TAHRİKSİZ, GİYİLEBİLİR VE ERGONOMİK ÜST GÖVDE DIŞ İSKELET SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ

Ahmet Emre ÖÇAL

T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TAHRİKSİZ, GİYİLEBİLİR VE ERGONOMİK ÜST GÖVDE DIŞ İSKELET SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ

Ahmet Emre ÖÇAL
0000-0002-0637-3487

Doç. Dr. Sevda TELLİ ÇETİN
(Danışman)

DOKTORA TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA – 2023
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

Doktora Tezi

TAHRİKSİZ, GİYİLEBİLİR VE ERGONOMİK ÜST GÖVDE DIŞ İSKELET SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ

Ahmet Emre ÖÇAL

Bursa Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Sevda TELLİ ÇETİN
İkinci Danışman: Prof. Dr. Hüseyin LEKESİZ

Kas-iskelet sistemi hastalıkları çalışma ortamında insan vücudunun biyomekanik dayanımından fazla zorlanması, aynı işi sürekli ve tekrarlı yapması, yanlış pozisyonda duruş halinde iş yapması gibi durumlarda ortaya çıkmaktadır. Endüstride montaj, bakım, ağırlık kaldırma ve/veya taşıma gibi tekrarlı yapılan işlerde kasları ihtiyaç duyulduğu zamanlarda dinlendirmek oldukça önemlidir. Ancak bazı işler belirli tekrarlı hareketleri belirli sürelerde yapmayı gerektirmektedir ve bu durumlarda kas iskelet sistemi hastalıkları daha sık meydana gelmektedir. Son yıllarda kas-iskelet sistemi hastalıklarını önlemek için endüstriyel dış iskelet sistemleri geliştirilmeye ve kullanılmaya başlanmıştır. Dış iskelet sistemleri genel olarak insan tarafından giyilebilen ve fiziksel bir iş yaparken bu işi yapmaya yardımcı olan bir çeşit aparat veya yardımcı makine olarak tanımlanabilir. Çalışma kapsamında, operatörün fiziksel ve tekrarlı bir iş yapması durumunda kolunu havada tutmasına yardımcı olacak bir destek mekanizmasını da içeren endüstriyel dış iskelet sistemi geliştirilmiştir. Sistemin tasarımında, hesaplamalar iki farklı postür için yapılmıştır. Tasarım; kullanıcı dinlenirken, yürürken ve benzer günlük işleri yaparken istenmeyen zamanlarda mekanizmanın çalışmamasını, buna karşılık üst kolun anatomik duruş pozisyonundan 120 derece yukarı kaldırıldığında(fleksiyon) otomatik devreye girmesini sağlayacak şekilde yapılmıştır. Mekanizmadaki destek miktarı, farklı vücut yapısına sahip ve farklı işler yapan kişiler için ayarlanabilmekte ayrıca mekanizmanın devreden çıkış açısı da operatör tarafından belirlenebilmektedir. Yapılan çalışmada, geliştirilen ürünün değerlendirilmesi daha önce tanımlanan ve hesaplamaların yapıldığı iki farklı postür için laboratuvar ortamında on farklı kastan veri alınarak EMG testleriyle yapılmıştır. Dış iskelet sisteminin giyilmesiyle her iki postür için de kas aktivitesi ölçümleri önemli ölçüde azalmıştır. Bu, dış iskelet sisteminin omuz çevresindeki kas iskelet hastalıklarının azaltılmasına yardımcı olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Dış iskelet sistemi, giyilebilir teknoloji, biyomekanik, mekanizma, EMG

2023, xiv + 71 sayfa.

ABSTRACT

PhD Thesis

DEVELOPMENT OF NON-POWERED, WEARABLE AND ERGONOMIC UPPER EXTREMITY EXOSKELETON

Ahmet Emre ÖÇAL

Bursa Uludağ University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Sevda TELLİ ÇETİN
Co-Supervisor: Prof. Dr. Hüseyin LEKESİZ

Musculo-skeletal disorders occur when the human body is forced more than its biomechanical strength in the work place, doing the same work continuously and repetitively, carrying out work in the wrong position. It is very important to rest the muscles when needed during repetitive works such as assembly, maintenance, weight lifting and/or weight carrying in the industry. However, some tasks require performing certain repetitive movements for a certain period of time. So, musculoskeletal disorders occur more frequently in these cases. Lately, industrial exoskeletons have been developed and used to prevent musculoskeletal disorders. Exoskeletons can generally be defined as a kind of apparatus or auxiliary machine that can be worn by humans and helps to do repetitive tasks. Within the scope of the study, an industrial exoskeleton has been developed, including a support mechanism that will help the operator to keep his arm up during physical and repetitive tasks. Calculations have been done for two static postures. Mechanism designed such a way that the mechanism does not work in undesirable times like resting, walking etc. but, it is automatically activated when arm flexed 120 degrees from the anatomical position. The amount of support(moment) in the mechanism can be adjusted for people with different body structures and different jobs, and the deactivation angle of the mechanism can also be determined by the operator. In the study, the evaluation of the developed product was made with EMG tests by taking data from ten different muscles in the laboratory environment for two different postures that were previously defined and calculations were made. Muscle activity measurements for both postures were significantly reduced by wearing the exoskeleton. This shows that the exoskeleton system helps reduce musculo-skeletal disorders around the shoulder.

Key words: Exoskeleton, wearable technology, biomechanics, mechanism, EMG

2023, xiv + 71 pages.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca beni yönlendiren ve her konuda desteğini esirgemeyen danışman hocam sayın Doç. Dr. Sevda TELLİ ÇETİN'e teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca doktora eğitimim sırasında YÖK 100/2000 öncelikli alan bursu veren Yüksek Öğretim Kurumuna ve bu tez konusu ürünün ticarileştirilmesi konusunda verdiği proje desteğinden dolayı TÜBİTAK'a teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimine başladığımdan beri hem derslerde hem de projelerde, özellikle biyomekanik ve ergonomi konularında kendimi geliştirmeme destek olan ve yardımlarını esirgemeyen eş danışman hocam sayın Prof. Dr. Hüseyin LEKESİZ ile sayın Prof. Dr. Tülin GÜNDÜZ'e teşekkür ederim.

Bu tez konusunun seçilmesinden itibaren her süreçte yanımda olan, tez konusunun hayata geçmesinde birlikte çalıştığımız, dostum ve ortağım Makine Yüksek Mühendisi sayın Emre ÇALIŞ'a teşekkürlerimi sunarım.

Sabrı ve anlayışıyla her zaman desteğini hissettiğim sevgili eşim Merve ÖÇAL'a, beni bugünlere hazırlayan ve çalışkanlığı ile bana yaşayarak örnek olan başta sevgili babam Dr. Mustafa ÖÇAL ve sevgili annem Hatiçe ÖÇAL olmak üzere tüm aileme teşekkür ederim, iyi ki varsınız.

Ahmet Emre ÖÇAL
21/07/2023

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....vi
ABSTRACT.....vii
TEŞEKKÜR..... viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....xii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....xivv
1. GİRİŞ…...……..1
1.1. Genel Bakış...…….1
1.2. Tez Çalışmasının Amaçları...……. 3
1.3. Tezin Özgün Yönü...…….……. 4
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI……...…..…6
2.1. Kas İskelet Hastalıkları...……...…… 6
2.2. Omuz Anatomisi……...……...……7
2.3. Dış İskelet Sistemleri ve Çeşitleri...……..... 9
2.4. Dış İskelet Sistemlerinin Biyomekanik Etkilerinin İncelenmesi...……12
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....15
3.1. Anket Çalışması…….....……...……...15
3.2. Teknolojinin Güncel Durumu...……...18
3.3. Biyomekanik Hesaplar...……...…….. 22
3.4. Alternatif Mekanizmalar……...…….. 27
3.5. Mekanizma Hesapları.....……...……... 33
3.6. Yay Hesabı…….....……...……... 36
3.7. Mekanizmanın Endüstriyelleştirilmesi ve Prototip Üretim……...37
3.8. Fonksiyonellik ve EMG Testleri……...40
3.9. Endüstriyel Dış Tasarım ve Dış İskelet Sisteminin Son Hali……44
4. BULGULAR ve TARTIŞMA.....48
4.1. Biyomekanik ve Mekanizma Hesaplama Sonuçları……..……48
4.2. Kol Açısına ve Antropometrik Değerlere Göre Hesaplamalar….……48
4.3. Yay Seçimi……..……..……51
4.4. EMG Test Sonuçları……..……52
5. SONUÇ … 58
5.1. Genel Değerlendirme……...……...……...58
5.2. Çalışmanın Kısıtları ve Gelecek Çalışmalar İçin Öneriler……59
KAYNAKLAR 60
EKLER.....64
ÖZGEÇMİŞ 71

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler	Açıklama
cm	Santimetre
d	Yay tel çapı
D	Yay ortalama halka çapı
$F_{deltoid,P1}$	Postür 1 için deltoid kasında oluşan kuvvet
$F_{deltoid,P2}$	Postür 2 için deltoid kasında oluşan kuvvet
$F_{exo,P1}$	Postür 1 için dış iskelet sisteminin kola uyguladığı kuvvet
$F_{exo,P2}$	Postür 2 için dış iskelet sisteminin kola uyguladığı kuvvet
$F_{kramayer,P1}$	Postür 1 için kramayer dişlide oluşan kuvvet
$F_{kramayer,P2}$	Postür 2 için kramayer dişlide oluşan kuvvet
g	Yer çekim ivmesi
G	Yay torsiyonel elastiklik modülü
H	İnsan boyu
k	Yay katsayısı
kg	Kilogram
L	Yay boyu
$L_{diş}$	Pinyon dişli yarıçapı ve kramayer dişli moment kolu mesafesi
L_{el}	İnsan elinin antropometrik uzunluk ölçüsü
$L_{önkol}$	İnsan ön kolunun antropometrik uzunluk ölçüsü
$L_{üstkol}$	İnsan üst kolunun antropometrik uzunluk ölçüsü
m	Metre
m_{el}	İnsan elinin kütlesi
$M_{exo,P1}$	Postür 1 için dış iskelet sisteminin ürettiği tork
$M_{exo,P2}$	Postür 2 için dış iskelet sisteminin ürettiği tork
m_{matkap}	Matkap kütlesi
$M_{O,P1}$	Postür 1 için dış iskelet sistemi yokken omuz etrafında oluşan moment
$M_{O,P2}$	Postür 2 için dış iskelet sistemi yokken omuz etrafında oluşan moment
$m_{önkol}$	İnsan ön kolunun kütlesi
$m_{üstkol}$	İnsan üst kolunun kütlesi
N	Newton
Ne	Etkin yay sarım sayısı
Nm	Newton metre
sin	Sinüs
Σ	Toplam işareti
Δx	Yay sıkışma mesafesi

Kısaltmalar	Açıklama
3B	Üç Boyutlu
3D	Üç Boyutlu

AB	Avrupa Birliği
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
AD	Ön Deltoid Kası
ASTM	Uluslararası Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu
BB	Biceps Brachii Kası
CE	Avrupa Birliği Teknik Mevzuat Onay İşareti
DMK	Deltoid Kası Moment Kolu Mesafesi
EA	El Ağırlık Merkezinin Proksimal Eksene Göre Mesafesinin Yüzdesi
EMG	Elektromiyografi
FDM	Eriyik Yığma Modelleme
KBY	Kol Bağlantısı MesafesininYüzdesi
LD	Latissimus Dorsi Kası
LT	Alt Trapez Kası
MD	Orta Deltoid Kası
MSD	Kas İskelet Hastalıkları
MOM	Mekanizmanın omuz mafsalına olan mesafesi
MT	Orta Trapez Kası
ÖKA	Ön Kol Ağırlık Merkezinin Proksimal Eksene Göre Mesafesinin Yüzdesi
PCT	Patent İşbirliği Anlaşması
PD	Arka Deltoid Kası
PLA	Poliaktik Asit
PM	Pectoralis Major Kası
PPE	Kişisel Koruyucu Ekipman
RMS	Karekök Ortalama
TB	Triceps Brachii Kası
TR	Türkiye
USD	Amerikan Doları
UT	Üst Trapez Kası
ÜKA	Üst Kol Ağırlık Merkezinin Proksimal Eksene Göre Mesafesinin Yüzdesi
ÜKU	Üst Kol Uzunluğu
WIPO	Dünya Fikri Mülkiyet Örgütü
WMSD	İşe Bağlı Kas İskelet Hastalıkları

ŞEKİLLER DİZİNİ

		Sayfa
Şekil 2.1.	Omuz anatomisinin genel görünümü ……...	8
Şekil 2.2.	Farklı yıllarda geliştirilen dış iskelet sistemlerine örnekler	10
Şekil 2.3.	Dış iskelet sistemlerinin sınıflandırılması……. ……...	11
Şekil 3.1.	Ankete katılanların çalışma ortamında çoğunlukla yaptıkları işler …..	17
Şekil 3.2.	Ankete katılanların kas-iskelet hastalığı olarak şikayetçi oldukları bölgeler..…….	17
Şekil 3.3.	Katılımcıların dış iskelet sisteminde görmek istedikleri özellikler…...	18
Şekil 3.4.	Tez konusu ile benzer ve ticarileşmiş ürünlerden mekanizma konumu omuz arkası olanlardan a) Ottobock Paexo Shoulder, b) Skelex 360, c) Suit X Shoulder X ve mekanizma konumu üst kol yanı olanlardan d) Levitate Airframe, e) Comau MATE XT, f) Hyundai HVEX……..….	20
Şekil 3.5.	Dış iskelet sistemlerinden a) Ottobock Paexo Shoulder mekanizma detayı (US 2020/0093676 A1), b) Levitate Airframe mekanizma detayı (US 2017/0224517 A1), c) Hyundai HVEX mekanizma detayı (Hyun vd. 2019)21 …….	21
Şekil 3.6.	Üst kol, ön kol ve elin gövdeye göre şematik görünümü…….	23
Şekil 3.7.	Tanımlanan postürler a) Postür 1 ve b) Postür 2…….	23
Şekil 3.8.	İnsan uzuvlarının vücut toplam ağırlığına oranla ağırlıkları ve ağırlık merkezlerinin yerlerinin hesaplanmasında kullanılan tablo (Neumann, 2010)……...	24
Şekil 3.9.	Fleksiyon hareketinde omuz eklemi etrafında moment oluşturan kas olan deltoid'in gösterimi (Neumann, 2010)…….	25
Şekil 3.10.	Deltoid kasındaki kuvvetleri hesaplamak için serbest cisim diyagramları a) Postür 1 için ve b) Postür 2 için …….	26
Şekil 3.11.	Deltoid kasının moment kolu mesafesi ve açısının görünümü (Primal 3D Atlas'dan düzenlenerek alınmıştır)……..	27
Şekil 3.12.	"Alternatif mekanizma-1" a) 3B tasarım modeli, b) prototip üretilmiş hali…….....	28
Şekil 3.13.	"Alternatif mekanizma-2" a) 3B tasarım modeli, b) prototip üretilmiş hali…….....	28
Şekil 3.14.	"Alternatif mekanizma-3" a) 3B tasarım modeli, b) prototip üretilmiş hali…….....…….	29
Şekil 3.15.	"Alternatif mekanizma-2" patent başvuru görselleri a) genel görünüm, b) mekanizma detay görünüm …….....	29
Şekil 3.16.	"Alternatif mekanizma-3" patent başvuru görselleri a) genel görünüm, b) mekanizma detay görünüm ……...……	30
Şekil 3.17.	"Alternatif mekanizma-4" 3B tasarım modeli …….	31
Şekil 3.18.	"Alternatif mekanizma-4" prototip üretilmiş hali…….	31
Şekil 3.19.	"Alternatif mekanizma-4" patent başvuru görselleri a) dış iskelet sisteminin insan üzerindeki genel görünümü, b) tork üreten mekanizma kutularının yakından görünümü, c) mekanizmanın detay görünümü..……..	32
Şekil 3.20.	İnsan boyuna oranla uzuv uzunluklarının gösterimi (Winter,2009)….	33

Şekil 3.21. Dış iskelet sisteminin kola sağladığı kuvvetin gösterimi ……. 34
Şekil 3.22. Mekanizma torku ve kramayer dişli kuvvetlerinin gösterimi ……. 35
Şekil 3.23. "Alternatif mekanizma-4" tasarımın son hali a) genel görünümü b) patlatılmış modeli ……..…. 37
Şekil 3.24. Tekstil parçaları ile birlikte giyilebilecek şekilde üretilen dış iskelet sisteminin prototip hali ……..…. 39
Şekil 3.25. Test ortamından görüntüler a) Postür 1 dış iskelet sistemi yok, b) Postür 2 dış iskelet sistemi var, c) Postür 2 dış iskelet sistemi yok, d) Postür 2 dış iskelet sistemi var ……... 42
Şekil 3.26. Test sırasında veri alınan kaslar: triceps brachii (TB), biceps brachii (BB), pectoralis major (PM), anterior deltoid (AD), middle deltoid (MD), posterior deltoid (PD), upper trapezius (UT), middle trapezius (MT), lower trapezius (LT), latissimus dorsi (LD) (iStock, 2023'den düzenlenerek alınmıştır)…….. 43
Şekil 3.27. Dış iskelet sisteminin endüstriyel tasarım yapılmış son hali a) genel görünüm b) insan üzerindeki görünüm ……..……..... 45
Şekil 3.28. Dış iskelet sisteminin son ve insan tarafından giyilmiş hali a) yandan görünüm b) arkadan görünüm ……..…. 47
Şekil 4.1. Manuel olarak giriş yapılan boy, kilo ve üst kol açısına göre hesaplama sonuçlarını gösteren basit program…… 49
Şekil 4.2. Dış iskelet sistemi olmadığında omuz etrafında oluşan momentin üst kol açısına göre değişim grafiği …… 50
Şekil 4.3. Deltoid kasında oluşan momentin üst kol açısına göre değişim grafiği ……. 50
Şekil 4.4. Dış iskelet sistemine giren kuvvetin üst kol açısına göre değişim grafiği …….……. 50
Şekil 4.5. Kramayer dişliye gelen kuvvetin üst kol açısına göre değişim grafiği …….. 51
Şekil 4.6. Postür 1 için dış iskelet sistemi giyildiğinde ve giyilmediğinde kaslarda meydana gelen değişim ……. 54
Şekil 4.7. Postür 2 için dış iskelet sistemi giyildiğinde ve giyilmediğinde kaslarda meydana gelen değişim ……. 55

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 3.1. Benzer dış iskelet sistemlerinin sınıflandırılması…… 22
Çizelge 3.2. Test katılımcı bilgileri….. ……... 42
Çizelge 3.3. Test cihazı teknik bilgileri ……. ……. 44
Çizelge 4.1. EMG test sonuçları "Postür 1" ham verileri…… 53
Çizelge 4.2. EMG test sonuçları "Postür 2" ham verileri ……. 54

1. GİRİŞ

1.1. Genel Bakış

Dış iskelet sistemleri (exoskeletons), farklı amaçlara göre insan vücudunu destekleme veya fonksiyonunu yerine getirme amaçlı geliştirilen bir çeşit giyilebilir teknolojidir. Çalışma prensibine göre pasif ve aktif; sektör veya kullanım amacına göre; askeri, medikal veya endüstriyel, desteklediği bölgelere göre de kol, bel, boyun, oturma, el bileği gibi alt gruplara ayrılabilir.

Yüz yıl öncesinde bile dış iskelet sistemleri geliştirilmekteydi. 1800'lü yılların sonunda insanın koşması, yürümesi ve zıplamasına yardımcı olma amaçlı geliştirilen patent dosyaları vardır. Ancak bunların çoğunluğu istisnalar hariç genel anlamda rehabilitasyon ve daha sonrasında da askeri amaçlar için geliştirilmiş ve kullanılmıştır. 2016 ve sonrasında ise, özellikle otomotiv, havacılık ve savunma sanayinde kas iskelet hastalığı nedenli artan iş kayıplarına çözüm olması için çalışma ortamında kullanım amaçlı endüstriyel dış iskelet sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır. Endüstriyel dış iskelet sistemleri, özellikle sanayide tekrarlı işler altında çalışan kişilerin kas iskelet hastalıklarına maruz kalmasını önleyici ve/veya öteleyici sistemler olarak tanımlanabilir.

Avrupa Birliği ülkelerinde çalışanların yüzde 40'ından fazlası bel, boyun veya omuz bölgesindeki ağrılardan şikâyetçi olmaktadır. Bu da teknolojik olarak ve otomasyon anlamında en ileri seviyede olan Avrupa ülkelerinde bile tekrarlı fiziksel işlerin kas iskelet nedenli sağlık problemlerine neden olması bakımından önemlidir.

2016 yılında tez konusu ile benzer ürün geliştiren yurt dışında sadece bir firma varken 2023 yılı itibariyle benzer ürün geliştiren yabancı firma sayısı yirmiye yaklaşmıştır. Bu da Avrupa ve Amerika pazarındaki ihtiyacı göstermesi açısından önemlidir. İstatistik ve pazar araştırmalarının gösterdiğine göre dış iskelet sistemleri pazarı endüstriyel anlamda 2016 yılından sonra hızla büyümeye başlamıştır. 2018 yılında 220 milyon USD olan dış iskelet sistemleri pazarı çok hızlı bir şekilde büyümeye devam etmektedir. Dış iskelet

sistemleri için hazırlanan bir rapora göre pazar hacminin 2026 yılında 5 milyar USD değerine ulaşacağı öngörülmektedir (BIS Research, 2017).

Endüstriyel dış iskelet sistemi geliştiren ve kullanan firma sayısı arttıkça, endüstriyel dış iskelet sistemleri sektörü oluşmaya başlamış ve 2018'den itibaren bağımsız fuarlar ve çalıştaylar düzenlenmeye başlanmıştır. Bu tip ürünlerin medikal bir cihaz mı, makine mi, yoksa kişisel koruyucu ekipman mı olduğu ile ilgili çalışmalar devam ederken, bel desteği sistemi üreten bir Hollandalı firma, 2022 yılının sonlarında CE PPE (CE onaylı kişisel koruyucu ekipman) belgesi almıştır. Dolayısıyla endüstriyel dış iskelet sistemlerinin ileride birçok ülkede kişisel koruyucu ekipman olacağı rahatlıkla öngörülebilir. Bu durum, endüstriyel dış iskelet sistemleri sektörünün ciddi bir büyüme potansiyeli olduğunu ortaya koymaktadır.

Bunların dışında aşağıda, endüstriyel dış iskelet sistemlerine duyulan ihtiyaçlarla ilgili bazı istatistikler ve araştırma sonuçları paylaşılmıştır.

Dijital fabrikalar, akıllı üretim ve endüstri 4.0 gibi kavramların tartışıldığı günümüzde, operatörlerin halen yoğun ve tamamen beden gücüyle çalışmak zorunda olduğu kısımlarda iş kazaları, yaralanmalar ve çalışmaya bağlı hastalıklar meydana gelmektedir. Yüksek teknoloji kullanılan fabrika sayıları, dünya ortalamasının üstünde olan ve işçi sağlığı ve güvenliği ile ilgili kanun ve denetimlerinin tavizsiz uygulandığı Avrupa Birliği üyesi ülkelerdeki araştırma ve istatistiklere (Eurostat, 2016) göre;

- AB çalışan nüfusunun %63'u tekrarlayan işlerde çalışıyor,
- AB çalışan nüfusun %30'u malzeme/ürün taşıma gibi mobil işlerde çalışıyor,
- AB çalışan nüfusun %46'sı gündelik hareketlerin dışında ergonomik olmayan şekillerde çalışıyor,
- AB çalışan işçilerin %40'ı boyun ve omuz ağrısı çekiyor,
- Avrupa'da her yıl 150.000 kişi üst gövde kas iskelet yaralanmasına maruz kalıyor.

Dünya çapında yıllık 300 milyar dolar kas-iskelet hastalıkları nedenli sağlık harcamaları yapılmaktadır. Sağlık harcamalarındaki büyük miktarların yanında, işçilerin kas iskelet nedenli sağlık problemleri nedeniyle işe geri dönüşleri uzun sürmektedir.

Ülkemizde de işçi sağlığı ve güvenliği ile ilgili kanunların ve denetimlerin sıkılaştırılması ve işçi sağlığı hakkında verilen tavizlerin azaltılması, firmaları iş kazalarına ve oluşabilecek meslek hastalıklarına karşı çalışanlarını korumaya yönlendirmiştir. Birçok ülke de gerçekleşen iş kazaları ve meslek hastalıkları nedeniyle oluşan sağlık harcamalarının önüne geçilmesi ve iş yerinde çalışma verimliliğinin artırılması amacıyla girişimcilere destek olmaktadır.

