bu nedenle SKY hastaları için tasarlanmış cihazlarda motor gücü ve torku oldukça yüksek olmalıdır. SKY rehabilitasyonunda, lokomotor eğitimde yer alan kasların yeniden innervasyonu sürecinde kalça eklemi yükünün kritik bir uyaran olduğu da bilinmektedir [32, 33]. Bu kritik tasarım kuralları göz önünde bulundurularak, bu çalışmada kalça kas aktivitelerinden sonra diz ve ayak bileği eklemleri de tasarlanmıştır. Bruni ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada inmeli hastalarda robotiklerin hastaların rehabilitasyonunu olumlu yönde etkileyebileceği vurgulanmıştır [34]. Diğer bir çalışmada robotik yürüyüşün kas zayıflığını ve beyin-kas koordinasyon eksikliklerini etkin bir şekilde giderdiği ve felçli hastaların kaslarını güçlendirdiği gözlemlenmiştir [30]. Ayrıca felçli hastalarda robotik yürüme hızının arttırılmasının kas aktivitesini de arttırdığı görülmüştür. İnmeli hastaların rehabilitasyonu sonucunda kullanılan dış iskeletlerin motor tork ve yük dağılımının ayarlanabilir olması gerektiği gözlemlenmiştir.

Son olarak sağlıklı kontrol grubunda kasların genliğinin daha düşük olduğu ancak robotik yürüyüşte kasılma sıklığında artış olduğu görülmüştür. Bu da sağlıklı insan kaslarının yükü eşit olarak paylaştığını ve kasların aktivitelerini buna göre şekillendirdiğini göstermektedir. Sonuç olarak İnme, SKY ve Serebral Palsi gibi hastalıklar için tasarlanacak dış iskelet motor ve kontrol yapılarının sağlıklı insan yapısından farklı olarak kişiye ve kas yapısına göre kişiye özel olarak tasarlanması gerektiği sonucuna varılabilmektedir.

Dış iskeletler askeri ve tıbbi alanda insan kaslarına ve eklemlerine düşen kuvveti ve yükü minimuma indirebilen robotik cihazlardır. Bu cihazların tasarımında insan makine etkileşiminin daha iyi anlaşılması ile kaslara ve eklemelere olan etkisinin incelenmesi amacıyla AnyBody Modelleme programları kullanılmaktadır. Bu çalışmada da felçli, SKY gibi hastaların ve askerlerin kullanabileceği bir dış iskelet Solidworks programında tasarlanarak AnyBody deki kas etkileri incelenerek insan vücuduna uygun optimum bir alt ekstremite dış iskeleti tasarlanmıştır. Literatürde dış iskeletle ve AnyBody gibi kas iskelet sistemi modelleme programı kullanılarak yapılan modellerde şu eksiklikler görülmüştür.

- Yapılan dış iskelet tasarımlarında sadece yer reaksiyon kuvveti incelenmiştir. Ama dış iskeletin GRF ve kaslarla olan ilişkisinden bahsedilmemiştir.
- Geliştirilen dış iskelet modelleri oldukça ağır olması yüzünden kaslara ve eklemlere ekstra yük bindirmektedir.
- Geliştirilen sistemlerde kas aktivitesi verilen çalışmalarda yer reaksiyon kuvveti hesaplanmamıştır.

Literatürde yapılan ilk çalışmalar mekanik eksoskeleton tasarımı üzerinde iken son zamanlarda yapılan çalışmalarda RAEDİ modellerinin kas iskelet modelleme programlarında kullanıldığı görülmektedir. Pasif dış iskeletlerle 2021 yılında yapılan bir çalışmada ağırlık kaldırmanın kaslar üzerindeki etkisi incelenmiştir. Fakat yapılan çalışmada GRF tahminine yer verilmemiştir. Fournier ve arkadaşlarının tasarladığı eksoskeleton modelinde değişik hızlarda yürütülen AEDİ alt ekstremitede yer reaksiyon kuvveti hesaplanmıştır. Fakat bu çalışmada AEDİ nin kaslara ve eklemlere olan etkileri üzerinde durulmamıştır. Fournierin modellemede kullandığı ARKE dış iskeleti yaklaşık 23 Kg ağırlığındadır. Ayrıca yaptıkları çalışmada kalça, diz ve ayak bileği aktuatörlerinin yaklaşık ne kadarlık bir tork ürettiği belirtilmemiştir. 2020 yılında Smith ve arkadaşlarının Fournierin SKY modelini kullandıkları çalışmada koltuk değneği ile yürümenin üst ekstremite kaslara fazla yük bindirdiği gözlemlenmiştir.

Bu çalışmada literatürdeki çalışmalarda farklı olarak malzeme özelliği ile birlikte insan antropometrik özelliklerinin dikkate alındığı bir AEDİ tasarlanmıştır. Tasarımda kullanılan A Glass Fiber malzemenin dış iskelet ağırlığını piyasadaki motor ağırlığı

dahil 8-9 Kg a düşürdüğü ve bu nedenle kaslara ve eklemelere düşen kuvveti literatürde tasarlanan dış iskeletlere göre daha fazla oranda düşürdüğü gözlemlenmiştir. Ayrıca femur ve tibiadaki S şeklindeki yapının insan vücut yapısına daha uygun olduğu görülmüştür. Aynı zamanda dış iskeletle yürümenin psoas major kasının daha fazla çalışmasına ve bununda kalça anterior posterior kuvvetini artırdığı gözlemlenmiştir. Bu kasın aşırı yürüme veya felçli hastalarda daha fazla kasılma ile ağrıya sebep olduğu düşünülmektedir. Bu model çalışmada bulunan psoas aktivitesinin normalden biraz fazla kasılması yapılan dış iskelet tasarımında gövdeden bacaklara yükün dengeli bir şekilde dağıldığını göstermektedir.

7.2.Sonuç ve Öneriler

Yapılan detaylı analizler sonucunda kas aktivasyonu ile uyumlu bir dış iskelet tasarımının kas yapısına göre robotik yürüyüş planı oluşturması bakımından önemli olduğu görülmüştür. Ayrıca bu çalışmada önerilen elektrot yerleştirme planının faz kaymalarını azalttığı gözlemlenmiş ve bunun sonucunda literatüre göre daha düşük faz kaymalarına ulaşılmıştır. Bu çalışmada literatüre göre daha fazla katılımcı üzerinde daha fazla öznitelik çıkarımı yapılmış ve daha yüksek sınıflandırma başarısı elde edilmiştir. Simülasyonlar sonucunda Derin Öğrenme yaklaşımının sınıflandırma açısından geleneksel yöntemlere göre daha iyi sonuçlar ürettiği bu yüzden kas ve nörolojik hastalıkların tanısında başarıyla kullanılabileceği görülmüştür. Son olarak nöronal yolları ve kasları harekete geçirmek için Omurilik uyarımı ve Fonksiyonel Elektrik uyarım tekniklerinin kullanılmasının da uygun olacağı gözlemlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Kütük, M.E., M.T. Das, and L.C. Dülger. Robotic Assisted Passive Wrist and Forearm Rehabilitation: Design of an Exoskeleton and Implementation. in 2020 **Medical Technologies Congress (TIPTEKNO). 202**0. IEEE.
2. Park, J.-H., et al., Robotic Spine Exoskeleton (RoSE): Characterizing the 3-d stiffness of the human torso in the treatment of spine deformity. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2018**. **26**(5): p. 1026-1035.
3. Antonucci, G. and S. Paolucci. Tailored, technological therapy: Physician and therapists point of view on robotic rehabilitation. in Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III: **Proceedings of the 4th International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR2018), October 16-20, 2018,** Pisa, Italy. 2018. Springer.
4. Nam, K.Y., et al., Robot-assisted gait training (Lokomat) improves walking function and activity in people with spinal cord injury: a systematic review. **Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2017. 14**(1): p. 1-13.
5. AbdulKareem, A.H., A.S. Adila, and G. Husi. Recent trends in robotic systems for upper-limb stroke recovery: A low-cost hand and wrist rehabilitation device. in 2018 2nd international symposium on small-scale intelligent manufacturing systems (sims). 2018. IEEE.
6. Díaz, I., J.J. Gil, and E. Sánchez, Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. **Journal of Robotics, 2011**. **2011**.
7. Schwartz, I. and Z. Meiner, Robotic-assisted gait training in neurological patients: who may benefit? **Annals of biomedical engineering, 2015**. **43**(5): p. 1260-1269.
8. Schmitz, A., et al., Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. **Journal of electromyography and kinesiology, 2009. 19**(6): p. 1085-1091.
9. Wilcox, M., et al., Muscular activity and physical interaction forces during lower limb exoskeleton use. **Healthcare technology letters, 2016**. **3**(4): p. 273-279.
10. Chen, B., et al., Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. **Journal of Orthopaedic Translation, 2016**. **5**: p. 26-37.

