

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EL KASLARININ REHABİLİTASYONU İÇİN  
AKTİF DİNAMİK  
EL – EL BİLEĞİ ORTEZİ TASARIMI**

**DOKTORA TEZİ**

**Kasım SERBEST**

**Enstitü Anabilim Dalı** : **MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ**  
**Tez Danışmanı** : **Prof. Dr. Osman ELDOĞAN**  
**Ortak Danışmanı** : **Yrd. Doç. Dr. Mustafa Zahid YILDIZ**

**Mayıs 2017**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EL KASLARININ REHABİLİTASYONU İÇİN  
AKTİF DİNAMİK  
EL – EL BİLEĞİ ORTEZİ TASARIMI

DOKTORA TEZİ

Kasım SERBEST

Enstitü Anabilim Dalı : MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ

Bu tez 24 / 05 /2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr.  
Osman ELDOĞAN  
Jüri Başkanı

Doc. Dr.  
Dursun KARAYEL  
Üye

Doc. Dr.  
Murat Tolga ÖZKAN  
Üye

Yrd. Doç. Dr.  
Murat CİLLİ  
Üye

Yrd. Doç. Dr.  
İhsan TOKTAS  
Üye

## **BEYAN**

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Kasım SERBEST

24.05.2017

## ÖNSÖZ

Rehabilitasyon mühendisliğinde, dünya genelindeki yeni araştırma alanlarından biri de ev ortamında rehabilitasyondur. Bu alanın önemi ülkemiz tarafından da fark edilmiştir. Ülkemizde sağlık alanındaki araştırmalara yön veren kuruluşlar, ev ortamında ölçüm yapabilen sensörler ile entegre olmuş tedavi amaçlı tıbbi cihazların geliştirilmesine yönelik çalışmaları özendirici proje çağrılarını hazırlamakta ve teşvik destekleri sunmaktadırlar.

Tez çalışmasına maddi açıdan destek sağlanan Sakarya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinatörlüğüne (Proje No: 2014-50-02-032) ve TÜBİTAK ARDEB'e (Proje No: 115M622) teşekkür ederim. Ayrıca bu tez çalışması Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından 2211-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Doktora Burs Programı kapsamında desteklenmiştir. Desteklerinden dolayı TÜBİTAK BİDEB'e teşekkür ederim.

Tüm çalışmalarında her türlü desteğini esirgemeyen danışmanım Prof. Dr. Osman ELDOĞAN'a, tez çalışmalarında motivasyonumu yükselten ortak danışmanım Yrd. Doç. Dr. Mustafa Zahid YILDIZ'a, klinik çalışmalardaki desteğinden dolayı Prof. Dr. İbrahim TEKEOĞLU'na ve tezin ortaya çıkmasına katkı sağlayan herkese teşekkür ederim. Sonsuz sabrı ve desteği için eşim Gülçin SERBEST'e, bugünlere gelmemde en büyük emeğe sahip annem Neriman SERBEST, babam Kasım SERBEST, anneannem merhume Hakime İZMİRLİ ve dedem merhum Ramadan İZMİRLİ'ye şükranlarımı sunarım. Desteklerini her zaman arkamda hissettiğim kardeşim Nayime KORKMAZ ve eşi Kemal KORKMAZ'a teşekkür ederim.



## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ .....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	vii
TABLolar LİSTESİ .....	x
ÖZET .....	xi
SUMMARY .....	xii
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ .....	1
1.1. Tıbbi Cihaz Sektörü .....	5
1.2. İskelet Kaslarının Yapısı ve Biyomekanik Özellikleri .....	8
1.2.1. İskelet kaslarını bileşimi .....	9
1.2.2. Kas kasılmasının moleküler temelleri .....	10
1.2.3. Kas kasılmasının mekaniği .....	13
1.2.4. Kasılma türleri .....	16
1.2.5. Kaslarda kuvvet üretimi .....	17
1.2.6. Değerlendirme .....	20
1.3. Elin Anatomisi ve Fizyolojisi .....	21
BÖLÜM 2.	
ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR VE TEZİN KAPSAMI .....	25
2.1. Literatür Araştırması .....	25
2.2. Tezin Amacı, Kapsamı ve Hedefler .....	31
2.3. Patent, Faydalı Model ve Tescil Araştırması .....	33

### BÖLÜM 3.

EKLEM MOMENTLERİNİN BELİRLENMESİ .....	38
3.1. İnsan Elinin Biyomekanik Modeli .....	38
3.2. Çözüm Yönteminin Belirlenmesi .....	40
3.3. İnsan Elinin Antropometrik Özelliklerinin Belirlenmesi .....	44
3.4. MATLAB Modeli ve Modelin Simülasyonu .....	46

### BÖLÜM 4.

CİHAZIN KAVRAMSAL TASARIMI .....	55
4.1. Tasarım Şartnamesi .....	55
4.2. Fonksiyon Yapıları Belirleme .....	57
4.3. Parmak ve El Bileği Egzersizleri İçin Tasarım Çözümleri .....	59
4.4. Önerilen Genel Tasarım Çözümleri .....	61
4.5. Önerilen Çözümlerin Değerlendirilmesi .....	62

### BÖLÜM 5.

AYRINTILI TASARIM VE PROTOTİP İMALATI .....	67
5.1. Tasarım Çözümü 1 .....	67
5.2. Tasarım Çözümü 2 .....	69
5.2.1. Uygun yayın seçimi ve şekillendirme yöntemi .....	72
5.2.2. V2 için prototip imalatı .....	77
5.3. Tasarım Çözümü 3 .....	78
5.3.1. Uygun yayın belirlenmesi .....	78
5.3.2. V3 için prototip imalatı .....	80
5.4. El Bileği Egzersizleri .....	84
5.5. Eyleyicilerin Belirlenmesi .....	87
5.6. Kontrol Birimleri .....	91

### BÖLÜM 6.

KLİNİK ÇALIŞMALARI .....	94
6.1. Sağlıklı Gönüllüler Üzerinde Yapılan Denemeler .....	96
6.2. Hastalar Üzerinde Yapılan Denemeler .....	102

BÖLÜM 7.

SONUÇLAR VE TARTIŞMA ..... 105

7.1. Son Söz ..... 114

KAYNAKLAR ..... 115

EKLER ..... 122

ÖZGEÇMİŞ ..... 151

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
cm	: Santimetre
CMC	: Karpometakarpal eklem
D	: Dijit
D1	: Baş parmak
D2	: İşaret parmağı
D3	: Orta parmak
D4	: Yüzük parmağı
D5	: Serçe parmak
DC	: Doğru akım
DIP	: Distal interfalangeal eklem
dk	: Dakika
DP	: Distal falanks
EMG	: Elektromiyografi
F	: Kuvvet
FES	: Fonksiyonel elektriksel uyarım
IP	: İnterfalangeal eklem
LCD	: Liquid crystal display (Sıvı kristal ekran)
MCP	: Metakarpofalangeal eklem
mm	: Milimetre
MP	: Orta falanks
ms	: Milisaniye
PIP	: Proksimal interfalangeal eklem
PP	: Proksimal falanks
RC	: Radio controlled (Radyo kontrollü)
V1	: Varyant 1