1.2. Tez Çalışmasının Amaçları

Bu tez çalışmasında, pasif ve endüstriyel üst gövde dış iskelet sistemi geliştirmesi amaçlanmıştır. Öncelikle uygun mekanizmanın tasarlanıp prototip imalatının gerçekleştirilmesi ve sonrasında bu prototip ürünün iyileştirilerek endüstriyel hale getirilmesi hedeflenmiştir. Bu kapsamda yapılması gerekenler ve çözülmesi beklenen problemler aşağıdaki şekilde belirlenmiştir:

- Çalışma aralığı: Sektörde kullanılan benzer ürünler incelendiğinde, bunların hiçbirinde kola destek verme açısı ve/veya çalışma aralığı ayarı olmadığı görülmüştür. Mevcut ürünlerin tamamı, kola sadece önceden belirlenmiş tek bir çalışma aralığında destek vermektedirler. Oysaki çalışma aralığının ayarlanabilme özelliği aslında ciddi bir ihtiyaç ve rakiplere karşı önemli bir avantajdır. Dolayısıyla bu kapsamda çalışma aralığının ayarlanabilmesi ile ilgili çalışmaların gerçekleştirilmesi gerekmektedir.

- Ağırlık: Dış iskelet sistemleri çalışanlara fayda sağlarken, diğer yandan da zarar vermemelidir. Dolayısıyla bu sistemleri kullanacak kişilere çok fazla ağır sistemler giydirilmemelidir. Bu nedenle geliştirilecek mekanizma ve diğer tüm kullanılacak/geliştirilecek ürünlerde ağırlık optimizasyonu konusunda arge çalışmalarının yapılması gerekmektedir.

- Ergonomik tasarım: Tez çalışması kapsamında geliştirilecek mekanizma ve diğer kısımlar, direkt çalışanlar üzerinde deneneceğinden, ürünün ergonomik olması çok önemli bir kıstas olacaktır. İnsan-makine etkileşimi, ürünün antropometrik ölçülerle yeniden boyutlandırılması, hareket kısıtlaması yapmaması gibi konularda çalışmaların yapılması gerekmektedir.

- Endüstriyel ürün: Geliştirilecek ürünün endüstriyel özellikte olması için, içerdiği mekanizma ve diğer bileşenlerin de endüstriyel nitelikte olması ve belirli dayanım şartlarını sağlaması beklenmektedir. Bu nedenle yapılan çalışmada; tasarım, ürün ve malzeme seçimi, sarf malzemelerin belirlenmesi konularının da detaylı olarak ele alınması gerekmektedir.

1.3. Tezin Özgün Yönü

Tez konusunu oluşturan ürün, dünya genelinde yenilik unsurları içeren ve kendinden yeni ürünlerin geliştirilebileceği bir platform niteliğindedir. Bu ürünün gerçekleşmesiyle, bel, oturma, boyun, el bileği, parmak gibi dış iskelet sistemleri için bilgi birikimi (know-how) sağlanacak, böylelikle gelecekte rehabilitasyon ve savunma sanayi alanlarında da kullanılabilecek benzer dış iskelet sistemlerinin altyapısını oluşturacaktır.

Ticarileşmiş diğer ürünler incelendiğinde, bu tez kapsamında geliştirilen ürünü dünyadaki emsallerinden ayıran en önemli farkın kola destek verme açısının ayarlanabilir olma özelliği olduğu söylenebilir. Bu özellik sayesinde, farklı departmanlarda, farklı çalışma alanlarında, farklı sektörlerde, farklı vücut tiplerinde insanlara aynı ürünü kullanabilme imkanı sunulmaktadır. Yapılan çalışmada, bu özelliğin önemli bir fark olacağı ön görülmüş, daha önce literatürde ve pratikte benzerine rastlanmadığı için benzerlerine göre ciddi avantaj sağlayacağı düşünülmüştür.

Literatürde yer alan çalışmalar ve dış iskelet sistemleri pazarı incelendiğinde benzer ürün kütlelerinin genelde 2kg ile 4,5kg arasında olduğu görülmüştür. Bu tez kapsamında ise kütlesi 2kg'ın altında olan bir ürünün geliştirilmesi hedeflenmiştir. Diğer yandan ticarileşmiş ürünlerde sistemin kola verdiği destek belirli bir açıda başlayıp belirli bir

açıda sonlanmaktadır. Bu durum bazı faydaların yanında mahzurları da beraberinde getirmektedir. Yapılan çalışmada, destek ihtiyacı olduğunda operatörün kendi isteği ile mekanizmayı aktif hale getirebileceği bir sistemin geliştirilmesi de hedeflenmiş ve bu özellik kullanıma uygun şekilde tasarlanarak hayata geçirilmiştir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Kas İskelet Hastalıkları

Kas-iskelet sistemi hastalıkları (MSD), insan vücudunun biyomekanik dayanımından fazla zorlanması, aynı işi sürekli ve tekrarlı yapması, yanlış pozisyonda duruş halinde iş yapması gibi durumlarda ortaya çıkmaktadır (Luttmann vd., 2003). İşle ilgili kas-iskelet sistemi hastalıkları ise (WMSD) genellikle atölyelerde, tekrarlı ve sürekli çalışma faaliyetleri nedeniyle ortaya çıkmaktadır (Bennett vd., 2023). İşe bağlı kas-iskelet sistemi hastalıkları aynı zamanda otonom ve serbest hareket edebilmenin engellerinden biridir (Mahdi vd., 2022). Hem firmalar hem de devletler sağlık harcamaları açısından ve verimliliğin düşmesinden ötürü işle ilgili kas-iskelet sistemi hastalıklarından olumsuz etkilenmektedir. Fritzsche vd. (2014) yaptıkları çalışmada, otomotiv montaj hatlarında çalışanların sağlık problemleri nedeniyle işten uzak kalmalarını ve performans düşüşü yaşamalarını yüksek ergonomik iş yükü ile ilgili olduğunu göstermiştir.

Tekrarlı yapılan işlerde kasları ihtiyaç duyulduğu zamanlarda dinlendirmek oldukça önemlidir. Ancak bazı işler belirli tekrarlı hareketleri belirli sürelerde yapmayı gerektirmektedir, bu şekilde çalışma yapıldığı durumlarda kas iskelet sistemi yaralanmaları daha sık meydana gelebilmektedir. Kaslara gerekli zamanlarda dinlenme imkânı verilmezse düşük yüklü işlerde bile yorulma başlangıcı normale göre çok daha hızlı başlayabilmekte ve bu da ilgili kasların fonksiyonlarını daha erken kaybetmelerine neden olabilmektedir (Ng vd. 2014). Normal çalışma süresinin sadece %10'u kadar daha fazla sürede kollar zemine paralel ya da 90 dereceden fazla açıda (fleksiyon) havada çalışıldığı takdirde işle ilgili kas iskelet sistemi hastalıklarına yakalanma riski üçte bir ile üçte iki oranında daha fazla artmaktadır (Schmalz vd. 2019).

ABD'de çalışma ortamlarındaki işçilerle ilgili yapılan bir istatistik çalışmasına göre, omuz ile ilgili kas iskelet sistemi yaralanmaları %13 ile bel yaralanmalarından sonra ikinci sırada gelmektedir. Ayrıca Hyun vd. (2019) bildirdiğine göre, bel ile alakalı kas iskelet sistemi yaralanmalarına maruz kalan işçiler 7 ile 9 gün arasında çalışmaya dönebilirken omuz ile ilgili kas iskelet yaralanmasına maruz kalan işçiler ortalama 23 gün

boyunca işe dönememektedirler. Bu durum hem çalışan hem de işveren açısından verimlilik ve maliyet olarak ciddi sonuçlara yol açmaktadır. Diğer yandan sağlık sisteminde yol açtığı maliyet kaybı hakkında fikir sahibi olabilmek için "Federal İş Sağlığı ve Güvenliği Enstitüsü" araştırma sonuçları incelendiğinde görülmektedir ki sadece Almanya için kas-iskelet sistemi hastalıkları nedeniyle oluşan iş kaybı maliyeti 2016 yılında 17,2 milyar Euro idi. Bu rakamlar durumun ciddiyetini ortaya koymaktadır. Maurice vd. (2020) bildirdiğine göre gelişmiş ülkeler incelendiğinde kas-iskelet sistemi hastalıklarının meslek hastalıkları içerisinde en çok karşılaşılan sağlık problemi olduğu görülmektedir.

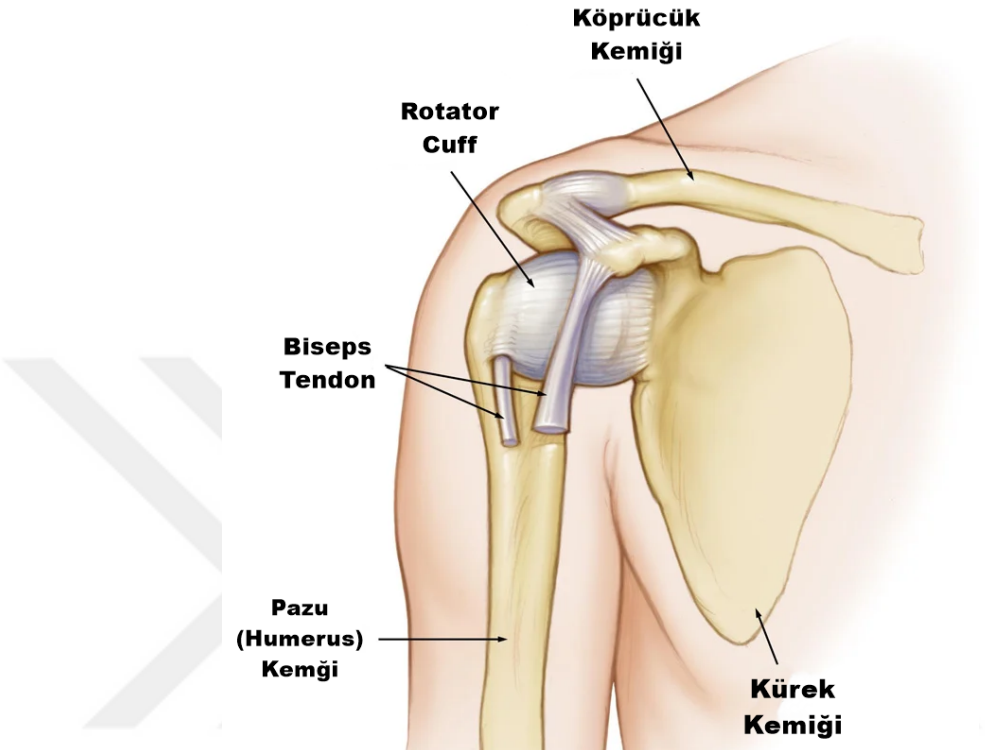
Baş üstü görevler sadece omuz problemlerinin değil, aynı zamanda boyuna bağlı kas-iskelet rahatsızlıklarının da ana sebeplerinden biridir. Baş, servikal omurganın üzerinde konumlanmıştır ve normalde başın ağırlığı, anatomik konum için etrafında dengelenir. Bununla birlikte, baş üstü çalışma, başın yukarı bakmasını gerektirir, bu nedenle boyun çevresinde burulma kuvvetlerine yol açar. Bu kuvvetler faset eklemlerin sıkışmasına bağlı olarak eklem iltihabı ve ağrılara da sebep olmaktadır (Constand vd., 2013).

2.2. Omuz Anatomisi

Omuz eklemi ve çevresindeki kas yapısı özellikle baş üstü görevler için yüksek hareket açıklığı ve esnekliği nedeniyle en hassas olanıdır. İnsan omuzu temel olarak pazu (humerus), kürek (scapula) ve köprücük (clavicle) olmak üzere üç kemikten oluşur ve humerusun başı, glenoid boşluk olarak adlandırılan rotator cuff kaslarıyla çevrelenmiş kürek kemiğinin yuvarlak yuvasına (labrum) oturur (Şekil 2.1). Rotator cuff kasları ve çevredeki birkaç tendon omuz ekleminin stabilitesinden sorumludur. Baş üstü seviyede uzun süre iş yapma durumunda yani kolları uzun süre havada tutma durumunda ve bu işi sürekli tekrarlı yapma durumunda omuzun aşırı kullanımından kaynaklı, subakromiyal bursit olarak bilinen rotator cuff ile akromiyon arasındaki bursa iltihabına ve şişmesine yol açabilir.

Bursalar, eklemlerde bulunan küçük, sıvı dolu keselerdir ve kemikler ile üstteki yumuşak dokular arasında yastık görevi görürler. Başlıca işlevleri, kayan kaslar ve kemik

arasındaki sürtünmeyi azaltmaktır. Bu keselerin iltihaplanması olarak bilinen Bursit hastalığı sıklıkla rotator manşet tendiniti ile birlikte ortaya çıkar ve omuzdaki birçok doku iltihaplı ve ağrılı hale gelebilir.



Şekil 2.1. Omuz anatomisinin genel görünümü

Diğer bir rahatsızlık akut tendinittir, yani tendondaki iltihaplanma, aşırı kullanımdan kaynaklanır, ardından yarılma veya yırtılma denilen problem meydana gelir. Omuzda en çok etkilenen tendonlar dört rotator manşet tendonu ve biseps tendonlarından biridir. Bazı hareketler, omuz instabilitesi anlamına gelen humerus başını omuz yuvasından dışarı itebilir. Tekrarlayan subluksasyonlar veya çıkıklar, eklemde artrit gelişme riskinin artmasına neden olur. Artritin en yaygın türü osteoartrittir ve çalışma koşulları ile ilgili olabilir.

Boyun, omuz ve kolun üst kısmı işlevsel bir birim olarak çalıştığından, bu bozukluklar için kesin kaynak yerini net olarak tanımlamak zordur. Diğer bir komplikasyon ise, bu bölgedeki kas-iskelet problemlerinin çoğunun spesifik olmaması ve iyi tanımlanmış teşhisleri olmamasıdır.

2.3. Dış İskelet Sistemleri ve Çeşitleri

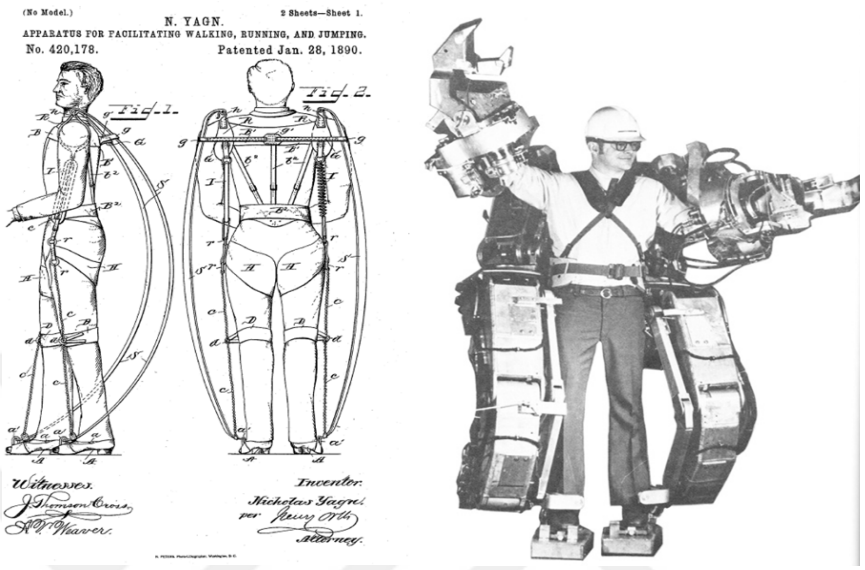
Dış iskelet sistemleri en genel olarak insan tarafından giyilebilen ve fiziksel bir iş yaparken bu işi yapmaya yardımcı olan bir çeşit aparat veya yardımcı makine olarak tanımlanabilir. Voilqué vd. (2019) ve Andersen (2009), "dış iskelet" terimini asıl olarak vücudun iç organlarını destekleyen ve koruyan, bir hayvan veya bitkinin dış iskeletine atıfta bulunan biyolojik bir terim olarak tarif etmiştir. Diğer yandan Huysamen vd. (2018) ise dış iskelet sistemlerini, insan hareketini artırmak ve desteklemek için giyilebilir bir teknoloji olarak tanımlamışlar ve böylece kullanıcıya uygulanan fiziksel stresi azaltarak işle ilgili kas iskelet sistemi hastalıklarının meydana gelme riskini azalttıklarını belirtmişlerdir.

Bazı araştırmacılar tarafından dış iskelet sistemleri, üretkenliğin yanı sıra operatör konforunu da artırabilen "geleceğin fabrikası" konseptindeki çözümlerden biri olarak değerlendirilmektedir (Constantinescu vd., 2016). Her ne kadar 1830'dan beri insan vücuduna yardımcı olabilecek mekanik bir cihaz fikri, mucitleri motive etmiş olsa da (Voilqué vd., 2019) günümüze kadar yapılan çalışmaların çoğu endüstriyelleşememiş ve sanayide yaygın olarak kullanılan bir ürün olarak ortaya konulamamıştır.

Son yıllardaki teknolojik gelişmeler ve endüstri 4.0 kavramı ile birlikte 2010'lu yıllardan itibaren özellikle tahriksiz yani pasif dış iskelet sistemleri fabrika otomasyonlarında, montaj hatlarında, boya ve kaynak işlemleri gibi sürekli tekrarlı ve benzer işlerde operatörler tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Uzun yıllardan beri farklı amaçlarla geliştirilmeye çalışılan dış iskelet sistemlerine farklı yıllardan örnekler Şekil 2.2'de görülmektedir. Burada, ilk görsel (a),1890 yılında alınmış bir patente aittir. İkinci görsel (b), 1960'lı yıllarda General Electric firması tarafından geliştirilmiş Hardiman adlı dünyanın ilk tahrikli dış iskelet sistemini ve nihayet son görsel (c) ise, savunma sanayinde askerlerin dış iskelet sistemleri ile donatılmış halini göstermektedir.

Son yıllarda özellikle Endüstri 4.0 çalışmalarıyla hızlanan fabrika içi otomasyon teknolojileri sayesinde operatörlerin yapabileceği bazı işler otomasyon sistemleriyle yapılabilmektedir. Ancak halen birçok elleçleme, montaj vb. işlemler insan hassasiyeti,

yetenek, karar verebilme yetisi, esneklik ve hareket serbestliği gerektirdiğinden operatörler tarafından yapılmaya devam edilmektedir (Bos vd., 2002; Zurada, 2012; de Looze vd., 2016; Iranzo vd., 2020).



a) **b)**

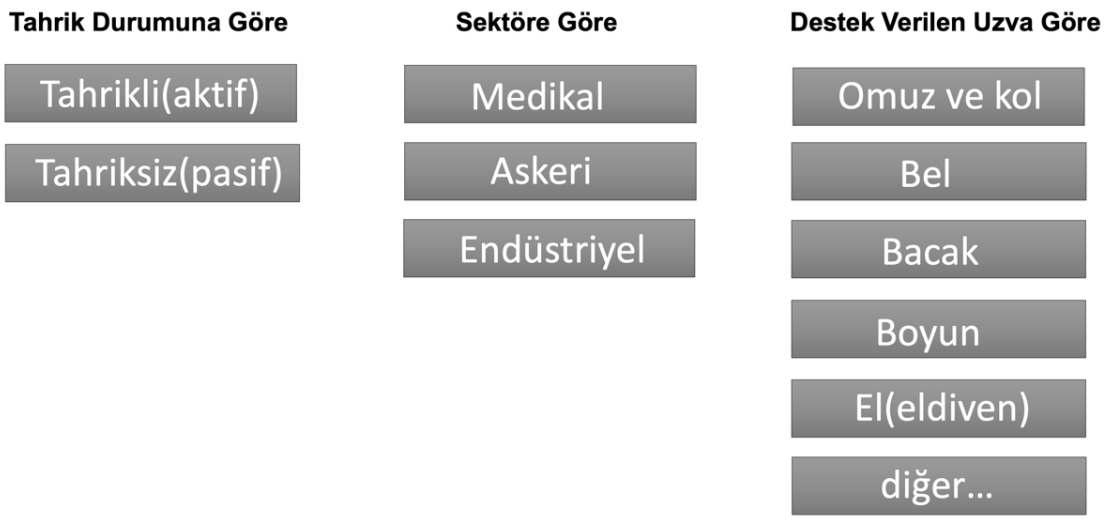


c)

Şekil 2.2. Farklı yıllarda geliştirilen dış iskelet sistemlerine örnekler

Ayrıca Huysamen vd., (2018) tarafından bildirildiğine göre Endüstri 4.0'dan bir başka yenilik, teknolojiyle güçlendirilmiş çalışanları dikkate alan Operatör 4.0'dır. Dış iskelet sistemleri, insan yetenekleri gerektiren otomasyon ve manuel görevler arasındaki değiş tokuşu azaltmaya yardımcı olabilecek şekilde kullanılabilir (Romero vd., 2016).

Dış iskelet sistemleri, amaca yönelik olarak birçok farklı kıstas esas alınarak sınıflandırma yoluna gidilmiştir. Bunlardan en çok kabul gören ve en yaygın olanları şu şekilde özetlenebilir: Sistemin bir veya birden çok motor tarafından tahrik edilip edilmemesine göre **tahrikli ya da aktif** veya **tahriksiz ya da pasif** sistemler olarak sınıflandırılabilir. Diğer yandan amaca yönelik olarak sağlık problemlerinde kullanılmak üzere geliştirilenler **medikal**, savunma sanayisinde askerlerin kullanması için geliştirilenler **askeri**, endüstride çalışma verimliliğinin artırılması, iş kazalarının azaltılması veya önlenmesi vb. amaçlarla kullanılmak üzere geliştirilenler ise **endüstriyel** olarak ayrılabilmektedir. Bunlardan bağımsız olarak yani ister tahrikli (aktif) ister tahriksiz (pasif), medikal, askeri veya endüstriyel olsun vücudun destek verilecek bölgesine göre sınıflandırma da yapılmaktadır. Bunlara kol desteği, bel desteği, boyun desteği, oturma desteği ve benzer şekilde örnekler verilebilir. Yapılan bu sınıflandırmanın şematik hali Şekil 2.3'de görülmektedir. Yukarıdaki sınıflandırmalardan başka farklı amaçlarla daha detaylı ve daha farklı kıstaslarla endüstriyel dış iskelet sistemlerini gruplandırma çalışmaları da yapılmıştır (Voilqué vd., 2019). Ancak literatürde genel kabul gören sınıflandırma şekli aşağıdaki şemada yer aldığı gibidir.



Şekil 2.3. Dış iskelet sistemlerinin sınıflandırılması

Bu çalışmada, tahriksiz (pasif), endüstriyel, omuz ve kolu destekleyen ve endüstriyel çalışma ortamında kullanılabilecek bir dış iskelet sistemi ele alınmıştır. Her ne kadar medikal ve askeri amaçlı geliştirilen dış iskelet sistemlerinin geçmişi uzun yıllar öncesine

dayanmakta ise de endüstriyel amaçlı ve iş ortamında kullanılmaya yönelik geliştirilen dış iskelet sistemlerinin geçmişi son birkaç yıldan eskiye gitmemektedir. Bununla birlikte endüstride kullanıma yönelik geliştirilen dış iskelet sistemlerinin doğrudan bağlı olduğu bir standart da henüz oluşturulmamıştır. (Spada vd., 2017).

Bu tez çalışması kapsamında; göğüs ve daha yukarı seviyelerde çalışma yapan operatörlerin omuz ve kolunu destekleyen bir dış iskelet sistemi geliştirerek çalışma verimliliğini artırmak, iş kazası riskini düşürmek ve kas-iskelet sistemi hastalıklarını azaltmak amaçlanmıştır.

Spada vd. (2017), dış iskelet sistemlerinin insan tarafından giyilebilen insan-robot (makine) etkileşimine güzel bir örnek olduğunu belirtmektedir. Benzer şekilde Zhao vd. (2023) ve Jäger vd. (2023) de yapıkları çalışmalarda, dış iskelet sistemlerinin hem insan makine etkileşimine güzel bir örnek olduğunu hem de işe bağlı kas iskelet sistemi hastalıklarını önlemek için iyi bir araç olduğunu vurgulamaktadırlar. Elektrik motorları aktif yani tahrikli dış iskelet sistemleri için kullanılırken, tahriksiz yani pasif dış iskelet sistemleri mekanik parçaları ve insan gücünü kullanmaktadır (Matthew vd., 2015). Tahriksiz olan sistemler, vücut ile sürekli temasta olduğu için operatör tarafından mekanik gücün anlık olarak değiştirilebilmesine olanak tanırlar (Rosen vd., 2001).

Tahriksiz dış iskelet sistemleri tahrikli sistemlere göre nispeten daha az etkili olmakla birlikte bu sistemlere göre birçok avantajları bulunmaktadır. Bunlardan bazıları; daha hafif olmaları, otomatik kontrol ünitesi olmadan doğrudan sistemi giyen operatör tarafından yönlendirilmeleri, enerjiye ihtiyaç duymamaları, bakım gereksinimlerinin olmaması veya çok az olması, fabrika montaj hatlarına çok kolay bir şekilde uyarlanabilmeleri, farklı kişiler tarafından uzun süreli ön ayar gerekmeden giyilebilmeleri şeklinde sıralanabilir.