11. Wu, X., et al., Individualized gait pattern generation for sharing lower limb exoskeleton robot. I**EEE Transactions on Automation Science and Engineering, 2018. 15**(4): p. 1459-1470.
12. Fernandes, P.N., et al. EMG-based Motion Intention Recognition for Controlling a Powered Knee Orthosis. in 2019 IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC). 2019. IEEE.
13. Yepes, J.C., et al., Myoelectric control algorithm for robot-assisted therapy: A hardware-in-the-loop simulation study. **Biomedical engineering online, 2019. 18**(1): p. 1-28.
14. Chen, B., et al., Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art. **Mechanism and Machine Theory, 2019. 134**: p. 499-511.
15. Hachem, L.D., C.S. Ahuja, and M.G. Fehlings, Assessment and management of acute spinal cord injury: from point of injury to rehabilitation. **The journal of spinal cord medicine, 2017. 40**(6): p. 665-675.
16. Jung, J.-Y., et al., A neural network-based gait phase classification method using sensors equipped on lower limb exoskeleton robots. **Sensors, 2015. 15**(11): p. 27738-27759.
17. Singh, R.E., et al., A review of EMG techniques for detection of gait disorders. Artificial Intelligence-Applications in Medicine and Biology, 2019.
18. Veer, K. and T. Sharma, A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition. **Journal of medical engineering & technology, 2016**. **40**(4): p. 149-154.
19. Ryu, J., B.-H. Lee, and D.-H. Kim, sEMG signal-based lower limb human motion detection using a top and slope feature extraction algorithm. **IEEE Signal Processing Letters, 2016. 24**(7): p. 929-932.
20. Samuel, O.W., et al., Pattern recognition of electromyography signals based on novel time domain features for amputees' limb motion classification. **Computers & Electrical Engineering, 2018**. **67**: p. 646-655.
21. Qin, P. and X. Shi, Evaluation of feature extraction and classification for lower limb motion based on sEMG signal. **Entropy, 2020**. **22**(8): p. 852.
22. Shi, X., et al., Feature extraction and classification of lower limb motion based on sEMG signals. **IEEE Access, 2020. 8**: p. 132882-132892.

23. Nazmi, N., et al., Walking gait event detection based on electromyography signals using artificial neural network. **Biomedical Signal Processing and Control, 2019. 47**: p. 334-343.
24. Vijayvargiya, A., et al., Human knee abnormality detection from imbalanced sEMG data. **Biomedical Signal Processing and Control, 2021. 66**: p. 102406.
25. Xiao, F., et al., Motion estimation from surface electromyogram using adaboost regression and average feature values. **IEEE Access, 2019**. **7**: p. 13121-13134.
26. Dorgham, O., et al., Smart System for Prediction of Accurate Surface Electromyography Signals Using an Artificial Neural Network. **Future Internet, 2019. 11**(1): p. 25.
27. Wei, W., et al., A multi-stream convolutional neural network for sEMG-based gesture recognition in muscle-computer interface. **Pattern Recognition Letters, 2019. 119**: p. 131-138.
28. Rasmussen, J., The AnyBody modeling system. DHM and Posturography, 2019: p. 85-96.
29. Gull, M.A., S. Bai, and T. Bak, A review on design of upper limb exoskeletons. **Robotics, 2020. 9**(1): p. 16.
30. Tröster, M., et al. Simulation framework for active upper limb exoskeleton design optimization based on musculoskeletal modeling. in Smart ASSIST. 2018. Helmut-Schmidt-Universität.
31. Reinbolt, J.A., A. Seth, and S.L. Delp, Simulation of human movement: applications using OpenSim. P**rocedia Iutam, 2011**. **2**: p. 186-198.
32. Ferrati, F., R. Bortoletto, and E. Pagello. Virtual modelling of a real exoskeleton constrained to a human musculoskeletal model. in Conference on Biomimetic and Biohybrid Systems. 2013. Springer.
33. Zhu, Y., J. Cui, and J. Zhao. Biomimetic design and biomechanical simulation of a 15-DOF lower extremity exoskeleton. in 2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). 2013. IEEE.
34. Fournier, B.N., et al., Modeling and simulation of a lower extremity powered exoskeleton. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2018. 26**(8): p. 1596-1603.

35. Smith, A.J., et al., Estimating upper extremity joint loads of persons with spinal cord injury walking with a lower extremity powered exoskeleton and forearm crutches. **Journal of Biomechanics, 2020. 107**: p. 109835.
36. Sohane, A. and R. Agarwal, Evaluation of 3D design lower limb exoskeleton on human musculoskeletal with various loads. Expert Systems, 2021: p. e12738.
37. Goergen, R., et al. Development of a Pneumatic Exoskeleton Robot for Lower Limb Rehabilitation. in 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). 2019. IEEE.
38. Huamanchahua, D., et al. Mechatronic Exoskeletons for Lower-Limb Rehabilitation: An Innovative Review. in 2021 IEEE International IOT, Electronics and Mechatronics Conference (IEMTRONICS). 2021. IEEE.
39. Lee, H., et al., The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance. I**nternational Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2012. 13**(8): p. 1491-1497.
40. Ryder, M.C. and F. Sup. Leveraging gait dynamics to improve efficiency and performance of powered hip exoskeletons. in 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). 2013. IEEE.
41. Riener, R., Technology of the robotic gait orthosis Lokomat, in Neurorehabilitation technology. 2016, Springer. p. 395-407.
42. Jezernik, S., et al., Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. Neuromodulation: **Technology at the neural interface, 2003**. **6**(2): p. 108-115.
43. Hussain, S., P.K. Jamwal, and M.H. Ghayesh, Effect of body weight support variation on muscle activities during robot assisted gait: a dynamic simulation study. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2017. 20**(6): p. 626-635.
44. Sapiee, M., et al., An approach to data utilization of the lokomat rehabilitation robot. **International Journal of Human and Technology Interaction (IJHaTI), 2018. 2**(1): p. 51-56.
45. Bruni, M.F., et al., What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Clinical Neuroscience, 2018. 48**: p. 11-17.

46. Yan, T., et al., Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. **Robotics and Autonomous Systems, 2015. 64**: p. 120-136.
47. Banala, S.K., et al., Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2008. **17**(1): p. 2-8.
48. Hidayah, R., et al., Gait Adaptation Using a Cable-Driven Active Leg Exoskeleton (C-ALEX) With Post-Stroke Participants. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2020**. **28**(9): p. 1984-1993.
49. Li, J., et al., Influence of a compatible design on physical human-robot interaction force: a case study of a self-adapting lower-limb exoskeleton mechanism. **Journal of Intelligent & Robotic Systems, 2020. 98**(2): p. 525-538.
50. Sirlantzis, K., et al., Robotics, in Handbook of Electronic Assistive Technology. 2019, **Elsevier. p. 31**1-345.
51. Bionics, E., Ekso GT Robotic Exoskeleton cleared by FDA for use with stroke and spinal cord injury patients. 2016.
52. Lefeber, N., et al., Robot-assisted overground walking: physiological responses and perceived exertion in nonambulatory stroke survivors. IEEE Robotics & **Automation Magazine, 2019**. **27**(1): p. 22-31.
53. Raab, K., et al., Effects of training with the ReWalk exoskeleton on quality of life in incomplete spinal cord injury: a single case study. **Spinal cord series and cases, 2016. 2**(1): p. 1-3.
54. Kumar, S.R., et al. Hiking Aid for Rewalk. in 2019 5th International Conference on Advanced Computing & Communication Systems (ICACCS). 2019. IEEE.
55. Esquenazi, A., et al., The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. A**merican journal of physical medicine & rehabilitation, 2012. 91**(11): p. 911-921.
56. Hartigan, C., et al., Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton. **Topics in spinal cord injury rehabilitation, 2015**. **21**(2): p. 93-99.
57. Manns, P.J., C. Hurd, and J.F. Yang, Perspectives of people with spinal cord injury learning to walk using a powered exoskeleton. **Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2019. 16**(1): p. 1-10.

