



Modeling and biomechanical analysis of lower extremity exoskeleton

İsmail Çalıkları^{1*}, Uğur Fidan², Esmâ Uzunhisarcıklı³

¹Department of Electronic and Automation, Vocational High School, Nevşehir Hacıbektas Veli University, 50300, Nevşehir, Türkiye

²Department of Biomedical Engineering, Faculty Engineering, Afyon Kocatepe University, 003204, Afyon, Türkiye

³Department of Electronic and Automation, Vocational High School, Kayseri University, 38280, Kayseri, Türkiye

Highlights:

- Lower Extremity Exoskeleton design
- Low muscle and joint load
- Lifting more weights

Keywords:

- Joint Reaction Force
- AnyBody
- Muscle Activity
- Ground Reaction Force
- Exoskeleton

Article Info:

Research Article

Received: 21.07.2022

Accepted: 19.03.2023

DOI:

10.17341/gazimmfd.1146318

Acknowledgement:

We would like to express our gratitude to Soren Torholm from Denmark Aalborg University and Can Özcan, AnyBody representative in Turkey, for their technical assistance in combining the exoskeleton model with the human model in anybody. Finally, we would like to thank Dr. Turgay Özcüler and Assoc.Dr.Halit Fidanç for their contribution to the evaluation of lower extremity muscle activities

Correspondence:

Author: İsmail Çalıkları
e-mail: ismailcalikusu@nevsehir.edu.tr
phone: +090 505 545 5508

Graphical/Tabular Abstract

In this study, the AnyBody Musculoskeletal Modeling program has been preferred because of the effective muscle modeling database it provides in exoskeleton design. The modeling stages used in this study for the lower limb exoskeleton in the AnyBody program have been represented in Figure A. The designed lower limb exoskeleton model has been drawn in the Solidworks 2016 program. In accordance with the restriction settings in AnyBody software, three different models have been determined. In the first model, mechanisms performing motor function have been placed on the joints of the exoskeleton in order to provide the joints of the exoskeleton to gait at certain angles. As a result of the first model a self-executing exoskeleton structure has been obtained. In the second model, the full body human musculoskeletal model has been provided to gait with the same gait angles. In addition, force plates have been placed on the ground of each foot to measure the ground reaction forces while the human model is walking. In the third model, the exoskeleton and the human model have been articulated to each other with contact points from the limbs and hips for the purpose of enable them to gait together. As a result of the three stage design process mentioned above, the effects of gait with and without exoskeleton at certain angles on 20 leg muscles and joints and also on ground reaction forces and moments have been analyzed separately.

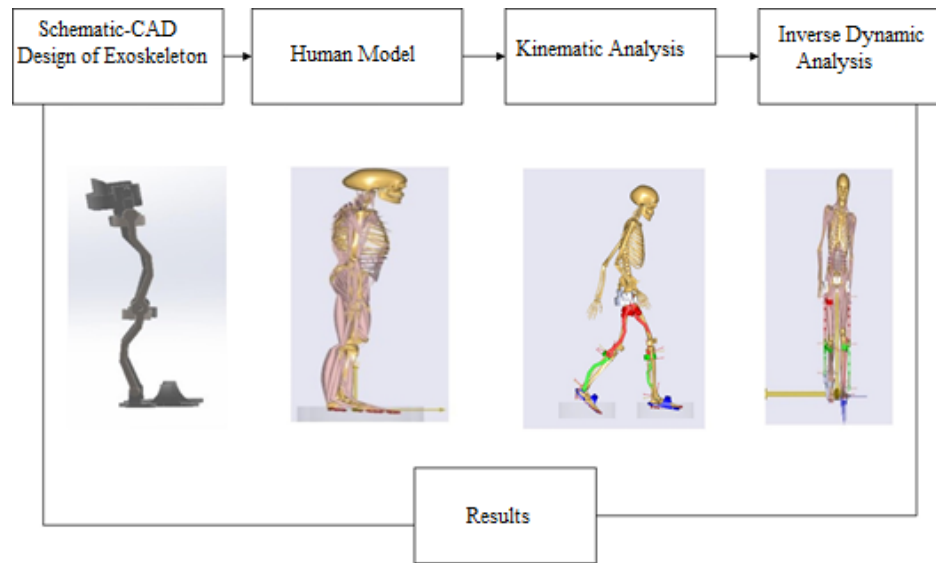


Figure A Modelling and designing of lower extremity exoskeleton

Purpose: To design and optimal and ergonomic lower extremity exoskeleton for the human body using AnyBody musculoskeletal modelling program.

Theory and Methods: In this study, a lower extremity exoskeleton system was designed using the Anybody musculoskeletal modeling system and Solidworks to reduce the load on the muscles and joints.

Results: The simulation results showed that the S geometry of the exoskeleton at the level of the femur and tibia bones is more suitable for the human anatomical structure, and the force transmission from the trunk to the legs is evenly distributed throughout the gait cycle.

Conclusion: The simulation results show that the proposed design has advantages such as less load on the muscles, lighter structure, optimized force distribution on muscles and joints, optimized femur and tibia structures, optimized muscle activities and load distribution.



Alt ekstremite dış iskeletinin modellenmesi ve biyomekanik analizi

İsmail Çalıkusu^{1*}, Uğur Fidan², Esmâ Uzunhisarcıklı³

¹Nevşehir Hacıbektâş Veli Üniversitesi, Meslek Yüksekokulu, Elektronik Otomasyon Bölümü, 50300, Merkez, Nevşehir, Türkiye

²Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendislik Bölümü, 03284, Afyon, Türkiye

³Kayseri Üniversitesi, Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu, Elektronik Otomasyon Bölümü, 38280, Kayseri, Türkiye

Ö N E Ç İ K A N L A R

- Lower Extremity Exoskeleton design
- Low muscle and joint load
- Lifting more weights

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 21.07.2022

Kabul: 19.03.2023

DOI:

10.17341/gazimmfd.1146318

Anahtar Kelimeler:

Ekleme reaksiyon kuvveti,
kas aktivitesi,
yer reaksiyon kuvveti,
anybody,
dış iskeleti

ÖZ

Dış iskeletler, trafik kazası, felç vb. nedenlerle uzuvlarını kaybeden kişilerin kas rehabilitasyonu ve sosyal hayata adaptasyonu için geliştirilmiş cihazlardır Bu çalışmada, Solidworks programı kullanılarak A Glass Fiber malzemeden yapılmış bir alt ekstremite dış iskeleti tasarlanmıştır. Tasarımda kullanılan A Cam Elyaf malzeme motor ağırlıkları dahil dış iskelet ağırlığını 9 kg'a kadar düşürmüştür. Tasarlanan dış iskelet AnyBody programındaki AMMR V.1.6.3 insan kas-iskelet tam vücut modeli üzerine eklem noktaları çakışacak şekilde bindirilerek yürüyüş döngüsü boyunca biyomekanik analizler yapılmıştır. Biyomekanik analizler sonucunda kas aktiviteleri, kas kuvveti, eklem momenti ve reaksiyon kuvveti verileri elde edilmiştir. Veriler, dış iskeletli ve dış iskeletsiz olmak üzere iki farklı yürüme modeli üzerinden toplanmış ve analiz edilmiştir. Simülasyon sonuçları, dış iskeletin femur ve tibia kemiklerinin hizasında ki S geometrisinin insan anatomik yapısına daha uygun olduğunu ve yürüme döngüsü boyunca gövdeden bacaklara doğru olan kuvvet aktarımının dengeli dağıldığını göstermiştir. Kas aktiviteleri ve kas kuvvetleri verileri incelendiğinde dış iskelet ile yürümenin psoas major kasını daha fazla çalıştırarak kalçanın ön-arka kuvvetini arttıracak şekilde göstermektedir.

Modeling and biomechanical analysis of lower extremity exoskeleton

H I G H L I G H T S

- Lower Extremity Exoskeleton design
- Low muscle and joint load
- Lifting more weights

Article Info

Research Article

Received: 21.07.2022

Accepted: 19.03.2023

DOI:

10.17341/gazimmfd.1146318

Keywords:

Joint reaction force,
muscle activity,
ground reaction force,
anybody, exoskeleton

ABSTRACT

Exoskeletons, traffic accident, stroke, etc. In this study, a lower extremity exoskeleton made of A Glass Fiber material was designed using Solidworks program. The A Glass Fiber material used in the design has reduced the weight of the exoskeleton up to 9 kg, including the engine weights. The designed exoskeleton was superimposed on the AMMR V.1.6.3 human musculoskeletal full-body model in the AnyBody program, with overlapping joint points, and biomechanical analyzes were performed throughout the gait cycle. As a result of biomechanical analysis, data on muscle activities, muscle strength, joint moment and reaction force were obtained. Data were collected and analyzed on two different walking models, with and without exoskeleton. The simulation results showed that the S geometry of the exoskeleton at the level of the femur and tibia bones is more suitable for the human anatomical structure, and the force transmission from the trunk to the legs is evenly distributed throughout the gait cycle. When the muscle activities and muscle strength data are examined, it is seen that walking with the exoskeleton will increase the anterior-posterior strength of the hip by working the psoas major muscle more.

1.Giriş (Introduction)

Dış iskelet sistemleri felç ve/veya omurilik yaralanması (SCI) olan hastaların kas aktivitelerini yeniden kazanmalarına ve günlük aktivitelerini gerçekleştirmelerine yardımcı olan cihazlardır [1]. Etkili bir Alt Ekstremitte Dış İskeleti (AEDİ) tasarlamak için insan vücudunun hareket biyomekaniğini ve duyuşal mekanizmalarını dikkate alınmalıdır [2-5]. Riskleri öngörmek ve gereksiz üretim maliyetlerini azaltmak için tasarım sürecinde kas-iskelet sistemini içeren farklı modelleme programları kullanılmaktadır [3, 4]. Bilgisayar Destekli Çizim (CAD) ve Bilgisayar Destekli Mühendislik (CAE) yazılımları ile geliştirilen kas-iskelet sistemi modelleri araştırmacıların insan faktörünü dikkate alarak ürün ve süreç tasarlamasına olanak tanımaktadır [6-8].