V2	: Varyant 2
V3	: Varyant 3
$\theta_{tot}$	: Toplam eklem açısı
$\mu\text{m}$	: Mikrometre
$^{\circ}$	: Derece

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Birinci Dünya Savaşı sırasında kullanılan bir el rehabilitasyon cihazı	2
Şekil 1.2. Engelli bir kişinin rehabilitasyonunda görev alabilecek meslek grupları	3
Şekil 1.3. Tıbbi cihaz pazarı toplam büyüklüğünün uzmanlık alanlarına göre dağılımı .....	6
Şekil 1.4. Medikal teknoloji alanındaki patent başvuruları ile araştırmacı sayısı ..	7
Şekil 1.5. İskelet kaslarını yapısı .....	10
Şekil 1.6. Kas kasılmasını şematik gösterimi .....	12
Şekil 1.7. Hill kas modeli .....	13
Şekil 1.8. Kas, tendon ve kemik dokusunun gerilme-uzama eğrileri .....	14
Şekil 1.9. Tek bir kas lifinin ardışık uyarılar sonucu ürettiği toplam gerilim .....	15
Şekil 1.10. Üç farklı kasılmadaki kuramsal tok değerleri .....	17
Şekil 1.11. Farklı uzunluklarda uyarılmış tek bir izole kas lifinin gerginlik-uzama eğrisi .....	18
Şekil 1.12. İn vitro çalışmaya dayalı kuvvet-hız ilişkisi .....	19
Şekil 1.13. Eldeki bazı oluşumlar .....	21
Şekil 1.14. El bileği ve parmak hareketleri .....	23
Şekil 1.15. Brakial pleksustan inen sinirler .....	24
Şekil 2.1. Tablo 2.1.'de yer alan cihazlara ait görseller .....	27
Şekil 3.1. İnsan eli biyomekanik modelinin frontal düzlemdeki görüntüsü .....	39
Şekil 3.2. İki komşu falanksın temsili gösterimi .....	42
Şekil 3.3. İnsan elinin SimMechanics blokları kullanılarak oluşturulan modeli ...	47
Şekil 3.4. Komşu iki uzuv arasındaki eklem açısının tanımlanması .....	49
Şekil 3.5. İşaret parmağının fleksiyon / ekstansiyon hareketi sırasındaki açısız yer değiştirme grafiği .....	50
Şekil 3.6. Parmakların abdüksiyon / addüksiyon hareketi sırasındaki açısız yer değiştirme grafiği .....	50

Şekil 3.7. El bileği hareketleri sırasındaki açısal yer değiştirme grafiği .....	50
Şekil 3.8. Simülasyon görüntüleri .....	52
Şekil 3.9. İşaret parmağının SimMechanics simülasyonu sonucunda hesaplanan moment grafiği .....	53
Şekil 3.10. Parmakların abdüksiyon / addüksiyon hareketinin SimMechanics ortamında yapılan simülasyonu sonucu hesaplanan momentler .....	53
Şekil 3.11. Bilek hareketlerinin SimMechanics simülasyonu sonucu hesaplanan eklem momentleri .....	53
Şekil 4.1. El rehabilitasyon cihazına ait tüm fonksiyon .....	58
Şekil 4.2. El rehabilitasyon cihazına ait alt fonksiyonlar .....	58
Şekil 4.3. Parmak egzersizleri için önerilen sistem .....	59
Şekil 4.4. El bileği egzersizleri için önerilen çözüm .....	60
Şekil 4.5. Tasarım çözümü 1 .....	61
Şekil 4.6. Tasarım çözümü 2 .....	62
Şekil 4.7. Tasarım çözümü 3 .....	62
Şekil 4.8. Belirlenen ölçütler için amaçlar ağacı .....	64
Şekil 5.1. V1'in CAD modeli .....	68
Şekil 5.2. Oluşturulacak çekme sistemi için yapılan denemeler .....	69
Şekil 5.3. Parmakları fleksiyon konumuna getirmek için kullanılan elastik kordonlar .....	69
Şekil 5.4. Elin dorsal yüzüne yerleştirilecek kuvvet aktarım sistemi .....	70
Şekil 5.5. Parmakları başlangıçta fleksiyon konumunda tutacak eldiven sistemi ..	70
Şekil 5.6. Dorsal yüze giyilen cihaz ile parmak egzersizleri .....	71
Şekil 5.7. Bükme işlemi uygulanmış bir ticari basma yayı .....	73
Şekil 5.8. Yayların eldiven üzerine yerleşimi için yapılan farklı denemeler .....	74
Şekil 5.9. Basma yayları kullanılarak geliştirilen eldiven .....	74
Şekil 5.10. Kuvvet ölçümü için hazırlanan test düzeneği .....	75
Şekil 5.11. İşaret parmağı üzerindeki eklem açıları .....	76
Şekil 5.12. Yay kuvvetinin değişimi .....	77
Şekil 5.13. V2 için üretilen prototip .....	77
Şekil 5.14. Cihaz ile yapılan pasif egzersiz hareketleri .....	78
Şekil 5.15. Palmar yüze giyilen tasarımın (V3) CAD modeli .....	81

Şekil 5.16. V3'ün ele giyilmesi .....	82
Şekil 5.17. V3 için farklı çekme uygulamaları .....	83
Şekil 5.18. V3 temel alınarak geliştirilen prototip .....	84
Şekil 5.19. V3 ile yapılan egzersiz hareketleri .....	84
Şekil 5.20. El bileği egzersizlerinin basma yayları ile gerçekleştirilmesi .....	85
Şekil 5.21. El bileği egzersizleri için üretilen prototip .....	86
Şekil 5.22. El bileği egzersizlerinde kuvvet aktarımının elastik kordon ile sağlanması .....	87
Şekil 5.23. Farklı direngeliklerdeki ölçüm işlemlerine ait bir görsel .....	88
Şekil 5.24. Doğrusal eyleyicinin kontrolü için geliştirilen kumanda devreleri .....	92
Şekil 5.25. Dairesel eyleyicinin kontrolü için geliştirilen kumanda devresi .....	93
Şekil 6.1. V2'nin farklı ölçülerde üretilen bazı bileşenleri .....	94
Şekil 6.2. Eldivenin çubuklar yardımıyla ele giyilmesi .....	95
Şekil 6.3. Eldivenin palmar tarafının çıkarılması .....	96
Şekil 6.4. EMG ölçümü için kullanılan sistem .....	98
Şekil 6.5. Ekstansör digitorum kası için parmak egzersizlerindeki genlik analizi .....	99
Şekil 6.6. Fleksör karpi radialis kası için parmak egzersizlerindeki genlik analizi .....	99
Şekil 6.7. Ekstansör digitorum kası için el bileği egzersizlerindeki genlik analizi .....	100
Şekil 6.8. Ekstansör digitorum maksimum genlikler .....	100
Şekil 6.9. Fleksör karpi radialis kası için bilek egzersizlerindeki genlik analizi .....	101
Şekil 6.10. Fleksör karpi radialis maksimum genlikler .....	101
Şekil 6.11. Cihaz olmadan ve cihaz destekli yapılan egzersizlerin genlik analizi .....	102
Şekil 6.12. Hemiplejik bir hastanın cihazı giymesi .....	103
Şekil 6.13. Parmak egzersizleri .....	103
Şekil 6.14. Hastanın hemiplejik eli üzerinde yapılan EMG ölçümlerinin genlik analizi .....	104
Şekil 7.1. Fleksiyon / ekstansiyon hareketleri sonucunda hesaplanan momentlerin karşılaştırması .....	106
Şekil 7.2. Basma yaylarında meydana gelen burkulma .....	109
Şekil 7.3. Aşırı ekstansiyonu engellemek için uygulanan tedbir .....	110
Şekil 7.4. Tez kapsamında geliştirilen cihazın pazardaki diğer cihazlarla karşılaştırması .....	111