58. Federici, S., et al., The effectiveness of powered, active lower limb exoskeletons in neurorehabilitation: a systematic review. **NeuroRehabilitation, 2015. 37**(3): p. 321-340.
59. Rupal, B., A. Singla, and G. Virk. Lower limb exoskeletons: a brief review. in Conference on mechanical engineering and technology (COMET-2016), IIT (BHU), Varanasi, India. 2016.
60. Kirsch, N., et al. Switching control of functional electrical stimulation and motor assist for muscle fatigue compensation. in 2016 American Control Conference (ACC). 2016. IEEE.
61. Gasser, B.W., et al. Design and preliminary assessment of vanderbilt hand exoskeleton. in 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). 2017. IEEE.
62. Chen, B., et al., Reference joint trajectories generation of CUHK-EXO exoskeleton for system balance in walking assistance. I**EEE Access,** 2019. **7**: p. 33809-33821.
63. Chen, B., et al. Design of a lower extremity exoskeleton for motion assistance in paralyzed individuals. in 2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). 2015. IEEE.
64. Chen, B., et al., Design and characterization of a magneto-rheological series elastic actuator for a lower extremity exoskeleton. **Smart Materials and Structures, 2017. 26**(10): p. 105008.
65. Grasmücke, D., et al., Experiences in four years of HAL exoskeleton SCI rehabilitation, in Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. 2017, **Springer. p. 1**235-1238.
66. Cha, D. and K.I. Kim, A lower limb exoskeleton based on recognition of lower limb walking intention. **Transactions of the Canadian Society for Mechanical Engineering, 2018**. **43**(1): p. 102-111.
67. Sczesny-Kaiser, M., et al., A randomized and controlled crossover study investigating the improvement of walking and posture functions in chronic stroke patients using HAL exoskeleton–The HALESTRO study (HAL-Exoskeleton STROke Study). **Frontiers in neuroscience, 2019. 13**: p. 259.
68. Mironov, V.I., et al. A Biofeedback Control System of the Exoskeleton Trainer for Lower Limbs Motor Function Recovery. in NEUROTECHNIX. 2017.

69. Leszczynski, E., et al., The Windwalker Project: An Open-Ended Approach. **Journal of College Science Teaching, 2017. 46**(6).

70. Çalikuşu, İ.s., et al., Robotic Design and Modelling of Medical Lower Extremity Exoskeletons. **İleri Mühendislik Çalışmaları ve Teknolojileri Dergisi. 1**(2): p. 198-214.

71. Giansanti, D., et al. The Powered Exoskeleton introduction in Tele Rehabilitation: from the dream to the reality. in Proceedings of the VII Annual Meeting Italian Chapter of the European Society of Biomechanics. 2017.

72. Damsgaard, M., et al., Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. **Simulation Modelling Practice and Theory, 2006**. **14**(8): p. 1100-1111.

73. Kim, Y., et al., Similarities and differences between musculoskeletal simulations of OpenSim and AnyBody modeling system. **Journal of Mechanical Science and Technology, 2018. 32**(12): p. 6037-6044.

74. Zoss, A. and H. Kazerooni, Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton. **Advanced Robotics, 2006. 20**(9): p. 967-988.

75. Jiang, W., et al. Overview of Lower Extremity Exoskeleton Technology. in IOP Conference Series: E**arth and Environmental Science. 2021.** IOP Publishing.

76. Kim, W., et al. Mechanical design of the Hanyang exoskeleton assistive robot (HEXAR). in 2014 14th international conference on control, automation and systems (ICCAS 2014). 2014. IEEE.

77. Hidler, J., W. Wisman, and N. Neckel, Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis. **Clinical Biomechanics, 2008**. **23**(10): p. 1251-1259.

78. Erbil, D., et al., Effects of robot-assisted gait training in chronic stroke patients treated by botulinum toxin-a: A pivotal study. **Physiotherapy Research International, 2018. 23**(3): p. e1718.

79. Banala, S.K., S.K. Agrawal, and J.P. Scholz. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. in 2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics. 2007. IEEE.

80. Brenner, L., Exploring the psychosocial impact of Ekso Bionics Technology. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2016**. **97**(10): p. e113.

81. Talaty, M., A. Esquenazi, and J.E. Briceno. Differentiating ability in users of the ReWalk TM powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics. in 2013 IEEE 13th international conference on rehabilitation robotics (ICORR). 2013. IEEE.

82. Mertz, L., The next generation of exoskeletons: lighter, cheaper devices are in the works. IEEE pulse, 2012. **3**(4): p. 56-61.

83. Kim, J.-H., et al., Design of a knee exoskeleton using foot pressure and knee torque sensors. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2015. **12**(8): p. 112.

84. Raj, A.K., et al., Mina: a sensorimotor robotic orthosis for mobility assistance. Journal of Robotics, 2011.

85. Li, N., et al., Review on lower extremity exoskeleton robot. The Open Automation and Control Systems Journal, 2015. **7**(1). 16-32.

86. Yatsuya, K., et al., Comparison of energy efficiency between Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) and two types of knee-ankle-foot orthoses with a medial single hip joint (MSH-KAFO). **The journal of spinal cord medicine, 2018**. **41**(1): p. 48-54.

87. Fuse, I., et al., Gait reconstruction using the gait assist robot WPAL in patients with cervical spinal cord injury. injury, 2019. **10**: p. 88-95.

88. Cestari, M., et al., ARES, a variable stiffness actuator with embedded force sensor for the ATLAS exoskeleton. **Industrial Robot: An International Journal, 2014**.

89. Costa, N. and D.G. Caldwell. Control of a biomimetic" soft-actuated" 10dof lower body exoskeleton. in The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. 2006. IEEE.

90. Yu, H., et al. Mechanical design of a portable knee-ankle-foot robot. in 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 2013. IEEE.

91. Gloger, M., P.J. Alsina, and N.B. Melo. Ortholeg 2.0-a new design for a lower limb active orthosis. in 2015 International symposium on micro-nanomechatronics and human science (MHS). 2015. IEEE.

92. Önen, Ü., et al., Design and Motion Control of a Lower Limb Robotic Exoskeleton. Mechatronic Systems in Engineering: Design, **Control and Applications of, 2017:** p. 135.
93. González-Vargas, J., et al., Wearable Robotics: Challenges and Trends: Proceedings of the 2nd International Symposium on Wearable Robotics, WeRob2016, October 18-21, 2016, S**egovia, Spain. Vol. 16. 2016**: Springer.
94. Serbest, K. and O. ELDOĞAN, İskelet kaslarının yapısı ve biyomekaniği. Academic Platform Journal of Engineering and Science, 2014. **2**(3): p. 41-51.
95. Drake, R., A. Vogl, and A. Mitchell, Gray's anatomy for students, 3rd edn Philadelphia. PA: Churchill Livingstone Elsevier.[Google Scholar], 2015.
96. Kirchmair, L., et al., Lumbar plexus and psoas major muscle: not always as expected. **Regional Anesthesia & Pain Medicine, 2008. 33**(2): p. 109-114.
97. Andersson, E., et al., The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. **Scandinavian journal of medicine & science in sports, 1995**. **5**(1): p. 10-16.
98. Parlak, M., Üç boyutlu hareket analiz yöntemi kulanılarak uzun dönem ankilozan spondilit'li hastaların yürüme analizlerinin normal bireyler ile karşılaştırılması. **2019, Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.**
99. Marzke, M.W., J.M. Longhill, and S.A. Rasmussen, Gluteus maximus muscle function and the origin of hominid bipedality. **American Journal of Physical Anthropology, 1988. 77**(4): p. 519-528.
100. Neamatallah, Z., L. Herrington, and R. Jones, An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. **Physical Therapy in Sport, 2020**. **43**: p. 230-235.
101. Gottschalk, F., S. Kourosh, and B. Leveau, The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. Journal of anatomy, 1989. **166**: p. 179.
102. Semciw, A.I., et al., Gluteus medius: an intramuscular EMG investigation of anterior, middle and posterior segments during gait. **Journal of Electromyography and Kinesiology, 2013. 23**(4): p. 858-864.
103. Ekşioğlu, M.F., H.İ. Açar, and İ. Tekdemir, Kalça ekleminin fonksiyonel anatomisi. **Totbid Dergisi, 2011. 10**(1): p. 32-7.