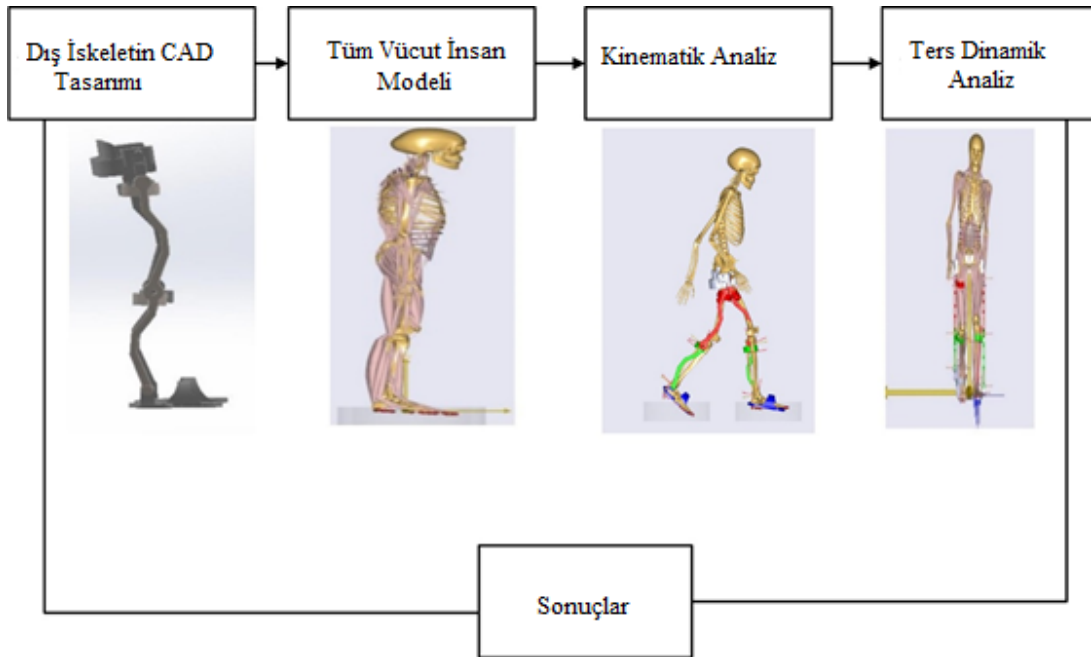
Dış iskelet sistemleri literatürde alt ekstremitte ve üst ekstremitte olmak üzere iki farklı tipte tasarlanmaktadır. Literatürde ki çalışma bulguları mekanik dış iskeletlerin elektrikli alt ekstremitte dış iskeletlerine göre insan kaslarına ve eklemlerine daha fazla yük ve kuvvet uyguladığını göstermektedir [4]. Son yıllarda OpenSim ve AnyBody yazılımları kullanarak AEDİ tabanlı kas-iskelet sistem modellemesi önemli bir araştırma alanı haline gelmiştir [3, 9]. Ferrari ve ark. dış iskeletli ve dış iskeletsiz yürüyüşü karşılaştırmak için OpenSim programını kullanmıştır. Bu çalışmada normal yürüyüş kinematığı kullanılmasına rağmen yer reaksiyon kuvvetlerinin hesaba katılmadığı gözlemlenmiştir. Ayrıca itme yürüyüşü yerine ayağın yeniden konumlandırıldığı yavaş AEDİ yürüyüşü (ortalama 0.26 m/s) tercih edilmiştir. Yavaş AEDİ yürüyüşünün tercih edilmesi sonucunda çift desteğe harcanan zamanın da önemli ölçüde arttığı görülmüştür [10]. Zhou ve ark. [6], gerçek bir AEDİ modellemek ve insan ile AEDİ arasındaki eklem hizasını ölçmek için gelişmiş LifeModeler (LifeModeler, Inc) ve ADAMS (MSC Software Corporation) dinamik simülasyon yazılımlarını kullanmışlardır. 2018 yılında Fournier AnyBody programında ARKE alt ekstremitte robotunu (Bionik Laboratories Inc., Toronto, Kanada) kas-iskelet sistemi ile birleştirmiştir [11]. Kaslardaki kas aktiviteleri ve eklem mekaniğinin

dahil edilmediği bu çalışma kapsamında, robotun farklı hızlarda sürülmesi durumunda oluşan yer reaksiyon kuvvetleri incelenmiştir. Elde edilen simülasyon sonuçlarından alt dış iskeletle yürümenin daha az yer reaksiyon kuvveti oluşturduğu kanıtlanmıştır. 2020 yılında Smith ve ark. spinal kord yaralanmalı bir hastanın alt ekstremitte dış iskeleti ve koltuk değneği ile yürümesinin kol kasları ve eklemleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda koltuk değneği kullanımının dirsek ve omuz kaslarını daha fazla zorladığı ve bunun risk oluşturduğu tespit edilmiştir [12]. Sohane A. ve Agarwal H tarafından tasarlanan pasif dış iskeletin squat hareketinde kasları daha az aktif ettiği gösterilmekle birlikte mafsalsal kuvvetleri ve yer tepki kuvvetleri hakkında ilişki verilmemiştir [13].

AnyBody'de yapılan çalışmalarda dış iskeletin kas, eklem ve yer reaksiyon kuvvetleri dikkate alınarak tasarlanmadığı literatürde gözlemlenmiştir. Ayrıca bu çalışmalar insan antropometrisine uygun olarak tasarlanmamıştır. Bu çalışmada literatürden farklı olarak Solidworks yazılımı kullanılarak A Glass Fiber malzemeden üretilmiş ve insan antropometrik özelliklerine uygun yeni bir alt ekstremitte dış iskeleti tasarlanmıştır. Dış iskeletin kaslara optimum yük bindirdiğini incelemek için tasarlanan sistem tasarlanan sistem kas-iskelet sistemi modeline bindirilerek yürüme döngüsündeki biyomekanik analizler yapılmıştır. Kas, eklem ve zemin reaksiyon analizleri dikkate alınarak tasarlanan alt ekstremitte dış iskeleti optimize edilmiştir.

2.Materyal ve Metotlar (Materials and Methods)

Bu çalışmada AnyBody kas iskelet modelleme programı, dış iskelet tasarımında sağladığı etkili kas modelleme veri tabanı nedeniyle tercih edilmiştir. AnyBody programında alt ekstremitte dış iskeleti için bu çalışmada kullanılan modelleme aşamaları Şekil 1'de gösterilmiştir. Tasarlanan alt ekstremitte dış iskelet modeli Solidworks 2016 programında hazırlanmıştır. Çizilen üç boyutlu (3D) modelin atalet momenti, ağırlık, başlangıç koordinatları ve ağırlık merkezi gibi özelliklerin bulunduğu STL dosyası AnyExp4Solidworks eklentisi ile AnyScript dosyasına dönüştürülmüştür [14]. Dönüştürmeden sonra



Şekil 1. Alt Ekstremitte Dış İskelet Tasarımı (Lower Extremity Exoskeleton Design)

elde edilen AnyScript modeli, farklı parçaların tüm kütle özelliklerini, montaj ilişkilerini ve renk bilgilerini içermektedir [15]. Elde edilen AnyScript modelinin ardından, insan modeli ile dış iskelet arasında eklem noktaları eklenerek entegre bir sistem haline getirilmektedir. AnyBody yazılımındaki kısıtlama ayarlarına uygun olarak üç farklı model belirlenmiştir.

Birinci modelde, dış iskelet eklemlerinin belirli açılarda yürümesini sağlamak için dış iskelet eklemlerine motor işlevi gören mekanizmalar yerleştirilmiştir. İlk model sonucunda kendi kendini yürüten bir dış iskelet yapısı elde edilmiştir. İkinci modelde ise tam vücut insan kas-iskelet sistemi modelinin aynı yürüyüş açılarıyla yürütmesi sağlanmıştır. Ayrıca insan modeli yürürken yer reaksiyon kuvvetlerini ölçmek için her ayağın zeminine kuvvet plakaları yerleştirilmiştir. Üçüncü modelde, dış iskelet ve insan modeli, birlikte yürümelerini sağlamak amacıyla uzuvlardan ve kalçalardan temas noktaları ile birbirine eklenmiştir. Yukarıda bahsedilen üç aşamalı tasarım süreci sonucunda, dış iskeletli ve dış iskeletsiz yürüyüşün bacak kasları ve eklemleri ile yer reaksiyon kuvvetleri ve momentleri üzerindeki etkileri ayrı ayrı analiz edilmiştir.

2.1. AnyBody Kas İskelet Modelleme Yazılımı (AnyBody Musculoskeletal Modeling Software)

AnyBody Modelleme Sistemi (AMS), insanın çevre ile etkileşimini dikkate alarak kas-iskelet sistemi modellerinin oluşturulmasını ve farklı tasarımların incelenmesini sağlayan bir paket yazılımdır. AMS sayesinde insan vücudunun detaylı biyomekanik analizi yüksek doğrulukla gerçekleştirilebilmektedir. Örneğin, i.) Eklemlerdeki momentler ve kuvvetler sayısal olarak tanımlanabilir, ii.) Kasların tükettiği mekanik enerji, kas aktivitesi ve eklem mekaniği üzerinde

ayrıntılı karşılaştırmalar yapılabilir. Ayrıca kullanıcı tarafından belirlenen kuvvetler, eklem reaksiyonları, mekanik çalışma ve verimlilikleri de hesaplanabilmektedir. Sonuç olarak, AMS'nin günlük yaşamda çoğu duruş ve harekette vücudun tüm bölümlerinin kas-iskelet analizi için kullanılabileceği ifade edilebilir.

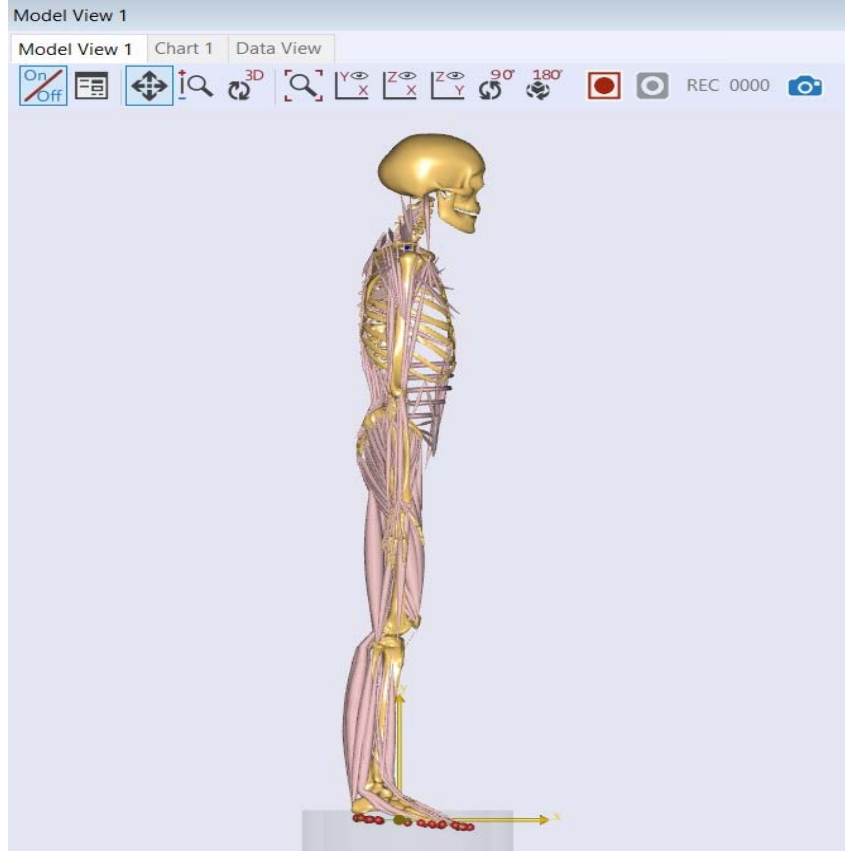
2.2. AnyBody İnsan Vücut Modeli (Anybody Human Body Model)

Bu çalışmada Şekil 2'de verilen AMMR V.1.6.3 insan kas-iskelet tam vücut modeli kullanılmış olup biyomekanik analizler AnyBody programının V.7.3 versiyonu ile yapılmıştır. AnyBody yazılımındaki varsayılan tam vücut modeli 39 eklem ve 138 kas içermektedir. Bu modelde yer alan her bir parça gerçek kadavra çalışmaları ile elde edilmiş olup yüksek doğruluk ve uyumluluğa sahiptir [13]. Bu model bir insana birçok kombinasyonda takılabilen omuz/kol, gövde, ayak ve bacak modellerini içerir. Model ayrıca yükseklik, ağırlık, segment uzunluğu, mukavemet ve kemik geometrisi gibi kullanıcı gereksinimlerine göre kolayca uyarlanabilmektedir [8].