## TABLolar LİSTESİ

Tablo 1.1. Destekleyici cihaz ve teknolojiler .....	4
Tablo 1.2. İskelet kaslarındaki belirli gerilmeler .....	16
Tablo 1.3. El ve önkol bölgesindeki bazı kaslar .....	22
Tablo 2.1. Önceki çalışmalarda geliştirilen bazı aktif eyleyicili el rehabilitasyon cihazları .....	26
Tablo 2.2. Rehabilitasyon amaçlı cihazlarda dönme merkezlerini hizalamak için kullanılan yöntemler .....	30
Tablo 2.3. Benzer patent bilgileri .....	34
Tablo 3.1. İnsan elinin modellenmesi üzerine önceki çalışmalar .....	40
Tablo 3.2. Parmakların antropometrik özellikleri .....	45
Tablo 3.3. Avuç bölgesinin antropometrik özellikleri .....	46
Tablo 3.4. SimMechanics ortamında yapılan simülasyonların ayar ve parametreleri .....	51
Tablo 3.5. Parmak eklemleri ve el bileği için hesaplanan en büyük moment değerleri .....	54
Tablo 4.1. El rehabilitasyon cihazı için ihtiyaç listesi .....	56
Tablo 4.2. Değerlendirme diyagramı .....	65
Tablo 5.1. Kuvvet aktarımı için seçilen ticari basma yayının özellikleri .....	75
Tablo 5.2. Kuvvet aktarımı için farklı yaylarla yapılan deneme çalışmaları .....	80
Tablo 5.3. Kaslardaki farklı direngenlik durumu dikkate alınarak yapılan çekme kuvveti ölçümleri .....	89
Tablo 5.4. Cihazda kullanılabilen doğrusal eyleyiciye ait bilgiler .....	90
Tablo 5.5. Cihazda kullanılabilen dairesel eyleyiciye ait bilgiler .....	91
Tablo 6.1. Klinik araştırmaya katılan sağlıklı gönüllülerin bilgileri .....	97

## ÖZET

Anahtar kelimeler: El rehabilitasyonu, ev ortamında rehabilitasyon, rehabilitasyon mühendisliği, mühendislik tasarımı, hemiplejik el, biyomekanik model

Robotik sistemlerin rehabilitasyon mühendisliği alanında kullanılması sayesinde rehabilitasyon süreçlerinde ilerlemeler kaydedilmektedir. Güncel araştırma alanlarından biri ev ortamında rehabilitasyona olanak sağlayan taşınabilir sistemlerin geliştirilmesidir. Bu sayede hem rehabilitasyon maliyetleri azalmakta hem de rehabilitasyon süreci kısalmaktadır.

Tez çalışması kapsamında ev ortamında kullanıma uygun, giyilebilir, aktif eyleyicileri olan ve düşük maliyetli el ve el bileği egzersiz cihazları geliştirilmiştir. Elin dorsal ve palmar yüzüne giyilebilen, benzer prensiplerle çalışan iki farklı tasarım çözümünün prototipleri üretilmiştir. Palmar yüze giyilen tasarım, faydalı model tescili ile Türk Patent ve Marka Kurumu tarafından koruma altına alınmıştır.

Geliştirilen cihazların, özellikle inme sonrası el rehabilitasyonunda kullanılması planlanmaktadır. Bunun yanı sıra cihazlar; sinir felci, sinir sıkışması, tendon yaralanması ve spor yaralanmaları gibi durumlarda elde meydana gelen hareket kayıplarının giderilmesinde kullanılabilir.

Çalışma kapsamında, cihazlarda kullanılan eyleyicilerin çalışma şartlarının ve kuvvet aktarım sisteminin belirlenebilmesi amacıyla elin biyomekanik modeli oluşturulmuştur. Modelin benzetimi sonucunda parmaklar ve el bileğinin hareketleri sırasında meydana gelen eklem momentleri hesaplanmıştır.

Dorsal yüze giyilen cihazın etkinliğinin belirlenebilmesi için sağlıklı ve hasta kişiler üzerinde etik onay alınarak klinik denemeler yapılmıştır. Sağlıklı bireylerde kas aktivasyonunun değerlendirilmesine dayalı yapılan ölçümler sonucunda fleksiyon/ekstansiyon eldiveninin kas aktivasyonunu artırdığı görülmüştür. Hastalar üzerinde yapılan denemeler cihazın hemiplejik el rehabilitasyonu için uygun olduğunu göstermiştir.

Üretilen prototiplerin ticarileştirilmesi durumunda tıbbi cihazlar sektöründe dış pazarlara bağımlı ülkemizin rekabet gücüne katkı yapacak bir cihaz pazardaki yerini almış olacaktır. İleriki çalışmalarından biri, cihazın kontrol birimi üzerinde geliştirmeler yapmaktır. Bu doğrultuda cihazın kontrolü EMG sinyalleri üzerinden gerçekleştirilebilir.

# **DESIGN OF AN ACTIVE DYNAMIC HAND – WRIST ORTHOSIS FOR REHABILITATION OF THE HAND MUSCLES**

## **SUMMARY**

Keywords: Hand rehabilitation, rehabilitation at home, rehabilitation engineering, engineering design, hemiplegic hand, biomechanical model

Rehabilitation process has some progress thanks to using robotic devices in rehabilitation engineering. One of the recent research area is to develop portable devices which are allow rehabilitation at home. In this way, rehabilitation costs and rehabilitation period are reduced.

In this study, hand and wrist exercise devices are developed for suitable at home use, wearable, with active actuators and low cost. Two prototypes has been manufactured suitable for dorsal side and palmar side of the hand. They are different, but they are based on same principles. Design for palmar side of the hand is protected by Turkish Patent and Trademark Office with utility model registered.

It is expected that these devices can be used for hemiplegic hand rehabilitation first. Beside, devices can be used for treatment of loss of the movements on the hand such as nerve paralysis, nerve compression, tendon injury and sports injuries.

The biomechanical model of the human hand has been composed in this study in order to determine operating conditions of the actuators and force transmission system. After the simulation of the movement, joint torques of the fingers and the wrist movement has been calculated.

Clinical trials has been conducted in healthy and patient subjects with ethical approval in order to determine the effects of the device worn on the dorsal side of the hand. After the muscle measurement in healthy subjects, it is understood that the muscle activation has been increased thanks to flexion/extension glove. In the patient studies, it is understood that the device is suitable for rehabilitation of the hemiplegic hand.