104. Semciw, A.I., et al., Gluteus minimus: an intramuscular EMG investigation of anterior and posterior segments during gait. **Gait & posture, 2014. 39**(2): p. 822-826.
105. Snijders, C.J., P.F. Hermans, and G.J. Kleinrensink, Functional aspects of cross-legged sitting with special attention to piriformis muscles and sacroiliac joints. **Clinical biomechanics, 2006. 21**(2): p. 116-121.
106. Vassalou, E.E., P. Katonis, and A.H. Karantanas, Piriformis muscle syndrome: A cross-sectional imaging study in 116 patients and evaluation of therapeutic outcome. **European radiology, 2018. 28**(2): p. 447-458.
107. Dupim, A., et al., High division of sciatic nerve associated with a double superior gemellus muscle. Journal of Morphological Sciences, 2017. **34**(03): p. 134-136.
108. Honma, S., Y. Jun, and M. Horiguchi, The human gemelli muscles and their nerve supplies. Kaibogaku zasshi. Journal of anatomy, 1998. **73**(4): p. 329-335.
109. Parvaresh, K.C., et al., Architecture of the short external rotator muscles of the hip. **BMC musculoskeletal disorders, 2019. 20**(1): p. 1-6.
110. Dziedzic, D., U. Bogacka, and B. Ciszek, Anatomy of sartorius muscle. Folia morphologica, 2014. **73**(3): p. 359-362.
111. Waligora, A.C., N.A. Johanson, and B.E. Hirsch, Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. **Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2009. 467**(12): p. 3297-3306.
112. Palastanga, N. and R. Soames, Anatomy and human movement, structure and function with PAGEBURST access, 6: anatomy and human movement. 2011: Elsevier Health Sciences.
113. Ünal Süzer, N., Sağlıklı bireylerde kalça adduktör kas kuvvetinin, core stabilizasyonu ve alt ekstremite performansı ile ilişkisinin incelenmesi. 2021, Pamukkale Üniversitesi Sağlik Bilimleri Enstitüsü.
114. Palastanga, N., D. Field, and R. Soames, **Anatomy and human movement: structure and function. Vol. 20056**. 2006: Elsevier Health Sciences.
115. Reese, N.B. and W.D. Bandy, Joint range of motion and muscle length testing-E-book. 2016: Elsevier Health Sciences.
116. Juneja, P. and J.B. Hubbard, Anatomy, bony pelvis and lower limb, tibialis Anterior Muscles. 2018.

117. Hardin, J.M. and S. Devendra, Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Calf Common Peroneal (Fibular) Nerve. 2018.
118. Karauda, P., et al., Morphological variability of the extensor hallucis longus in human fetuses. **Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger, 2021**. **234**: p. 151627.
119. Yammine, K. and M. Eric, The fibularis (Peroneus) tertius muscle in humans. 2017.
120. Olewnik, Ł., Fibularis tertius: anatomical study and review of the literature. **Clinical Anatomy, 2019. 32**(8): p. 1082-1093.
121. Bordoni, B., A. Waheed, and M. Varacallo, Anatomy, bony pelvis and lower limb, gastrocnemius muscle. 2018.
122. Bolsterlee, B., et al., Three-dimensional architecture of the whole human soleus muscle in vivo. **PeerJ, 2018**. **6**: p. e4610.
123. Buitrago, E.R., I.D. Quintero, and L.E. Ballesteros, Popliteus muscle. An anatomical study. **International Archives of Medicine, 2018**. **11**(40): p. 1-6.
124. Murdock, C.J., A. Munjal, and K. Agyeman, Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Calf Flexor Hallucis Longus Muscle. StatPearls [Internet], 2020.
125. Jaijesh, P., et al., A bilateral case of a long flexor accessorius muscle of the foot. **European Journal of anatomy, 2021**. **9**(3): p. 157-160.
126. Cho, B.-K., et al., Functional outcomes following anterior transfer of the tibialis posterior tendon for foot drop secondary to peroneal nerve palsy. **Foot & ankle international, 2017. 38**(6): p. 627-633.
127. Simonsen, M.B., et al., Tibialis posterior muscle pain effects on hip, knee and ankle gait mechanics. **Human movement science, 2019**. **66**: p. 98-108.
128. Ng, K.G., J.R. Jeffers, and P.E. Beaulé, Hip joint capsular anatomy, mechanics, and surgical management. The Journal of bone and joint surgery. **American volume, 2019. 101**(23): p. 2141.
129. Meyer, C.A., et al., Hip movement pathomechanics of patients with hip osteoarthritis aim at reducing hip joint loading on the osteoarthritic side. **Gait & posture, 2018**. **59**: p. 11-17.
130. Zhou, Z., et al., Deep convolutional neural network for segmentation of knee joint anatomy. **Magnetic resonance in medicine, 2018**. **80**(6): p. 2759-2770.

131. de Lima, D.A., et al., Anatomy of the anterolateral ligament of the knee: a systematic review. Arthroscopy: **The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2019. 35**(2): p. 670-681.
132. Milner, C.E. and R.W. Soames, Anatomy of the collateral ligaments of the human ankle joint. **Foot & ankle international, 1998. 19**(11): p. 757-760.
133. Jose, R.S., et al., Functional outcome of tension band wiring in transverse fracture of medial malleolus. I**nternational Journal of Orthopaedics, 2021**. **7**(1): p. 98-103.
134. Krähenbühl, N., et al., The subtalar joint: a complex mechanism. **EFORT open reviews, 2017. 2**(7): p. 309-316.
135. Ogden, J.A., The anatomy and function of the proximal tibiofibular joint. **Clinical Orthopaedics and Related Research®, 1974**. **101**: p. 186-191.
136. Li, Y., et al. SolidWorks/SimMechanics-based lower extremity exoskeleton modeling procedure for rehabilitation. in World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, 2012, Beijing, China. 2013. Springer.
137. Shippen, J. and B. May. BoB–biomechanics in MATLAB. in Proceedings of the 11th International Conference BIOMDOLE. 2016.
138. Shippen, J. and B. May, Teaching Biomechanical Analysis using the Bob Matlab/simulink Model. Coventry Univ. UK, 2013.
139. Mansouri, M. and J.A. Reinbolt, A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB. J**ournal of biomechanics, 2012**. **45**(8): p. 1517-1521.
140. Fournier, B., Model and Characterization of a Passive Biomimetic Ankle for Lower Extremity Powered Exoskeleton. 2018, Université d'Ottawa/University of Ottawa.
141. Trinler, U., et al., Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim. Journal of biomechanics, 2019. **86**: p. 55-63.
142. Dupré, T., et al., Agreement of measured and calculated muscle activity during highly dynamic movements modelled with a spherical knee joint. **Journal of biomechanics, 2019. 84**: p. 73-80.