Dış iskelet tasarımı sürecinde ters kinematik denklemlerini hesaplamak için kısıtlamalar kullanılmıştır. Kısıtlamalar AnyScript Programlama dili ile 440 eklem, 252 sürücü ve 32 adet AnyBody denklemlerini çözmesi için belirlenmiştir.

2.3. Solidworks Programını Kullanarak Alt Ekstremitte Dış İskelet Modeli Oluşturma (Creating a Lower Extremity Exoskeleton Model Using Solidworks)

Solidworks, karmaşık 3B tasarımların çizilmesini sağlayan bir 3B CAD yazılımdır [16]. Her bir parçayı detaylı olarak çizilebilir özelliğinin yanında, malzeme cinsine göre ortalama ağırlık, boyut ve



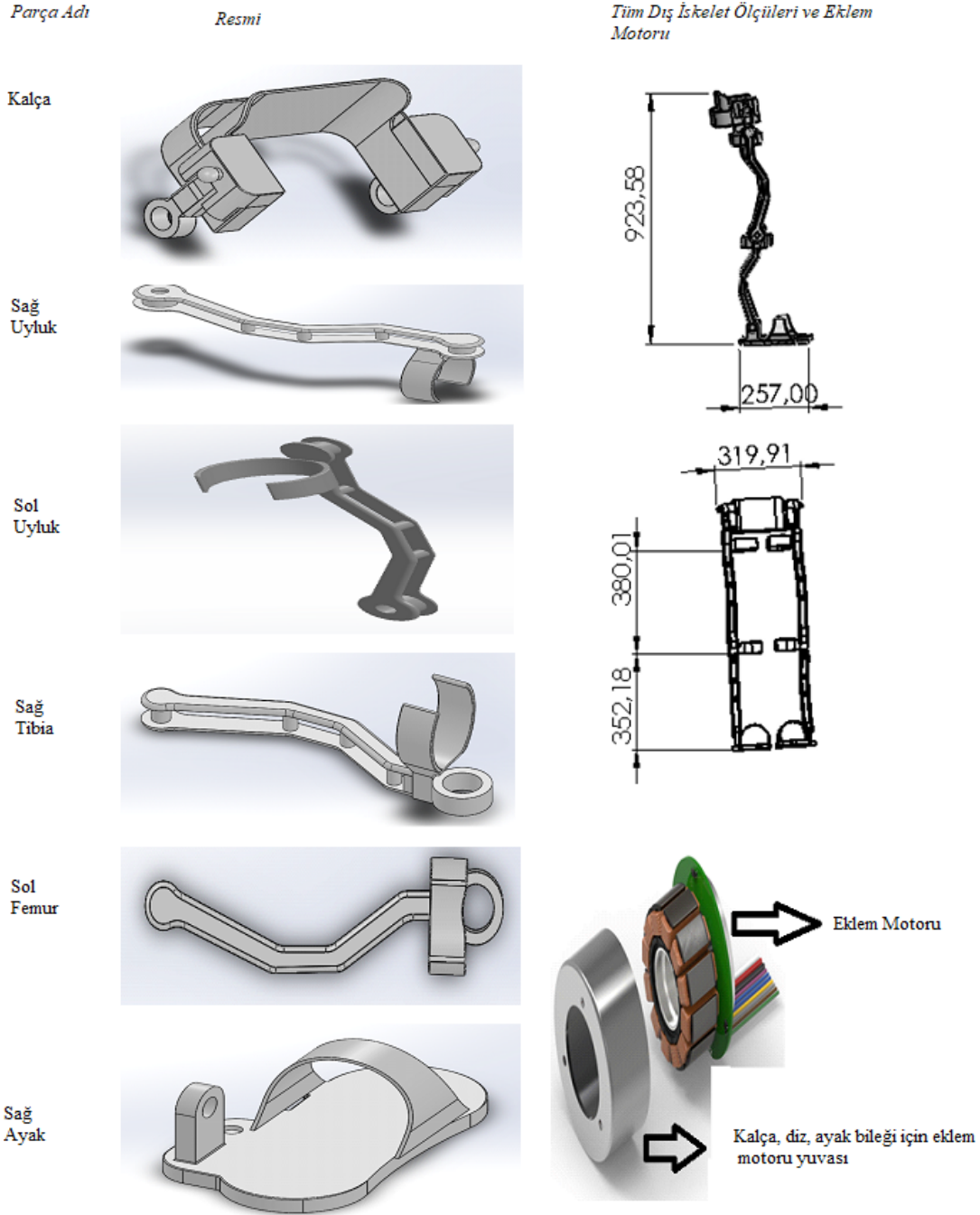
Şekil 2. İnsan Kas-İskelet Tam Vücut Modeli (AMMR V.1.6.3) (Human Musculoskeletal Full Body Model)

benzeri özelliklerin çıkarılmasına da olanak tanır [17, 18]. Bu çalışmada, dış iskeletlerin çizimi ve tasarımı için Solidworks yazılımı kullanılmıştır. Çizilen 3 boyutlu alt ekstremite dış iskelet modeli Şekil 3'teki gibidir.

Tasarlanan dış iskelet modeli yedi parçadan oluşuyor. Model her parçada altı serbestlik derecesine ve toplamda 42 serbestlik derecesine sahiptir. Çizim GrabCAD çizimlerinden esinlenilerek 1.75 m boyunda kaslı bir kişinin antropometrik özelliklerine göre tasarlanmıştır. Dikey olarak düz olacak şekilde tasarlanan ve insan omurgasına uygun olmayan dış iskeletlerin insan omurgasına olan yükü artırdığı literatürde görülmüştür [16]. Bu nedenle insan omurgasına uygun olarak Femur ve tibiada S geometri şekli uygulanmıştır. Bunun

yanında insanın dış iskeleti daha rahat giyebilmesi amacıyla kalça ve ayakta posterior kontak noktaları belirlenirken femur ve tibiada ise lateral kontak noktaları belirlenmiştir. Ayrıca kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine eklem motorunun yerleşeceği DC motor yuvaları Şekil 3 teki gibi orijinal boyutlarına uygun olarak tasarlanmıştır. Son olarak aşağıda belirtilen avantajları nedeniyle malzeme türü olarak A Cam Elyaf tercih edilmiştir [17].

- Çelikten dört kat daha fazla çekme mukavemetine sahiptir.
- Korozyona karşı oldukça dayanıklıdır.
- Sıcaktan ve soğuktan etkilenmez.
- Sıvı geçirgenliği yoktur.
- Deforme olmaz ve darbelere karşı dayanıklıdır.



Şekil 3. Tasarlanan Alt Ekstremitte Dış İskeletin CAD Modeli (CAD Model of the Designed Lower Extremity Exoskeleton)

- Farklı Şekil ve renklerde ũretime uygundur.
- Hafif bir malzemedir.
- Kũflenme ve paslanma yapmaz.
- Biyouyumlu bir malzemedir.

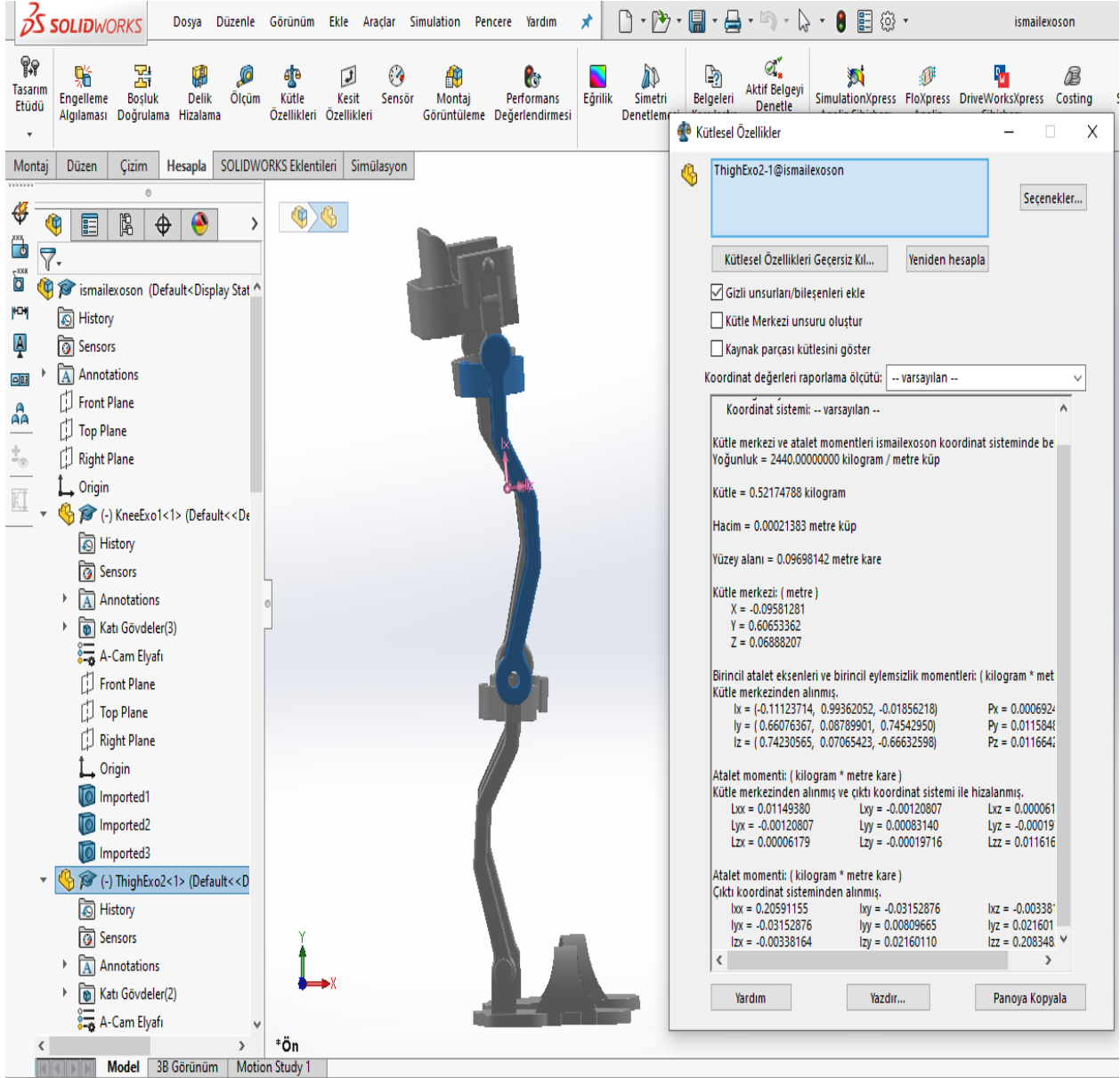
Bu çalıřmada eksoskeletonun solidworkste modelsel tasarımında mekanik űzellikleri olarak yoęunluęu $2,48 \frac{g}{cm^3}$, elastic modũlũ 90

GPa ve mekanik çekme mukavemeti 4500Mpa, ve kopma yũzdesi %5 olarak ele alınmıştır. Burada A tipi cam elyaf kalış Őeklinde ve 3B yazıcı ile her parçanın çıkarılması planına gűre tasarlanmıştır.