If the prototypes are commercialized, a device contributing the competitive power of our country dependent on foreign markets will be in the medical device market. One of the future study is to make improvements on the control unit of the device. In this way, the control algorithm of the device can be performed using EMG signals.

## **BÖLÜM 1. GİRİŞ**

Hareket, canlıları cansızlardan ayıran en büyük özelliklerin başında gelmektedir ve Fung (1990) açısından yaşamın ta kendisidir. İnsan vücudunun hareketinde ekstremiteler aktif olarak rol almaktadır. Alt ekstremiteler; yürüme, koşma ve oturup kalkma gibi vücudun yer değiştirmesiyle ilgili hareketlerin oluşumunu sağlarken üst ekstremiteler; tutma, kavrama, taşıma ve el ile yapılan karmaşık motor becerilerin sergilenmesinde rol alır. Gövde, baş ve boyun; insan hareketlerinin oluşumunda ikincil bir görev üstlenirler.

Şüphesiz ki insan vücudundaki her doku, her organ, her sistem önemlidir ve birbirini mükemmel bir şekilde tamamlayan bir yapıdadır. Ancak bazı uzuvlar, hareketliliğimizde ve çevreyle olan etkileşimimizde daha büyük öneme sahiptir. El, hem bir duyu organı hem de uygulayıcı bir organ olarak bu uzuvların başında gelmektedir. Elin en önemli işlevleri dokunma ile sağlanan duyuşal işlev ve tutmadır. Bunun yanı sıra elin zekâ gelişimi üzerinde de büyük etkisi vardır. Tarih öncesi devirlerde yaşamış insanlara ait fosiller incelendiğinde elde meydana gelen anatomik değişimlerin alet kullanma ve çalışma etkinliğini artırarak beyin ve zekâ gelişimine katkı sağladığı anlaşılmıştır (Conner, 2005).

Paul Valery'e göre el vurabilen, alıp verebilen, besleyen, yemin edebilen, körler için okuyan, dilsizler için konuşan, çekiç, maşa gibi kullanabildiğimiz bir cihazdır. Bu nedenle el yaralanmaları veya hastalıkları sonucu ortaya çıkan kaybın boyutu elin yapabildiği mekanik işlerden çok daha fazladır (Oğuz ve ark., 2004). Hastalık, travma, kaza ve doğuştan gelen bir takım kusurlar insan vücudunun kas ve/veya sinir sisteminde hasara yol açarak hareket bozukluklarına veya hareketin tamamen kaybına sebep olmaktadır. Hareket kaybını gidermek için yapılan çalışmaların geçmişi ilk çağlara kadar gitmektedir (Diniz ve Ketenci, 2000). Birinci Dünya Savaşı'ndan sonra

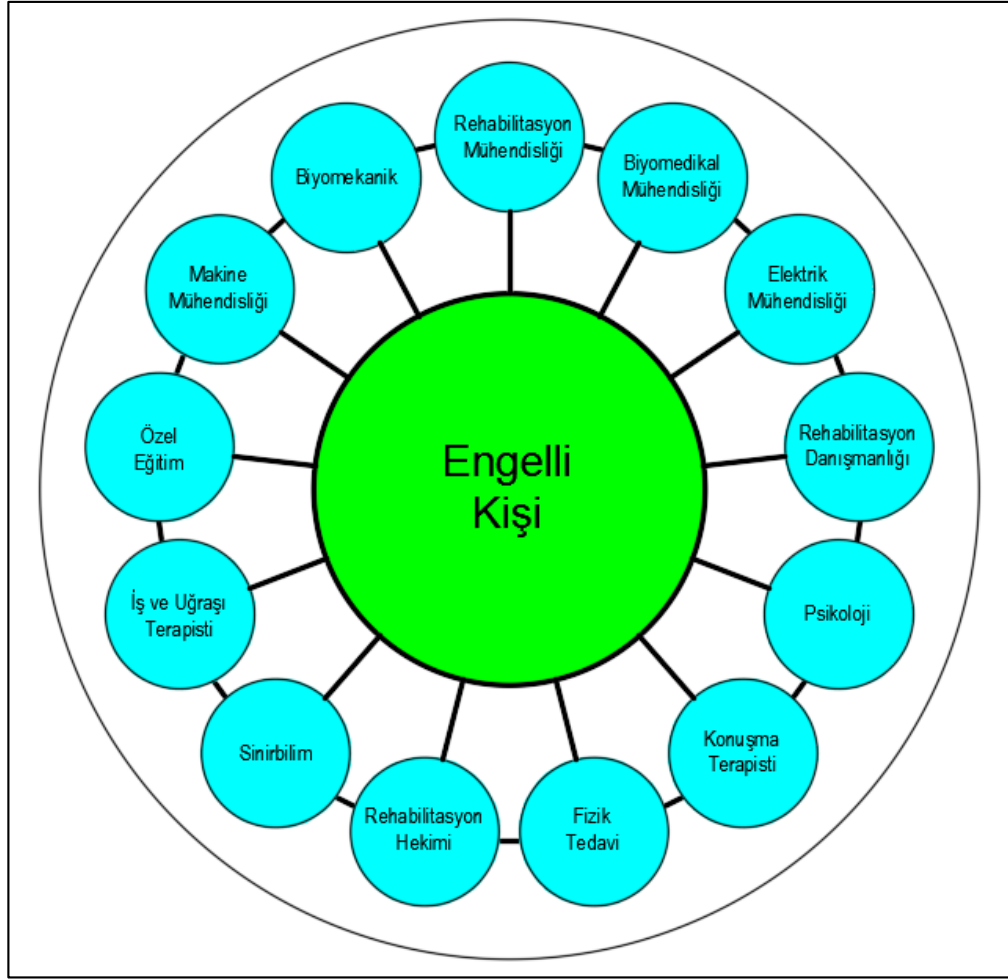
kısmen, İkinci Dünya Savaşı'ndan sonra daha ciddi şekilde rehabilitasyon kavramı yaygınlaşmaya başlamıştır. Savaşlar geride çok sayıda yaralı bıraktığından bu kişilerin sağlıklarının geriye kazandırılması, savaş sonrası dönemde toplumların en büyük uğraşlarından biri haline gelmiştir. Günümüzde The Mütter Museum'da sergilenmekte olan bir rehabilitasyon cihazına Şekil 1.1.'de yer verilmiştir. Bu cihaz, Birinci Dünya Savaşı sırasında el bölgesinden yaralanan askerlerin tedavisinde kullanılmıştır. Basit bir mekanik yapıya sahip olan cihaz parmakların abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri yapmasını sağlamaktadır.



Şekil 1.1. Birinci Dünya Savaşı sırasında kullanılan bir el rehabilitasyon cihazı (<http://phillyinfofocus.com/2012/08/13/world-war-i-hand-or-finger-therapy-device/>, 2017)

Rehabilitasyon kavramı; fizyolojik veya anatomik yetersizliği ve çevreye uyumsuzluğu olan kişinin, isteklerine ve yaşam planlarına uygun olarak fiziksel, ruhsal, toplumsal, mesleki ve eğitsel potansiyelini en üst seviyeye çıkarmak şeklinde tanımlanabilir (DeLisa ve ark., 1998). Rehabilitasyon çok sayıda meslek grubunun uyum içinde çalışmasını gerektirir (Şekil 1.2.).