143. Zajac, F.E. and M.E. Gordon, Determining muscle's force and action in multi-articular movement. **Exercise and sport sciences reviews, 1989. 17**(1): p. 187-230.
144. Wolf, A. and S. Wartzack. Parametric movement synthesis: towards virtual optimisation of man-machine interaction in engineering design. in DS 92: Proceedings of the DESIGN 2018 15th International Design Conference. 2018.
145. Groß, S.J., Muscle Fatigue in Musculoskeletal Numerical Models. 2020.
146. Peters, M., et al. Biomechanical digital human models: chances and challenges to expand ergonomic evaluation. in International Conference on Human Systems Engineering and Design: Future Trends and Applications. 2018. Springer.
147. Nakashima, M. and Y. Motegi. Development of a full-body musculo-skeletal simulator for swimming. in Proceedings of the Eleventh International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. 2007.
148. Happee, R. and F. Van der Helm, The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis. **Journal of biomechanics, 1995**. **28**(10): p. 1179-1191.
149. Trinler, U., et al., Muscle Force Estimation in Clinical Biomechanics: Anybody vs OpenSim. **ISBS Proceedings Archive, 2017. 35**(1): p. 21.
150. Rasmussen, J., The AnyBody Modeling System, in DHM and Posturography. 2019, Elsevier. p. 85-96.
151. Imamura, Y., K. Ayusawa, and E. Yoshida. Risk estimation for intervertebral disc pressure through musculoskeletal joint reaction force simulation. in 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2017. IEEE.
152. Lin, Y.-C., J.P. Walter, and M.G. Pandy, Predictive simulations of neuromuscular coordination and joint-contact loading in human gait. **Annals of biomedical engineering, 2018. 46**(8): p. 1216-1227.
153. Nithyaa, A., S. Poonguzhali, and N. Vigneshwari, Three-dimensional modelling of wheelchair contrived with lower limb exoskeleton for right hemiplegic dysfunction. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine, 2020. 234**(7): p. 651-659.

154. Simão, M., et al., A review on electromyography decoding and pattern recognition for human-machine interaction. **IEEE Access, 2019. 7**: p. 39564-39582.
155. Sabirli, R., B. Erdur, and A. Yilmaz, A comparative study of the validity and reliability of two wireless telemetry electrocardiogram devices in the emergency medicine department. **Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research, 2019**. **25**: p. 571.
156. Fajardo, J.M., O. Gomez, and F. Prieto, EMG hand gesture classification using handcrafted and deep features. **Biomedical Signal Processing and Control, 2020. 63**: p. 102210.
157. Phinyomark, A., et al. Evaluation of EMG feature extraction for hand movement recognition based on Euclidean distance and standard deviation. in ECTI-CON2010: The 2010 ECTI International Confernce on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology. 2010. IEEE.
158. Phinyomark, A., P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, Feature reduction and selection for EMG signal classification. **Expert systems with applications, 2012. 39**(8): p. 7420-7431.
159. ULKIR, O., G. Gokmen, and E. KAPLANOGLU, EMG signal classification using fuzzy logic. **Balkan Journal of Electrical and Computer Engineering, 2017**. **5**(2): p. 97-101.
160. Thongpanja, S., et al., Probability density functions of stationary surface EMG signals in noisy environments. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2016. 65**(7): p. 1547-1557.
161. Campos, D.P., et al. Ingestive pattern recognition on cattle using emg segmentation and feature extraction. in XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering. 2019. Springer.
162. Gardner, M.W. and S. Dorling, Artificial neural networks (the multilayer perceptron)—a review of applications in the atmospheric sciences. **Atmospheric environment, 1998**. **32**(14-15): p. 2627-2636.
163. Orhan, U., M. Hekim, and M. Ozer, EEG signals classification using the K-means clustering and a multilayer perceptron neural network model. **Expert Systems with Applications, 2011. 38**(10): p. 13475-13481.

164. Moon, S.-H. and Y.-H. Kim, Forecasting lightning around the Korean Peninsula by postprocessing ECMWF data using SVMs and undersampling. **Atmospheric Research, 2020. 243**: p. 105026.

165. Xiong, D., et al., Deep learning for EMG-based human-machine interaction: A review. I**EEE/CAA Journal of Automatica Sinica, 2021**. **8**(3): p. 512-533.

166. Şeker, A., B. Diri, and H.H. Balık, Derin öğrenme yöntemleri ve uygulamaları hakkında bir inceleme. **Gazi Mühendislik Bilimleri Dergisi (GMBD), 2017. 3**(3): p. 47-64.

167. Jia, X., et al., Highly scalable deep learning training system with mixed-precision: Training imagenet in four minutes. arXiv preprint arXiv:1807.11205, 2018.

168. Çalıkuşu, İ., et al., Analysing the effect of robotic gait on lower extremity muscles and classification by using deep learning. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2021:** p. 1-20.

169. Wang, Z., et al., Random Forest based hourly building energy prediction. Energy and Buildings, 2018. **171**: p. 11-25.

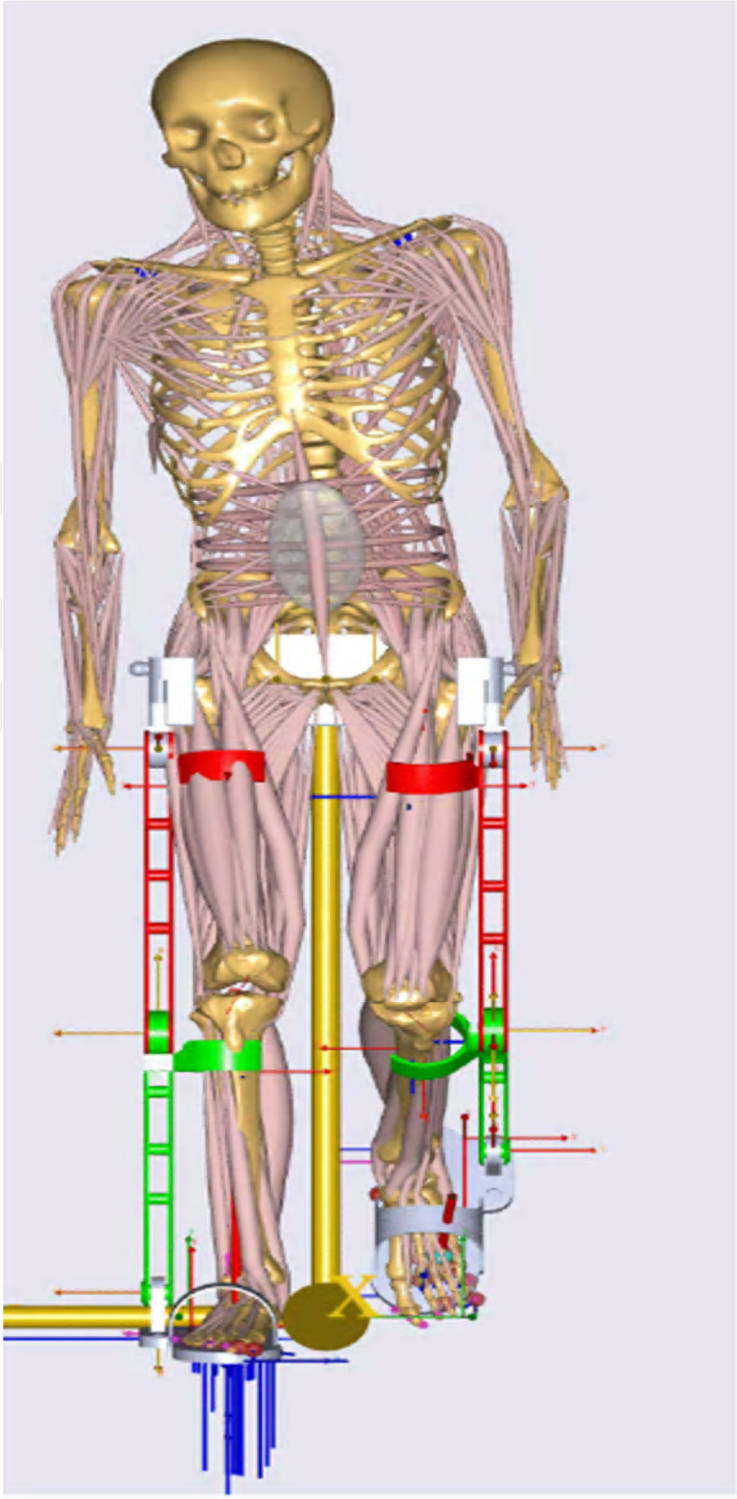
170. Xue, Y., et al., SEMG-Based Human In-Hand Motion Recognition Using Nonlinear Time Series Analysis and Random Forest. I**EEE Access, 2019**. **7**: p. 176448-176457.