Solidworks'te çizilen dış işkelet tasarımının Tablo 1'de verilen kũtle ve moment bilgileri AnyExp4Solidworks yama programı ile AnyBody modelleme programına aktarılmıştır [19]. Bu bilgilere

Tablo 1. Dış İşkelet Tasarım Kũtlesi ve Koordinatları (Exoskeleton Design Mass and Coordinates)

Parça	Kũtle(Kg)	Eylemsizlik Momenti			arpım Atalet Momenti		
		Ixx	Iyy	Izz	Ixy	Iyz	Izz
Kalça	1,8168	1,2697	0,0718	1,3025	-0,2449	-0,0053	0,0041
Sağ Uyluk	0,5218	0,2059	0,0080	0,2083	-0,0315	0,0216	-0,0033
Sağ Tibia	0,4774	0,0431	0,0068	0,0468	-0,0126	0,0063	-0,0025
Sağ Ayak	1,1964	0,0021	0,0084	0,0070	0,0001	0,0001	-0,0006
Sol Uyluk	0,5217	0,2268	0,0219	0,2186	-0,0373	-0,0523	0,0091
Sol Tibia	0,4774	0,0622	0,0214	0,0503	-0,0125	-0,0244	0,0085
Sol Ayak	1,1964	0,0343	0,0398	0,0065	-0,0002	-0,0022	0,0043



Őekil 4. Solidworkste bir parçanın kũtle űzellikleri (Mass Properties of Part in Solidworks)

istenilirse Solidworkte eylemsizlik ve çarpım atalet momentleri istenen parça işaretlenip hesapla menüsünden kütle özellikleri seçilerek Şekil 4 gibi ulaşılabilir. Katı bir cismin kütle atalet momenti, bir dönme eksenini etrafında istenen açılal ivme için gerekli olan torku ve kuvveti belirleyen bir niceliktir. Atalet momenti gösteriminde ana harf dönme eksenini, alt simge ise atalet momentinin etkisinin oluştuğu eksenini belirtir. Örneğin, I_{xx} , nesne x eksenini etrafında döndürüldüğünde x eksenini üzerindeki atalet momentini temsil ederken, I_{xy} , nesne x eksenini etrafında döndürüldüğünde y eksenini etrafındaki atalet momentini temsil eder. Tablo 1'de ve Şekil 4'de görüldüğü gibi atalet moment matrisinin, I_{xx} , I_{yy} ve I_{zz} momentinin köşegen elemanları atalet momenti, I_{xy} , I_{xz} ve I_{yz} çarpım atalet momentini olarak adlandırılır [20].

2.4. Alt ekstremite kasları ve işlevleri
(Lower extremity muscles and their functions)

Bu çalışmada alt ekstremite kalça, diz ve ayak eklemlerinin hareketinden sorumlu 21 kas incelenmiştir. Bu kasların işlevleri ve innerve edildikleri sinirler Tablo 2'de gösterilmiştir.

2.5. Biyomekanik Analiz (Biomechanical Analysis)

Bu çalışmada AnyBody yazılımı kullanılarak kas aktivitesi, kas kuvveti, eklem reaksiyon kuvveti, eklem reaksiyon momentini ve yer reaksiyon kuvveti açısından biyomekanik analizler yapılmıştır.

2.5.1. Kas aktivitesi ve kas kuvveti tahmini
(Muscle activity and muscle force prediction)

Twente Alt Ekstremitte Modeli, Mocap Alt Vücut Modeli'ni (AMMR 1.6.2) tüm vücut modeli ile entegre ederek yürüme hareketini analiz etmek için kullanılmıştır. Bu model 1.80 m ve 75.46 kg insan vücutu için ayarlanmıştır. Ayrıca, AnyBody Modeling program ortamında eklem açılarını (ters kinematik), eklem momentlerini (ters dinamik) ve kas kuvvetlerini (statik optimizasyon) tahmin etmek için standart boru hatları kullanılmıştır [21].

Kas kuvvetini tahmin etmek için kullanılan statik optimizasyon tekniği Eş. 1'de verilmiştir.

$$G = \sum_{i=1}^n \left(\frac{f_i^M}{N_i} \right)^3 \quad (1)$$

burada; $n^{(M)}$ kas numarasını belirtir, f_i^M kas kuvvetini temsil eder ve N_i kas modelindeki izometrik kas kuvvetidir. Ayrıca bireysel kas kuvvetlerinin fizyolojik maksimumlarını aşmaması ve çözülmesi gereken denklem sayısının azaltılması için sisteme kısıtlamalar eklenmiştir. Bu çalışmada Twente Tam Vücut Modeli kullanılmıştır. Bu modelde bacak başına 55 kas ve her kas için 159 kas-tendon aktüatörü bulunur. Bunların 20 tanesi için yürüyüş sırasında meydana gelen kas aktivitesi ve kuvveti hesaplanmıştır. Eş. 2, yürüyüş sırasında seçilen 20 kasın hem aktivite ve kuvvetlerindeki değişiklikleri hem de

Tablo 2. Alt Ekstremitte Kasları ve İşlevleri (Lower Extremity Muscles and Their Functions)

Kas Adı	İnervasyonları	İşlevleri
Adductor Brevis	Obturator sinir (L2-L4)	Kalça eklemi: uyluk fleksiyonu, uyluk adduksiyonu, uyluk dış rotasyonu
Adductor Longus	Obturator sinir (L2-L4)	Femur Addüksiyonu
Adductor Magnus	Adductor part: Obturator nerve (L2-L4) Ischiocondylar part: Tibial division of sciatic nerve (L4)	Kalça Addüksiyonu
Biceps Femoris Caput Long	Siyatik sinirin tibial bölümü (L5-S2)	Kalça eklemi: uyluk uzatma, uyluk dış rotasyonu;
Biceps Femoris Caput Breve	Siyatik sinirin ortak fibula bölümü (L5-S2)	Diz eklemi: bacak fleksiyonu, bacak dış rotasyonu
Gastrocinemus	Tibial Sinir (S1, S2)	Talocrural joint: Foot plantar flexion, Knee joint: Leg flexion
Gluteus Maksimus	Inferior gluteal sinir (L5, S1, S2)	Kalça eklemi: Uyluk ekstansiyonu, uyluk dış rotasyonu, uyluk abdüksiyonu (üst kısım), uyluk addüksiyonu (alt kısım)
Gluteus Medius	Superior gluteal sinir (L4-S1)	Kalça eklemi: Uyluk abdüksiyonu, uyluk iç rotasyonu (ön kısım)
Gluteus Minimus	Superior gluteal sinir (L4-S1)	Kalça eklemi: Uyluk abdüksiyonu, uyluk dış rotasyonu (ön kısım)
Gracilis	Obturator sinir (L2-L3)	Kalça eklemi: Uyluk fleksiyonu, uyluk adduksiyonu Diz eklemi: bacak fleksiyonu, bacak iç rotasyonu
Iliacus	Femoral sinir (L1-L3)	Kalça eklemi: Uyluk/gövde fleksiyonu
Obturator Externus	Obturator sinir (L3, L4)	Kalça eklemi: Uyluğun dış rotasyonu
Pectineus	Femoral sinir (L2, L3) (Obturator sinir(L2, L3))	Kalça eklemi: Uyluk fleksiyonu, uyluk adduksiyonu, uyluk dış rotasyonu, uyluk iç rotasyonu
Psoas Major	Spinal sinirlerin ön dalları L1-L3	Kalça eklemi: Uyluğun/gövdenin fleksiyonu, uyluğun lateral rotasyonu Gövdenin lateral fleksiyonu
Rectus Femoris	Femoral sinir (L2-L4)	Uyluğu kalçada esnetir
Sartorius	Femoral sinir (L2-L3)	Kalça eklemi: uyluk fleksiyonu, uyluk abdüksiyonu, uyluk dış rotasyonu Diz eklemi: bacak fleksiyonu, bacak iç rotasyonu
Semimembranous	Siyatik sinirin tibial bölümü (L5 – S2)	Kalça eklemi: uyluk ekstansiyonu ve iç rotasyon Diz eklemi: bacağın fleksiyonu ve iç rotasyonu
Semitendinosus	Siyatik sinirin tibial bölümü (L5-S2)	Kalça eklemi: Uyluk ekstansiyonu, uyluğun iç rotasyonu Diz eklemi: Bacak fleksiyonu, bacak iç rotasyonu
Tensor Fasciae Latae	Üst gluteal sinir (L4-S1)	Kalça eklemi: Uyluk iç rotasyonu, (Zayıf abdüksiyon); Diz eklemi: Bacak dış rotasyonu, (Zayıf bacak fleksiyonu/ ekstansiyonu);
Tibialis Anterior	Derin fibular sinir (L4, L5)	Talokrural eklem: ayak dorsifleksiyonu; subtalar eklem: ayak inversiyonu
Tibialis Posterior	Tibial sinir (L4, L5)	Talokrural eklem: Ayak plantar fleksiyon Subtalar eklem: Ayak inversiyonu Ayağın medial longitudinal arkını destekler

eklem kuvvet ve momentlerindeki değışiklikleri incelemek için kullanılmıştır.

$$\text{Yüzdesel Parametre Değişim} = \frac{(\text{Eksoskeletonsuz ortalama parametre değışimi}) - (\text{Eksoskeletonu ortalama parametre değışimi})}{\text{Eksoskeletonsuz ortalama parametre değışimi}} * 100 \quad (2)$$

Burada parametre terimi seçilen kas aktivitesini, kas gücünü, eklem reaksiyon kuvvetini veya eklem reaksiyon momentini temsil eder.