2.4. Dış İskelet Sistemlerinin Biyomekanik Etkilerinin İncelenmesi

Dış iskelet sistemlerinin operatörler üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalarda konuya ilişkin kıstaslar, bu çalışmaları yapan kişiler tarafından belirlenmektedir. Maurice vd.,

(2020), Kim vd., (2018) ve Young & Ferris., (2017), git gide artan dış iskelet sistemi çalışmalarına ve bazılarının ticarileşmiş olmasına rağmen hala bu sistemlerin operatörler üzerindeki etkisini göstermeye yönelik değerlendirmelerin yapılabileceği bir standardizasyon sürecinin bulunmadığını bildirmişlerdir. Yine Maurice vd. (2020), her ne kadar Nabeshima vd. (2018) tarafından bu sistemlerin değerlendirilmesine yönelik test kıstasları belirleme çalışması yapılmış olsa da yapılanların daha çok vücudun bel kısmı ile alakalı ve objektif olmayan bir yaklaşımla hazırlandığını belirtmiştir.

Yakın geçmişte ABD'de ASTM (American Society for Testing and Materials) altında kurulan F48 komitesi ile "Exoskeletons and Exosuits" adıyla bir standart yazımına başlandığı ve çalışmaların halen devam ettiği bilinmektedir. Ancak, bu tez çalışmasının tamamlandığı tarihe kadar henüz konuya ilişkin bir standart yayınlanmamıştır.

Bunların yanında birçok araştırmacı son yıllarda ticarileşen ve tez konusu ile aynı amaca yönelik yani kolu destekleyen ve göğüs ve üstü seviyelerdeki çalışmalara odaklanan sistemleri incelemişlerdir. Bu çalışmalarda, daha çok geliştirilmiş olan sistemlerin, operatörlerin çalışma anında nispeten daha çok çalışan kasları üzerine etkisine odaklanılmış ve kas aktivitesindeki değişim incelenmiştir. Huysamen vd. (2018) yaptıkları çalışmada baş üstü seviyede çalışma durumlarında dış iskelet sistemlerinin giyilmesini giyilmediği durumlara göre karşılaştırmış ve bu sistemlerin kullanıldığında omuz bölgesinde kas aktivitesinin düştüğünü göstermişlerdir. Diğer yandan Butler ve Wisner (2016) ise kaynak ve boya operatörlerinin endüstriyel ve kolu destekleyen bir dış iskelet sistemi giymeleri halinde üretkenliklerinin arttığını göstermiştir. Spada vd. (2017) aynı endüstriyel dış iskelet sistemi ile operatörlerde görev performansının ve dayanıklılık sürelerinin arttığını ayrıca algılanan rahatsızlığın azaldığını ortaya koymuşlardır.

Yukarıda bahsedilen dış iskelet sisteminin insan kaslarındaki etkisini inceleme amaçlı testler, EMG (electromyography) adı verilen, kas aktivitesindeki değişimin ölçülmesiyle yapılmaktadır. İnceleme konusu vücut postürü veya hareketi tanımlandıktan sonra ilgili kaslardan veri alınmakta ve aynı veri toplama işi dış iskelet giyildiğinde de yapılmaktadır. Sonuçların karşılaştırılmasıyla dış iskelet sisteminin etkisi değerlendirilmektedir. Tasarlanan dış iskelet sistemlerinin performansını ölçmek için literatürde en yaygın

olarak kullanılan yöntem bu olmakla birlikte son yıllarda bazı araştırmacıların EMG testlerinin yanı sıra karbondioksit salınımı, nabız ölçümü, kandaki oksijen miktarı, yük tablası üzerinde test yapma ve buradan ayaklardaki yük dağılımını ve değişimini inceleme gibi ek veriler ile de değerlendirme yaptıkları görülmektedir. Buna göre test sırasında dış iskelet sisteminin giyildiği ve giyilmediği durumlar için ayrı ayrı veriler alınıp aradaki farklar hesaplanmakta ve sistemin insan fizyolojisi üzerindeki etkileri incelenmektedir. Ancak EMG dışındaki test metotları son yıllarda yeni yeni yapılmaya başlanmış olup bunlar henüz genel kabul görmüş metotlar değildirler. Ayrıca bu verileri toplayacak ekipmanlar henüz kolay ulaşılabilir olmadığından söz konusu ilave testlerin yapılması EMG testleri kadar yaygın değildir.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu tez kapsamında geliştirilen dış iskelet sistemi, kol ve omuz desteği ya da üst ekstremite desteği sağlayan bir sistem olarak da tanımlanmaktadır. Bu tip dış iskelet sistemleri ile hedeflenen çoğunlukla göğüs seviyesinde ya da daha yukarı seviyede yani baş üstü olarak tanımlanabilecek seviyelerde faydalı bir iş yapma durumunda kola destek vermektir. Bu işler genelde kaynak, bakım, montaj, taşlama gibi işlemleri kapsamaktadır. Diğer yandan bu işleri yaparken operatörler kolunu havada tutmanın yanında çoğunlukla iş yapan ellerinde matkap, anahtar gibi faydalı aletler de tutmaktadırlar. Dolayısıyla bu çalışma koşulları düşünülerek kolun havada olması durumunda kola destek verecek bir dış iskelet sistemi geliştirilmiştir.

Yeni geliştirilecek dış iskelet sisteminin tasarımından önce ilk olarak hedeflenen işleri yapan operatörlere yönelik bir anket çalışması yapılmış ve sahadan ön bilgi toplanmıştır. Diğer yandan benzer dış iskelet sistemleri hem içerdikleri mekanizma hem de ergonomi açısından incelenmiş, vücuda temas noktaları ve çalışma prensipleri değerlendirilmiştir. Ardından tanımlanan işi yaparken insan omuzu etrafında oluşan moment ve ilgili işi yaparken aktif olan kaslara ait kuvvetler hesaplanarak dış iskelet sistemi mekanizmasının kapasitesi önceden belirlenmiştir. Mekanizmanın insan üst kol açısına göre nasıl davranması gerektiği de belirlendikten sonra istenen hareketi gerçekleştirecek alternatif mekanizma geliştirilme çalışmaları yapılmıştır. Alternatif mekanizmalar üzerinde yapılan çeşitli analizler sonucunda en uygun mekanizmada karar kılınmış ve bu mekanizmanın detay tasarımları yapılarak endüstriyel kullanıma uygun şekilde geliştirilmiş ve prototip imalatı gerçekleştirilmiştir. Üretimi yapılan dış iskelet sistemi fonksiyonellik ve EMG testleriyle değerlendirilmiş ve son halini almıştır. Tez kapsamında yapılan bu çalışmaların detayları aşağıda başlıklar halinde verilmiştir.

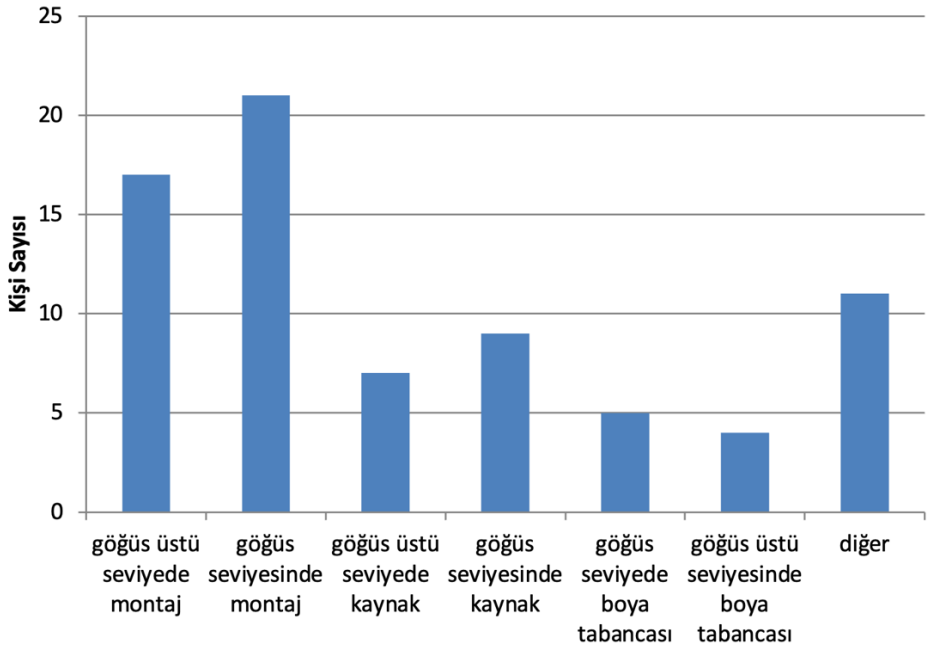
3.1. Anket Çalışması

Kola destek verecek dış iskelet sistemi geliştirilmeden önce yukarıda belirtilen işleri yapan operatörler ile anket çalışması yapılmıştır. Anket çalışması "Bursa Uludağ Üniversitesi Araştırma ve Yayın Etik Kurulları" 2 Haziran 2020 tarihli ve 2020-03 sayılı

toplantı tutanağı ile uygun görülen etik kurul onayı kapsamında yapılmıştır. Anketler otomotiv ana sanayi, otomotiv yan sanayi, lojistik, makine sanayinde ve daha önce farklı sektörlerde çalışmış operatörler ile çeşitli fabrika ve çalışma ortamlarında montaj, kaynak, boya tabancası kullanımı vb. işleri yapan kişilere uygulanmıştır. Anket soruları Ek 1'de verilmiştir.

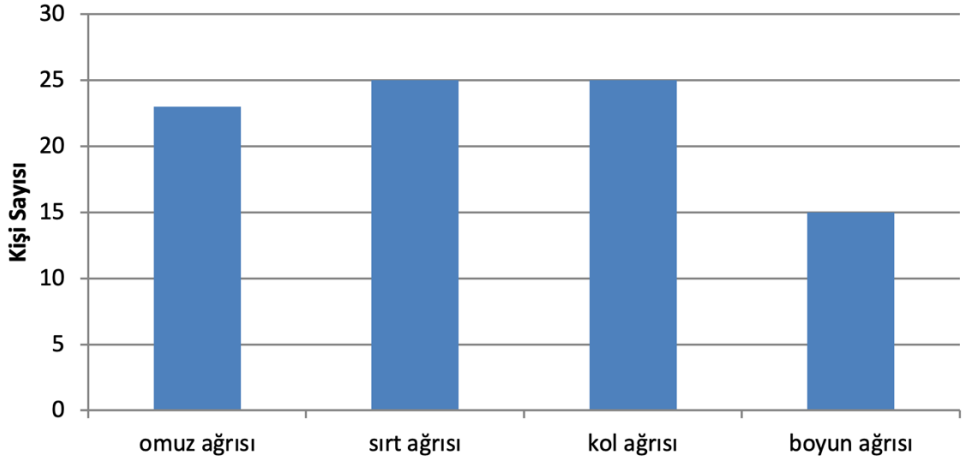
Yapılan anket çalışması ile ilgili bazı bilgiler şöyledir;

- Ankete toplamda 33 kişi katılmıştır.
- Ankete katılanların en genci 18 yaşında, en yaşlısı 49 yaşındadır ve yaş ortalaması 32,4'tür.
- Ankete katılanların tamamı erkektir.
- Ankete katılanların en az iş tecrübesi olanı 2 yıl, en fazla iş tecrübesi olanı 28 yıl olmak üzere ortalama iş tecrübesi 12,2 yıldır.
- Daha önce bel, sırt, kol, boyun, omuz vb. nedenlerle kas-iskelet ağrıları nedeniyle sağlık raporu alan kişi sayısı 13'tür (toplam ankete katılanların %40'ını oluşturmaktadır).
- Bu kişilerden 7 tanesi bel, 4 tanesi omuz ve kol ve 2 tanesi boyun ağrıları nedeniyle sağlık raporu almak zorunda kalmıştır.
- Sağlık raporu aldığını belirten bu 13 kişi işten uzak kalma sürelerini "2 hafta", "2 kez 20 gün", "15 gün", "10 gün", "8 ay", "10 kez 20 gün", "2 kez 20 gün", "30 gün", "6 gün", "2 gün", "1 hafta", "2 kez 3 ay", "1 ay" ve "6 kez 10 gün" olarak belirtmişlerdir.
- Anket sorularını cevaplayanların tamamı bel, sırt, kol, boyun, omuz ağrısı vb. kas-iskelet ağrılarının günlük çalışma verimini olumsuz manada etkilediğini belirtmişlerdir.
- Anket sorularını cevaplayanların tamamı hem göğüs seviyesinde hem de göğüs üstü seviyede omuzu ve kolu destekleyici bir mekanizmanın, dış destek vb. ürünün faydalı olacağını düşünmektedirler.
- Çalışma ortamında en sık yaptıkları işlerin ne olduğu sorusuna verilen cevaplar Şekil 3.1'de görülmektedir;



Şekil 3.1. Ankete katılanların çalışma ortamında çoğunlukla yaptıkları işler

- Daha önce şikâyetçi olunan kas-iskelet hastalıklarının vücudun neresinde olduğuna yönelik soruya verilen cevaplar Şekil 3.2'de görülmektedir;

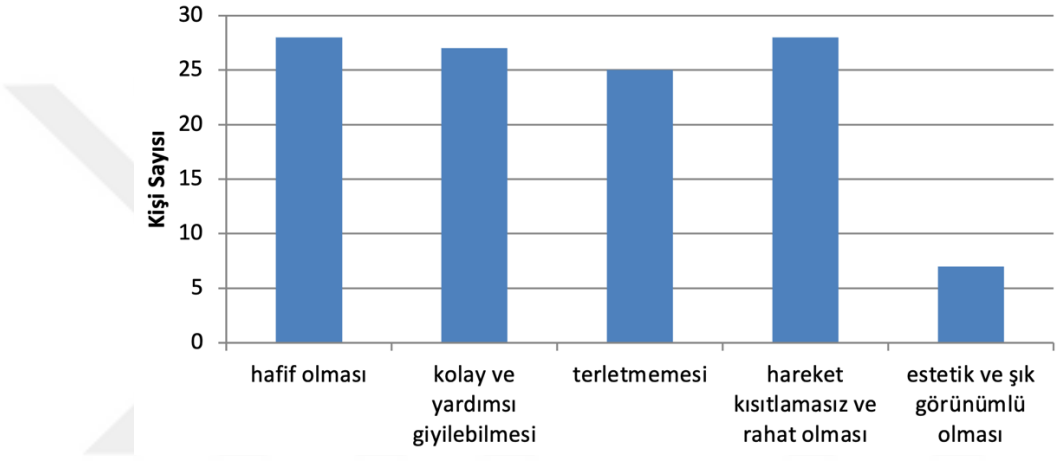


Şekil 3.2. Ankete katılanların kas-iskelet hastalığı olarak şikayetçi oldukları bölgeler

Anketlerden alınan cevaplar incelendiğinde özellikle göğüs ve daha üstü seviyede yapılan her türlü işte operatörlerin kas-iskelet ağrılarından şikâyet ettikleri ve bazılarının da bu sebeple rapor almak zorunda kaldıkları görülmüştür. Rapor alınan süreler de genellikle

çok uzun olduğundan önemli ölçüde iş kaybına neden olabileceği görülmektedir. Daha önce farklı istatistiklerle ortaya konulan bu durum nedeniyle operatörlerin hastalanmalarına, işverenlerin verimlilik kaybı yaşamalarına ve ülkelerin de sağlık harcamalarına olumsuz manada etki ettiği görülmüştür.

Katılımcılara, sürekli tekrarlı yapılan işlerde vücutlarını destekleyecek bir dış iskelet sistemi geliştirildiği takdirde en çok hangi özelliğin olmasını isterdiniz şeklinde sorulan soruya verdikleri cevap Şekil 3.3'te görülmektedir.



Şekil 3.3. Katılımcıların dış iskelet sisteminde görmek istedikleri özellikler

Diğer yandan ankete katılanlarının büyük çoğunluğunun daha önce bir dış iskelet sistemi kullanmasalar da böyle bir cihazın faydalı olacağını düşünmeleri, az sayıda da olsa daha önce dış iskelet sistemi denemiş olanların da memnun kaldıklarını belirtmeleri dikkat çekmektedir.

3.2. Teknolojinin Güncel Durumu

Daha önce yapılan sınıflandırmalardan kola destek veren, tahriksiz (pasif) yani motor veya başka herhangi bir tahrik unsuru içermeyen ve endüstriyel amaçlı ürünler incelendiğinde az sayıda ticarileşmiş ürün olduğu görülmektedir. Tez konusu çalışma alanına benzer ürünler incelendiğinde çalışma prensiplerinin genelde benzer olduğu ve aşağıda izah edilen şekilde olduğu tespit edilmiştir. Anatomik duruş poziyonunda yani

kollar serbest bir şekilde dururken sistem devre dışında yani kola herhangi bir destek verilmemektedir, kollar fleksiyon hareketi yaptığında yani yukarı doğru kaldırıldığında ve ortalama 25-30 dereceye geldiğinde mekanizma devreye girmekte ve kola destek olmaya başlamaktadır, kola verilen bu destek üst kolun zemin ile paralel olduğu yani 90 derece fleksiyon durumunda en yüksek değere ulaşmakta ve kollar daha da yukarı kaldırıldığında destek azalmaktadır.

Yukarıda bahsedilen bu devreye girme durumunun pratikte bazı durumlarda dezavantajlı olduğu tespit edilmiştir. İnsan kolunu biraz kaldırdığında bile sistem devreye girmekte ve istenmeyen durumda sistem kendini aktif hale getirebilmektedir. Bu durum mola zamanlarında çay, kahve içme gibi kolu havaya kaldırmak gerektiği durumlarda, yürürken kolları ileri geri salınım yapma hareketinde, elektrik prizini açmak için kolları ileri uzatma hareketinde, pantolon cebinden telefon çıkartma ve sonrası telefonu kulağa götürme gibi bazı istenmeyen durumlarda da sistemin devreye girmesine neden olmaktadır. Yapılan anket çalışmasında buna yönelik bir soru olmamakla birlikte anket yapılan kişilerden benzer ürün deneyen az sayıda kişi bu durumu belirtmiştir. Mekanizma devreden çıkartılmak istendiğinde kol, ekstansiyon yaparak yani anatomik duruş pozisyonuna dönerek, yine devreye girdiği açı olan yaklaşık 25-30 derece fleksiyon açısında devre dışı kalmakta ve kollar anatomik pozisyona getirilmektedir. İncelenen benzer dış iskelet sistemleri Şekil 3.4'te görülmektedir. Burada yer alan ürünler ticarileşmiş olup ilk üç resim mekanizma konumu omuz arkasında olanlara, sonrakiler ise mekanizma konumu üst kol yanında olanlara örnek olarak gösterilmiştir.



a) **b)** **c)**

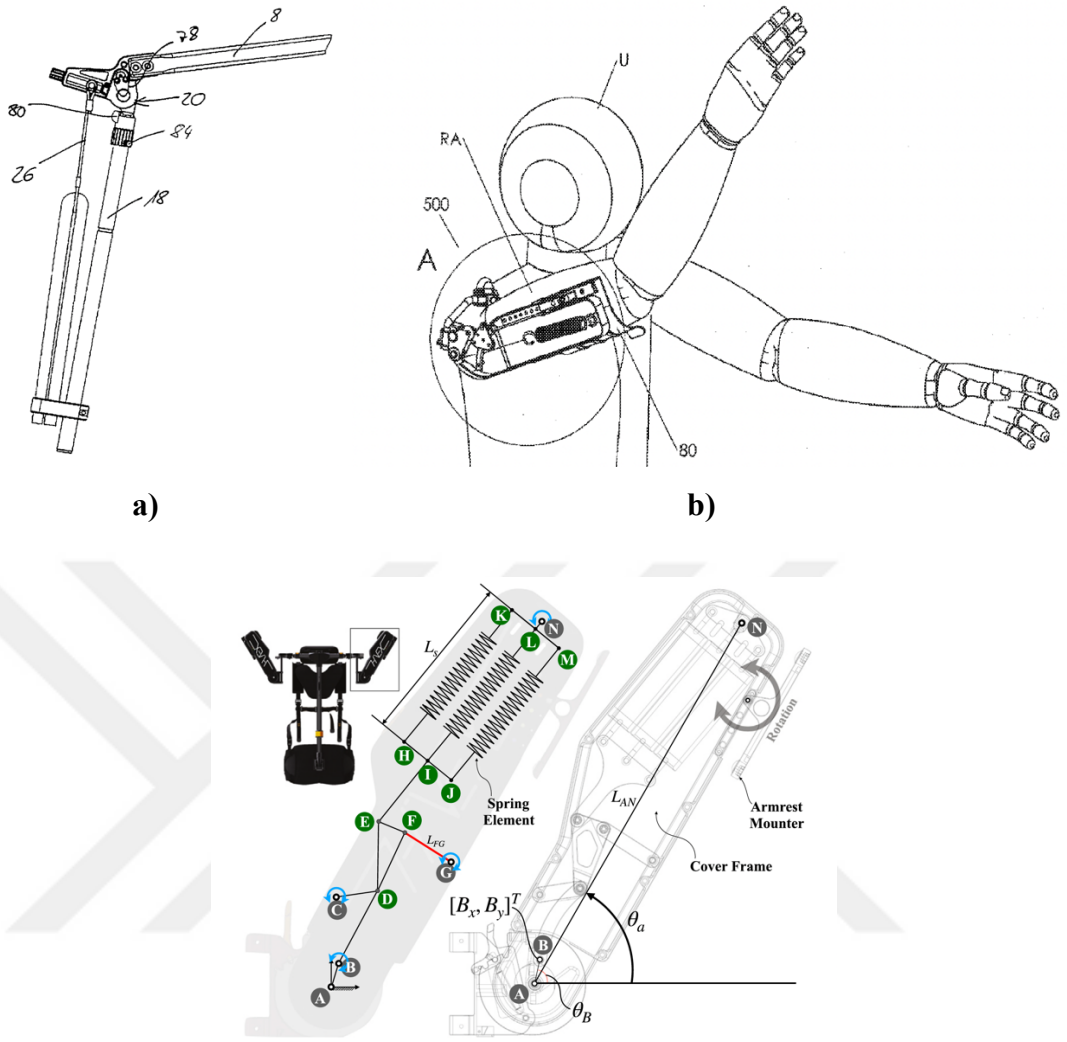


d) **e)** **f)**

Şekil 3.4. Tez konusu ile benzer ve ticarileşmiş ürünlere örnekler a) Ottobock Paexo Shoulder, b) Skelex 360, c) Suit X Shoulder X d) Levitate Airframe, e) Comau MATE XT, f) Hyundai HVEX

Mekanizmalar detaylı incelendiğinde her ürünün kendine has ve patentlenmiş iç mekanizmalarının bulunduğu anlaşılmaktadır. Bu ürünlerden Ottobock firmasının ürününde bir çeşit kam mekanizması ve yay kullanılmakta, kolun yaptığı açıya göre mekanizmanın devreden çıkartılması sağlanmakta ve bu şekilde kola destek veren bir yapı oluşturulduğu görülmektedir. Skelex firmasının ürününde ise benzer açılarda devreye girip devreden çıkan ancak bu sefer yaprak yay mantığında çalışan ve insan kolunun açısına göre bu yaprak yayın sıkıştırılması karşısında kola destek veren, belirli açılarda devre dışı kalan bir mekanizma bulunmaktadır. Her iki üründe de kola verilecek destek miktarı yani mekanizmanın sağlayacağı tork miktarı ayarlanabilmektedir. Böylece farklı antropometrik ölçülerdeki ve farklı destek ihtiyacı olan kişiler kendilerine uygun destek miktarını ayarlayabilmektedir.

Ayrıca aynı ürünü yine farklı antropometrik kişilerin giyebilmesi için yükseklik, genişlik ayarları ve kol bağlantı kısımlarında ayar yapabilme gibi ergonomik ayarlar da bulunmaktadır. Ancak kola verilecek desteğin hangi açıda başlayacağı ve hangi açıda sonlanacağı değiştirilememektedir. Bu başlangıç ve bitiş açıları sabittir. Yukarıda tanıtılan endüstriyel dış iskelet sistemlerinden literatürde mekanizma detayına ulaşılabilenler Şekil 3.5'te görülmektedir.



a) b)

c)

Şekil 3.5. Dış iskelet sistemlerinden a) Ottobock Paexo Shoulder mekanizma detayı (US 2020/0093676 A1), b) Levitate Airframe mekanizma detayı (US 2017/0224517 A1), c) Hyundai HVEX mekanizma detayı (Hyun vd. 2019)

Levitate, Comau ve Hyundai firmalarının ürünlerinde üst kola paralel konumlandırılmış bir kutu içerisinde özel mekanizmalar bulunmaktadır. Comau MATE XT ürününde kola verilen destek anatomik pozisyondayken sıfırdır ve kolun fleksiyon yapması ile birlikte artan, 90 derece fleksiyonda en yüksek değere ulaşan ve daha yukarı açılarda yine azalan bir karakteristiğe sahiptir. Yukarıda tanıtılan dış iskelet sistemlerinin içerdikleri mekanizma teknolojisi ve insan vücudunda mekanizma konumlarına göre sınıflandırılmış hali Çizelge 3.1'de görülmektedir.