171. UZUNHİSARCIKLI, E., et al., Investigation of EMG signals in lower extremity muscle groups during robotic gait exercises. **Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, 2019:** p. 109-118.

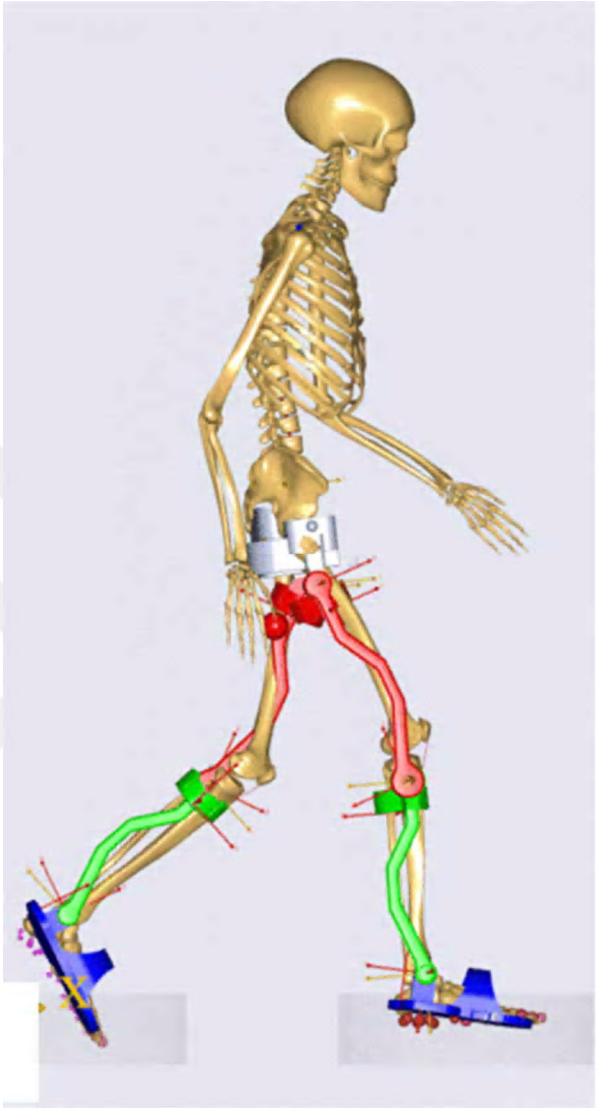
172. Subhash, K., P. Pournami, and P.K. Joseph. Census transform based feature extraction of EMG signals for neuromuscular disease classification. in 2017 IEEE 15th Student Conference on Research and Development (SCOReD). 2017. IEEE.