2.5.2. Eklem reaksiyon kuvveti ve momenti (Joint reaction force and moment)

AnyBody, kas-iskelet modeline uygulanan hareketler sırasında eklem reaksiyon kuvvetlerinin ve momentlerinin nicelleştirilmesine izin verir. Modeldeki her eklem, kol ve bacak gibi her bir uzuvda döner bir eklem ve sert bir bağlantı görevi görür. Her vücut parçasının bir kütle, kütle merkezine ve atalet momentine sahip olduğu varsayılır ve ayrıca her bir bağlantının ivmesi kinematik verilerden hesaplanır. Ortak tepki kuvveti ve momenti, ters dinamik yaklaşım [22] kullanılarak hesaplanabilir. Rastgele bir nokta etrafındaki her uzuv segmenti için hareket ifadeleri Eş. 3 ve 4'te verilmiştir.

$$\sum F = m(\ddot{r}_A + \ddot{w} \times r_c + w \times (w \times r_c)) \quad (3)$$

$$\sum m = I\ddot{w} + w \times Iw \quad (4)$$

Yukarıdaki denklemlerde $\sum F$ ve $\sum m$, vücut kısmına etki eden dış kuvvetlerin ve momentlerin bileşke kuvvet ve moment vektörlerini temsil eder. Ek olarak; m parçanın kütesidir, r_A global çerçevedeki yerel koordinat sisteminin konumudur, r_c yerel koordinat sistemine göre parça kütle merkezinin konum vektörüdür, w yerel koordinat sisteminin açılal hızıdır ve son olarak I , parçanın kütle merkezi etrafındaki atalet momentidir.

Dış kuvvetler ve momentler, parçanın her iki ucunda hareket eden ortak tepki kuvveti ve momenti ve kütle merkezinde hareket eden yerçekimi kuvveti için terimleri içerir. İlk adımda, alt bacak veya önkol gibi uzak bir uzuv analiz edilir. Bağlantı, uzak uçta sınırsız olmalı veya ilgili uçta bilinen tüm yüklenme koşullarını içermelidir. Denge denklemleri, stres ve bir dış kuvvet arasındaki ilişkiyi tanımlar ve küçük bir katı elemanın dengesi dikkate alınarak türetilirler. Bu denklemler, proksimal eklemde hareket eden eklem reaksiyon kuvvetlerini ve momentleri ölçmek için kullanılabilir.

Eklem reaksiyon kuvvetleri ve momentleri, her bir eklemi geçen kaslar arasında dağıtılabilir. Proksimal eklem çevresinde hareket eden

kaslar tipik olarak orijin ve eklem 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 ardından uygulanan hareket boyunca takip edilir. Her bir serbestlik derecesi için hareket denklemi, Eş. 5 ve Eş. 6'da gösterildiği gibi belirlenebilir.

$$\sum_{i=1}^m F_i^m \tau_i + F^j = F^e \quad (5)$$

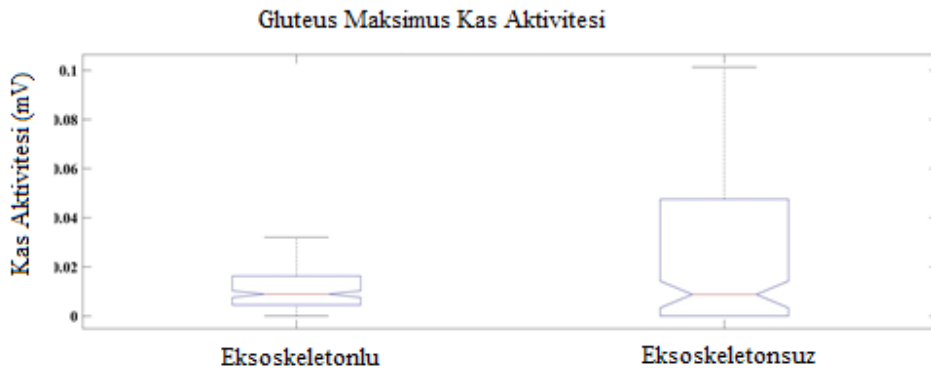
$$\sum_{i=1}^m F_i^m (r_i + \tau_i) + T^j = T^e \quad (6)$$

Bu denklemlerde; m kas sayısını, F_i^m i.nci kas kuvvetinin büyüklüğünü, τ_i i.nci kasın kuvvet birim vektörünü, F^j ve T^j sırasıyla ortak reaksiyon kuvvetini ve moment vektörlerini, F^e ve T^e sırasıyla dış kuvvet ve moment vektörlerini ifade eder, son olarak r_i , kas giriş yerini temsil eder. Grafik modelde genel olarak hareket sırasında kemiği saran bazı kaslar görölmektedir. Bu durumlarda, uygun moment kolunu belirlemek için kasın merkez çizgisi kasın uzunluğu boyunca çizilmelidir.

Denklemlerde tanımlananların dışında ek bilinmeyenler varsa, bireysel kas kuvvetinin ölçülmesi karmaşık bir problem haline gelebilir. Bu gibi durumlarda, benzer yönelimlere sahip kasları birleştirerek veya EMG çalışmalarına dayalı analizden en az aktif olan kasları çıkararak bilinmeyenlerin sayısı azaltılabilir. Bu nedenle, bu çalışmada kas kuvvetlerini çözmek için optimizasyon teknikleri hareket denklemleri ile birleştirilmiştir. Optimizasyon sürecinde kas aktivitesi, kas stresi veya kas stresinin karesi gibi performans kriterleri optimizasyon algoritmaları kullanılarak optimize edilmektedir [23, 24].

2.5.3. Yer reaksiyon kuvveti ve momenti (Ground reaction force and moment)

Yer Reaksiyon Kuvvetleri ve Momentleri (YRK&M) ters dinamik analiz yoluyla eklem kinetiklerini tahmin etmek için gereklidir [25]. YRK&M verileri genellikle bir kuvvet platformu kullanılarak elde edilir. Bu platformlar yürüyüş sırasında sadece birkaç adımın toplanmasına izin verir ve bu da yürüyüş modellerinde meydana gelen dalgalanmaları analiz etmeyi zorlaştırır. YRK&M tahmini, modelin ayaklarına takılan plakalara ve koşullu temaslara dayanmaktadır [26]. Koşullu temaslar, modelin daha kararlı hale gelmesi için gerekli normal ve sürtünme kuvvetlerini oluşturmak için kuvvet aktüatörleri olarak çalışır. Aktüatörlerin matematiksel modelleri, temas kuvvetlerinin kas azaltma optimizasyonu tarafından belirlendiği kas modellerine benzemektedir [27].



Şekil 5. Dış iskeletli yürüme ile dış iskeletsiz yürümenin karşılaştırılması (Comparison of walking with and without exoskeleton)

3. Sonuçlar ve Tartışmalar (Results and Discussions)

3.1. Bulgular (Results)

EMG sinyalleri, yürüme gibi günlük hareketlerdeki kas aktivitelerini tanımlamak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada dış iskeletli ve dış iskeletsiz iki farklı AnyBody modeli iki yürüyüş döngüsü boyunca gerçekleştirilmiş ve daha sonra alt ekstremite kaslarında elde edilen kas aktiviteleri birbiriyle karşılaştırılmıştır. Şekil 5'te dış iskeletli ve dış iskeletsiz yürüyüş sırasında kalça aktivitesinde görev alan Gluteus Maximus kası için elde edilen kas aktivitesi kutu grafiği olarak gösterilmiştir.

Şekil 5'ten de anlaşılacağı üzere dış iskelet, kas aktivitesini azaltarak daha az metabolik enerji tüketir. Gluteus Maksimus kasına benzer şekilde yürüyüş sırasında diğer bacak kaslarında gözlenen kas aktiviteleri ve buna bağlı oluşan eklem hareketleri ile Eş 2 kullanılarak elde edilen değişim yüzdeleri Tablo 3'te verilmiştir. Kas genliği değişim yüzdesi 0 olduğunda kasların eksoskeletonlu ve eksoskeletonsuz arasında fark olmadığını gösterirken yüzde 100 olması kas aktivitesinin yapmakta sorumlu olduğu görevi tamamiyle eksoskeleton tarafından üstlenildiğini gösterir.

Psoas Major kası ve obstrator external kasları dışındaki tüm kaslarda yürüyüş sırasında hareket eksoskeleton tarafından yüklenildiği için kas aktivitelerinin azaldığı Tablo 3'ten görülmektedir. Bu duruma neden olan iki ana faktör vardır; i.) psoas majör kasının ana görevlerinden biri gövdeden gelen yükü bacaklara dağıtmaktır ii.)

psoas majör kası ve obstrator external kaslarının önemli görevi de bacaklara yürüyüş sırasında esnek hareket etme yeteneği sağlamaktır. Bu durum eksoskeletonun yürüme sırasında bu iki kasa yük bindirdiğini göstermektedir.

Simülasyonlarda incelenen ikinci parametre kas kuvvetidir. Yürüme gibi fonksiyonel görevler sırasında kasların kuvvetlerinin elde edilmesi çeşitli kas-iskelet sistemi hastalıklarını tanımlanmasına ve bu hastalıkların hareketi nasıl etkilediğini belirlemeye yardımcı olmaktadır. Bu çalışmada özellikle dış iskeletin yürüyüş hareketini nasıl etkilediği üzerinde durulmuştur.

Normal ve dış iskeletli yürümede gluteus maksimum kasının kas kuvvet profili Şekil 6'da ki kutu grafiği ile gösterilmiştir. Gluteus maksimum kası dışındaki diğer kaslara ait bulgular Tablo 4'de verilmiştir.

Tablo 4 incelendiğinde Adductor Magnus kaslarında kuvvet artışı görülürken, diğer tüm kaslarda gerekli kas kuvvetinde %20 ile %99,99 arasında değişen bir azalma olduğu görülmüştür. Ayrıca Adductor Magnus hariç toplam kas kuvvet profilinde ortalama %79,91 azalma gözlemlenmiştir. Bu sonuç, motorlar tarafından harekete geçirilen bir iskeletin insan kasının en az 4 veya 5 katı kadar insana kuvvet verdiğini kanıtlamaktadır.

Bu çalışmada analiz edilen üçüncü parametre eklem reaksiyon kuvvetidir. Eklem tepki kuvveti, eklem üzerine etki eden kuvvetlere yanıt olarak bir eklem içinde oluşan kuvvet olarak tanımlanabilir.