Çizelge 3.1. Benzer dış iskelet sistemlerinin sınıflandırılması

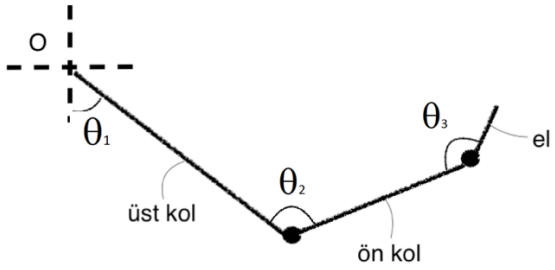
Dış İskelet Sistemi	Mekanizma Teknolojisi	Mekanizma Konumu
Ottobock Paexo Shoulder	kam mekanizması	omuz arkası/sırt
Skelex 360	yaprak yay	omuz arkası/sırt
Suit X Shoulder X	(erişilemedi)	omuz arkası/sırt
Levitate Airframe	çeki yayına bağlı özel mekanizma	üst kol
Comau MATE XT	çeki yayına bağlı özel mekanizma	üst kol
Hyundai HVEX	çeki yayına bağlı özel mekanizma	üst kol

Tez çalışması kapsamında geliştirilen dış iskelet sistemi ile benzer olan ve ticarileşmiş ürünler incelendiğinde vücuda bağlanma şekilleri benzer olmakla birlikte mekanizmanın ya omuz arkasında ya da üst kolun yanında konumlandırıldığı görülmüştür. Normalde kola destek verilirken koldan gelen yük zaten bel kemeri üzerinden kalça çıkıntısına oradan da zemine aktarılmaktadır. Mekanizmanın üst kolun yanında konumlanması fazladan yük olarak omuz etrafındaki momentin artmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle bu tez kapsamında geliştirilen dış iskelet sisteminde omuz arkasında konumlandırma yapılmasının daha doğru olacağına karar verilmiştir.

3.3. Biyomekanik Hesaplar

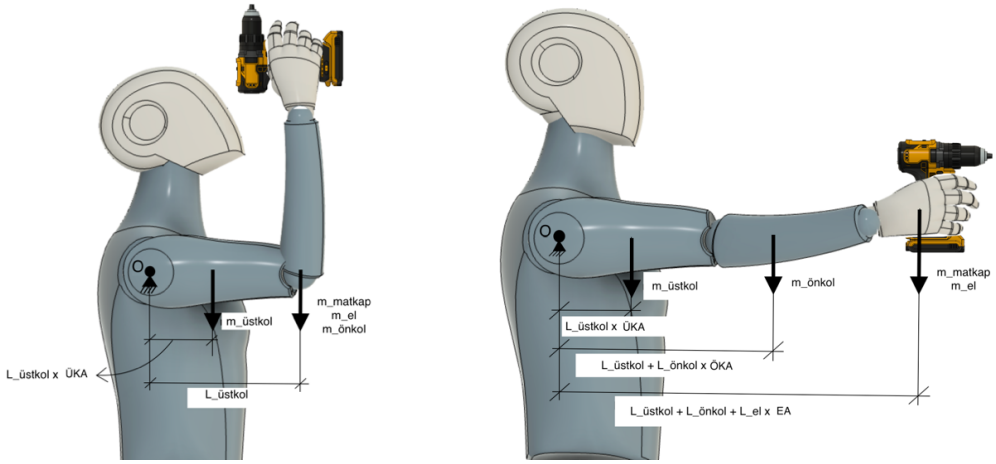
Dış iskelet sisteminin işçilerin çalışma koşullarını temsil eden biyomekanik duruma göre tasarlanması gerekmektedir. Üst ekstremite dış iskelet sistemlerinin temel çalışma prensibi üst kolu yerçekimine karşı destekleyerek omuz eklemi çevresindeki momentin azalmasına yardımcı olmaktır. Hesaplamalarda kullanılacak üst kol, ön kol ve el şematik görünümü Şekil 3.6'da gösterilmiştir. Burada θ_1 üst kolun insan gövdesine göre anatomik pozisyondayken sıfır olacak şekilde açısını, θ_2 ön kolun üst kola göre açısını, θ_3 ise elin ön kola göre açısını temsil etmektedir. Hesaplamalar için üst kola destek verilmesi öngörülen ve pratikte en çok yapılan iki temel duruş belirlenmiştir. Bunlardan ilki "Postür 1" diğeri "Postür 2" olarak adlandırılmıştır. Postür 1'de üst kolun 90 derece fleksiyon yaptığı yani zemine paralel konumlandığı ve ön kolun da üst kola göre 90 derece

fleksiyon yaptığı durum belirlenmiştir. Bu durumda yani "Postür 1" için θ_1=90 derece, θ_2=90 derece ve θ_3=180 derece olarak alınmıştır.



Şekil 3.6. Üst kol, ön kol ve elin gövdeye göre şematik gösterimi

Postür 2'de ise üst kolun yine 90 derece fleksiyon yaptığı ancak ön kolun da yine zemine paralel ve elin karşıya doğru uzandığı durum ele alınmıştır. Bu durum yani "Postür 2" için θ_1=90 derece, θ_2=180 derece ve θ_3=180 derece olarak belirlenmiştir. Hesaplama ve testler için seçilen bu iki duruş şekli Şekil 3.7'de gösterilmiştir. Şekilde ayrıca, her iki durum için omuz etrafında oluşan momentin hesabında dikkate alınan kuvvetler ve bu kuvvetlerin etkime noktalarının omuza olan mesafeleri de verilmiştir. Bu iki postür pratikte montaj yapma, bakım, kaynak, taşlama gibi işleri temsil etmesi amacıyla belirlenmiştir ve hesaplamalarda operatörün elinde faydalı bir aletin varlığını temsilen matkap olduğu varsayılmıştır.



a) **b)**

Şekil 3.7. Tanımlanan postürler a) Postür 1 ve b) Postür 2

Postür 1 durumunda omuz etrafında oluşan moment için;

$$M_{O,P1} = g[(m_{matkap})\ x\ (L_{üstkol}) + (m_{el})\ x\ (L_{üstkol}) + (m_{önkol})\ x\ (L_{üstkol}) + (m_{üstkol})\ x\ (L_{üstkol}\ x\ ÜKA)] \quad (3.1)$$

ve Postür 2'de;

$$M_{O,P2} = g[(m_{matkap})x(L_{üstkol} + L_{önkol} + L_{el}xEA) + (m_{el})x(L_{üstkol} + L_{önkol} + L_{el}xEA) + (m_{önkol})\ x\ (L_{üstkol} + L_{önkol}xÖKA) + (m_{üstkol})\ x\ (L_{üstkol}xÜKA)] \quad (3.2)$$

denklemleri yazılabilir. Burada "g" yerçekimi ivmesidir. ÜKA, ÖKA ve EA ise sırasıyla üst kol, ön kol ve elin ağırlık merkezlerinin proksimal eksene olan mesafelerinin toplam boylarına oranla yüzde mesafelerini tanımlamaktadır. Bunlar Şekil 3.8'de verilen tablodan sırasıyla 0,436, 0,43 ve 0,506 olarak alınmıştır.

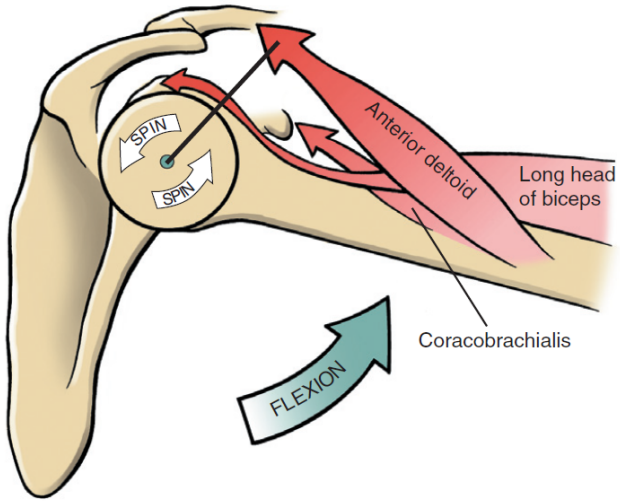
TABLE 4-3. **Anthropometric Data on Body Segments' Weight and Center of Gravity Location in the Anatomic Position (Extremity Data Are Unilateral Only)**

Segment	Definition*	Segment Weight as a Percentage of Total Body Weight	Center of Gravity: Location from Proximal (or Cranial) End as a Percentage of Segment Length
Hand	Wrist axis to proximal interphalangeal (PIP) joint of third digit	0.6%	50.6%
Forearm	Elbow axis to ulnar styloid process	1.6%	43%
Upper arm	Glenohumeral axis to elbow axis	2.8%	43.6%
Forearm-and-hand	Elbow axis to ulnar styloid process	2.2%	68.2%
Total arm	Glenohumeral axis to ulnar styloid process	5%	53%
Foot	Lateral malleolus to head of second metatarsal	1.45%	50%
Shank (lower leg)	Femoral condyles to medial malleolus	4.65%	43.3%
Thigh	Greater trochanter to femoral condyles	10%	43.3%
Shank-and-foot	Femoral condyles to medial malleolus	6.1%	60.6%
Total leg	Greater trochanter to medial malleolus	16.1%	44.7%
Head-and-neck	Ear canal to C7-T1 (first rib)	8.1%	0% (at ear canal)
Trunk	Glenohumeral axis to greater trochanter	49.7%	50%
Trunk-head-and-neck	Glenohumeral axis to greater trochanter	57.8%	34%

Şekil 3.8. İnsan uzuvlarının vücut toplam ağırlığına oranla ağırlıkları ve ağırlık merkezlerinin yerlerinin hesaplanmasında kullanılan tablo (Neumann, 2010)

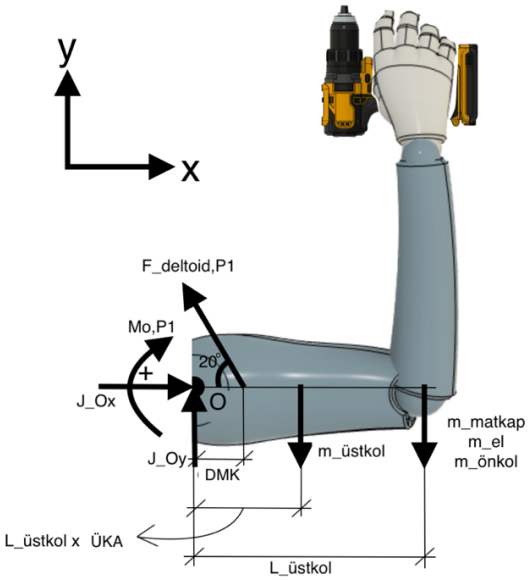
Deltoid kası, her iki postürde aktif olan ana kastır. Bunun yanında biceps brachii ve trapezius kasları ise kolun Postür 1 ve Postür 2 durumlarında dengede durmasını sağlayan kaslardır. Biceps brachii kasının ana işlevi, ön kol, el ve elde tutulan faydalı aleti (matkap, anahtar gibi) verilen pozisyonlarda dengelemektir (ön kolun fleksiyonu). Üst esktremite dış iskelet sistemlerinde genel eğilim üst kola destek vermesi olduğu için kol desteği üst kola temas ederek destek sağlar. Biceps brachii kasındaki aktivite dış iskelet sistemi tarafından sağlanan destekten etkilenmez. Trapezius kası ise bu postürlerde kürek

kemiğini kaldırmak ve stabilize etmek için çalışır. Bu nedenlerden dolayı tanımlanan postürlerde ana görevi deltoid kasının yaptığı söylenebilir. Fleksiyon hareketinde kolun kaldırılması sırasında omuz eklemi etrafında moment oluşturan kasın deltoid olduğunu gösteren bir görsel Şekil 3.9'da görülmektedir.

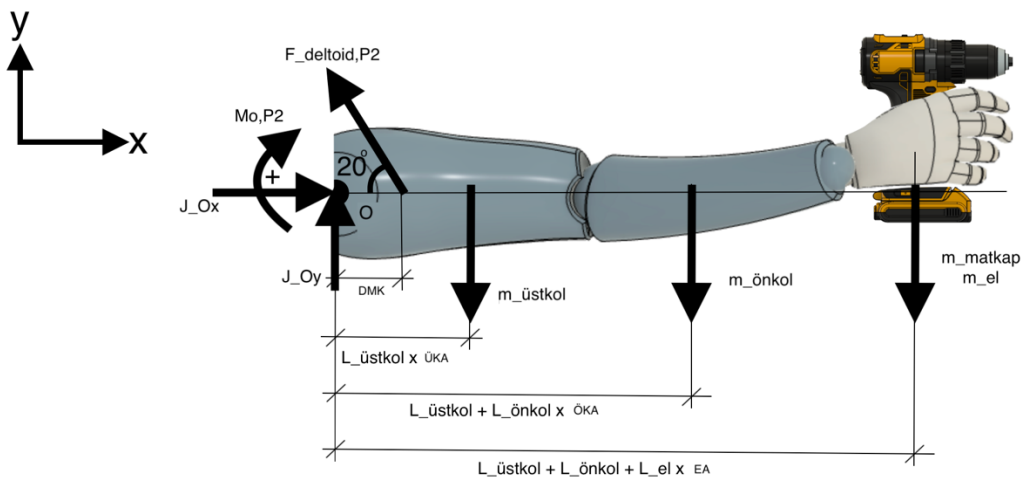


Şekil 3.9. Fleksiyon hareketinde omuz eklemi etrafında moment oluşturan kas olan deltoid'in gösterimi (Neumann, 2010)

Postür 1 ve Postür 2 için deltoid kasındaki aktivasyonunun hesaplanmasında kullanılan serbest cisim diyagramları ise Şekil 3.10'da verilmiştir.



a)



b)

Şekil 3.10. Deltoid kasındaki kuvvetleri hesaplamak için serbest cisim diyagramları a) Postür 1 için ve b) Postür 2 için

Hesaplamalar statik dengede yapıldığı için atalet etkileri ihmal edilebilir, buna göre aşağıdaki denklemler yazılabilir;

$$\sum \vec{M}_{O,P1} = 0 \text{ ve } \sum \vec{M}_{O,P2} = 0$$

açık şekilde yazıldığında ise,

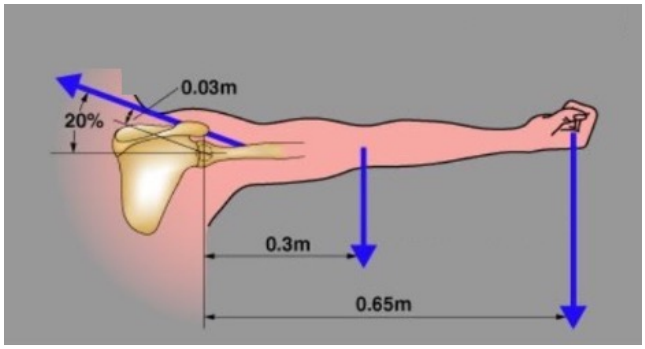
$$g[(m_{matkap}) \text{ x } (L_{üstkol}) + (m_{el}) \text{ x } (L_{üstkol}) + (m_{önkol}) \text{ x } (L_{üstkol}) + (m_{üstkol}) \text{ x } (L_{üstkol} \text{ x ÜKA})] - [F_{deltoid,P1} \text{x DMK x } \sin(20°)] = 0 \quad (3.3)$$

ve

$$g[(m_{matkap})x(L_{üstkol} + L_{önkol} + L_{el}xEA) + (m_{el})x(L_{üstkol} + L_{önkol} + L_{el}xEA) + (m_{önkol})x(L_{üstkol} + L_{önkol}xÖKA) + (m_{üstkol}) \text{ x } (L_{üstkol} \text{ x ÜKA})] - [F_{deltoid,P2} \text{x DMK x } \sin(20°)] = 0 \quad (3.4)$$

yazılabilir. Burada DMK, deltoid kasının moment kolu mesafesini temsil eder. Deltoid kasının moment kolu mesafesi (DMK) literatürde ve biyomekanik atlaslarda genelde 30mm olarak alınmaktadır. Basit hesaplama örneğinin gösterildiği bir atlastan alınan görsel Şekil 3.12'de görülmektedir. Burada da deltoid kasının moment hesabında

kullanılması için kuvvet 20 derece yönlenmiş şekilde ve moment kolu 30mm olarak alınmıştır.



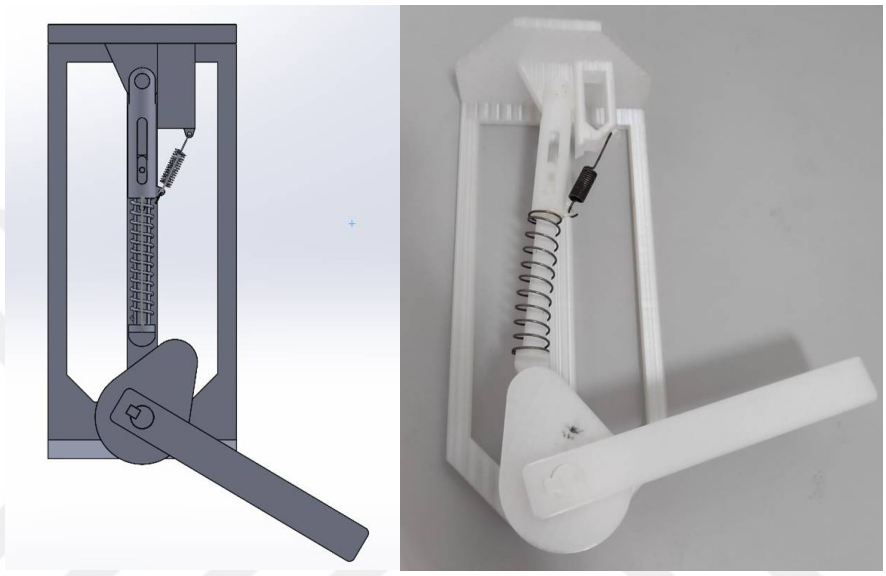
Şekil 3.11. Deltoid kasının moment kolu mesafesi ve açısının görünümü (Primal 3D Atlas'dan düzenlenerek alınmıştır)

Yapılan bu hesaplarla omuz etrafında ilgili postürlerde ne kadar moment oluştuğu ve bu sırada deltoid kasının ne kadar kuvvet taşıdığı bulunabilmektedir.

3.4. Alternatif Mekanizmalar

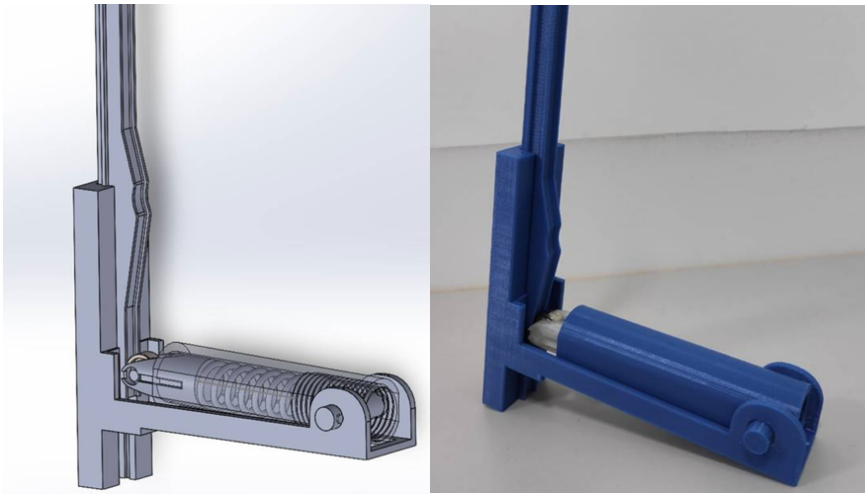
Daha önce açıklanan devreye girme ve devreden çıkma açısında pratikte yaşanan sıkıntılar düşünülerek geliştirilmesi planlanan mekanizmanın çalışma prensibi şu şekilde öngörülmüştür: Anatomik pozisyondan itibaren kollara fleksiyon yaptığı durumda yani kollar havaya kaldırıldığında üst kol açısı 120 dereceye gelene kadar mekanizma devreye girmeyecek, fleksiyon açısı 120 dereceyi geçtikten sonra kollar tekrar aşağı indirilmeye başlandığında yani ekstansiyona geçtiğinde mekanizma devreye girerek kola destek vermeye başlayacak. Bu şekilde operatör kol desteğine ihtiyaç duyduğu anda kolunu 120 derece fleksiyona getirecek ve koluna destek almış olacak. Diğer ürünlere benzer şekilde desteğin maksimum olduğu pozisyon üst kolun zemin ile paralel yani 90 derece fleksiyon durumunda olacak şekilde planlanmıştır. Eğer operatör kolunu 90 dereceden daha fazla ekstansiyon yaparsa yani kolunu daha aşağı indirirse mekanizma devre dışı kalacaktır. Böylece mekanizmanın istenmeyen durumlarda devreye girmesi önlenmiş olacaktır.

Tanımlanan devreye girme ve devreden çıkma durumlarını sağlayabilecek, özgün mekanizma geliştirme çalışmaları kapsamında birbirinden farklı mekanizmalar düşünülmüş ve geliştirilmiştir. Bunlardan üç tanesi bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak modellenmiş ve 3B yazıcı ile üretilerek denemeler yapılmıştır. Bu alternatif üç adet konsept tasarım ve üretilmiş hallerinin görselleri Şekil 3.12, Şekil 3.13 ve Şekil 3.14'de görülmektedir.



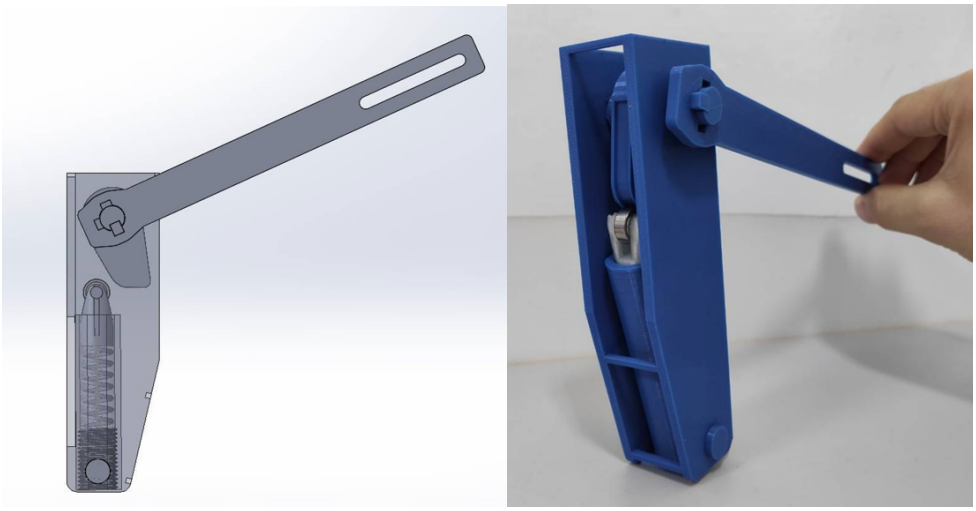
a) **b)**

Şekil 3.12. "Alternatif mekanizma-1" a) 3B tasarım modeli, b) prototip üretilmiş hali



a) **b)**

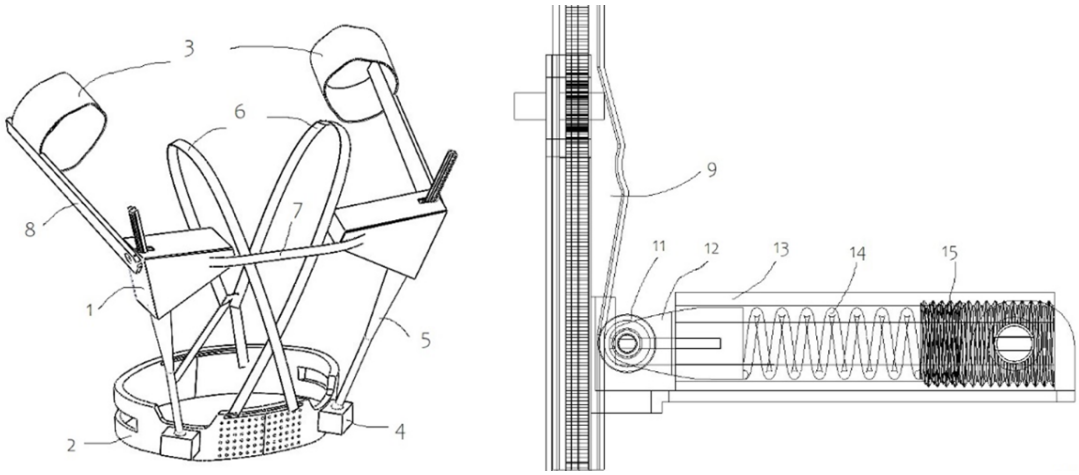
Şekil 3.13. "Alternatif mekanizma-2" a) 3B tasarım modeli, b) prototip üretilmiş hali



a) **b)**

Şekil 3.14. "Alternatif mekanizma-3" a) 3B tasarım modeli, b) prototip üretilmiş hali

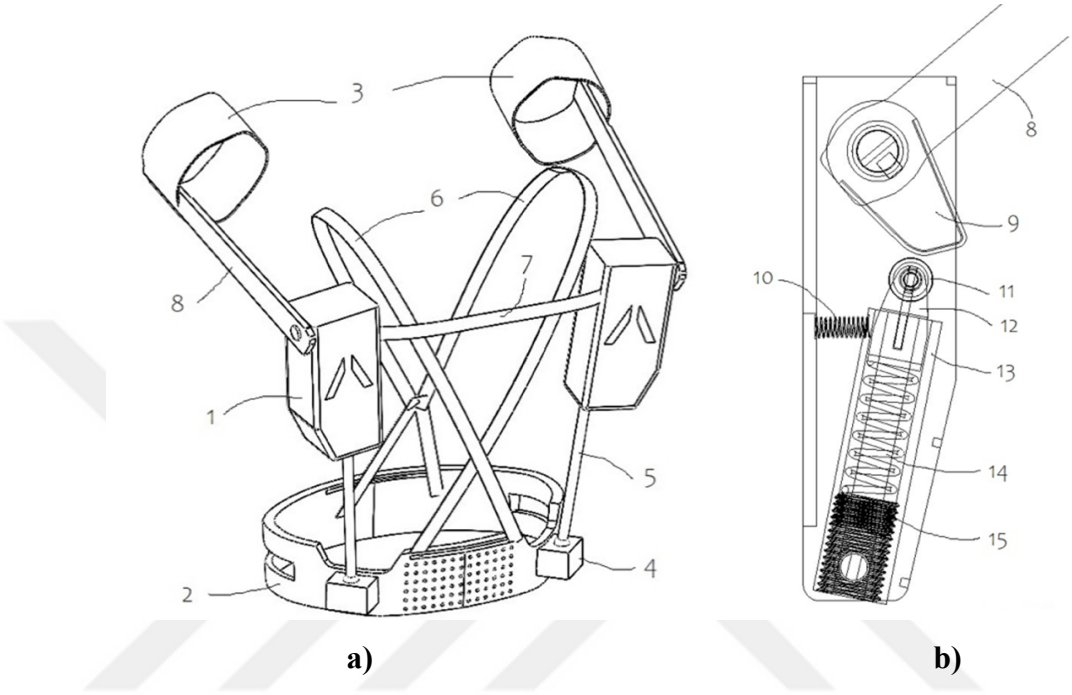
Alternatif mekanizma-2 ve alternatif mekanizma-3 tasarımlarının gerçeğe uyarlanabileceği öngörülmüş ve bu kapsamda patent taramaları yapılmıştır. Buna göre bu iki alternatif için patent başvuruları yapılmıştır. Şekil 3.15 ve Şekil 3.16'da bu alternatif mekanizmalar için başvurulan patent görselleri bulunmaktadır.



a) **b)**

Şekil 3.15. "Alternatif mekanizma-2" patent başvuru görselleri a) genel görünüm, b) mekanizma detay görünüm

Alternatif mekanizma-2 için patent başvurusu 10 Aralık 2021 tarihinde “Kol Destekleyen Aparat” ismiyle ve “2021/019640” numarasıyla Türk Patent’e, “PCT/TR2021/051403” numarasıyla WIPO’ya yapılmıştır. Bu başvuru 21 Kasım 2022 tarihinde tescillenerek patent belgesi almıştır.