Bu mesleklerden biri rehabilitasyon mühendisliğidir. Rehabilitasyon mühendisliği; bilim ve mühendisliğin, yardımcı (destekleyici, uyarlamalı) teknolojilerin ve rehabilitasyon tekniklerinin tasarımına ve geliştirilmesine uygulanması olarak tanımlanabilir (Cooper, 1995). Bir rehabilitasyon mühendisinin, temel mühendislik becerileri olan makine, elektrik ve kimya bilgisinin yanı sıra psikoloji, anatomi, biyomekanik ve sinirbilim alanında da birikime sahip olması gerekir (Levine, 1990).



Şekil 1.2. Engelli bir kişinin rehabilitasyonunda görev alabilecek meslek grupları

Tablo 1.1.'de rehabilitasyon amaçlı kullanılan bazı destekleyici teknolojiler ve cihazlar yer almaktadır. Bu tez çalışmasının konusunu genel olarak el rehabilitasyonu oluşturmaktadır. El rehabilitasyonu için kullanılan cihazlar, ortez olarak nitelendirilebilir. Vücudu veya vücudun herhangi bir bölümünü desteklemek, düzeltmek veya hareketsiz bırakmak gibi amaçlarla kullanılan cihazlara ortez denilmektedir. Ortezin birincil işlevi, ilgili uzvun hareket kontrolünü sağlamak ve hareketi korumaktır. Ortezler aşağıda sıralanan amaçlar için kullanılabilir.

- İstenilen pozisyonda eklemi sabitleyerek eklemi, tendonları, bağ ve kasları dinlendirmek veya kemik düzenini korumak.
- Kontraktür ve hasar gelişimini önlemek.
- İstenmeyen hareketleri engellemek.

- Hareketin genişliğini artırmak.
- Kaybedilen kas fonksiyonunu kazandırmak.
- Ağrıyı azaltmak.

Ortezler çalışma yapısına göre statik veya dinamik olarak iki gruba ayrılmaktadırlar. Statik ortezler harekete izin vermezken dinamik ortezler harekete izin verirler. Ortezler, kullanıldıkları vücut bölümüne göre isimlendirilirler (el-el bileği, dirsek, omuz, ayak-ayak bileği vb. ortezleri) (Oğuz ve ark., 2004 – Cooper, 1995 – Farina ve ark., 2013).

Tablo 1.1. Destekleyici cihaz ve teknolojiler (Enderle ve ark., 2005)

Protezler ve Ortezler	Yapay el, bilek ve kollar Yapay ayak ve bacaklar El ateli ve üst ekstremitte destekleri Fonksiyonel elektriksel uyarım ortezleri
Ciddi Görme Bozukluğu Olanlar İçin Yardımcı Cihazlar	Okuma ve yazmaya yardımcı cihazlar Bağımsız hareketliliğe yardımcı cihazlar
Ciddi İşitsel Bozukluğu Olanlar İçin Yardımcı Cihazlar	Dijital işitme cihazları Dudak okuma cihazları Metin dönüştürücüler
Dokunsal Bozukluğu Olanlar İçin Yardımcı Cihazlar	Kişisel oturma Duyusal değiştirme Basınçlı tahliye pompaları ve ikazları
Hareketliliğe ve Yer Değiştirmeye Yardımcı Cihazlar	Çevre denetleyicileri Robotik cihazlar Özel amaçlı tekerlekli sandalyeler Adaptif sürüş yardımları

Geliştirilen cihazlar hem rehabilitasyon hem de günlük işlere destek olması amacıyla kullanıldığında yardımcı (destekleyici, assistive) cihaz olarak isimlendirilmektedir.

Bununla birlikte el üzerine giyilebilir yapıda olanlar, el dış iskeleti (exoskeleton) olarak adlandırılmaktadır. İster ortez, ister yardımcı cihaz, ister de el dış iskeleti olarak sınıflandırılınsınlar, bu cihazların ortak amacı el kaslarının kaybolan fonksiyonlarını geri kazandırmaktır.

Buraya kadar olan bölümde rehabilitasyon kavramı, rehabilitasyon mühendisliği disiplini, destekleyici teknolojiler ve el rehabilitasyon cihazları hakkında bilgiler sunulmuştur. İlerleyen bölümlerde tıbbi cihaz sektöründen, iskelet kaslarının mekaniğinden, elin anatomisi ve fizyolojisinden, literatürde yer alan önceki çalışmalardan, tezin kapsamından, elin biyomekanik modelinin oluşturulmasından, cihazın tasarım ve imalat işlemlerinden, klinik çalışmalardan ve elde edilen sonuçlardan bahsedilecektir.

### **1.1. Tıbbi Cihaz Sektörü**

Tez çalışması kapsamında geliştirilen cihaz, ticarileştirilmesi durumunda tıbbi cihaz olarak nitelendirilebilir. Tıbbi cihaz yönetmeliğine göre tıbbi cihaz; insanda kullanıldıklarında asli fonksiyonunu farmakolojik, immünolojik veya metabolik etkiler ile sağlamayan fakat fonksiyonunu yerine getirirken bu etkiler tarafından desteklenebilen ve insan üzerinde;

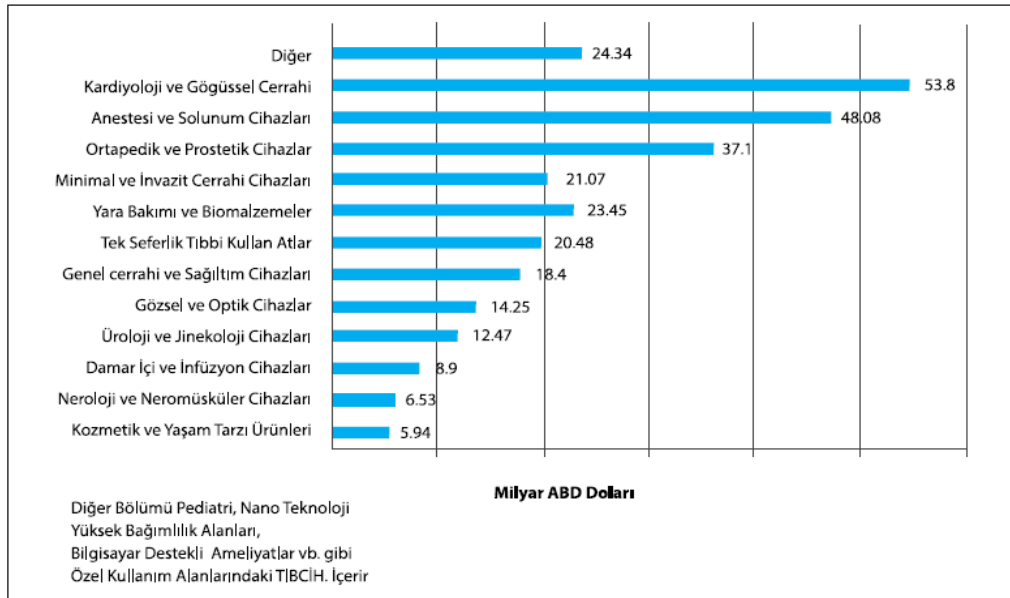
- Hastalığın tanısı, önlenmesi, izlenmesi, tedavisi veya hafifletilmesi ya da
- Yaralanma veya sakatlığın tanısı, izlenmesi, tedavisi, hafifletilmesi veya mağduriyetin giderilmesi ya da
- Anatomik veya fizyolojik bir işlevin araştırılması, değiştirilmesi veya yerine başka bir şey konulması veyahut
- Doğum kontrolü