Tablo 3. Alt Ekstremitte Kaslarının EMG Sinyallerinin Analizi (Analysis of EMG Signals of Lower Extremity Muscles)

Kas Rolü	Kas Adı	Eksoskeletonlu (Volt) Ortalama	Eksoskeletonsuz (Volt) Ortalama	Kas Genliği Değişim Yüzdesi (%)
Kalça Abdüktör	Gluteus Medius	1,05E-02	7,99E-02	86,86
	Gluteus Minimus	6,74E-04	8,12E-02	99,17
	Sartorius	6,81E-04	4,93E-02	98,62
	Tensor Fasciae	6,82E-04	4,90E-02	98,61
Kalça Addüktör	Obturator External	6,10E-03	3,90E-03	-56,41
	Pectineus	6,86E-04	1,81E-02	96,21
	Adductor Magnus	1,11E-02	1,83E-02	39,34
	Adductor Longus	6,89E-14	1,42E-02	99,99
	Adductor Brevis	3,30E-03	1,14E-02	71,05
Kalça Ekstensör	Gracilis	5,20E-03	5,70E-03	8,77
	Gluteus Maksimus	10,5E-03	0,0252	58,33
	Biceps Femoris Caput Long	1,12E-02	4,73E-02	76,32
	Semimembranosus	1,02E-02	4,13E-02	75,30
Kalça Fleksör	Semitendinosus	1,09E-02	4,68E-02	76,71
	Psoas Major Activity	1,82E-01	1,03E-01	-76,11
	Iliacus Activity	7,09E-04	3,65E-02	98,06
	Rectus Femoris	6,79E-04	1,54E-02	95,59
	Sartorius	6,81E-04	4,93E-02	98,62
	Tensor Fasciae Lata	6,82E-04	4,90E-02	98,61
	Pectineus	6,86E-04	1,81E-02	96,21
	Adductor Longus	6,89E-14	1,42E-02	100,00
	Adductor Brevis	3,30E-03	1,14E-02	71,05
	Gracilis	5,20E-03	5,70E-03	8,77
Diz Fleksör	Gracilis	5,20E-03	5,70E-03	8,77
	Biceps Femoris Caput Breve	3,27E-04	2,79E-02	98,83
	Gastrocnemus	1,90E-03	1,08E-01	98,24
	Biceps Femoris Caput Long	1,12E-02	4,73E-02	76,32
Subtalar Eversiyon	Sartorius	6,81E-04	4,93E-02	98,62
	Tibialis Anterior	1,16E-05	1,97E-02	99,94
Plantar Fleksiyon	Tibialis Posterior	1,13E-04	1,00E-03	88,65



Şekil 6. Gluteus Maksimus Kas Gücü (Gluteus Maximus Muscle Force)

Tablo 4. Dış iskeletli ve dış iskeletsiz yürüme kas kuvveti (Gait muscle strength with and without exoskeleton)

Kas Kuvveti	Eksoskeletonlu (N) Ortalama	Eksoskeletonsuz (N) Ortalama	Kas Kuvveti Değişim Yüzdesi
Adductor Brevis Kuvveti	-1,29E+00	-3,95E+00	67,45
Adductor Longus Kuvveti	-9,73E-01	-1,38E+01	92,97
Adductor Magnus Kuvveti	-4,60E+01	-3,95E+00	-1064,44
Biceps Femoris Caput Breve Kuvveti	-3,60E-01	-3,08E+01	98,83
Biceps Femoris Caput Long Kuvveti	-2,47E+01	-1,04E+02	76,33
Gastrocinemus	-9,27E+00	-4,15E+02	97,77
Gluteus Maksimus	-6,34E+01	-8,49E+01	25,35
Gluteus Medius	-5,21E+01	-4,19E+02	87,56
Gluteus Minimius	-1,48E+00	-1,27E+02	98,84
Gracilis	-1,29E+00	-2,40E+04	99,99
Hip Abductor	-5,49E+01	-4,36E+02	87,42
Hip Adductor	-5,38E+01	-6,75E+01	20,35
Hip Extensor	-1,18E+02	-3,09E+02	61,84
Hip Flexor	-1,08E+02	-2,62E+02	58,91
Iliacus	-1,55E+00	-6,89E+01	97,75
Knee Flexor	-3,63E+01	-6,07E+02	94,02
Obturator External	-3,80E+00	-7,97E+00	52,26
Pectineus	-4,34E-01	-1,03E+01	95,79
Psoas Major	-4,54E+01	-9,97E+01	54,43
Rectus Femoris	-1,67E+00	-2,39E+01	93,00
Sartorius	-7,54E-01	-5,47E+01	98,62
Semimembranous	-1,47E+01	-5,53E+01	73,45
Semitendinosus	-1,50E+01	-6,44E+01	76,67
Tensor Fasciae Lata	-5,57E-01	-3,85E+01	98,55
Tibialis Anterior	-7,50E-03	-1,32E+01	99,94
Tibialis Posterior	-3,82E-02	-3,69E-01	89,66

Kalça Antero Posterior eklem kuvvetinin kutu grafiği Şekil 7'de verilmiştir. Kalça, diz ve ayak bileğinin 12 eklemine ait reaksiyon kuvvet sonuçları Tablo 5'de sunulmuştur. Tabloda ki veriler incelendiğinde dış iskeletle yürümenin Kalça Ön Arka eklem reaksiyon kuvveti dışındaki tüm diğer eklem reaksiyon kuvvetlerini azalttığını göstermektedir. Bu eksoskeletonla yürümenin kalçadan bacaklara doğru yükü dağıtarak yük bindirdiğini ve bu nedenle kalça ön arka kuvvetini artırdığını göstermektedir. Simülasyonlarda ele alınan dördüncü parametre ise yürüyüş sırasında oluşan ortak moment değerleridir. Dış iskelet ile yürümenin kalça abdüksiyonuna etkisi Şekil 8'deki gibi gerçekleşmiştir.

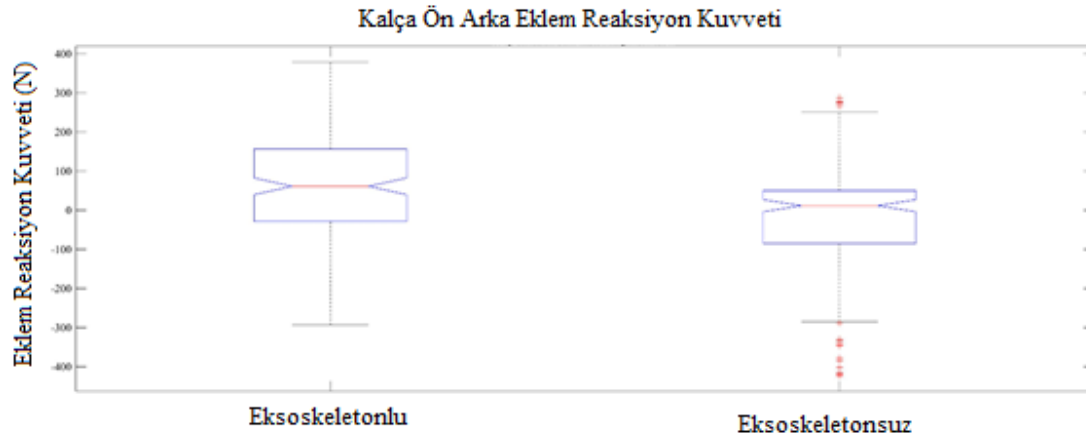
Alt ekstremitede kalça abdüksiyonu ile birlikte altı eklem momenti incelenmiş ve elde edilen sonuçlar ile Eş. 2 kullanılarak ortalamalar arası değişim yüzdesi olarak Tablo 6'da verilmiştir. Dış iskeletle yürümenin kalça fleksiyonu dışındaki tüm eklem momentlerinde %61

ile %99 oranında bir azalmaya neden olduğunu göstermektedir. Bu durum dış iskelet kullanmanın kalça fleksiyon hareketini yapan ekleme ekstra yük bindirdiğini göstermektedir. Dış iskeletin eklemler ve kaslar üzerindeki etkisi incelendikten sonra ayakların altına yerleştirilen plakalar vasıtasıyla temas kuvvetleri tahmin edilmiş ve buna göre yer reaksiyon kuvvetleri hesaplanmıştır. Elde edilen yer reaksiyon kuvvetleri Şekil 9'da verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi tasarlanan robotik dış iskeletin yer reaksiyon kuvvetlerinin tamamı azalmakta, ancak maksimum azalma Y eksenini boyunca gerçekleşmektedir.

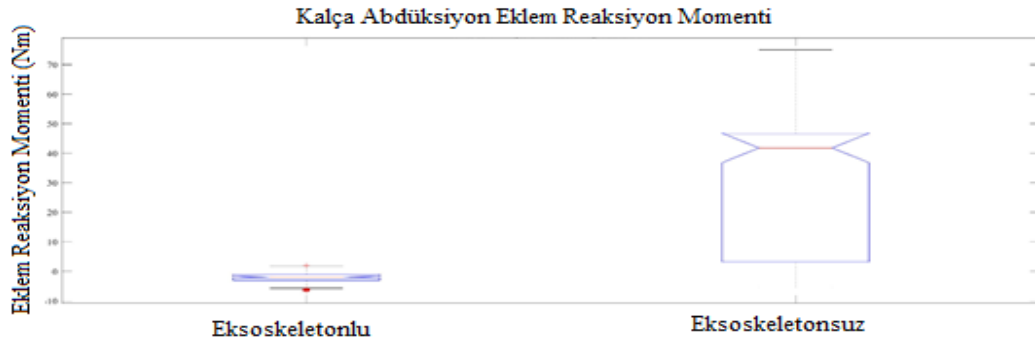
Şekil 10'daki yer reaksiyon moment verileri dış iskelet ile yürürken normal yürüyüş paterninde meydana gelen yer reaksiyon momentlerinin oluşmadığını göstermektedir. Elde edilen bu sonuç tasarlanan dış iskelet modelinin yer reaksiyon momentlerini ve yürüme kas aktivitelerini azalttığını ifade etmektedir.