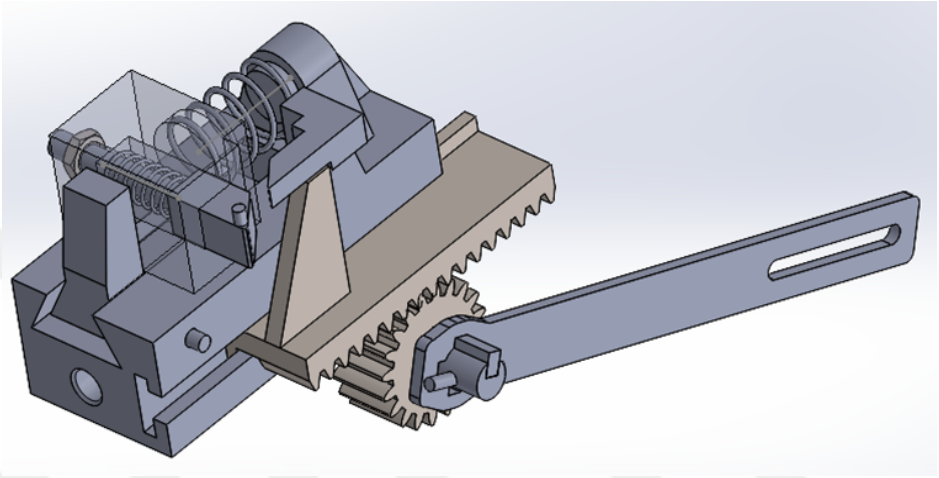


Şekil 3.16. “Alternatif mekanizma-3” patent başvuru görselleri a) genel görünüm, b) mekanizma detay görünüm

Alternatif mekanizma-3 için patent başvurusu 18 Kasım 2021 tarihinde “Giyilebilir Bir Kol Destek Sistemi” ismiyle ve “2021/017977” numarasıyla Türk Patent’e, “PCT/TR2021/051276” numarasıyla WIPO’ya yapılmıştır. Bu başvuru da 21 Kasım 2022 tarihinde tescillenerek patent belgesi almıştır.

Bu alternatif tasarımlar yukarıda açıklanan devreye girme ve devreden çıkma durumlarını yaklaşık olarak temsil etmekle birlikte mekanizmanın devreye gireceği açının, devreden çıkacağı açının ve yayın sertliğinin ayarlanması dolayısıyla en fazla moment değerinin ayarlanabilir olması gibi özellikleri içermemektedir. Bu özelliklerin olması ergonomik açıdan avantajlı olabileceği ve ayrıca saha uygulamalarında ve farklı sektörlere hitap edebilecek tek bir ürün geliştirilebilmesine olanak sağlayabileceği düşünülmüştür.

Buna göre ayarlanabilir özellikleri taşıyan ve aynı zamanda dış iskelet sisteminin kullanılmadığı ancak yine de operatörler tarafından giyilir vaziyette olduğu durumlarda mekanizmanın devre dışı kalmasını sağlayabilecek bir on/off mantığında çalışabilecek özelliği de olan alternatif mekanizma geliştirilmesi üzerinde durulmuştur. Yapılan araştırmalar ve detay tasarımlar sonucunda istenilen özellikleri karşılayabilecek yeni bir mekanizma geliştirilmiştir. Alternatif mekanizma-4, Şekil 3.17'de, bunun 3B yazıcıda üretilmiş hali de Şekil 3.18'de görülmektedir.

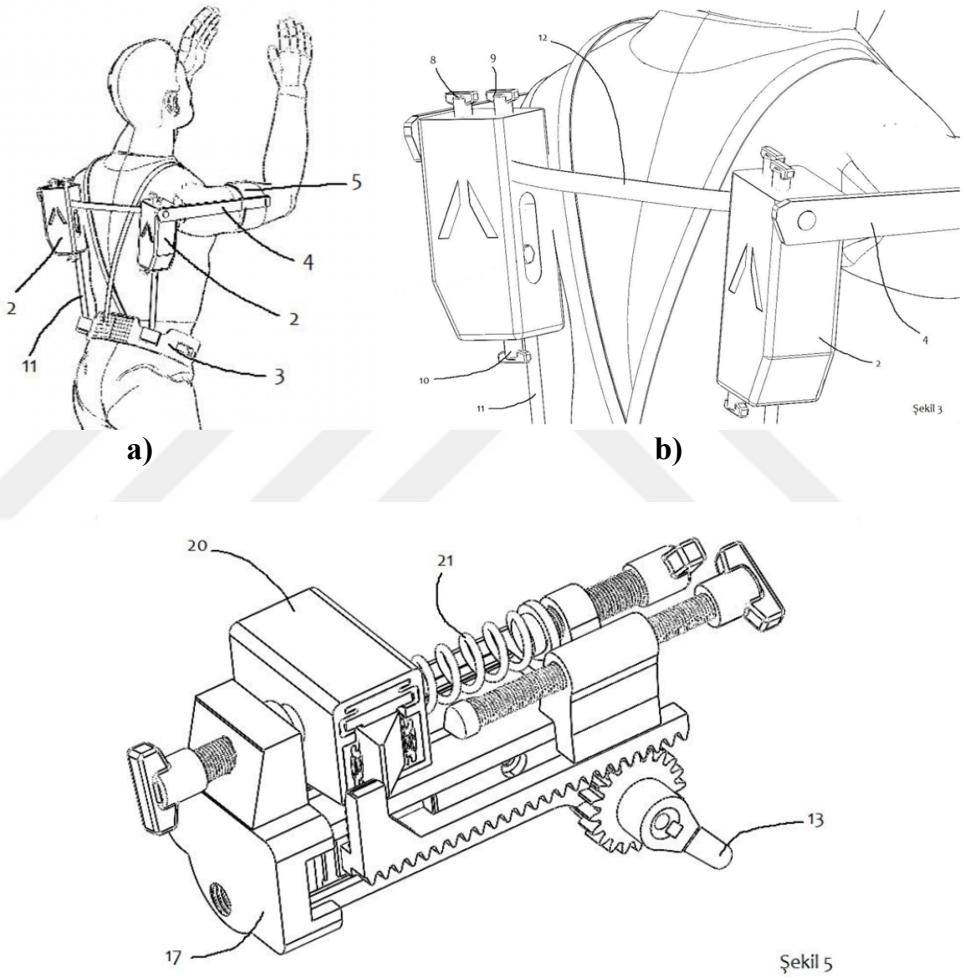


Şekil 3.17. "Alternatif mekanizma-4" 3B tasarım modeli



Şekil 3.18. "Alternatif mekanizma-4" prototip üretilmiş hali

Üretilen prototip model üzerinden yapılan basit denemelerde mekanizmanın istenilen özellikleri sağladığı görülmüştür. Çalışmalara bu model üzerinden devam edilmesine karar verilmiştir. Yapılan ilk tasarım basit ve sadece 3B yazıcı ile üretilebilecek kaba bir model olduğu için detay tasarımlar yapılmıştır. Detay tasarımlarda mekanizma endüstriyel olarak üretilebilecek şekilde ve rulman, cıvata, lineer yatak gibi standart parçalarla tasarlanmıştır. Diğer yandan bu model için de patent başvurusu yapılmıştır. Bu patent başvurusunun görselleri Şekil 3.19'da görülmektedir.



Şekil 3.19. "Alternatif mekanizma-4" patent başvuru görselleri a) dış iskelet sisteminin insan üzerindeki genel görünümü, b) tork üreten mekanizma kutularının yakından görünümü, c) mekanizmanın detay görünümü

Alternatif mekanizma-4 için patent başvurusu 2 Mart 2022 tarihinde "İnsan Kolunu Destekleyen Sistem" ismiyle ve "2022/003083" numarasıyla Türk Patent'e,

"PCT/TR2022/050361" numarasıyla WIPO'ya yapılmıştır. Bu başvuru henüz sonuçlanmamıştır.

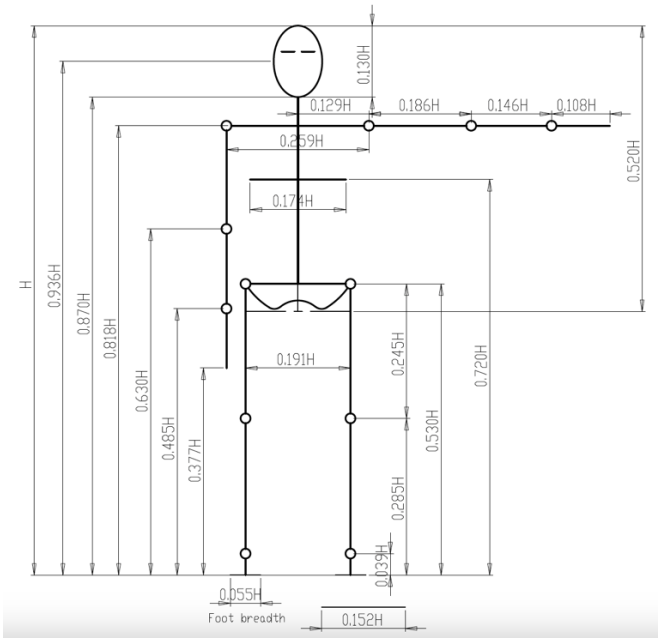
3.5. Mekanizma Hesapları

Dış iskelet sistemleri tasarlanırken omuz etrafında oluşan momentin tamamını taşıyacak şekilde yani pratikte insan kolunu tamamen serbest bıraktığında kolunu havada tutacak kadar moment desteği sağlanması istenmemektedir. Bu şekilde sürekli destek verilmesi kas erimesine yol açabileceği için genel eğilim omuz etrafındaki momentin yarısını dış iskelet sistemine taşıtmak şeklindedir. Bu nedenle her iki postür için dış iskelet sisteminin üst kola ne kadar kuvvet sağlaması gerektiği aşağıdaki formüllerle hesaplanabilir.

$$\frac{M_{O,P1}}{2} = F_{exo,P1} \text{ x } (\text{ÜKU x KBY}) \tag{3.5}$$

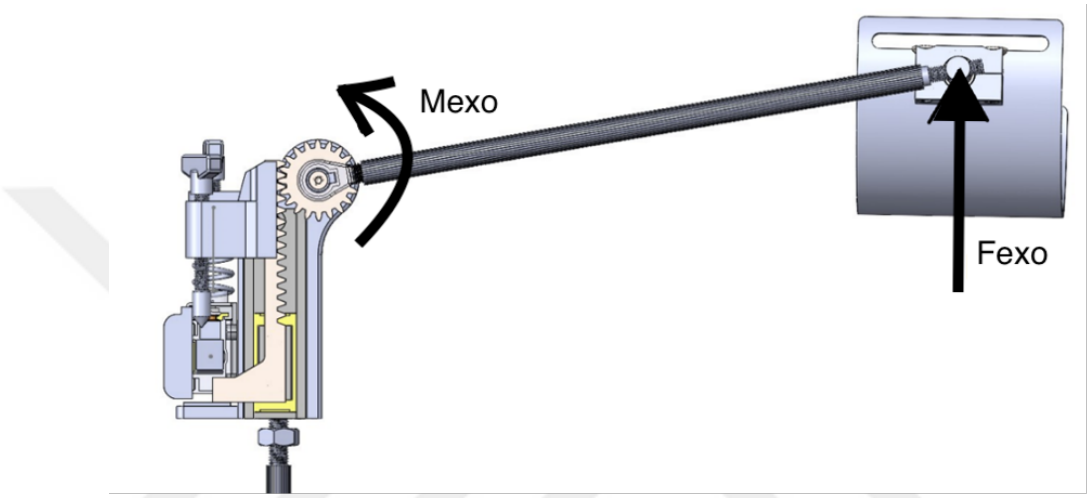
$$\frac{M_{O,P2}}{2} = F_{exo,P2} \text{ x } (\text{ÜKU x KBY}) \tag{3.6}$$

Burada, ÜKU üst kol uzunluğunu, KBY kol bağlantı mesafesinin yüzdesini temsil etmektedir. ÜKU değeri Şekil 3.19'da verilen tabloya göre insan boyunun 0,186 katı olarak alınmıştır. Şekil 3.19, insan boyuna oranla uzuv uzunluklarını gösteren antropometrik ölçü tablosu olarak kabul edilmektedir.



Şekil 3.20. İnsan boyuna oranla uzuv uzunluklarının gösterimi (Winter, 2009)

Burada “H” insan boyunu temsil etmektedir. Dış iskeletin kola bağlantısı, pratikte dirsekten yaklaşık kol uzunluğunun %85’lik mesafesinde olacağı için üst kol uzunluğu mesafesi KBY değeri ile çarpılmış ve bu değer 0,85 olarak alınmıştır. Öte yandan Denklem (3.5) ve (3.6)’da görülen $F_{exo,P1}$ ve $F_{exo,P2}$ her iki postür durumu için dış iskeletin üst kola sağlaması gereken kuvveti temsil etmektedir ve bu kuvvetin mekanizma üzerindeki etki noktası Şekil 3.21’de gösterilmiştir.



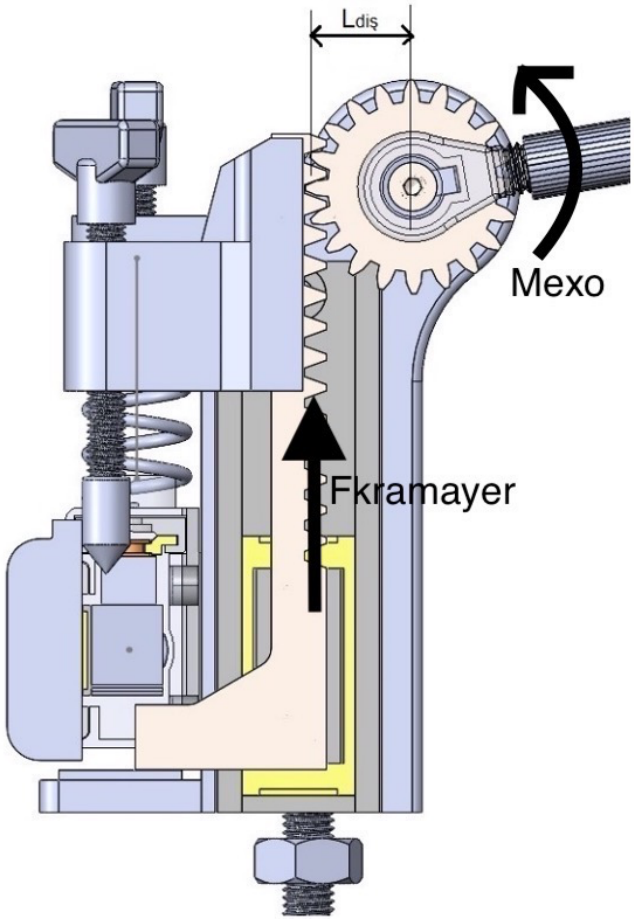
Şekil 3.21. Dış iskelet sisteminin kola sağladığı kuvvetin gösterimi

Artık (3.5) ve (3.6) numaralı denklemlerden dış iskelet sistemi mekanizmasının ne kadar destek vermesi gerektiği hesaplanabildiğine göre bu kuvvetler dış iskelet sistemi mekanizmasının üretmesi gereken torku bulmak için kullanılabilir. Pratikte dış iskelet sistemi omuz mafsalının yaklaşık 0,07m uzağında konumlanmaktadır, dolayısıyla mekanizmanın omuz mafsalına olan mesafesi hesaplamalarda (MOM) 0,07m olarak alınabilir. Bu durumda, dış iskelet sistemi mekanizmasının üretmesi gereken tork değerini hesaplamak için aşağıdaki ifadeleri kullanmak mümkündür.

$$M_{exo,P1} = F_{exo,P1} \text{ x } [(\text{ÜKU x KBY}) + \text{MOM}] \quad (3.7)$$

$$M_{exo,P2} = F_{exo,P2} \text{ x } [(\text{ÜKU x KBY}) + \text{MOM}] \quad (3.8)$$

Dış iskelet sisteminin ne kadar tork üretmesi gerektiği bulunduktan sonra buradan kramayer dişli üzerindeki kuvvet hesaplanabilir (Şekil 3.22) ve daha önce açıklandığı üzere bu kuvvet doğrudan yaya aktarıldığı için de uygun yay seçimi yapılabilir.



Şekil 3.22. Mekanizma torku ve kramayer dişli kuvvetlerinin gösterimi

Kramayer dişlisi üzerinde oluşan ve doğrudan yaya aktarılan kuvvetler de;

$$M_{exo,P1} = F_{kramayer,P1} \text{ x } (L_{diş}) \quad (3.9)$$

$$M_{exo,P2} = F_{kramayer,P2} \text{ x } (L_{diş}) \quad (3.10)$$

denklemleriyle hesaplanabilir. Burada, $L_{diş}$ pinyon dişli yarıçapını ve aynı zamanda kramayer dişli moment kolu mesafesini göstermektedir.

3.6. Yay Hesabı

Kramayer dişlideki kuvvet doğrudan yaya aktarılacağından kullanılacak yayın seçiminde bu kuvvetin dikkate alınması gerekecektir. Ancak burada yay seçimi yapılırken dış iskelet sistemini farklı kişilerin giyebileceği düşünülüp seçilen yayın belli bir kuvvet aralığında beklenen performansı göstermesi beklenmektedir. Geliştirilen dış iskelet sistemini antropometrik olarak farklı ölçülerdeki kişilerin giyebilmesi öngörüldüğüne göre en az destek istenen durum ile en fazla destek istenen durum arasında bir aralığın çalışma bölgesi olarak belirlenmesi ve bu aralığın limit değerlerinin sayısal olarak seçilmesi gerekmektedir. Buna göre alt limit olarak 150cm boyunda ve 50kg ağırlığında bir kişi, üst limit olarak da 195cm boyunda ve 120kg ağırlığında kişinin seçilmesi ve buna göre hesap yapılması uygun görülmüştür.

Yay, mekanizma çalışmaya başlamadan önce kullanıcı tarafından sıkıştırılarak ön gerilme verilebileceği için ilk olarak alt sınıra göre bir yay seçimi yapılmış, daha sonra sıkıştırma mesafesi üst sınırı da kapsayacak miktarda bırakılarak uygun yay seçimi tamamlanmıştır.

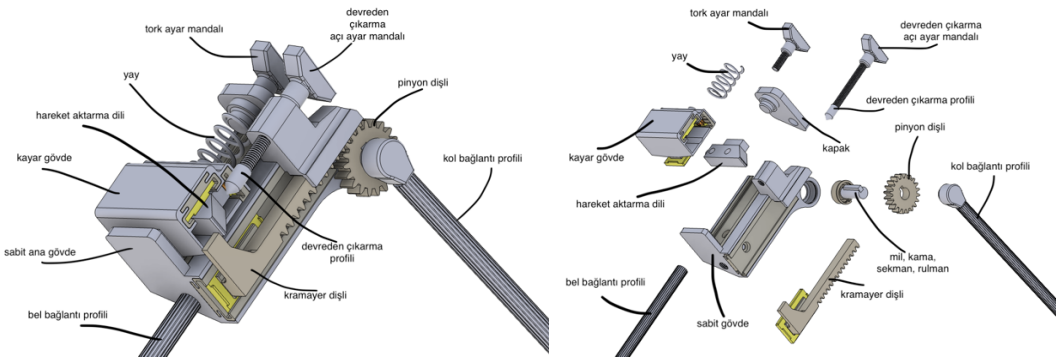
Tasarım gereği bazı fiziksel sınırlar olduğu için yayın bazı ölçüleri mekanizmadaki geometrik boyutlar dikkate alınarak önceden belirlenmiştir. Buna göre, yayın ortalama halka çapı (D), yay boyu (L), kolun dönmesine bağlı olarak pinyon dişlideki dönme hareketinin kramayer dişliye aktarılması neticesinde sıkıştırılan yayın mekanizma devreden çıkana kadar sıkışacağı mesafe (Δx), sarım sayısı (N) ve etkin sarım sayısı (Ne) değerleri mekanizmaya uygun olarak seçilmiştir. Çelik yaylar için torsiyonel elastiklik modülü olan G değeri de bir sabit olarak formüllere katılmıştır. Buna göre istenilen desteği alabilmek için yayın tel çapı aşağıdaki denklemlerle hesaplanabilir.

$$F_{kramayer} = k \, x \, \Delta x \tag{3.11}$$

$$k = \frac{(d^4 \, x \, G)}{8 \, x \, Ne \, x \, D^3} \tag{3.12}$$

3.7. Mekanizmanın Endüstriyelleştirilmesi ve Prototip Üretim

Alternatif mekanizma-4 için yapılan patent başvurusu, mekanizmanın devreye girme açısının ayarı, mekanizmanın devreden çıkma açısının ayarı, istenmeyen zamanlarda mekanizmanın tork üretmesini engelleyecek on/off özelliği ve üretilecek tork değerinin ayarlanabilmesi özelliklerinin hepsini kapsayacak şekildedir. Ancak mekanizma özelliği gereği kola destek verilmesi yani mekanizmanın devreye girmesi zaten kolun 120 derece fleksiyonunda olduğu için ve pratikte buna ihtiyaç duyulmadığı için on/off özelliği kaldırılmıştır ve son tasarım versiyonunda kullanılmamıştır. Diğer yandan mekanizmanın devreye girme açısının ayarlanabilme özelliği de hem pratikte mekanizma üretimi için çok detay gerektirmesi hem de diğer özellikler kadar gerekli olmayacağı öngörülerek bu özellik de tasarımın son versiyonlarında çıkartılmıştır. Buna göre alternatif mekanizma-4 ile yapılan birçok tasarım revizyonu, üretilen prototipler üzerinde test ve denemelerle kontrol edilerek neticede tasarım son haline getirilmiştir. Kullanılması kararlaştırılan mekanizmanın son halinin genel görünümü ve tasarımın patlatılmış modeli Şekil 3.23'de görülmektedir.



a) **b)**

Şekil 3.23. "Alternatif mekanizma-4" tasarımın son hali a) genel görünümü b) patlatılmış modeli

Şekil 3.23'deki son halini almış mekanizmanın çalışma prensibi şu şekilde açıklanabilir: Tahriksiz yani pasif bir dış iskelet olduğu için motor gibi herhangi bir tahrik unsuru olmadığından insan kolu fleksiyon-ekstansiyon yaptığında yani kol aşağı yukarı hareket ettiğinde mekanizmaya tahrik sağlanmış olur. Mekanizma üst kol ile paralel

konumlandırılmış ve üst kol ile birlikte hareket eden kol bağlantı parçası pinyon dişliye bağlanmıştır. Bu pinyon dişli ana gövde içerisinde rulman ile yataklanmıştır.