amacıyla kullanılmak üzere imal edilmiş, tek başına veya birlikte kullanılabilen, imalatçısı tarafından özellikle tanı ve/veya tedavi amaçlı kullanılmak üzere imal edilmiş ve tıbbi cihazın amaçlanan işlevini yerine getirebilmesi için gerekli olan yazılımlar da dahil, her türlü araç, alet, teçhizat, yazılım, aksesuar veya diğer malzemeleri kapsamaktadır (Resmi Gazete, 2011). Tıbbi cihazların



sınıflandırılmasında birçok farklı ölçüt bulunduğundan genel bir ayırım yapmak kolay değildir. Tıbbın alt dallarına ve cihazların fonksiyonlarına göre yapılan ürün sınıflamasında “fizik tedavi cihazları” ve “protezler ve ortezler” alt başlıkları, el kaslarının rehabilitasyonuna yönelik geliştirilecek cihazların dahil olabileceği gruplardır.

Tıbbi cihaz sanayi hızla gelişmektedir ve gelinen nokta çok geniş çeşitlilikte ürünü içermektedir (TTGV, 2013). 20. yüzyılın son yarısında tıbbi cihaz sayısı yüz civarında iken bugün üç yüz bini aşmıştır ve her yıl yüz kadar yeni tıbbi cihaz piyasaya sunulmaktadır (Kalkınma Bakanlığı, 2014). Dünya tıbbi cihaz pazarı toplam büyüklüğünün 2010 yılında 296,81 milyar ABD Doları olduğu hesaplanmıştır. 2016 yılı verilerine göre pazarın toplam büyüklüğü yaklaşık 340 milyar ABD Doları olmuştur. 2020 yılına gelindiğinde bu miktarın 435 milyar dolara ulaşması beklenmektedir (ITA, 2016). Şekil 1.3., pazarın uzmanlık alanlarına göre dağılımını göstermektedir.

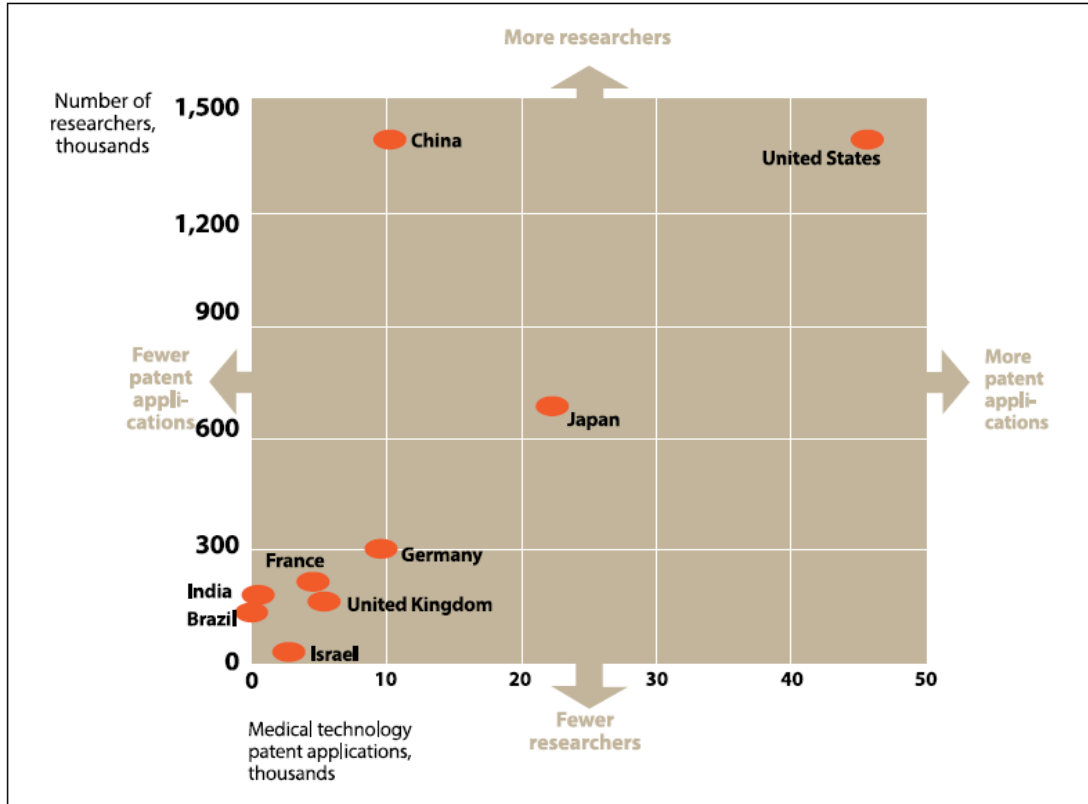


Şekil 1.3. Tıbbi cihaz pazarı toplam büyüklüğünün uzmanlık alanlarına göre dağılımı (TTGV, 2013)

Tıbbi cihaz pazarındaki gelişmelere ve Ar-Ge çalışmalarına bakıldığında, nörolojik bozukluk ve hastalıkların cihaza dayalı tedavisinde yeni uygulamalara yer verileceği ön görülmektedir (Deloitte Consulting, 2009). Son dönemde tıbbi cihaz pazarına yeni

giren ülkelerde Ar-Ge faaliyetleri açısından yeni bir eğilim görülmektedir. Yeni teknolojiler uygulanarak temel fonksiyonlarını koruyan, basitleştirilmiş cihaz ve süreçlerde hareketli, çok amaçlı, tüketici gereksinimlerine uygun ve daha ucuz olması gibi özellikler gözetilmektedir (TTGV, 2013).

Dünya tıbbi cihaz pazarındaki lider üç ülke ABD, Japonya ve Almanya'dır. Türkiye, tıbbi cihaz sektöründe net ithalatçı konumundadır. Dış Ticaret Müsteşarlığı verilerine göre 2010 yılındaki ithalat 2,1 milyar ABD Doları, ihracat ise 189,1 milyon ABD Doları seviyesindedir (BAKA, 2012). Ülkemiz tıbbi cihaz tasarımı açısından gelişmeye fazlasıyla ihtiyaç duymaktadır. Türk Patent ve Marka Kurumu (Türkpatent) kayıtlarına bakıldığında rehabilitasyon amaçlı cihazlarla ilgili sadece birkaç patent karşımıza çıkmaktadır. 2013 yılında medikal donanımlarla ilgili 69 adet patent başvurusunda bulunulmuştur (Türkpatent, 2013). Gelişmiş ülkelere bakıldığında ise tıbbi cihazlarla ilgili patent çalışmaları hızlanarak artmaktadır (Şekil 1.4.).