Tablo 5. Alt ekstremite eklem reaksiyon kuvvetleri (Lower Extremity Joint Reaction Forces)

Eklem Reaksiyon Kuvveti	Eksoskeletonlu (N) Ortalama	Eksoskeletonsuz (N) Ortalama	Eklem Reaksiyon Kuvveti Değişim Yüzdesi
Ayak Bileği Ön Arka Kuvveti	-1,7279	443,8987	99,6107
Ayak Bileği Aksiyal Moment Kuvveti	-0,0383	4,7414	99,1922
Ayak Bileği MedioLateral Kuvveti	8,6258	125,9252	93,1501
Ayak Bileği Proximo Distal Kuvveti	-1,36E+03	-56,1612	-2328,3700
Kalça Ön Arka Kuvveti	52,3745	-20,5173	-155,2700
Kalça Mediolateral Kuvveti	3,5042	-301,3502	98,8371
Kalça ProximoDistal Kuvveti	565,2827	1,34E+03	57,7516
Diz Anterior Posterior Kuvveti	-5,4320	-307,5111	98,2335
Diz Aksiyal Moment Kuvveti	2,4692	5,9847	58,7414
Diz Lateral Moment Kuvveti	-4,9924	16,8678	70,4027
Diz Mediolateral Kuvveti	-30,7221	-22,3012	-37,7599
Diz Proximo Distal Kuvveti	-215,6083	-1230,1000	82,4523



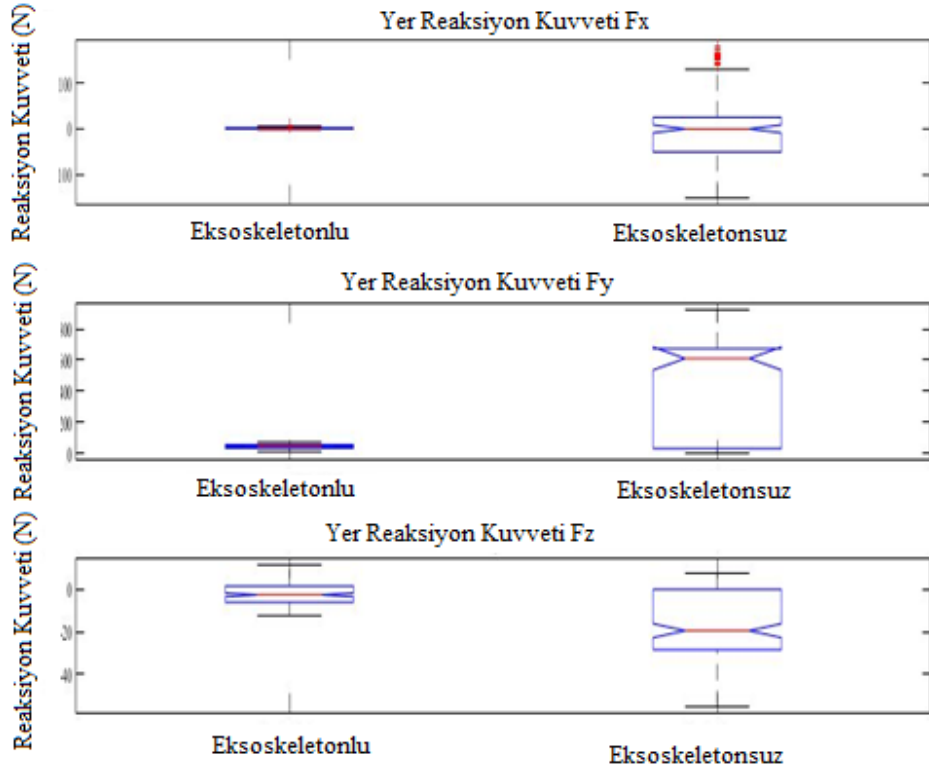
Şekil 7. Eksoskeletonlu ve eksoskeletonsuz yürüyüş sırasında Kalça Ön Arka eklem reaksiyon kuvvetinin kutu grafiği (Box plot of Hip Anterior Posterior joint reaction force during gait with and without exoskeleton).



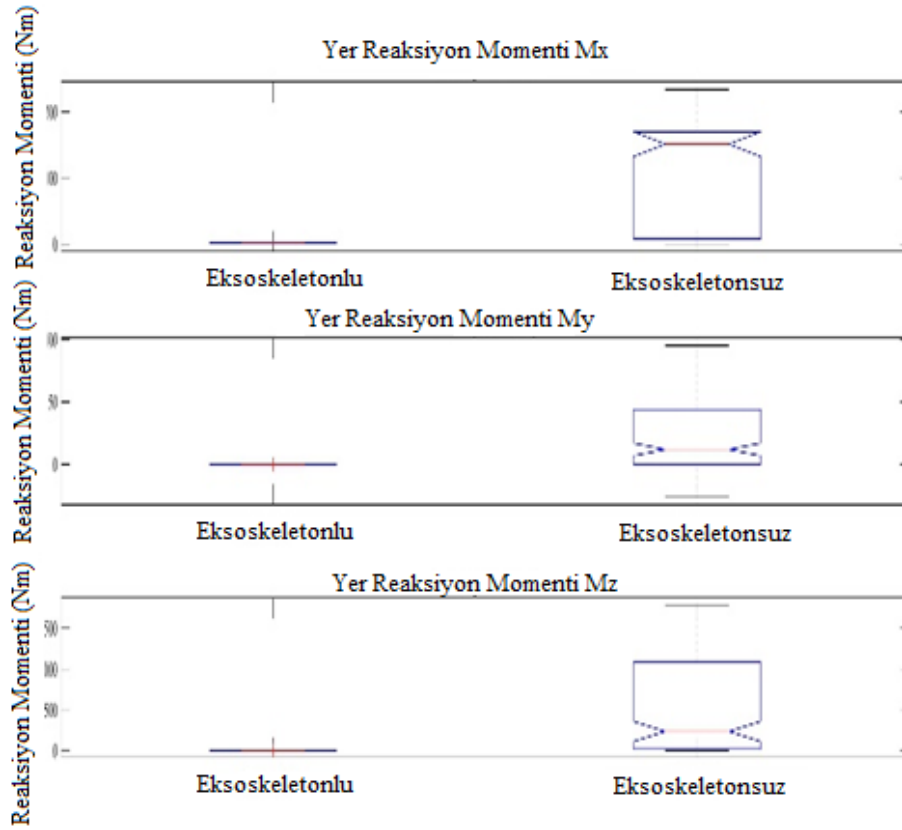
Şekil 8. Kalça Abdüksiyon Momenti (Hip Abduction Moments)

Tablo 6. Alt Ekstremitte Eklem Momentleri (Lower Extremity Joint Moments)

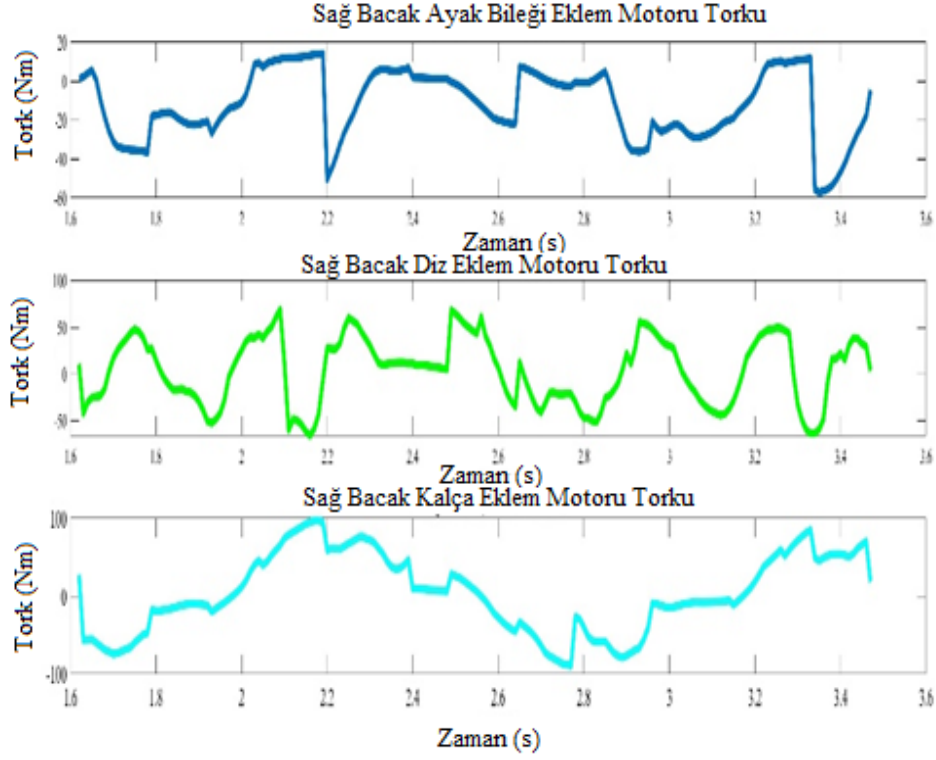
Eklem Reaksiyon Momenti	Eksoskeletonlu (Nm) Ortalama	Eksoskeletonsuz (Nm) Ortalama	Eklem Reaksiyon Momentleri Değişim Yüzdesi
Ayak Bileği Plantar Fleksiyon	1,0101	29,9031	96,6220
Kalça Abdüksiyon Momenti	-1,9984	29,3558	93,1924
Kalça Eksternal Dönme	1,7342	4,4899	61,3750
Kalça Fleksiyon	-5,5030	-5,1665	-6,5131
Diz Fleksiyon	1,3164	4,9293	73,2943
Subtalar Eversiyon	0,0004	5,1814	99,9919



Şekil 9. Yer Reaksiyon Kuvvetleri (Ground Reaction Forces)



Şekil 10. Yer Reaksiyon Momentleri (Ground Reaction Moments)



Şekil 11. Kalça, diz ve ayak bileği tahrikinde oluşan torklar (Torque forces generated in hip, knee and ankle drive)

Dış iskelet tasarımında karşılaşılan diğer bir problem, kalça, diz ve ayak bileği motor sürücülerinde üretilen kuvvetin ölçüsüdür. Şekil 10'da kalça, diz ve ayak bileğinde üretilen kuvvet diyagramları gösterilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi kalçada 79,11 W, dizde 37,78 W ve ayak bileğinde 46,40 W RMS elektrik gücü değerine sahip motorların kullanılması yeterli olacaktır. Ayrıca diğer dış iskelet motor torkları incelendiğinde de Cam Elyaf gibi hafif bir malzeme kullanılmasının enerji tasarrufuna katkı sağlayacağı görülmektedir.

3.2. Tartışma (Discussion)

Dış iskeletler, askeri ve tıp alanında insan kasları ve eklemleri üzerindeki kuvveti ve yükü en aza indiren robotik cihazlardır. Literatürdeki ilk çalışmalar mekanik dış iskelet tasarımına odaklanırken, son yıllarda yapılan çalışmalarda kas iskelet sistemi modelleme programlarında AEDİ modellerinin kullanıldığı görülmektedir. Bu cihazların tasarımında insan-makine etkileşimini anlamak ve ayrıca dış iskeletlerin kaslar ve eklemler üzerindeki etkisini incelemek için modelleme programları kullanılmaktadır. Bu çalışmada Solidworks yazılımı kullanılarak felçli hastalar ve askerlerin kullanabileceği bir dış iskelet tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan dış iskeletin insan kasları üzerindeki etkileri detaylı olarak incelenmiş ve insan ergonomisine daha uygun hale getirilmiştir. Literatürde Anybody gibi kas-iskelet sistemi modelleme programları kullanılarak yapılan dış iskelet modelleme çalışmalarında aşağıdaki eksiklikler gözlemlenmiştir.