Pinyon dişli dönme hareketini kramayer dişliye aktarmaktadır ve lineer yataklanmış olan krameyer dişli yataklandığı kısımda (sınırlandığı bölgede) ileri geri hareket edebilecek şekilde ayarlanmıştır. Bir ucunda özel bir uzantısı olan kramayer dişli kolun ekstansiyon yaptığı durumda pinyon dişli tarafına doğru hareket etmekte, ancak bu hareket sırasında kayar gövde içinde yataklanmış üçgen formundaki dil parçasına bu uzantı ile temas etmektedir. Bu temas sonrası ekstansiyon devam ettikçe kayar gövde de yayı sıkıştıracak şekilde yukarı yönde harekete zorlanmaktadır. Burada meydana gelen direnç sayesinde tersi yönde bir kuvvet ortaya çıkmakta ve mekanizma prensibi gereği bir tork üretilmiş olmaktadır.

Kol ekstansiyona devam ettikçe yay daha çok sıkıştırılacağı için üretilen tork değeri de artmaktadır. Bu hareket devam ederken üçgen formundaki dil parçası devreden çıkarma çubuğuna temas ettiğinde kayar gövdenin hareket düzlemine göre 90 derece açıda lineer harekete zorlanmaktadır. Dil parçası kayar gövde içinde lineer hareket edebilecek şekilde yataklandığı için temastan sonra içeri doğru hareket etmekte ve bu esnada kramayer dişlinin dil parçasına yaptığı temas kesilmektedir. Kayar gövde içinde çok hafif bir yay tarafından sürekli dışarıda duracak şekilde yataklanmış olan dil, bu andan hemen sonra tekrar eski pozisyonuna geri dönmektedir. Böylece mekanizma devreden çıkmakta ve kola verilen destek sonlanmaktadır. Bu noktadan sonra kol ekstansiyona devam ettikçe yani anatomik pozisyona doğru gittikçe krameyer dişli de serbest bir şekilde lineer olarak ana gövde içinde kaymaya devam etmektedir.

Devreden çıkarma profili üzerindeki dişler sayesinde, ana gövde içinde devreden çıkarma ayar mandalı döndürülerek ileri geri hareket edebilmesi sağlanmıştır. Bu sayede mekanizmanın kolun hangi açısında devreden çıkması gerektiğine kullanıcı kendi ihtiyacına göre karar verip ayarlayabilmektedir. Kullanıcı tekrar fleksiyon yaptığında yani kolunu havaya kaldırmaya başladığında kramayer dişli bu sefer tersi yönde lineer hareket ederek belirli bir açıda tekrar dile temas edip kayar gövde içinde rahatça kaymasını ve dilin arkasına geçtiğinde ise mekanizmanın tekrar devreye girmesini

sağlamaktadır. Tork ayar mandalı döndürüldüğünde yayı sıkıştırabilecek şekilde ayarlanmıştır. Bu sayede bu mandal döndürülerek yaya ön gerilme verilebilir ve kola sağlanacak tork değeri ayarlanmış olur. Pratikte yapılan işin durumu kolu farklı açılarda havada tutmayı gerektirebileceğinden ihtiyaç olan tork değeri de buna göre değişebilmektedir.

Diğer yandan farklı antropometrik ölçülerdeki kişiler aynı dış iskelet sistemini giyeceğinden hepsine uygun olabilmesi için bu tork değerinin ayarlanabilmesi önemlidir. Mekanizma bu haliyle çoğu parça FDM teknolojisi 3D baskı makinesi ve PLA malzemeleri ile üretilmiştir. Bel kemeri ve kolçak bağlantı elemanı ve dış iskeleti insan vücuduna bağlayan diğer kumaş parçalarıyla birlikte prototip dış iskeletin toplam ağırlığı 1,5 kg olmuştur ve bu halinin görünümü Şekil 3.24'te görülmektedir.



Şekil 3.24. Tekstil parçaları ile birlikte giyilebilecek şekilde üretilen dış iskelet sisteminin prototip hali

3.8. Fonksiyonellik ve EMG Testleri

Dış iskelet sisteminin mekanizması bu haliyle tüm fonksiyonlarını yerine getirebilmekte ve istenilen şekilde çalışabilmektedir. Ancak dış iskelet sistemi tekstil kısımlarıyla birlikte insan üzerinde de fonksiyonlarını yerine getirip getiremeyeceğinin denenmesi gerekmektedir. Bu kapsamda temel hareketler yürüme, oturma, merdiven çıkma ve inme, öne doğru eğilme, yana doğru eğilme, eğilerek ayakkabı bağı bağlama, kolların farklı açılarda hareketi gibi gündelik hayatta sıkça yapılan hareketlerin denemesi gerçekleştirilmiştir. Bu süreçte ergonomik olmayan kısımlar tespit edilmeye çalışılmış, hareketi zorlayıcı veya engelleyici koşullar tespit edilerek gerekli iyileştirmeler yapılmıştır.

Mekanik tasarım ve prototipin iyileştirmesine yönelik çalışmaların yanı sıra, dış iskelet sisteminin insan kaslarına yaptığı etkinin incelenmesi ve biyomekanik olarak durumun analiz edilmesi gerekmektedir. Maurice vd. (2020) bildirdiğine göre saha testlerinden önce laboratuvar ortamında gerçekleştirilen EMG testlerini yapmak faydalı olacaktır. Literatürde yaygın olarak kullanılan EMG testleri, deneye katılanların genelde üst kol zemine paralel yani 90 derece fleksiyon durumunda, ön kol ise üst kola dik şekilde yani eller yukarı bakacak şekilde ve montaj, bakım benzeri bir durumu temsil etmesi amacıyla statik duruş pozisyonlarında yapılmaktadır. Aynı hareket önce normal olarak daha sonra dış iskelet sistemi giyilerek yapılmakta ve bu iki durum arasındaki fark incelenmektedir. Test sırasında fleksiyon hareketinde en çok aktif olan deltoid kası başta olmak üzere omuz etrafında bulunan ve aktif olarak harekete katılan çeşitli kaslardan veri toplanmaktadır. Testlerde gerçek durumu temsil etmesi için deneye katılan kişi genelde elinde matkap, anahtar benzeri faydalı bir yük tutmakta ve veriler bu şekilde alınmaktadır.

Maurice vd. (2020) 1,9kg ağırlığındaki ticarileşmiş bir dış iskelet sistemi ile yaptıkları EMG testinde söz konusu baş üstü görevde temel işlev gören kasın ön deltoid olduğunu belirtmişlerdir. Bu kasın yanında olumlu veya olumsuz bir etki olup olmadığını kontrol etmek için erector spinae kasından da veri almışlardır. Test yapılırken elde 0,66kg ağırlığında matkap tutularak veri alınmıştır.

Hyun vd. (2019) ise yaptıkları çalışmada coracobrachialis ve deltoid (ön ve arka) kaslarının asıl ilgi alanı olduğunu belirtmekle birlikte bu kaslara ek olarak biceps brachii, teres majör, erector spinae kaslarından da veri almışlardır. Bu çalışmada yapılan testlerde iki farklı görev için veri alınmıştır, ilkinde üst kol yatayla tam paralel iken ikincinde ise üst kol biraz daha yukarıdaki bir noktayı hedeflediğinde olacak şekilde tanımlanmıştır. Test yapılırken elde 2kg ağırlığında matkap tutularak veriler toplanmıştır. İlk göreve alçak görev ikincisine de yüksek görev adını vermişlerdir. Aynı zamanda bütün testler elde matkap gibi faydalı bir yük varken ve yokken tekrarlanmıştır.

Schmalz vd. (2019) ise Maurice vd. (2020) yaptığı çalışmada kullandıkları ürünün aynısı ile yani 1,9kg ağırlığındaki dış iskelet sistemini kullanarak benzer testler yapmışlardır. Bu testlerde elde 1,5kg ağırlığında matkap ile veriler toplanmıştır. Onlar da deltoid ön, orta ve arka, biceps brachii ve trapezius üst, orta ve alt kaslarından veri almışlardır. Jorgensen vd. (2022) üç farklı endüstriyel dış iskeleti inceleyip karşılaştırmış ve bunların omuz ve gövde kasları üzerindeki etkisini uçak imalatında farklı kol seviyelerinde perçinleme görevleri için değerlendirmiştir.

Bir diğer çalışmada Yin vd. (2020) ise yine 1,9kg ağırlığında ancak farklı bir dış iskelet sistemi ile test çalışması yapmışlardır. Bu çalışmada deltoid ön ve orta, trapezius alt ve triceps brachii kaslarından veri alınmıştır. Elde tutulan matkap ağırlığı 2,33kg'dır. Veri alınırken kolun seviyesi alçak, orta ve yüksek olarak üç seviye belirlenmiştir ve her seviyede yine benzer şekilde hem dış iskeletli hem dış iskeletsiz veriler alınmıştır. Bu çalışmada diğerlerinden farklı olarak hem sağ ve hem de sol taraftan veriler alınmıştır ve sonuçlar ayrı ayrı raporlanmıştır. Diğer çalışmalarda teste katılan kişilerin sadece aktif kollarından veri alınmıştır. Benzer şekilde farklı seviyeler için değerlendirme ve karşılaştırma çalışması van der Have vd. (2022) tarafından da yapılmıştır.

Bu tez kapsamında geliştirilen dış iskelet sistemlerinin EMG testleri Eskişehir Teknik Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Hareket ve Motor Kontrol Laboratuvarında yapılmıştır. Testlere üç sağlıklı ve sağ elini kullanan gönüllü katılmıştır. Katılımcıların yaşı, cinsiyeti, kilosu ve boyu Çizelge 3.2'de verilmiştir. Teste katılan gönüllülerden hiçbiri geçmişte herhangi bir kas-iskelet sistemi rahatsızlığı bildirmemiştir. Katılımcılara

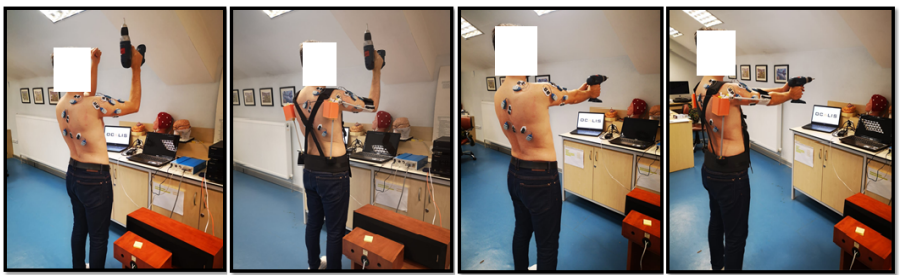
dış iskelet sistemi, test prosedürü ve testin kapsamı hakkında bilgi verilmiştir. Tüm katılımcılardan prosedür anlatıldıktan sonra yazılı onam alınmıştır.

Çizelge 3.2. Test katılımcı bilgileri

Yaş	Cinsiyet	Boy(cm)	Kilo(kg)
33	Kadın	176	62
33	Erkek	176	75
34	Erkek	185	78

Ölçümler için iki görev tanımlanmıştır. Bu görevler, hesaplamalarla aynı durumları temsil ettikleri için yine "Postür 1" ve "Postür 2" olarak adlandırılmıştır. Postür 1, baş üstü montaj işini temsil etmek için, Postür 2 ise, göğüs seviyesinde montaj, kaynak ve benzeri işleri temsil etmek için tanımlanmıştır. "Postür 1" görevi için katılımcılardan üst kollarını 120 dereceye kadar fleksiyon yapmaları (mekanizmayı devreye almak için) daha sonra tekrar 90 derece ekstansiyon (üst kol yere paralel hizalı) yapıp bu pozisyonda beklemeleri istenmiştir. Görev sırasında ön kol ise 90 derece fleksiyona getirilmiş (ön kol yere dik olarak hizalanmış) ve katılımcı elinde bir matkap tutmuştur (Şekil 3.25 a ve b). Bu şekilde bir dakika veri alınmıştır.

"Postür 2" görevinde ise katılımcılardan tekrar üst kol için 120 dereceye kadar fleksiyon yapmaları ve ardından anatomik pozisyondan 90 dereceye kadar ekstansiyon yapmaları ve bir dakika bu pozisyonda kalmaları istenmiştir. Ancak bu sefer aynı matkabı tutarken ön kolları üst kolla aynı hizada ve elleri öne doğru konumlanmıştır (Şekil 3.25 c ve d).

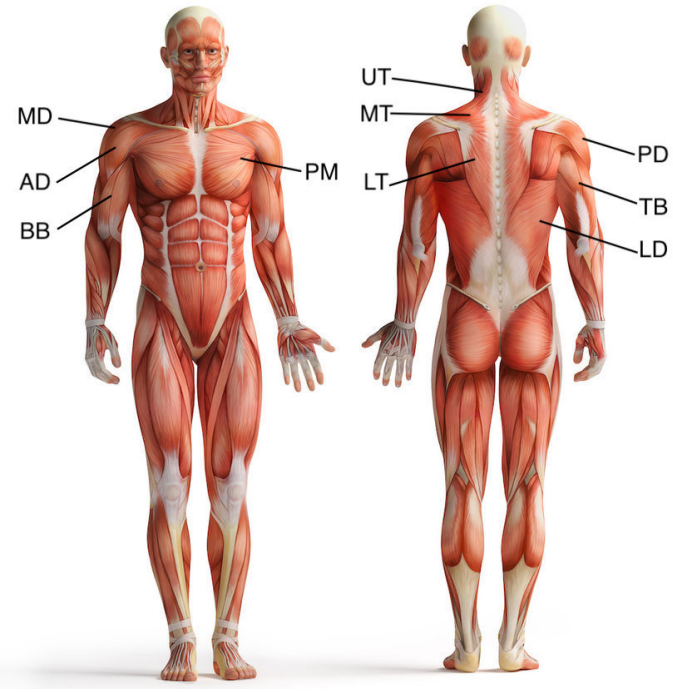


a) **b)** **c)** **d)**

Şekil 3.25. Test ortamından görüntüler a) Postür 1 dış iskelet sistemi yok, b) Postür 2 dış iskelet sistemi var, c) Postür 2 dış iskelet sistemi yok, d) Postür 2 dış iskelet sistemi var

Katılımcılar veriler kaydedilmeden önce dış iskelet sistemini giyip, dış iskelet sistemine ve hareketlere aşina olmak için görevleri yerine getiriyormuş gibi denemeler yapmışlardır. Daha sonra kendilerine tanımlanan görevleri yerine getirmişler ve her seans arasında 15 dakika süren dinlenme molaları vermişlerdir. Katılımcılar, her iki görevi de dış iskeletli ve dış iskeletsiz olmak üzere üç kez gerçekleştirmişlerdir. Test sırasında giyilen dış iskelet sisteminin ağırlığı 1,5kg ve elde tutulan matkabın ağırlığı ise 1,6kg'dır.

Testlerde gleno-humeral (omuz), skapula-torakal (skapula-kaburga), skapula-vertebral (skapula-omurga), torakal-omur (sırt omurları) ve lomber vertebra artrokinematiğini değiştiren kasların aktivasyonları değerlendirilerek etkinlikleri incelenmiştir. Bu nedenle, kas aktivitesi için EMG sinyalleri; triceps brachii (TB), biceps brachii (BB), pektoralis majör (PM), anterior deltoid (AD), orta deltoid (MD), posterior deltoid (PD), üst trapezius (UT), orta trapezius (MT), alt trapezius (LT) ve latissimus dorsi (LD) kaslarından alınmıştır. Testlerde veri toplanan kaslar Şekil 3.26'da gösterilmiştir.



Şekil 3.26. Test sırasında veri alınan kaslar: triceps brachii (TB), biceps brachii (BB), pectoralis major (PM), anterior deltoid (AD), middle deltoid (MD), posterior deltoid (PD), upper trapezius (UT), middle trapezius (MT), lower trapezius (LT), latissimus dorsi (LD) (iStock, 2023'den düzenlenerek alınmıştır)

Kas içi elektro potansiyelleri ölçmek ve analiz etmek için NORAXON Ultium ölçüm cihazı ve myoMOTION analiz yazılımı kullanılmıştır. Ölçümler kablosuz sensörlerle 2000Hz değerinde bir dakika boyunca alınmıştır. Test cihazının teknik özellikleri Çizelge 3.3'te verilmiştir. Tüm periyot boyunca karekök ortalama (RMS) değerleri, her bir kas için ayrı ayrı ortalama amplitüd ve tepe değerleri ile hesaplanmıştır.

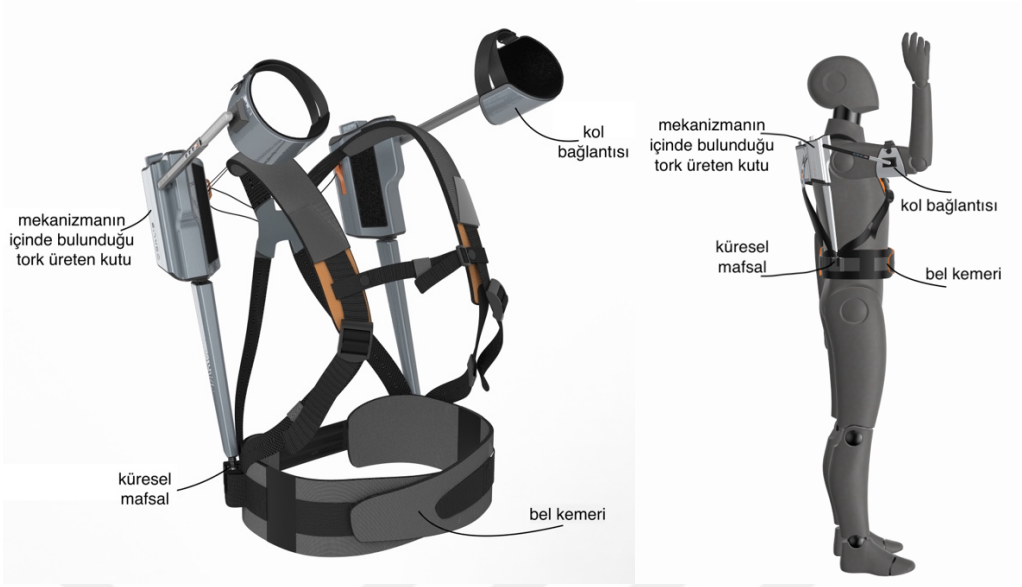
Çizelge 3.3. Test cihazı teknik bilgileri

Özellik	Değer
EMG örneklem oranı	4000 Hz'e kadar
EMG örneklem çözünürlüğü	24-bit
EMG gürültü	<1 μV

Katılımcılara testler sırasında bazı temel hareketleri yaptıktan sonra dış iskeletle ilgili anormal duygular hissedip hissetmedikleri sorulmuştur. Hiçbiri anormal bir rahatsızlık bildirmemiştir. Laboratuvar personeli tarafından da yapılan testler sırasında herhangi bir anormal duruş gözlenmemiştir.

3.9. Endüstriyel Dış Tasarım ve Dış İskelet Sisteminin Son Hali

Dış iskelet sistemi insan tarafından bir sırt çantası gibi giyilebilecek şekilde tasarlanmış ve son halinin 3 boyutlu katı çizimi Şekil 3.27'de gösterilmiştir. Tork üreten mekanizmanın içinde bulunduğu kutu omuz bölgesi çevresinde konumlandırılmış ve bağlantı elemanları ile bel kemeri ve kol dayanağına bağlanmıştır. Bel kemerinde küresel mafsal bulunmaktadır ve tork üreten mekanizma buraya doğrudan rijit bir profil ile bağlanmıştır, bu mafsal sayesinde kullanıcı kolunu hareket ettirdiğinde dış iskelet sisteminin serbestçe hareket edebilmesi sağlanmıştır.



a) **b)**

Şekil 3.27. Dış iskelet sisteminin endüstriyel tasarım yapılmış son hali a) genel görünüm b) insan üzerindeki görünüm

Kol dayanağı rijit bir profil ile tork üreten mekanizmanın bulunduğu kutuya bağlanmıştır. Mekanizma anatomik pozisyonda devre dışı kalacak şekilde tasarlanmıştır. Kullanıcı üst kolunu anatomik pozisyondan 120 derece kaldırdığında (fleksiyon) mekanizma daha önce açıklandığı şekilde aktif hale gelmektedir.

Üst kol indirildiğinde(ekstansiyon) tork artmakta ve 89 derecede iken mekanizma devre dışı kalmaktadır. Yani dış iskelet sistemi giyildikten sonra mekanizma devre dışıdır ve serbest hareket aralığı 0-120 derece arasındadır. Kol 120 derece fleksiyona getirildiğinde mekanizma devreye girmekte ve 89 dereceye geldiğinde ise devre dışı kalmaktadır. Testler sırasında bu açılar ayarlanmıştır. Ancak pratik uygulamalarda mekanizmanın özgün özelliği sayesinde devreden çıkma açısı 89 dereceden daha yukarıda veya daha aşağıda yaptırılabilir. Bu da pratik uygulamalarda farklı senaryolarda avantaj sağlayan bir özelliktir. Örneğin kaynak yapılan bölge farklı seviyelerde olabilmekte ya da bakım yapılan alanlar işe göre değişmektedir. Dolayısıyla yapılan iş durumuna göre operatör en fazla tork alacağı açıyı ayarlayabilecektir. Diğer yandan aynı ürünü farklı antropometrik ölçülerdeki kişiler kullanabileceği için, aynı işi uzun boylu kişi yaptığında kolunu

kaldırma açısı ile kısa boylu kişi giydiğinde kolunu kaldırma açısı farklı olacaktır. Yani bu anlamda da bir avantaj sağlanmış olmaktadır.

Tez çalışması kapsamında geliştirilen dış iskelet sisteminin benzerlerine göre farklılıklarını izah ederken piyasadaki ve/veya literatürdeki diğer endüstriyel üst kol dış iskelet sistemlerinin çalışma prensiplerinden bahsetmek yerinde olacaktır. Piyasada ve/veya literatürde yer alan benzer dış iskelet sistemlerinin çalışma prensibi genel olarak şu şekildedir; anatomik pozisyonda sistem devre dışıdır, üst kol yaklaşık 25-30 derece fleksiyon yaptığında mekanizma devreye girmekte ve kola destek sağlanmaktadır. Bu destek 90 derece fleskyiona kadar artmakta ve daha fazla fleksiyonda azalmaktadır. Tersi yönde de üst kol ekstansiyon yapıldığında 90 derecede maksimuma ulaşan tork değeri kolun yaklaşık 25-30 dereceye geldiğinde minimuma düşmekte ve sistem devre dışı kalmaktadır. Bu şekilde sistemin 25-30 derecede aniden devreye girmesi özellikle farkındalık gerektirdiği için pratikte bazı sorunlara yol açabilmektedir. Örneğin mola zamanı çay, kahve içme gibi durumlarda kol havaya kaldırıldığında, ya da pantolon cebinden cep telefonu çıkartılırken veya cep telefonunun kulağa yaklaştırılması sırasında, yürürken kolların salınması sırasında sistem devreye girmesi problem oluşturabilmektedir.

Bu tez kapsamında geliştirilen dış iskelet sistemi ile kullanıcılar kollarını 120 derece fleksiyona kadar serbestçe hareket ettirebilmekte, yürüyebilmekte ve oturabilmektedirler. Yani, temel günlük yaşam aktivitelerini rahatsızlık yaşamadan gerçekleştirebilmektedirler. Bu çok önemli bir özelliktir çünkü çalışanlar dış iskelet sistemini bir kez giydikten sonra molalarda çıkartmayı tercih etmeyebilmektedirler. Endüstriyel hale getirilmiş dış iskelet sisteminin gerçek çalışma şartlarına uygun olarak üretilmiş ve insan tarafından giyilmiş son hali de Şekil 3.28'de görülmektedir. Dış iskelet sisteminin son haline ergonomik olması ve farklı antropometrik ölçüdeki kişilerin giyebilmesi için bel yükseklik ve kol yükseklik ayar özellikleri de eklenmiştir.



a) **b)**

Şekil 3.28. Dış iskelet sisteminin son ve insan tarafından giyilmiş hali a) yandan görünüm b) arkadan görünüm

4. BULGULAR ve TARTIŞMA

4.1. Biyomekanik ve Mekanizma Hesaplama Sonuçları

EMG testlerindeki katılımcıların ortalama boy ve kiloları olan 179cm boy ve 72kg ağırlık değerleri kullanıldığında (3.1) ve (3.2) numaralı denklemlerden omuz eklemi etrafındaki momentler Postür 1 ve Postür 2 için sırasıyla 13,26Nm ve 21,69Nm olarak hesaplanmıştır. (3.3) ve (3.4) numaralı denklemlerle de deltoid kas kuvvetleri Postür 1 ve Postür 2 için sırasıyla 1293N ve 2114N olarak hesaplanmıştır. Dış iskelet sisteminin kola uygulaması gereken kuvvetler Denklem (3.5) ve (3.6) kullanılarak Postür 1 ve Postür 2 için sırasıyla 23,42N ve 38,32N, dış iskelet sistemi mekanizmasının üretmesi gereken momentler ise Denklem (3.7) ve (3.8)'den sırasıyla 8,26Nm ve 13,52Nm olarak bulunmuştur. Son olarak, Postür 1 ve Postür 2 için kramayer dişlide oluşan ve yaya aktarılan kuvvetler ise Denklem (3.9) ve (3.10) ile sırasıyla 550N ve 901N olarak hesaplanmıştır.