EKLER

EK 1. Dış İskeletle Yürüyüşün Ters Kinematik Analizi



EK 2. Dış İskeletle Yürüyüşün Kinematik Analizi



Ek 3. Dış İskelet Tasarımının Anyscript Dosyası

```
/ This AnyScript file was automatically generated by the AnyExp4SOLIDWORKS translator add-in.
// Translation date: Fri Oct 27 21:29:16 2020
// AnyExp4SOLIDWORKS Version: 1.3.0

 AnyFolder ismailexo =
 {
  #if (ANYBODY_V1 > 7)|(ANYBODY_V1 == 7 & ANYBODY_V2 > 1)
  AnyComponentDefinition CompDef =
  {
  };
  #endif

  AnyKinEqType _ANY_CTYPE_ = Hard;

  AnyFixedRefFrame Origin =
  {
   Origin = {0, 0, 0};
   Axes={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
   AnyRefNode Front__Plane =
   {
    sRel={0, 0, 0};
    ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
    AnyDrawRefFrame drw_node =
    {
     RGB = {0, 0, 0};
     Opacity = 1;
     ScaleXYZ = {0.1109542311, 0.1109542311, 0.1109542311};
     Visible = Off;
    };
   };
   AnyRefNode Origin_Ref =
   {
    sRel={0, 0, 0};
    ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
    AnyDrawRefFrame drw_node =
    {
     RGB = {0, 0, 0};
     Opacity = 1;
     ScaleXYZ = {0.03993343183, 0.03993343183, 0.03993343183};
     Visible = On;
    };
   };
   AnyRefNode Right__Plane =
   {
    sRel={0, 0, 0};
```

```
      ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
      AnyDrawRefFrame drw_node =
      {
       RGB = {0, 0, 0};
       Opacity = 1;
       ScaleXYZ = {0.1109542311, 0.1109542311, 0.1109542311};
       Visible = Off;
      };
     };
     AnyRefNode Top__Plane =
     {
      sRel={0, 0, 0};
      ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
      AnyDrawRefFrame drw_node =
      {
       RGB = {0, 0, 0};
       Opacity = 1;
       ScaleXYZ = {0.1109542311, 0.1109542311, 0.1109542311};
       Visible = Off;
      };
     };
    };

    AnyRefNode& Front__Plane = Origin.Front__Plane;
    AnyRefNode& Origin_Ref = Origin.Origin_Ref;
    AnyRefNode& Right__Plane = Origin.Right__Plane;
    AnyRefNode& Top__Plane = Origin.Top__Plane;
    AnySeg ExoPelvis =
    {
     r0 = {-0.04660803068, 0.8075158914, 0.02147843865};
     Axes0={ {0.1138209156, -0.1360790944, -0.9841378355}, {-0.04999779393,
0.9885355862, -0.1424696999}, {0.9922424199, 0.06542075238, 0.105712371} };
     Mass = 1.81676049;
     Jii = {1.26971689, 0.07180458, 1.30250319};
     Jij = {-0.24495011, -0.00537166, 0.00410713};
     sCoM = {-0.03972499135, 0.03513407768, 0.1083172712};
     JaboutCoMOnOff = On;
     AnyDrawSurf drw =
     {
      // FileName = "ismailexo.BackExo2_cfg0_9c1185a5c5e9fc546128.stl";
      FileName = "BackExo_Modified.stl";
      Opacity = Main.ExoOpacity;
      RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
      ScaleXYZ={1,1,1}*1e-3;
      AnyStyleDrawMaterial1 style =
      {
       EnableCreasing = On;
       CreasingAngle = 0.524;
      };
```

```
};
AnyRefNode Origin =
{
 sRel = {0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
};
AnyRefNode Front__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.03984500981, 0.03984500981, 0.03984500981};
  Visible = Off;
 };
};
AnyRefNode Origin_Ref =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0, 0, 0};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.0156335451, 0.0156335451, 0.0156335451};
  Visible = On;
 };
};
AnyRefNode Right__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.03984500981, 0.03984500981, 0.03984500981};
  Visible = Off;
 };
};
AnyRefNode Top__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
```

```
        Opacity = 1;
        ScaleXYZ = {0.03984500981, 0.03984500981, 0.03984500981};
        Visible = Off;
       };
      };
     };
     AnySeg ExoFootLeft =
     {
      r0 = {-0.08593751658, 0.004017307029, -0.1419143036};
      Axes0={  {0.1138209156,  -0.03378775926,  -0.9929265766},  {-0.04999779402,
0.9979603669, -0.03969038623}, {0.9922424199, 0.05416173455, 0.1118994492} };
      Mass = 1.19648546;
      Jii = {0.03432922, 0.03986891, 0.00652467};
      Jij = {-0.00022588, -0.00227090, 0.00438287};
      sCoM = {-0.01491930057, 0.003154724543, -0.06809568901};
      JaboutCoMOnOff = On;
      AnyDrawSurf drw =
      {
       FileName = "ismailexo.FootExo_MIR_cfg0_9c1185a5c5e9fc546128.stl";
       Opacity = Main.ExoOpacity;
       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
//       RGB = {0,0,1};
       AnyStyleDrawMaterial1 style =
       {
        EnableCreasing = On;
        CreasingAngle = 0.524;
       };
      };
      AnyRefNode Origin =
      {
       sRel = {0, 0, 0};
       ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
      };
      AnyRefNode Front__Plane =
      {
       sRel={0, 0, 0};
       ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
       AnyDrawRefFrame drw_node =
       {
        RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
        Opacity = 1;
        ScaleXYZ = {0.03094252035, 0.03094252035, 0.03094252035};
        Visible = Off;
       };
      };
      AnyRefNode Origin_Ref =
      {
       sRel={0, 0, 0};
       ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
```

```
      AnyDrawRefFrame drw_node =
      {
       RGB = {0, 0, 0};
       Opacity = 1;
       ScaleXYZ = {0.0090000025, 0.0090000025, 0.0090000025};
       Visible = On;
      };
     };
     AnyRefNode Right__Plane =
     {
      sRel={0, 0, 0};
      ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
      AnyDrawRefFrame drw_node =
      {
       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
       Opacity = 1;
       ScaleXYZ = {0.03094252035, 0.03094252035, 0.03094252035};
       Visible = Off;
      };
     };
     AnyRefNode Top__Plane =
     {
      sRel={0, 0, 0};
      ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
      AnyDrawRefFrame drw_node =
      {
       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
       Opacity = 1;
       ScaleXYZ = {0.03094252035, 0.03094252035, 0.03094252035};
       Visible = Off;
      };
     };
    };
    AnySeg ExoKneeLeft =
    {
     r0 = {-0.09758444207, 0.06320493749, -0.2242682563};
     Axes0={ {0.03364482134, 0.1138209155, 0.9929314303}, {0.9983540278, -
0.04999779393, -0.02809725563}, {0.04644632568, 0.9922424199, -0.1153157362} };
     Mass = 0.47743695;
     Jii = {0.06224976, 0.02142414, 0.05035957};
     Jij = {-0.01254128, -0.02491952, 0.00859192};
     sCoM = {0.2248419204, 0.0285769035, -0.00957367006};
     JaboutCoMOnOff = On;
     AnyDrawSurf drw =
     {
      FileName = "ismailexo.KneeExo1_MIR_cfg0_9c1185a5c5e9fc546128.stl";
      Opacity = Main.ExoOpacity;
//       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
      RGB = {0,1,0};
```

```
  AnyStyleDrawMaterial1 style =
  {
   EnableCreasing = On;
   CreasingAngle = 0.524;
  };
};
AnyRefNode Origin =
{
 sRel = {0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
};
AnyRefNode Front__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.04215784468, 0.04215784468, 0.04215784468};
  Visible = Off;
 };
};
AnyRefNode Origin_Ref =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0, 0, 0};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.01026785972, 0.01026785972, 0.01026785972};
  Visible = On;
 };
};
AnyRefNode Right__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.04215784468, 0.04215784468, 0.04215784468};
  Visible = Off;
 };
};
AnyRefNode Top__Plane =
{
```

```
      sRel={0, 0, 0};
      ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
      AnyDrawRefFrame drw_node =
      {
       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
       Opacity = 1;
       ScaleXYZ = {0.04215784468, 0.04215784468, 0.04215784468};
       Visible = Off;
      };
     };
    };
    AnySeg ExoKneeRight =
    {
     r0 = {-0.1019425861, 0.04483035575, 0.06897265162};
     Axes0={ {0.04852097634, 0.005162883442, -0.9988088203}, {0.997743623,
0.04620806841, 0.04870808167}, {0.04640450045, -0.9989184947, -0.002909173436}
};
     Mass = 0.47743582;
     Jii = {0.04313533, 0.00689794, 0.04687451};
     Jij = {-0.01264574, 0.00631340, -0.00252751};
     sCoM = {0.2248151276, 0.02846483548, 0.01144910518};
     JaboutCoMOnOff = On;
     AnyDrawSurf drw =
     {
      //FileName = "ismailexo.KneeExo1_cfg0_9c1185a5c5e9fc546128.stl";
      FileName = "KneeExo_Right_Modified.stl";
      ScaleXYZ = {1,1,1}*1e-3;
      Opacity = Main.ExoOpacity;
//       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
      RGB = {0,1,0};
      AnyStyleDrawMaterial1 style =
      {
       EnableCreasing = On;
       CreasingAngle = 0.524;
      };
     };
     AnyRefNode Origin =
     {
      sRel = {0, 0, 0};
      ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
     };
     AnyRefNode Front__Plane =
     {
      sRel={0, 0, 0};
      ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
      AnyDrawRefFrame drw_node =
      {
       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
       Opacity = 1;
```

```
    ScaleXYZ = {0.04209227078, 0.04209227078, 0.04209227078};
    Visible = Off;
   };
  };
  AnyRefNode Origin_Ref =
  {
   sRel={0, 0, 0};
   ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
   AnyDrawRefFrame drw_node =
   {
    RGB = {0, 0, 0};
    Opacity = 1;
    ScaleXYZ = {0.009605125893, 0.009605125893, 0.009605125893};
    Visible = On;
   };
  };
  AnyRefNode Right__Plane =
  {
   sRel={0, 0, 0};
   ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
   AnyDrawRefFrame drw_node =
   {
    RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
    Opacity = 1;
    ScaleXYZ = {0.04209227078, 0.04209227078, 0.04209227078};
    Visible = Off;
   };
  };
  AnyRefNode Top__Plane =
  {
   sRel={0, 0, 0};
   ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
   AnyDrawRefFrame drw_node =
   {
    RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
    Opacity = 1;
    ScaleXYZ = {0.04209227078, 0.04209227078, 0.04209227078};
    Visible = Off;
   };
  };
};
#if turnOffMotor == 1
 #include "motorDefinitions.any"
#endif
AnySeg ExoFootRight =
{
 r0 = {-0.1009279752, -0.006134179063, -0.01947273693};
```

```
    Axes0={ {0.005162883442, 0.01037459804, -0.9999328539}, {0.04620806841, -
0.9988805218, -0.01012509689}, {-0.9989184947, -0.04615269102, -
0.005636493843} };
    Mass = 1.19648571;
    Jii = {0.00211705, 0.00848172, 0.00705048};
    Jij = {0.00010115, 0.00008538, -0.00068229};
    sCoM = {-0.01491933246, -0.003154722697, -0.0680954871};
    JaboutCoMOnOff = On;
    AnyDrawSurf drw =
    {
     FileName                                                                =
"ismailexo.Symmetry__of__FootExo_MIR_cfg0_9c1185a5c5e9fc546128.stl";
     Opacity = Main.ExoOpacity;
     RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
//     RGB = {0,0,1};
     AnyStyleDrawMaterial1 style =
     {
      EnableCreasing = On;
      CreasingAngle = 0.524;
     };
    };
    AnyRefNode Origin =
    {
     sRel = {0, 0, 0};
     ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
    };
    AnyRefNode Front__Plane =
    {
     sRel={0, 0, 0};
     ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
     AnyDrawRefFrame drw_node =
     {
      RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
      Opacity = 1;
      ScaleXYZ = {0.03094252143, 0.03094252143, 0.03094252143};
      Visible = Off;
     };
    };
    AnyRefNode Origin_Ref =
    {
     sRel={0, 0, 0};
     ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
     AnyDrawRefFrame drw_node =
     {
      RGB = {0, 0, 0};
      Opacity = 1;
      ScaleXYZ = {0.0090000025, 0.0090000025, 0.0090000025};
      Visible = On;
     };
```

```
    };
    AnyRefNode Right__Plane =
    {
     sRel={0, 0, 0};
     ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
     AnyDrawRefFrame drw_node =
     {
      RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
      Opacity = 1;
      ScaleXYZ = {0.03094252143, 0.03094252143, 0.03094252143};
      Visible = Off;
     };
    };
    AnyRefNode Top__Plane =
    {
     sRel={0, 0, 0};
     ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
     AnyDrawRefFrame drw_node =
     {
      RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
      Opacity = 1;
      ScaleXYZ = {0.03094252143, 0.03094252143, 0.03094252143};
      Visible = Off;
     };
    };
   };


   AnySeg ExoThighLeft =
   {
    r0 = {-0.08273057536, 0.4011453731, -0.178709233};
    Axes0={ {-0.1594345726, -0.1138209155, -0.9806250131}, {0.9848696101,
0.04999779394, -0.1659279111}, {0.06791515409, -0.9922424199, 0.1041273838} };
    Mass = 0.52174630;
    Jii = {0.22681776, 0.02199212, 0.21865125};
    Jij = {-0.03731623, -0.05233498, 0.00918458};
    sCoM = {0.2213702682, 0.001912763436, -0.008979052639};
    JaboutCoMOnOff = On;
    AnyDrawSurf drw =
    {
     FileName = "ismailexo.ThighExo2_MIR_cfg0_9c1185a5c5e9fc546128.stl";
     Opacity = Main.ExoOpacity;
//     RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
     RGB = {1,0,0};
     AnyStyleDrawMaterial1 style =
     {
      EnableCreasing = On;
      CreasingAngle = 0.524;
     };
```

```
};
AnyRefNode Origin =
{
 sRel = {0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
};
AnyRefNode Front__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.04649332813, 0.04649332813, 0.04649332813};
  Visible = Off;
 };
};
AnyRefNode Origin_Ref =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0, 0, 0};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.01076830548, 0.01076830548, 0.01076830548};
  Visible = On;
 };
};
AnyRefNode Right__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
  Opacity = 1;
  ScaleXYZ = {0.04649332813, 0.04649332813, 0.04649332813};
  Visible = Off;
 };
};
AnyRefNode Top__Plane =
{
 sRel={0, 0, 0};
 ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
 AnyDrawRefFrame drw_node =
 {
  RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
```

```
        Opacity = 1;
        ScaleXYZ = {0.04649332813, 0.04649332813, 0.04649332813};
        Visible = Off;
       };
      };
     };
     AnySeg ExoThighRight =
     {
      r0 = {-0.0882017046, 0.3855421516, 0.05494596822};
      Axes0={  {-0.07554619982,  0.1138209156,  0.9906248386},  {0.9954057505,  -
0.04999779393, 0.08165544943}, {0.05882315456, 0.9922424199, -0.1095208506} };
      Mass = 0.52174788;
      Jii = {0.20591155, 0.00809665, 0.20834821};
      Jij = {-0.03152876, 0.02160110, -0.00338164};
      sCoM = {0.2213709356, 0.001912603018, 0.008979114845};
      JaboutCoMOnOff = On;
      AnyDrawSurf drw =
      {
       FileName = "ismailexo.ThighExo2_cfg0_9c1185a5c5e9fc546128.stl";
       Opacity = Main.ExoOpacity;
//       RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
       RGB = {1,0,0};
      AnyStyleDrawMaterial1 style =
       {
        EnableCreasing = On;
        CreasingAngle = 0.524;
       };
      };
      AnyRefNode Origin =
      {
       sRel = {0, 0, 0};
       ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
      };
      AnyRefNode Front__Plane =
      {
       sRel={0, 0, 0};
       ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
       AnyDrawRefFrame drw_node =
       {
        RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
        Opacity = 1;
        ScaleXYZ = {0.04649332943, 0.04649332943, 0.04649332943};
        Visible = Off;
       };
      };
      AnyRefNode Origin_Ref =
      {
       sRel={0, 0, 0};
       ARel={ {1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1} };
```

```
    AnyDrawRefFrame drw_node =
    {
     RGB = {0, 0, 0};
     Opacity = 1;
     ScaleXYZ = {0.01076830812, 0.01076830812, 0.010768308124;
     Visible = On;
    };
   };
   AnyRefNode Right__Plane =
   {
    sRel={0, 0, 0};
    ARel={ {-0, 0, 1}, {-0, 1, 0}, {-1, 0, 0} };
    AnyDrawRefFrame drw_node =
    {
     RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
     Opacity = 1;
     ScaleXYZ = {0.04649332943, 0.04649332943, 0.04649332943};
     Visible = Off;
    };
   };
   AnyRefNode Top__Plane =
   {
    sRel={0, 0, 0};
    ARel={ {1, 0, 0}, {0, 0, 1}, {0, -1, 0} };
    AnyDrawRefFrame drw_node =
    {
     RGB = {0.7921568627, 0.8196078431, 0.9333333333};
     Opacity = 1;
     ScaleXYZ = {0.04649332943, 0.04649332943, 0.04649332943};
     Visible = Off;
    };
   };
  };

  AnyFolder Mates =
  {
   #if (ANYBODY_V1 > 7)|(ANYBODY_V1 == 7 & ANYBODY_V2 > 1)
   AnyComponentDefinition CompDef =
   {
   };
   #endif

  };
 };
```