Şekil 1.4. Medikal teknoloji alanındaki patent başvuruları ile araştırmacı sayısı (TTGV, 2013)

Yukarıda yer alan bilgilere bakıldığında ülkemizin tıbbi cihazlar alanında gelişmeye fazlasıyla ihtiyaç duyduğu söylenebilir. Bu alanda yapılacak Ar-Ge ve proje çalışmaları, araştırmacı yetiştirilmesi ve yenilik/girişimcilik faaliyetleri gerekli teşvik ve desteklerin artırılması ile özendirilebilir. Özellikle el rehabilitasyon cihazları açısından bakıldığında; tasarımı, tescili ve imalatı ülkemize ait olan herhangi bir ürün pazarda yer almamaktadır.

## 1.2. İskelet Kaslarının Yapısı ve Biyomekanik Özellikleri

Tez çalışmasının konusu, el kaslarının rehabilitasyonu üzerine olduğundan iskelet kaslarının genel yapısı ve biyomekanik özellikleri hakkında bilgi verilmesi gerekli görülmüştür. Bunun yanı sıra kasların biyomekanik özellikleri üzerine Türkçe yazılmış kaynak bulmak son derece güçtür. İskelet kaslarının özelliklerine yönelik çalışmalar genel olarak tıp literatüründe karşımıza çıkmaktadır. Oysaki biyomekanik, biyomedikal, biyonik gibi alanlardaki araştırmalar; “biyo-“ ön ekinin peşinden gelen diğer terimlerden de anlaşıldığı üzere disiplinler arası çalışmalar içermektedir. Bu bölümde kasların mekanik özellikleri mühendislik perspektifinden sunulmuştur. Sunulan bilgiler; Web of science, Scopus, Medline, Proquest veri tabanlarında yer alan yayınlardan ve literatürde yer bulan kitaplardan derlenerek hazırlanmıştır.

Kaslar, kimyasal enerjiyi mekanik (kinetik) enerjiye ve ısı enerjisine çeviren biyokimyasal makinelerdir. İnsan vücudunun en büyük tek (bütün) dokusu olan kas, doğumda vücut kütlelerinin %25’den biraz azını, genç erişkinlikte %40’dan fazlasını ve yaşlı erişkinlikte %30’dan biraz azını oluşturur (Murray ve ark., 2004). İnsan vücudundaki kas sistemi, kalbi oluşturan kalp kası (kardiyak kaslar), iç organlardaki düz (beyaz) kaslar ve iskelete tendonlar yardımıyla bağlanan çizgili (kırmızı veya iskelet) kaslardan meydana gelmektedir (Nordin ve Frankel, 2012).

Genellikle mide, bağırsak gibi içi boş organların ve damarların yapısında bulunan düz kaslar istemsiz olarak kasılırlar ve çizgili kaslardakine benzer molekül yapısına sahip olmakla birlikte, sarkomerleri bunlara çizgili bir görünüm verecek şekilde

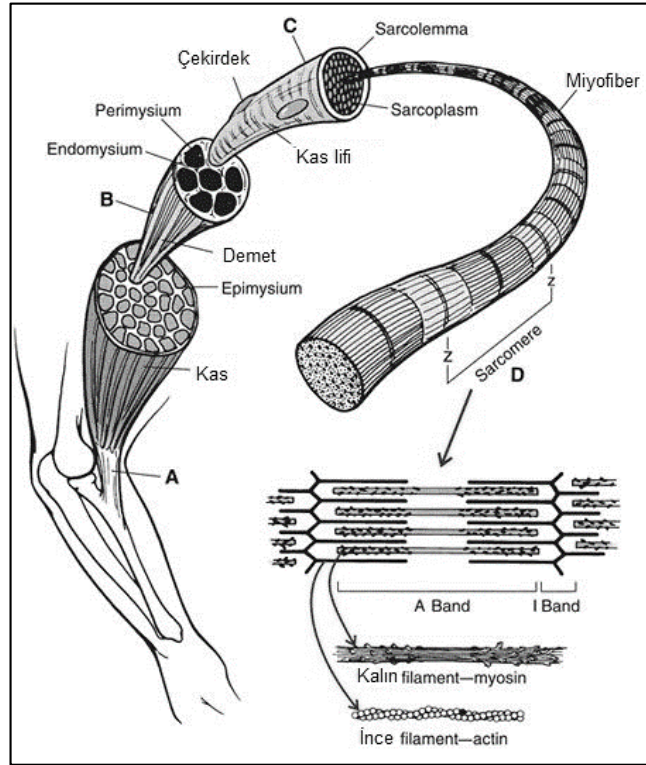
sıralanmamıştır (Murray ve ark., 2004). Kalp kası, yapı ve kasılma mekanizması olarak çizgili kaslara benzemektedir; ancak istemsiz bir şekilde ve ritmik olarak çalışmaktadır (Onat ve ark., 2002). Diğer kaslara uyarı beyinden gelen sinirlerle iletilirken kalp kası kendi uyarısını oluşturur, çalışma frekansı (nabız) bilgisini ise beyinden alır.

### 1.2.1. İskelet kaslarını bileşimi

Vücudun sağ ve sol taraflarında çiftler halinde 430'dan fazla iskelet kası vardır. En zorlayıcı hareketler bile 80 çiftten daha az bir kısım tarafından üretilir. Kaslar sağlamlık sağlar ve iskeleti yıkıcı darbelerden korurlar, sarsıntıyı sönmümlerler, kemiklerin eklemlerle birlikte hareketini sağlarlar ve yüklere karşı vücut duruşunun korunmasına yardımcı olurlar. Bu özellikler genellikle tek bir kastan ziyade grup halinde çalışan kaslar sayesinde ortaya konur.

Kas işlevlerinin biyomekaniğini anlayabilmek için kas ve tendon (kiriş) birimlerinin anatomik yapısının, özelliklerinin ve kas liflerinin kimyasal yapısının bilinmesi gerekir. İskelet kaslarının anatomik yapısı Şekil 1.5.'de görülmektedir. İskelet kaslarının lif yapısı, yüzlerce uzun silindirik hücre çekirdeğinden oluşmaktadır. Kas lifleri 10 - 100 µm kalınlığında ve yaklaşık 1 - 30 cm uzunluğundadır. Bir kas lifi çok sayıda miyofiberden meydana gelmektedir. Miyofiberler plazma zar tarafından sarılı sarkolemma içindedir. Sarkolemma, vainsülin ve distrofin üzerinden ekstra miyofiberli hücre iskeletinin bir parçası olan sarkometrik Z çizgilerine bağlanır. Miyofiberler; ince (aktin), kalın (miyosin), esnek (titin) ve esnek olmayan (nebulin) filamentler içeren birkaç sarkomerden meydana gelir. Her lif endomsiyum adı verilen doku ile çevrilidir ve lifler, demet veya salkım halindedirler. Kaslar birkaç demetin bir araya gelmesiyle oluşurlar ve epimsiyum denilen bağlayıcı doku ile çevrilidirler. Genel olarak her kasın bitim noktası, aktif kasılma özelliği olmayan tendonlar ile kemiğe bağlanır. Kaslar kasılabilen yapıdadır, tendonlar ise esnek özellikli gruplar şeklindedir. Epimsiyum ve perimsiyum içindeki kollajen lifler tendonlar boyunca devam eder ve bu lifler, kemik ve kas lifleri için ana yapı görevi görürler. Epimsiyum, perimsiyum, endomsiyum ve sarkolemma paralel esnek bir parça olarak görev yaparlar. Kasların kasılması sonucu

oluşan kuvvet, bu bağlayıcı dokular ve tendonlar sayesinde kemiklere iletilir (Nordin ve Frankel, 2012; Onat ve ark., 2002; Beason ve ark., 2007; Hamill ve Knutzen, 2009).