- 2018 yılında Fournier ve ark. tarafından modellenen alt ekstremité modelinde sadece yer tepki kuvveti incelenmiştir [11]. Yaptıkları çalışmada, dış iskeletin yer reaksiyon kuvvetlerini kas kuvveti ile aynı oranda azalttığı bulunmuştur. Ancak bu çalışmada, i.) dış iskeletin yer reaksiyon kuvveti ve kaslarla ilişkisine değinilmemiş,

ii.) AEDİ'nin kaslar ve eklemler üzerindeki etkileri gibi önemli analizler üzerinde durulmamıştır, iii.) Kalça, diz ve ayak bileği aktüatörlerinin ne kadar tork ürettiği belirtilmemiştir.

- 2012-2020 yıllarında Li, Y. ve Nithyaa, A. tarafından geliştirilen pasif ve robotik dış iskelet modellerinde, tasarlanan modellerin yüksek ağırlıkları nedeniyle kas ve eklemlere ekstra yük bindirdiği gözlemlenmiştir [28, 29].
- 2020'de Smith, A.J. ve Petcu, A., ve diğerleri, modele dayalı kas aktivitesi hesaplamalarında yer reaksiyon kuvvetinin etkisini hesaba katmamışlardır [9, 12].
- Sohane A. ve Agarwal H. tarafından 2021 yılında yayınlanan bir çalışmada [13], pasif dış iskeletlerle yapılan ağırlık kaldırmanın kaslar üzerindeki etkileri incelenmiştir. Ancak, bu çalışmada yer tepki kuvveti tahmini çalışmaya dahil edilmemiştir.

Bu çalışmada yeni bir yaklaşım olarak, dış iskelet tasarımlarında insan antropometrik özellikleri ve malzeme özellikleri birlikte analiz edilmiştir. Sonuçlardan, A Glass Fiber malzeme kullanıldığında dış iskelet ağırlığının motor ağırlığı dahil 8-9 Kg'a kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Bunun sonucunda önerilen yapının, literatürde tasarlanan dış iskeletlere göre kaslar ve eklemler üzerindeki kuvveti daha fazla azalttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca simülasyon sonuçları, femur ve tibianın S şeklindeki yapısının insan vücudu yapısına daha uygun olduğunu da göstermektedir. Ayrıca simülasyon sonuçları incelendiğinde dış iskelet ile yürümenin psoas major kasını daha fazla çalıştırdığı ve bunun da kalçanın anterior posterior kuvvetini arttırdığı ifade edilebilir. Bu kasın felçli hastalarda aşırı yürüme veya daha fazla kasılma ile ağrıya neden olduğu düşünülmektedir.

4. Sonuçlar (Conclusions)

Bu çalışmada, kalça fleksiyonuna ve ayak bileği plantar fleksiyonuna yardımcı olan, hastaların sabit ve rahat bir şekilde yürütmesine

yardımcı olacak yeni, modüler, hafif, elektrik motorlu bir alt ekstremite dış iskeleti sunulmaktadır. Bu dış iskelet farklı kullanıcılar tarafından giyilebilir ve alt ekstremitedeki ilgili kasların metabolik maliyetini azaltabilir. Dolayısıyla bu tasarım, felç, SCI, alt ekstremite sorunları gibi hastalıkları olan kişilere ve ayrıca sanayi işçileri ve askerler gibi ağır yük taşıyan dış iskelet kullanıcılarına çalışmalarında destek sunmaktadır. Simülasyon sonuçları, önerilen tasarımın kaslara daha az yük bindirme, daha hafif yapı, kaslar ve eklemler üzerinde optimize edilmiş kuvvet dağılımı, optimize edilmiş femur ve tibia yapıları, optimize edilmiş kas aktiviteleri ve yük dağılımı gibi avantajlara sahip olduğunu göstermektedir.

Gelecekteki çalışmalarda öncelikle bu çalışmada önerilen simülasyon tabanlı tasarımın donanımsal gerçekleştirilmesi hedeflenmektedir. Daha sonra simülasyon tabanlı sistem ve gerçek sistem sonuçları arasında detaylı bir performans karşılaştırması yapılacaktır. Son olarak, karşılaştırma sonuçları dikkate alınarak pratik sistemin optimizasyonu için iyileştirmelerin gerçekleştirilmesi hedeflenmektedir.

Teşekkür (Acknowledgement)

Erciyes Bilimsel Araştırma Projeleri Ofisi'ne maddi desteklerinden dolayı teşekkür ederim Danimarka Aalborg Üniversitesi'nden Soren Torholm'a ve AnyBody Türkiye temsilcisi Can Özcan'a dış iskelet modelinin insan modeli ile birleştirilmesinde teknik yardımları için teşekkürlerimi sunarım. Son olarak alt ekstremite kas aktivitelerinin değerlendirilmesine katkılarından dolayı Uzm. Dr. Turgay Özcüler ve Doç. Dr. Halit Fidancı'ya teşekkür ederim.

Kaynaklar (References)

- Xiang X.N., Ding M.F., Zong H.Y., Liu Y., Cheng H., He C.Q., He H.C., The safety and feasibility of a new rehabilitation robotic exoskeleton for assisting individuals with lower extremity motor complete lesions following spinal cord injury (SCI): an observational study, *Spinal Cord*, 58 (7), 787-794, 2020.
- Mineev S.A., Multimodal control system of active lower limb exoskeleton with feedback, in *Proceedings of the Scientific-Practical Conference, Moscow-Russia*, 3-10, 14-15 December, 2016.
- Valente G., Crimi G., Vanella N., Schiello E., Taddei F., Freeware to create subject-specific musculoskeletal models for OpenSim, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 15 (2), 85-92, 2017.
- Ocaktan D.G., Ulusu H.A., Analysis of working postures in a wiring harness conveyor line with AnyBody Modeling System and design proposal of a new line, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 36 (3), 1303-1317, 2021.
- Budakli M.T., Yılmaz C., Stewart platform based robot design and control for passive exercises in ankle and knee rehabilitation, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 36 (4), 1831-1846, 2021.
- Zhou X., Predictive human-in-the-loop simulations for assistive exoskeletons, in *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference, St. Louis-USA*, 1-7, 16-19 August, 2020.
- Shrivastava G., Gupta D., Sharma K., *Cyber Crime and Forensic Computing: Modern Principles, Practices, and Algorithms*, Walter de Gruyter GmbH & Co KG, 11, Walter de Gruyter GmbH & Co KG, Berlin, Germany, 2021.
- Oral A., Gönen., Özcan C., Analysis of working postures in the assembly process of wheel hay rake using anybody modelling system, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 32 (3), 651-660, 2017.
- Petcu A., Tarnita D., Tarnita D.N., Design and virtual model of an exoskeleton for lower limb rehabilitation, in *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Gothenburg-Sweden*, 1-11, 8-12 Oct 2023.
- Ferrari A., Benedetti M.G., Pavan E., Frigo C., Bettinelli D., Rabuffetti M., Leardini, A., Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis, *Gait & posture*, 28 (2), 207-216, 2008.
- Fournier B.N., Lemaire E.D., Smith A.J., Doumit M., Modeling and simulation of a lower extremity powered exoskeleton, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 26 (8), 1596-1603, 2018.
- Smith A.J., Fournier B.N., Nantel J., Lemaire E.D., Estimating upper extremity joint loads of persons with spinal cord injury walking with a lower extremity powered exoskeleton and forearm crutches, *Journal of Biomechanics*, 10 (7), 1-9, 2020.
- Sohane A., Agarwal R., Evaluation of 3D design lower limb exoskeleton on human musculoskeletal with various loads. *Expert Systems*, 38 (7), 1-12, 2021.
- Xu J., Li Y., Xu L., Peng C., Chen S., Liu J., Chen J., A multi-mode rehabilitation robot with magnetorheological actuators based on human motion intention estimation, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 27 (10), 2216-2228, 2019.
- Xu J., Xu L., Li Y., Peng C., Liu J., Xu C., Chen S., Liu Y., Chen J., Design and implementation of the lower extremity robotic exoskeleton with magnetorheological actuators, *2019 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA), Tianjin-China*, 4-7 August, 2019.
- Mahakul R., Thatoi D.N., Choudhury S., Patnaik P., Design and numerical analysis of spur gear using SolidWorks simulation technique, *Materials Today Proceedings*, 41, 340-346, 2021.
- Bratovanov N., Robot modeling, motion simulation and off-line programming based on SolidWorks API, *2019 Third IEEE International Conference on Robotic Computing (IRC), Sofia-Bulgary*, 574-579, 25-27 February, 2019.
- Şentürk B.G., Fetvacı M.C., Modelling and undercutting analysis of beveloid gears, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 35 (2), 901-916, 2020.
- Tröster M., Schneider U., Bauernhansl T., Rasmussen J., Andersen M. S., Simulation framework for active upper limb exoskeleton design optimization based on musculoskeletal modeling, *Smart ASSIST*, 1-10, 2018.
- Kane T.R., Levinson D.A, *Dynamics, theory and applications*, McGraw Hill, New York, USA, 1985.
- Agnihotri G., Kaur N., Sharma R., The Quantified Human Adductor Brevis-A Dimorphic Perspective on the Muscle with Variations, *Annals of International Medical and Dental Research*, 3, 41, 2017.
- Bardin A.L., Tang L., Panizzi L., Rogers C.W., Colborne G.R., Development of An Anybody Musculoskeletal Model of The Thoroughbred Forelimb, *Journal of Equine Veterinary Science*, 103, 1-12, 2021.
- Trinler U., Alexander N., Schwameder H., Baker R., Muscle force estimation in clinical biomechanics AnyBody VS OpenSim, *ISBS Proceedings Archive*, 35 (1), 21, 2017.
- Rasmussen J., The AnyBody modeling system, *DHM and Posturography*, 8, 85-96, 2019.
- Eltoukhy M., Kuenze C., Andersen M.S., Oh J., Signorile J., Prediction of ground reaction forces for Parkinson's disease patients using a kinect-driven musculoskeletal gait analysis model, *Medical engineering & physics*, 50, 75-82, 2017.
- Jung Y., Koo Y.J., Koo S., Simultaneous estimation of ground reaction force and knee contact force during walking and squatting, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 18 (9), 1263-1268, 2017.
- Ignasiak D., Valeanzula W., Reyes M., Ferguson S.J., The effect of muscle ageing and sarcopenia on spinal segmental loads, *European Spine Journal*, 27 (10), 2650-2659, 2018.
- Li, Y., Wang X., Xu P., Zheng D., Liu W., Wang Y., Quiao H., SolidWorks/SimMechanics-based lower extremity exoskeleton modeling procedure for rehabilitation, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Beijing- China*, 26-31 May, 2012.
- Nithyaa A.N., Poonguzhali S., Vigneshwari N., 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*, 234 (7), 651-659, 2020.