4.2. Kol Açısına ve Antropometrik Değerlere Göre Hesaplamalar

Her ne kadar yukarıdaki hesaplamalar hem ortalama bir kişi için değerlerin görülebilmesi hem de EMG test sonuçları ortalamasıyla mantıklı ilişki kurulabilmesi için test katılımcılarının antropometrik değer ortalaması ile yapılmış olsa da dış iskelet sistemi tasarlanırken alt ve üst sınırların da bilinmesi gerekmektedir. Buna göre hem dış iskelet sisteminin dış ölçü sınırları belirlenebilir hem de yay seçimi yapılırken bu hesaplara göre sonuçlar değerlendirilebilir.

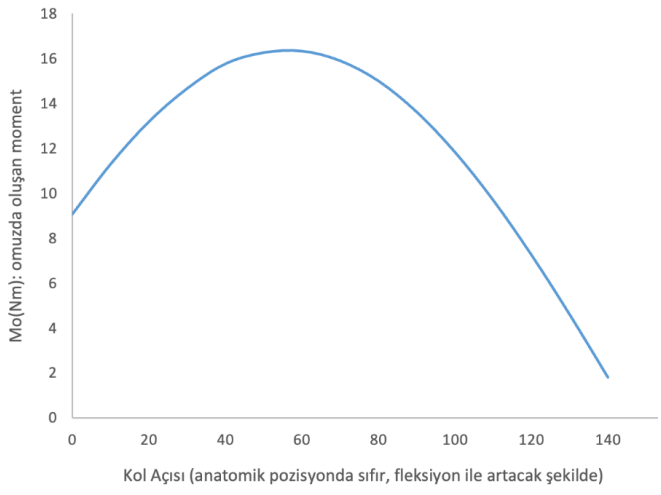
Diğer yandan tasarım yapılırken genelde literatürde yaygın şekilde olduğu gibi üst kolun 90 derece fleksiyonuna göre hesaplamalar yapılmış olsa da üst kol açısına bağlı olarak değerlerin hesaplatılması da yapılmıştır. Buna göre üç tane değişkenin yani insan boyu, insan kilosu gibi antropometrik ölçüler ile üst kol açısının manuel olarak girilebileceği bir hesaplama da yapılmıştır. Bu hesaplamada sadece Postür 1 dikkate alınmıştır çünkü insan doğal hareketinde elinde bir ağırlık varken ve kollarını havaya kaldırırken Postür 1 durumuna benzer şekilde ön kol fleksiyon halinde bunu yapar ve literatürde de görülen hesaplar Postür 1 ve buna benzer durumlar esas alınarak yapılmıştır. Postür 2 durumu sadece bu çalışmada yapılan bir değerlendirmedir ve operatör bu duruşa geçmeden önce

Postür 1 durumuna gelip ön kolunu sonradan ileri doğru uzatmaktadır. Buna göre bu değişkenleri girerek ilgili hesaplama yapılabilmektedir. Söz konusu değerlerin girilerek sonuçların elde edildiği Excel tabanlı basit kod Şekil 4.1'de verilmiştir. Burada sarı kutucuklar manuel olarak girişin yapılabileceği kısımları temsil etmektedir.

L: insan boyu (cm)	170	üst kolun açısı (anatomik pozisyonda sıfır)	75
m: insan ağırlığı (kg)	70		
Mo: omuzda oluşan moment (Nm) (90° için)	13,632	Mo-açı: omuzda oluşan moment (Nm)	15,517
Fexo: dış iskeletin karşılayacağı kuvvet (N)	28,866	Fdeltoid-açı: açıya göre deltoid kasındaki kuvvet (N)	517,22
Mexo: dış iskelete giren moment (Nm)	9,779		
Fdeltoid: deltoid kasındaki kuvvet (N) (90° için)	454,39		
Fkramayer: kramayer dişliye gelen kuvvet (N)	651,93		

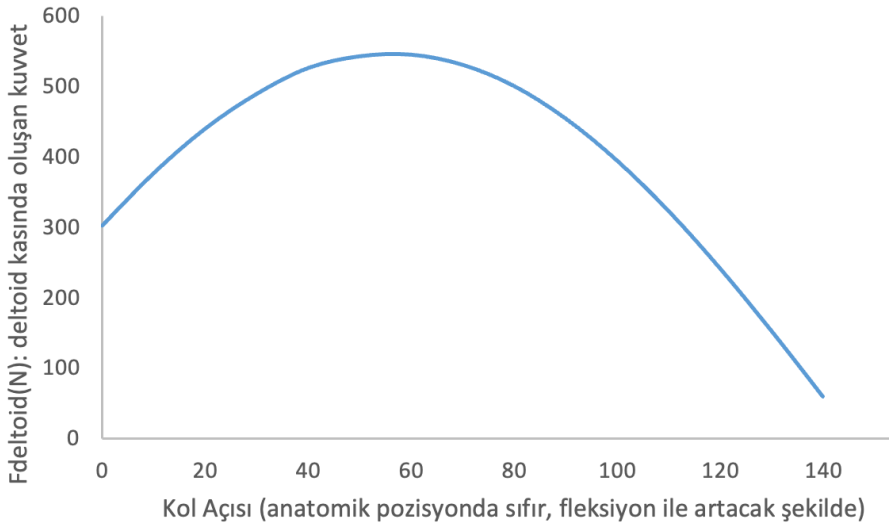
Şekil 4.1. Manuel olarak giriş yapılan boy, kilo ve üst kol açısına göre hesaplama sonuçlarını gösteren basit program

Hazırlanan bu programdan elde edilen sonuçlara göre dış iskelet sistemi giyilmediğinde omuz etrafında oluşan moment değişimi, deltoid kasındaki kuvvet değişimi, dış iskelet sistemi mekanizmasına giren moment ve kramayer dişliye gelen kuvvetin ortalama boy ve kilo için farklı açılardaki değişimleri Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te verilmiştir.

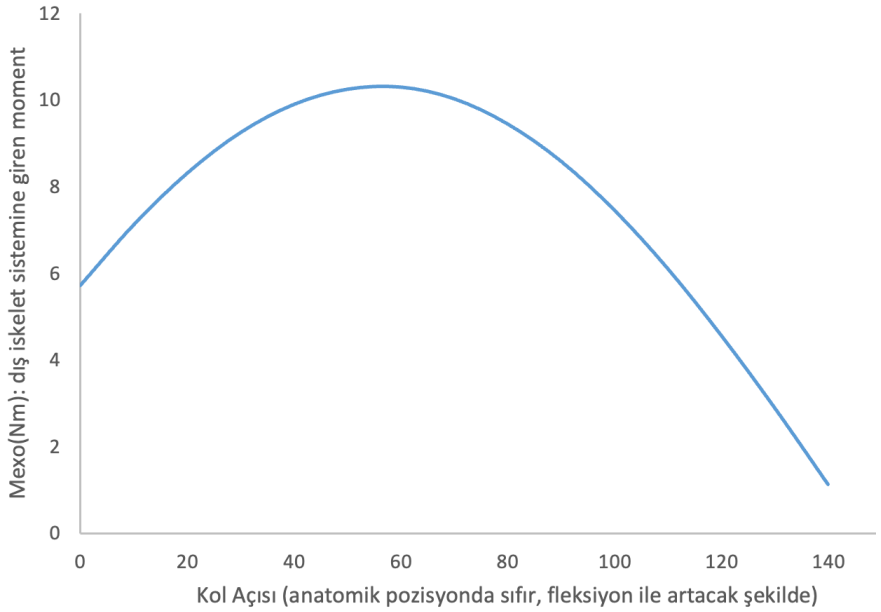


Şekil 4.2. Dış iskelet sistemi olmadığında omuz etrafında oluşan momentin üst kol açısına göre değişim grafiği

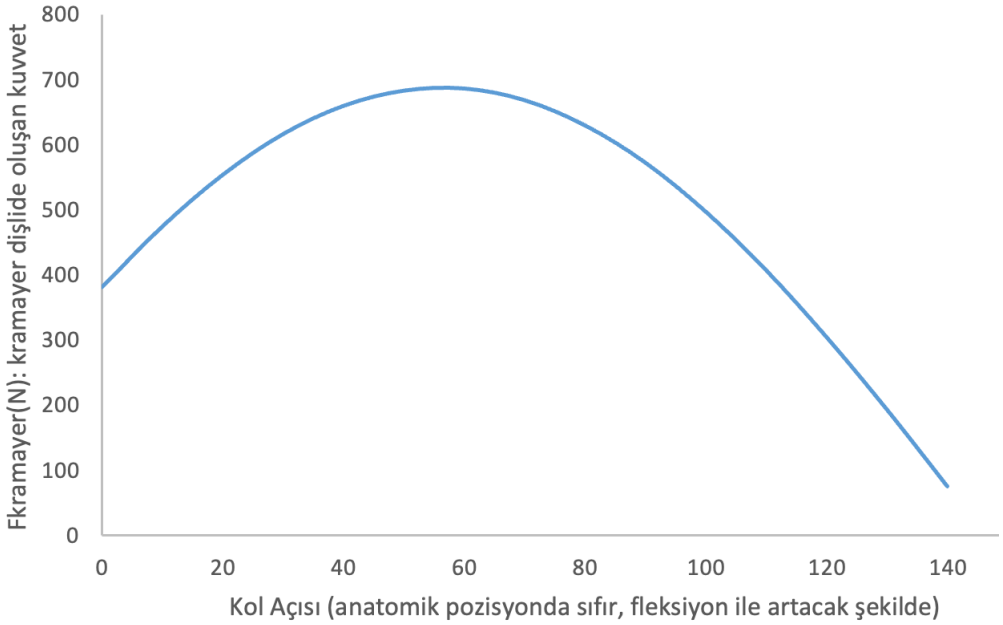
Hesaplama tablosunda farklı boy ve kilo değerleri girilerek yine açıya göre değişimler alınabilmektedir. Hesaplamalar Postür 1 için yapılmıştır. Şekil 4.2-4.5'de yer alan grafikler 70kg ağırlığında ve 170cm boyundaki bir insan için yapılan hesaplamalar sonucunda elde edilmiştir. Bu hesaplamalarda kullanılan Excel kodunun içeriği ise Ek 3'te verilmiştir.



Şekil 4.3. Deltoid kasında oluşan momentin üst kol açısına göre değişim grafiği



Şekil 4.4. Dış iskelet sistemine giren kuvvetin üst kol açısına göre değişim grafiği



Şekil 4.5. Kramayer dişliye gelen kuvvetin üst kol açısına göre değişim grafiği

4.3. Yay Seçimi

Daha önce belirlenen alt ve üst sınıra göre yaya aktarılan kuvvet 500N ile 1000N arasında hesaplandığından yay seçimi yapılırken bu değerlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bölüm 3.6'da bahsedildiği gibi yay seçimi alt sınır olan 500N için yapılacak ve tasarımdaki sıkıştırma payı kullanılarak üst sınır değerini vermesi sağlanacaktır.

Tasarım gereği mekanizmanın fiziksel sınırlarına göre yay boyu L=36mm, sıkışma mesafesi Δx=12mm, yay sarım sayısı N=6 ve etkin yay sarım sayısı Ne=4, yay ortalama halka çapı D=16mm olarak seçilmiştir. Çelik yaylar için torsiyonel elastiklik modülü G ise 80.000N/mm^2 olarak alınmıştır.

Buna göre Denklem (3.10) ve (3.11)'den yayın tel çapı 2,8mm olarak hesaplanmıştır. Üst sınır için iki katı destek vermesi gerekeceğinden, tork ayar mandalına yay sıkışma miktarı kadar yani 12mm ön sıkıştırma mesafesi bırakılarak tasarım yapılmıştır. Bu şekilde alt ve üst sınırlara uygun bir yay seçimi gerçekleştirilmiştir.

4.4. EMG Test Sonuçları

Literatürdeki benzer EMG testleri incelendiğinde bu çalışmadaki testlere benzer testlerin yapıldığı görülmüştür. Daha önce bahsedilen çalışmalardan Maurice vd. (2020) ön deltoid kasından alınan verilere göre dış iskelet giyildiğinde bu kastaki aktivitenin ortalama %54 oranında azaldığını, erector spinae kasındaki aktivitede ise kayda değer bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Hyun vd. (2019) ise asıl ilgi alanı olduğunu söyledikleri ön deltoid kasında alçak görev ve yüklü olarak %31, alçak görev yüksüz olduğunda %66, yüksek görev yüklü %29, yüksek görev yüksüz durumda ise %57 oranında dış iskelet katkısı olduğunu belirtmişlerdir. Erector spinae kası hariç diğer kaslarda da benzer şekilde farklı durumlara göre %25 ile %75 arasında değişen oranda dış iskelet katkısı olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada ilginç bir şekilde erector spinae kasında ise dış iskelet sisteminin %35 ile %97 arasında değişen oranlarda olumsuz katkı yaptığını görmüşlerdir. Bu durumu dış iskelet sisteminin ağırlığının insan vücuduna etkisinin ne kadar önemli bir parametre olduğunun göstergesi olarak yorumlamışlardır.

Maurice vd. (2020) yaptıkları çalışmada erector spinae kasında bazı durumlarda çok az olumsuz bazı durumlarda ise çok az olumlu etki olmakla birlikte çok ciddi etki olmadığını söylemişlerdir. Maurice vd. (2020)'nin çalışmasında kullanılan ürün ağırlığı 1,9kg, Hyun vd. (2019)'un çalışmasında kullanılan ürün ağırlığı ise 2,5kg'dır. Her ne kadar iki çalışma farklı ortamlarda yapılmış olsa da aradaki 600 gramlık farkın böyle bir etki yapmış olabileceği öngörülebilir. Bu durum üst gövde dış iskelet sistemlerinin insan koluna ve omzuna destek verip katkı sağlarken vücudun farklı yerlerine olumsuz etki yapabileceğinin ve bu parametreye dikkat edilmesi gerektiğinin bir göstergesi olarak yorumlanabilir.

Schmalz vd. (2019) ise çalışmasında Maurice vd. (2020)'nin çalışmasında kullandıkları ürünün aynısını yani 1,9kg ağırlığındaki dış iskelet sistemini kullanmış, deltoid ve biceps brachii kaslarındaki olumlu etkinin %40 ile %48 arasında, trapezius kaslarındaki olumlu etkinin de %18 ile %34 oranında olduğunu raporlamışlardır.

Literatürde yer alan başka bir çalışmada Yin vd. (2020) yine 1,9kg ağırlığında ancak farklı bir dış iskelet sistemi ile yaptıkları testte trapezius alt ve triceps brachii kaslarında dış iskelet giyildiğinde yaklaşık %10 ile %20 civarında fayda sağlanırken deltoid ön ve orta kaslarında yaklaşık %20 ila %50 arasında değişen oranda fayda sağlandığını bildirmişlerdir.

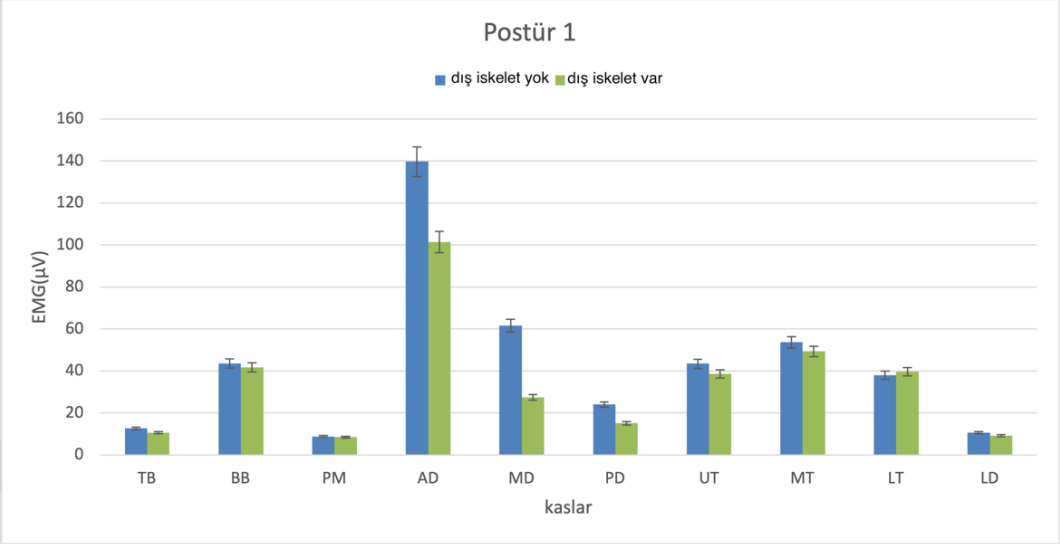
Bu tez kapsamında yapılan EMG test sonuçlarının ham verileri ise Postür 1 için Çizelge 4.1'de ve Postür 2 için Çizelge 4.2'de görülmektedir.

Çizelge 4.1. EMG test sonuçları "Postür 1" ham verileri

Kaslar	Katılımcı 1		Katılımcı 2		Katılımcı 3	
	Dış isk. var (μV)	Dış isk. yok (μV)	Dış isk. var (μV)	Dış isk. yok (μV)	Dış isk. var (μV)	Dış isk. yok (μV)
TB	11.1±0	14.3±0	14.8	14.1	5.9±0	9.44±0
PM	6.85±0	7.57±0	7.54	9.11	11.2±0	9.84±0
BB	30.9±0	27.5±0	52.9	47.7	41.4±0	55.6±0
PD	22.9±0	39±0	10.8	13.9	11.6±0	19.3±0
AD	96.4±0	134±0	97.9	140.0	110±0	145±0
MT	43.9±0	44.3±0	63.1	65.1	41±0	51.8±0
UT	23.5±0	49.9±0	42.6	25.4	49.7±0	56.1±0
LD	14.4±0	14.4±0	7.88	11.0	5.44±0	6.95±0
LT	45.3±0	35±0	40.3	39.1	33.6±0	39.9±0
MD	30.7±0	56.6±0	24.0	91.4	27.4±0	36.9±0

Sonuçların grafik olarak yorumlanması ise Şekil 4.6 ve Şekil 4.7'de görülmektedir. Buna göre Postür 1 için çalışan birincil kaslar, omuz fleksiyonundan sorumlu AD, MD ve PD, skapulanın yükselmesinden sorumlu UT, skapular adduktörden (retraktör) sorumlu MT ve LT, dirsek fleksiyonundan sorumlu BB'dir. Diğer kaslar da bu postür sırasında yardımcı olarak çalışmaktadır. Dış iskelet sistemi giyildiğinde AD aktivitesi %27, MD aktivitesi %55 ve PD aktivitesi %37 azalmıştır. Diğer kaslar deltoid kasına oranla fazla

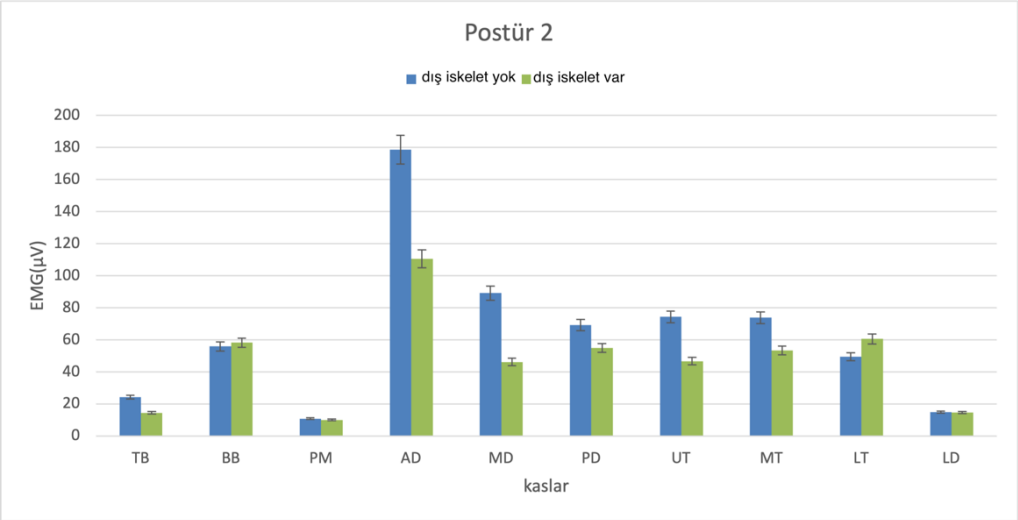
değişmemiştir. Bununla birlikte, alt trapezius kas aktivitesi, dış iskelet sistemi giyildiğinde %4 civarında artmıştır.



Şekil 4.6. Postür 1 için dış iskelet sistemi giyildiğinde ve giyilmediğinde kaslarda meydana gelen değişim

Çizelge 4.2. EMG test sonuçları "Postür 2" ham verileri

Kaslar	Katılımcı 1		Katılımcı 2		Katılımcı 3	
	Dış isk. var (µV)	Dış isk. yok (µV)	Dış isk. var (µV)	Dış isk. yok (µV)	Dış isk. var (µV)	Dış isk. yok (µV)
TB	22.9±0	37±0	25.5	36.6	11.6±0	16.4±0
PM	21.9±0	21.6±0	17.8	21.9	24.4±0	22.1±0
BB	65.6±0	47.7±0	99.1	129.0	75.5±0	108±0
PD	62.7±0	79.7±0	17.2	28.7	26.8±0	38.6±0
AD	229±0	261±0	200.0	315.0	206±0	276±0
MT	94±0	90.8±0	130.0	173.0	76.9±0	91.2±0
UT	47.7±0	100±0	75	53.4	93.7±0	102±0
LD	26.8±0	26.9±0	16.4	56.8	10.1±0	12.8±0
LT	93.6±0	73.9±0	71.9	104.0	68.8±0	75.9±0
MD	83.8±0	127±0	51.2	249	51.8±0	69.6±0



Şekil 4.7. Postür 2 için dış iskelet sistemi giyildiğinde ve giyilmediğinde kaslarda meydana gelen değişim

Postür 2 için birincil ve destekleyici kaslar Postür 1 ile aynıdır ancak tüm kas aktivitelerinin arttığı gözlenmiştir. Bu beklenen bir sonuçtur çünkü ön kolun omuz mafsalından daha uzakta olması nedeniyle omuz etrafında oluşan moment değeri daha büyük olduğu için kasların yaptığı iş de artmıştır. Dış iskelet sistemi giyildiğinde AD aktivitesi %38, MD aktivitesi %48 ve PD aktivitesi %20 oranında azalmıştır. Ayrıca UT ve MT aktivitesi de sırasıyla %37 ve %27 oranında azalmıştır. Postür 2 için omuz çevresinde daha fazla moment olduğundan, trapezius kasları bu tür bir duruşu gerçekleştirmek için harekete aktif olarak katılım sağlamışlardır.

UT ve MT'den farklı olarak, LT omurilik çevresinde ve sırtın alt kısmında bulunur. Bu nedenle LT, Postür 2 için gövde duruşunu stabilize etmekten de sorumludur. Sonuç olarak, gövdenin sabit durmasına yardımcı olmak için insan kolları uzatıldığında LT aktivitesi %22 artmıştır. BB aktivitesinin de Postür 1'den farklı olarak %4 oranında arttığı gözlenmiştir.

Kas aktivitesi, kas kuvvetinin doğrudan bir ölçüsü olarak kabul edilir. Bununla birlikte, metabolik maliyet sadece kaslarda üretilen kuvvetle değil, aynı zamanda kasların ne kadar hızlı kasıldığı ve dış iskelet sisteminin kas kasılmalarının hızını değiştirebileceği ile de ilgilidir.

Bu tez kapsamında geliştirilen dış iskelet sisteminde üst kolu kaldırırken(fleksiyon) 120 dereceye kadar direnç yoktur çünkü kol destekleri son derece hafiftir ve bağlantı elemanları bilek bandına bilyalı mafsal ile yataklandığından moment reaksiyonu oluşmasını engeller. Bu nedenle, kolu 120 dereceye kadar kaldırırken sadece dış iskelet sistemi giyilmesinden kaynaklı kaslarda bir kasılma hızı değişikliği ve ek metabolik maliyet beklenmemektedir. 120 derecenin üzerindeki fleksiyon açılarında mekanizma devreye girer ancak direnç, üst kol kol desteklerine karşı aşağı bastırıldığında yani kol ekstansiyon yaptığında hissedilir.