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: İsmail ÇALIKUŞU

Uyruğu: Türkiye (T.C)-Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti (KKTC)

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi-Biyomedikal Müh.(Tam Burslu)	2012
Lisans-2	Lefke Avrupa Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği(İngilizce- Tam Burslu)	2014
Lisans-1	Gazi Üniversitesi Elektronik Öğretmenliği	2007
Lise	Çukurova Anadolu Meslek Lisesi, Adana	2001

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2016-Halen	Nevşehir Hacı Bektaş Veli Üniversitesi Meslek Yüksekokulu (Elektronik Otomasyon)	Öğretim Görevlisi
2015-2016	Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Elektrik Elektronik Müh.	Araştırma Görevlisi
2009-2015	K.K.T.C Cengiz Topel Endüstri Meslek Lisesi (MTOD)	Elektronik Öğretmeni
2008-2009	Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik Öğretmenliği	Araştırma Görevlisi
2007-2008	Ayto Kalibrasyon (Dynomed)	Medikal kalibrasyon uzmanı ve Laboratuar Genel Direktörü

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR

1. FİDAN, U., UZUNHİSARCIKLI, E., & ÇALIKUŞU, İ. (2019). Classification of Dermatological Data with Self Organizing Maps and Support Vector Machine. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, *19*(3), 894-901.

2. Fidan, U., Ozkan, N., & Calikusu, I. (2016, October). Clustering and classification of dermatologic data with Self Organization Map (SOM) method. In *2016 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO)* (pp. 1-4). IEEE.

3. Tutsoy, O., Calikusu, I., Colak, S., Vahid, O., Barkana, D. E., & Gongor, F. (2017). Developing linear and nonlinear models of ABB IRB120 industrial robot with Maplesim multibody Modelling software. *The Eurasia Proceedings of Science Technology Engineering and Mathematics*, (1), 273-285.

4. ÇALIKUŞU, İ., UZUNHİSARCIKLI, E., ÇETİNKAYA, M. B., & FİDAN, U. Robotic Design and Modelling of Medical Lower Extremity Exoskeletons. *İleri Mühendislik Çalışmaları ve Teknolojileri Dergisi*, *1*(2), 198-214.

5. Çalıkuşu, İ., Fidan, U., & Yıldız, M. (2021). Design and development of an upper extremity performance analysis system for combat sports.

6. Çalıkuşu, İ., TUTSOY, Ö., Çolak, Ş., VAHID, O., BARKANA, D. E., & GÖNGÖR, F. DEVELOPING LINEAR AND NONLINEAR MODELS OF ABB IRB120 INDUSTRIAL ROBOT WITH MAPLESIM MULTIBODY MODELLING SOFTWARE.

7. FİDAN, U., ÇALIKUŞU, İ., & KARASEKRETER, N. (2010). DKD R5-7 STANDARDINA GÖRE ETÜV CİHAZI KALİBRASYONUNUN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ. *Selcuk University Journal of Engineering Sciences*, *9*(2), 175-191.

8. Çalıkuşu, İ., Uzunhisarcıklı, E., Fidan, U., & Çetinkaya, M. B. (2021). Analysing the effect of robotic gait on lower extremity muscles and classification by using deep learning. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-20.