İzometrik kasılmalar için kasta hız olmadığından ek bir metabolik maliyet oluşturmaz. Üst kolun ekstansiyon yaptığı durumda kol dayanağında bir direnç oluşur ve bu da daha düşük hızlı kasılmalara neden olur. Daha düşük hız, eksantrik kasılmalar için daha düşük kas kuvveti üretimi ve eşmerkezli kasılmalar için daha yüksek kuvvet üretimi anlamına gelmektedir. En aktif deltoid kaslarında ise, kol tarafından oluşturulan momenti dengelemek için kol desteği eksantrik olarak temas eder ve bu hareketi yavaşlatır. Bu nedenle kol dayamada 89 dereceye kadar direnç oluşsa bile dış iskeletin ek metabolik maliyet oluşturmaması öngörülmektedir.

Montaj yapma, anahtar ile cıvata sıkma veya takma, kaynak yapma gibi endüstriyel işler dikkate alındığında, kolun hızlı indirilmesi, görevin gerektirdiği bir durum değildir. Bu nedenle, dış iskelete atfedilebilecek ek bir metabolik maliyet beklenmemektedir. Öte yandan, endüstriyel işler sporla ilgili faaliyetlerden farklıdır. Spor hareketlerinde olduğu gibi ısı oluşumu ciddi oranlarda değildir.

McFarland ve Fischer (2019), kapsamlı incelemelerinde, mevcut pasif dış iskelet sistemlerinin, özellikle baş üstü görevler için metabolik maliyeti düşürmeye yardımcı olduğunu bildirmektedir. Bu tez çalışması kapsamında geliştirilen yeni tasarımdan elde edilen sonuçlar bu bulguları desteklemektedir, ayarlanabilir mekanizmalı orijinal tasarımın metabolik maliyetleri daha da düşürmesi beklenmektedir. LD ve LT kas aktiviteleri, dış iskelet sistemi tarafından oluşturulan potansiyel sırt ağrısı kaynakları olarak düşünülebilir. LD için kas aktivitesi diğer kaslara göre çok küçüktür ve dış iskelet sistemi devredeyken her iki görevde de artış olmamıştır ancak LT'de artış olmuştur ve bu

artış Postür 2'de daha belirgindir. Bu kaslar için dış iskelet sistemi giyilmesinden kaynaklı herhangi bir kasılma hızı değişikliği beklenmez, bu nedenle ek metabolik maliyet sadece kas aktivitesindeki değişime göre değerlendirilebilir.

Omuz çevresindeki ana kas aktivitelerinde azalma nedeniyle, baş üstü görevler için dış iskelet sistemi tarafından sağlanan belirgin bir rahatlama vardır. LT'deki artış, deltoid kaslardaki azalmaya kıyasla çok küçüktür, ancak mevcut sırt sorunu olan bir çalışan, uzun süreli kullanımdan sonra dış iskelet nedeniyle rahatsızlık hissedebilir.

5. SONUÇ

5.1. Genel Değerlendirme

Baş üstü görevler için omuz çevresinde tekrarlayan kas aktiviteleri, çalışanlar için yorgunluğun ve sonuç olarak ortaya çıkan kas iskelet hastalıklarının ana kaynaklarıdır. Dış iskelet sistemleri, işe bağlı kas-iskelet sistemi hastalıklarını önleyen en umut verici cihazlardan biridir (Verdel vd., 2023). Operatörler üzerindeki fiziksel stresi azaltmak için de dış iskelet sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (Riemer vd., 2023). Pasif dış iskelet sistemlerinin ayrıca yükün omuz eklemleri boyunca eşit olarak dağılmasını sağladığı da yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur (Hays vd., 2023). Yapılan bu tez çalışmasında da endüstriyel dış iskelet sistemlerinin bu görevler için kas aktivitesini önemli ölçüde azaltabileceği ayrıntılı olarak gösterilmiştir. Pasif dış iskelet sistemleri görece hafif ve ucuz oldukları için, aktif dış iskelet sistemlerinin dezavantajlarını da ortadan kaldırmaktadırlar.

Bu çalışmada, çok hafif bir pasif dış iskelet sistemi geliştirilmesi aşamaları anlatılmış ve farklı mekanizma çözümleri açıklanmıştır. Daha sonra en uygun mekanizma olarak belirlenen tasarım detaylı bir şekilde ele alınmış ve kullanılabilir düzeyde geliştirilmiştir. Mekanik ve biyomekanik hesapları yapılarak prototip imalatı gerçekleştirilen dış iskelet sistemi nihayetinde endüstriyel hale getirilmiştir. Yapılan tasarımın etkinliği, baş üstü(Postür 1) ve ön kol germe(Postür 2) görevleri için kas aktiviteleri ölçülerek değerlendirilmiş ve birçok endüstriyel uygulamada kullanılabilecek düzeyde olumlu katkılar sağladığı gösterilmiştir.

Literatürdeki dış iskelet sistemleri ile karşılaştırıldığında, bu çalışmadaki orijinal tasarımın, öncelikle dış iskelet sistemi kullanıcı tarafından giyildiğinde özellikle molalarda daha fazla özgürlük sağladığını söylemek mümkündür. Çünkü destek mekanizması 120 derecelik fleksiyondan sonra etkinleşmektedir ve 89 derecelik ekstansiyondan sonra serbest kalacak şekilde ayarlanmıştır. Diğer yandan mevcut literatür incelendiğinde bu çalışmada yer alan Postür 2'ye benzer bir duruş için herhangi bir değerlendirme veya test sonucuna rastlanmamıştır.

Geliştirilen dış iskelet sisteminin giyilmesiyle her iki postür için de kas aktivitesi ölçümleri, özellikle deltoid kası için önemli ölçüde azalmıştır. Bu, dış iskelet sisteminin omuz çevresindeki kas iskelet hastalıklarının azaltılmasına yardımcı olduğunu göstermektedir. Bu sayede iş kazaları ve iş gücü kaybının azaltılmasına da katkı sağlanmış olunmaktadır. Burada sunulan dış iskelet sistemi, kola verilecek desteğin ayarlanabilmesini sağladığı için ayrıca avantaj sağlamakta, kullanıcılar hem kendi ihtiyaçlarına göre hem de yaptıkları işlere göre destek miktarlarını ayarlayabilmelerini mümkün kılmaktadır.

5.2. Çalışmanın Kısıtları ve Gelecek Çalışmalar İçin Öneriler

Bu çalışmada geliştirilen endüstriyel dış iskelet sisteminin değerlendirilmesi, bir dakika veri toplanarak laboratuvar ortamında yapılmıştır. Her ne kadar en çok yapılan baş üstü ve göğüs seviyesi tekrarlı işler temsil edilmeye çalışılsa da pratik uygulamalarda çok daha esnek ve kompleks uygulamalar yapılmaktadır. Ayrıca endüstride halen insan hassasiyeti ve uygulamasını gerektiren çok sayıda fiziksel ve tekrarlı iş vardır. Bu tarz dış iskelet sistemlerinin biyomekanik olarak hesaplanması ve ergonomik olarak değerlendirilmesinin yanında bu gerçek koşullar düşünülerek saha ortamlarında test edilmesinde fayda vardır. Laboratuvar ortamında yapılan değerlendirmeler de bir dakikadan daha kısa süren veya daha uzun süren işler de düşünülerek ve ayrıca farklı postürler için de kurgulanarak değerlendirmeler yapılabilir.

Kas yorgunluğu zamanla gelişmektedir, bu nedenle bu tür dış iskeletleri laboratuvar ortamında farklı zaman ve farklı postürler ile denemenin yanında, çeşitli pratik ve dinamik uygulamaları da dikkate alarak analiz etmek ilginç olacaktır. Gelecekte benzer konularda yapılacak araştırmalarda bu hususların göz önüne alınması ve bunlara ilişkin çalışmaların yapılmasının dış iskelet sistemlerinin gelişimine ve kullanımlarının yaygınlaşmasına katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

Andersen, S.O. (2009). Chapter 94 – *Exoskeleton: Encyclopedia of Insects* (Second Edition), Editors: Resh, V.H. and Cardé, R.T., Academic Press, San Diego, pp. 339-342.

Bennett, S.T., Han,W., Mahmud, D., Adamczyk, P.G., Dai, F.,Wehner, M., Veeramani, D., & Zhu, Z. (2023). Usability and Biomechanical Testing of Passive Exoskeletons for Construction Workers: A Field-Based Pilot Study. *Buildings*, 13, 822.

BIS Research. (2017). Global Wearable Robotic Exoskeleton Market – Analysis and Forecast (2017-2026). S:21.

Bos, J., Kuijer, P., & Frings-Dresen, M. (2002). Definition and assessment of specific occupational demands concerning lifting, pushing, and pulling based on a systematic literature search. *Occup. Environ. Med*., 59(12): 800-806.

Butler, T. & Wisner, D. (2018). Exoskeleton technology: Making workers safer and more productive. *Prof. Saf.,* 61(9): 32-36.

Constand, M.K. & MacDermid, J.C. (2013). Effects of neck pain on reaching overhead and reading: A case-control study of long and short neck flexion. BMC Sport. *Sci. Med. Rehabilition*, 5, 21.

Constantinescu, C., Popescu, D., Muresan, P.-C., & Stana, S.-I. (2016). Exoskeleton-centered Process Optimization in Advaned Factory Environments. *Procedia CIRP*, 41: 740-745.

de Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S., & O'Sullivian, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59 (5): 671-681.

Eurostat. (2016). The EU in the world, 2016 Edition*. PDF: ISBN 978-92-79-59231-7 ISSN 2315-1889 doi: 10.2785/745946.*

Fritzsche, L., Wegge, J., Schmauder, M., Kliegel, M., & Schmidt, K.-H. (2014). Good ergonomics and team diversity reduce absenteeism and errors in car manufacturing. *Ergonomics*, 57(2): 148-161.

Hays, E., Slayton, J., Tejeda-Godinez, G., Carney, E., Cruz, K., Exley, T., & Jafari, A. (2023). A Review of Rehabilitative and Assistive Technologies for Upper-Body Exoskeletal Devices. *Actuators*, 12, 178.

Huysamen, K., Bosch, T., de Looze, M., Stadler, K. S., Graf, E., & O'Sullivian, L. W. (2018). Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. *Applied Ergonomics,* 70: 148-155.

Hyun, D. J., Bae, K., Kim, K., Nam, S., & Lee, D.-h. (2019). A light-weight passive upper arm assistive exoskeleton based on multi-linkage spring-energy dissipation mechanism for overhead tasks. *Robotics and Autonomous Systems*, 122:103309.

Iranzo, S., Piedrabuena, A., Iordanov, D., Iranzo, U.M., & Lois, J.M.B. (2020). Ergonomics assessment of passive upper-limb exoskeletons in an automotive assembly plant. *Applied Ergonomics*, 87: 103120.

iStock (2023). https://www.istockphoto.com/tr/fotoğraf/human-anatomy-view-gm452538239-29931726

Jäger, M., Helbig, T.; Goos, M., Köhring, S., & Witte, H. (2023). Characterization of an Antagonistic Actuation System with Nonlinear Compliance for an Upper-Arm Exoskeleton. *Actuators*, 12, 196.

Jorgensen, M. J., Hakansson, N. A., & Desai, J. (2022). Influence of different passive shoulder exoskeletons on shoulder and torso muscle activation during simulated horizontal and vertical aircraft squeeze riveting tasks. *Applied Ergonomics,* 104: 103822.

Kim, S., Nussbaum, M.A., Esfahani, M. I. M., Alemi, M. M., Alabdulkarim, S., & Rashedi, E. (2018). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I – "Expected" effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied Ergonomics,* 70: 315-322.

Luttmann, A., Jäger, M., Griefahn, B., Caffierr, G., & Liebers, F. (2003). Preventing Musculoskeletal Disorders in the Workplace. *WHO.* Geneva.

Mahdi, S.M., Yousif, N.Q., Oglah, A.A., Sadiq, M.E., Humaidi, A.J., & Azar, A.T. (2022). Adaptive Synergetic Motion Control for Wearable Knee-Assistive System: A Rehabilitation of Disabled Patients. *Actuators*, 11, 176.

Matthew, R.P., Mica, E.J., Meinhold, W., Loeza, J.A., Tomizuka, M., & Bajcsy, R. (2015). Introduction and initial exploration of an active/passive exoskeleton framework for portable assistance. *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, Hamburg, Germany, pp. 5351–5356.

Maurice, P., Čamernik, J., Gorjan, D., Schirrmeister, B., Bornmann, J., Tagliapietra, L., Latella, C., Pucci, D., Fritzsche, L., Ivaldi, S., & Babič, J. (2020). Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work. *IEEE Transactions on Neural Ssystems and Rehabilitation Engineering*, 28(1): 152-164.

McFarland, T., & Fischer, S. (2019). Considerations for industrial use: a systematic review of the impact of active and passive upper limb exoskeletons on physical exposures. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 322-347.

Nabeshima, C., Ayusawa, K., Hochberg, C., & Yoshida, E. (2018). Standard performance test of wearable robots for lumbar support. *IEEE Rob. Autom. Lett*., 3(3): 2182-2189.

Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Rehabilitation*, Second Edition. S:156.

Ng, D., McNee, C., Kieser, J., & Farella, M. (2014). Neck and shoulder muscle activity during standardized work-related postural tasks. *Applied Ergonomics*, 45(3): 556-563.

Primal 3D Atlas (2022). Bursa Uludağ Üniversitesi Çevrimiçi Kaynaklar

Riemer, J., Jaitner, T., & Wischniewski, S. (2023). Investigating Inter-day Variations in the Physical Effects of Exoskeletons: Requirements for Long-Term Biomechanical Studies. *Appl. Sci.,* 13, 6483.

Romero, D., Stahre, J., Wuest, T., Noran, O., Bernus, P., Fast-Berglund, Å., & Gorecky, D. (2016). Towards an operator 4.0 typology: a human-centric perspective on the fourth industrial revolution technologies. *Internatonal Conference on Computers and Industrial Engineering (CIE46) Proceedings*, Tianjin, China.

Rosen, J., Brand, M., Fuchs, M.B., & Arcan, M. (2001). IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. *Part A Syst. Humans*, 31: 210-222.

Schmalz, Th., Bornmann, J., Schirrmeister, B., Schändlinger, J., & Schuler, M. (2019). Principle study about the effect of an industrial exoskeleton on overhead work. Special print from: ORTHOPÄDIE TECHNIK 06/19 – *Verlag Orthopädie-Technik*. Dortmund.

Spada, S., Ghibaudo, L., Gilotta, S., Gastaldi, L., & Cavatorta, M.P. (2017). Investigation into the applicability of a passive upper-limb exoskeleton in automotive industry. *Procedia Manufacturing*, 11: 1255-1262.

van der Have, A., Rossini, M., Guerrero, C. R., Rossom, S.V., & Jonkers, I. (2022). The Exo4Work shoulder exoskeleton effectively reduces muscle and joint loading during simulated occupational tasks above shoulder height. *Applied Ergonomics*, 103: 103800.

Verdel, D., Sahm, G., Bruneau, O., Berret, B., & Vignais, N. (2023). A Trade-Off between Complexity and Interaction Quality for Upper Limb Exoskeleton Interfaces. *Sensors*, 23, 4122.

Voilqué, A., Masood, J., Fauroux, J.C., Sabourin, L., & Guezet, O. (2019). Industrial Exoskeleton Technology: Classification, Structural Analysis and Structural Complexity Indicator. *Wearable Robotic Assosication Conference (WearRacon),* March 26-28, Scottsdale, AZ, USA.

Winter, D.A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed.; John Wiley & Sons, Inc.: Ontario, Canada; pp. 83.

Yin, P., Yang, L., Qu, S., & Wang, C. (2020). Effects of a passive upper extremity exoskeleton for overhead tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 55 102478.

Young, A.J. ve Ferris, & D. P. (2017). State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng*., 25(2): 171-182.

Zhao, L., Yang, T., Yang, Y., & Yu, P. A (2023). Wearable Upper Limb Exoskeleton for Intuitive Teleoperation of Anthropomorphic Manipulators. *Machines*, 11, 441.

Zurada, J. (2012). Classifying the risk of work related low back disorders due to manual material handling tasks. *Expert Systems with Applications*, 39(12): 11125-11134.

EKLER

EK 1 Anket Soruları

Üst Gövde Dış İskelet Sistemi Geliştirilmesi Hakkında Anket

Anket çalışması "Bursa Uludağ Üniversitesi Araştırma ve Yayın Etik Kurulları" 2 Haziran 2020 tarihli ve 2020-03 sayılı toplantı tutanağı ile uygun görülen etik kurul onayı kapsamında yapılmaktadır.

Çalışma; başta montaj, boya, kaynak vb. olmak üzere göğüs seviyesi ve/veya göğüs üstü seviyelerde kas gücüyle herhangi bir faydalı iş yapan kişileri destekleyici bir sistem geliştirilmesi için, ihtiyaçları doğru belirleyebilmek amaçlı hazırlanan sorulardan oluşmaktadır.

Ankette kişisel herhangi bir soru bulunmamaktadır. Elde edilen bilgiler yukarıda belirtilen durum dışında başka bir amaçla kullanılmayacaktır.

Soru 1: Kaç yaşındasınız?

Soru 2: Cinsiyetiniz nedir?

Soru 3: Kaç yıldır çalışıyorsunuz?

Soru 4: Çalışma ortamında aşağıda belirtilen işlerden en sık yaptıklarınızı işaretleyebilir misiniz? Birden fazla işaretleme yapabilirsiniz.

[ ] Göğüs üstü seviyede montaj
[ ] Göğüs seviyesinde montaj
[ ] Göğüs üstü seviyede kaynak
[ ] Göğüs seviyesinde kaynak
[ ] Göğüs seviyesinde boya tabancası kullanımı
[ ] Göğüs üstü seviyesinde boya tabancası kullanımı
[ ] Diğer (lütfen kısaca belirtin)

Soru 5: Daha önce aşağıda belirtilen kas-iskelet ağrılarından şikâyetçi oldunuz mu? Cevabınız evet ise lütfen "5 en çok şiddetli" ve "1 en az şiddetli" olacak şekilde belirtin.

[ ] Omuz ağrısı - Evet ise şiddeti:
[ ] Sırt ağrısı - Evet ise şiddeti:
[ ] Kol ağrısı - Evet ise şiddeti:
[ ] Boyun ağrısı - Evet ise şiddeti:
[ ] Diğer (lütfen kısaca ağrı bölgesini ve şiddetini belirtin)

Soru 6: Bel ağrısı, sırt ağrısı, kol ağrısı, boyun ağrısı, omuz ağrısı ve benzeri kas-iskelet ağrıları kaynaklı bir rahatsızlık nedeniyle sağlık raporu almak zorunda kaldınız mı?

Soru 7: Evet ise hangi ağrı nedeniyle aldığınızı belirtebilir misiniz?

Soru 8: Evet ise tahmini kaç kez veya yaklaşık olarak toplamda kaç gün olduğunu belirtebilir misiniz?

Soru 9: Bel ağrısı, sırt ağrısı, kol ağrısı, boyun ağrısı, omuz ağrısı ve benzeri kas-iskelet ağrılarının günlük çalışma veriminizi olumsuz manada etkilediğini düşünüyor musunuz?

Soru 10: "Göğüs seviyesinde" montaj, bakım vb. iş yaparken omzunuzu ve kolunuzu destekleyici ve kolunuzu normale göre daha uzun sürede havada tutabilmenizi sağlayacak mekanizma, kıyafet benzeri bir dış destek kullanmak sizce faydalı olur muydu?

Soru 11: "Göğüs üstü seviyede" montaj, bakım vb. iş yaparken omzunuzu ve kolunuzu destekleyici ve kolunuzu normale göre daha uzun sürede havada tutabilmenizi sağlayacak mekanizma, kıyafet benzeri bir dış destek kullanmak sizce faydalı olur muydu?

Soru 12: Yukarıda tarif edilen türde göğüs üstü seviyede çalışırken omuzu ve kolu desteleyen bir dış destek sistemi sizce ne kadar faydalı olurdu?

[ ] Kesinlikle çok faydalı olurdu
[ ] Olsa iyi olurdu ama çok da gerekli değil
[ ] Bir fikrim yok
[ ] Bence faydalı olmaz
[ ] Kesinlikle gereksiz

Soru 13: Yukarıda tarif edilen türde bir dış destek sistemi geliştirilmesi durumunda aşağıdaki özelliklerden sizce en önemlisi hangisi olurdu? Lütfen önem sırasına göre 5 en önemli ve 1 önemsiz olacak şekilde 5'ten 1'e kadar numaralandırınız.

[ ] Hafif olması

[ ] Kolay giyilip çıkartılabilmesi ve bunu yaparken başkasının yardımına gerek olmaması

[ ] Terletmemesi

[ ] Herhangi bir hareket kısıtlamasına neden olmaması ve çalışırken rahatsız etmemesi

[ ] Estetik ve şık görünümlü olması

[ ] Diğer (lütfen kısaca belirtin)

Soru 14: Daha önce yukarıda bahsedilen gibi veya buna benzer bir ürün denediniz mi?

Soru 15: Daha önce böyle bir ürün denediyseniz ne kadar memnun kaldınız?

[ ] Harika bir üründü, çok memnun kaldım

[ ] Memnun kaldım

[ ] Fena değildi

[ ] Memnun kalmadım

[ ] Çok kötü bir üründü, hiç memnun kalmadım

Soru 16: Daha önce bahsedildiği gibi bu anket kolu destekleyici bir ürün geliştirilmesi için yapılmaktadır ve gerçek ihtiyaçlar belirlenmeye çalışılmaktadır. Bu kapsamda faydalı olacağını düşündüğünüz başka öneriniz var mı?

Teşekkürler!

EK 2 EMG Testi Katılımcı Bilgilendirme ve Onam Formu

Üst Gövde Dış İskelet Sistemi Kinesiyolojik EMG Testi Belgesi

Bu teste konu olan üst gövde dış iskelet sistemi, Bursa Uludağ Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği, Doktora programı ve OCALIS Mühendislik A.Ş. tarafından 2200035 numaralı TÜBİTAK 1512 projesi kapsamında geliştirilmiştir.

Bu test çalışması da, "Bursa Uludağ Üniversitesi Araştırma ve Yayın Etik Kurulları" 2 Haziran 2020 tarihli ve 2020-03 sayılı toplantı tutanağı ile uygun görülen etik kurul onayı kapsamında yapılacaktır.

Bu testte, üst gövde dış iskelet sisteminin omuz ve sırt bölgesi kaslarına yaptığı etkinin gözlemlenmesi amaçlanmıştır.

Aşağıda istenen kişisel bilgiler K.V.K.K. kapsamında hiçbir şekilde, hiçbir yerde paylaşılmayacak olup, doktora tezi ve Tübitak projesi raporlarında sadece ölçüm değerleri istatistik amaçlı kullanılacaktır.

Testin Tarifi:

- *Test kapsamında incelenecek kasların olduğu bölgelere EMG cihazları uzman kişilerce yerleştirilecektir.*
- *Daha önceden belirlenen omuz üstü seviyede bir hedef noktasına ulaşacak şekilde, üst kolu yere paralel ve ön kolu da yere dik olacak şekilde tutarak ve elde faydalı bir yük ile bir dakika civarı ölçümler alınacaktır.*
- *Daha sonra aynı ölçüm tamamen aynı koşullarda, dış iskelet sistemi giyilerek gerçekleştirilecektir.*

Teste Katılan Kişi Bilgileri:

Adı Soyadı	
Doğum Tarihi (Yıl)	
Doğum Yeri	
Cinsiyet	
Boy (cm)	
Ağırlık (kg)	
Son 24 saat içinde alkol kullandınız mı?	
Düzenli olarak bir spor yapıyor musunuz? Evet ise hangi alanda ve kaç yıldır yapıyorsunuz?	
Test sırasında fotoğraf, video vb görsellerinizin çekilmesine izin veriyor musunuz?	
İmza	

EK 3 Excel Hesaplama Formülleri

Mo: omuzda oluşan moment (Nm) (90° için):

=((0,372*C2)+(0,006*C3)*(0,186*C2)+(0,016*C3)*(0,186*C2)+(0,028*C3)*(0,186*C2)*0,436)*9,81/100

Fexo: dış iskeletin karşılayacağı kuvvet (N):

=(F5/2)/C2/0,186/0,85*100

Mexo: dış iskelete giren moment (Nm):

=C8*((C2*0,186*0,85/100)+0,07)

Fdeltoid: deltoid kasındaki kuvvet (N) (90° için):

=C5/0,03

Fkramayer: kramayer dişliye gelen kuvvet (N):

=C9/0,015

Mo-açı: omuzda oluşan moment (Nm):

=(((C3*0,028)*(C2*0,186)*0,436*SIN(RADIANS(F2)))+((C3*0,016)*((C2*0,186*SIN(RADIANS(F2))))+(C2*0,146*0,43*COS(RADIANS(F2))))+((2+C3*0,006)*((C2*0,186*SIN(RADIANS(F2)))+(C2*0,146*COS(RADIANS(F2)))+(C2*0,053*COS(RADIANS(F2))))))*9,81/100

Fdeltoid-açı: açıya göre deltoid kasındaki kuvvet (N):

=F5/0,03