Şekil 1.5. İskelet kaslarının yapısı (Hamill ve Knutzen, 2009). A. Her kas tendonlar aracılığıyla kemiğe bağlanır. B. Kas demetleri içindeki lifler. C. Her lif, miyofiberlerden meydana gelmektedir. D. Gerçek kasılma birimi sarkomerdir. Kas kısılması sarkomerdeki aktin ve miyosinin kayma hareketiyle meydana gelir.

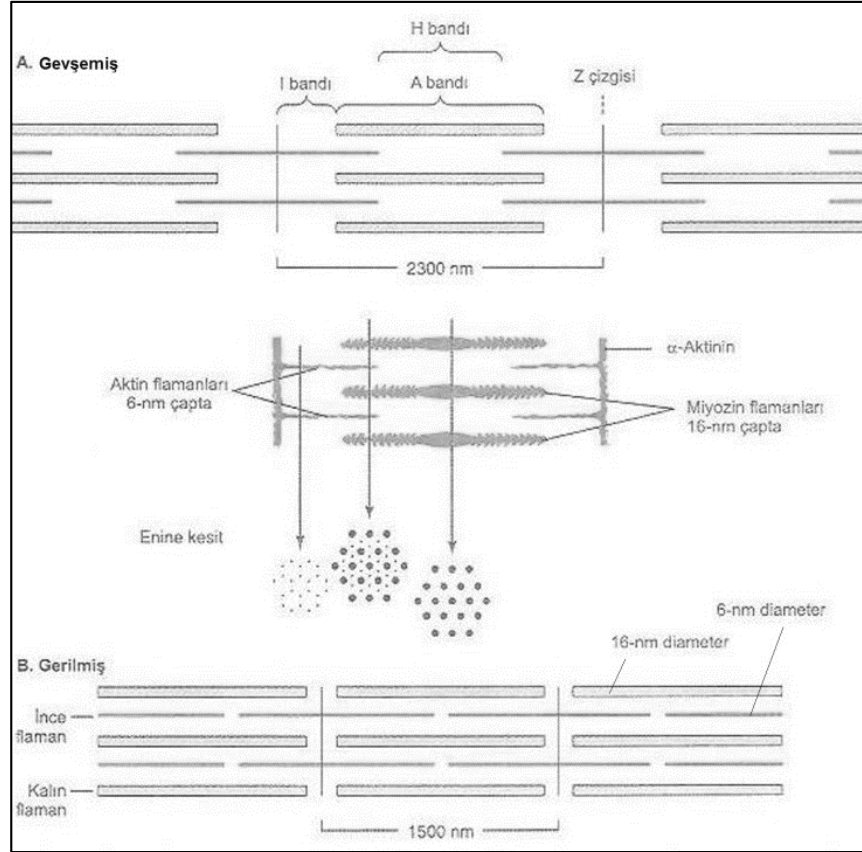
Her kas lifi, miyofiber denilen hassas tellerden meydana gelir. Bunların yapıları ve görevleri ışık mikroskobu ve elektron mikroskobu ile detaylı olarak incelenmiştir. Dokularının kimyasal özellikleri ve biyokimyaları önceki çalışmalar ile açıklanmıştır (Arvidson ve ark., 1984; Guyton, 1986). Aktin ve miyosin, miyofiberlerin kasılan bölümüdür, titin ve nebulin ise miyofiber hücrelerinin bir parçasıdır. Miyofiberler kasılmanın ana elemanlarıdır. İnce liflerin ana bileşeni olan aktin, çift helis şeklindedir ve birbirlerinin etrafına sarılı iplikler gibi görünür. İki ilave protein olan troponin ve tropomiyosin, aktin helisin oluşumunda yer alan iki önemli bileşendir. Bu iki protein kasılma esnasında aktin ve miyosin lifleri arasındaki ayrılmayı düzenler.

### 1.2.2. Kas kasılmasının moleküler temelleri

Kas kasılmasıyla ilgili en yaygın teori, aynı anda A.F. Huxley ve H.E. Huxley

tarafından 1964 yılında önerilen ve daha sonra yeniden düzenlenen kayan lifler teorisidir. Bu teoriye göre sarkomerin ve dolayısıyla kasın aktif kısılması, aktin ve miyosin liflerinin orijinal uzunluğunu korurken birinden diğerine geçmesi şeklinde oluşur. Kasılma kuvveti, miyosin başları veya çapraz bağ tarafından aktin ve miyosinin üst üste geldiği bölgede (A bandı) üretilir (Huxley ve Huxley, 1964; Huxley, 1974). Aktin liflerle temas halindeki çapraz bağlardaki bu hareket, aktin liflerinin sarkomerin merkezine doğru kaymasıyla oluşur. Sarkomerlerin seğirme olarak adlandırılan eş zamanlı kısılması ile kas lifleri kasılmış olur. Çapraz bağın (miyosin başı ile aktin arasındaki bağ) tek bir hareketinde, aktin lifler miyosin liflere oranla çok küçük bir yer değiştirme yaparlar. Her çapraz bağ, aktin lifler üzerinden kendini bir reseptörden ayırır ve uzaktaki diğer bir reseptöre tekrar bağlar. Çapraz bağ, senkronize şekilde hareket etmez, her bir hareket birbirinden bağımsızdır. Böylece aktif çapraz bağların yarısındaki herhangi bir moment, kuvvet ve yer değiştirme meydana getirir ve ayrılma gerçekleştiğinde diğer bağlar kısılmanın devam etmesini sağlar. Bu kısılma, I bandı ve H bölgesinin küçülmesi şeklinde sarkomerlere aksettirilir. Bu esnada Z çizgileri birbirlerine doğru hareket eder ve A bandının genişliği sabit kalır (Şekil 1.6.) (Craig, 1994).

Kayma mekanizmasının kilit taşı, kasılma işlemini başlatıp bitiren kalsiyum iyonlarıdır ( $Ca^{2+}$ ). Kas kasılması, kalsiyum kasılma elementi olarak kullanıldığında başlar ve kalsiyum taşınması durdurulduğunda biter. Mekanizmanın işleyişi, kullanılabilir kalsiyum iyonlarının kas zarında (sarkolemma) meydana getirdiği elektriksel olaylara dayanmaktadır. Sarkolemmadaki hareket (aksiyon) potansiyeli, kasılmanın başlaması için gerekli elektrik sinyalini üretir. Elektrik sinyali ile tetiklenen kasılma mekanizmasının kimyasal boyutu, uyarılma – kasılma çifti olarak bilinir (Nordin ve Frankel, 2012; Hamill ve Knutzen, 2009).



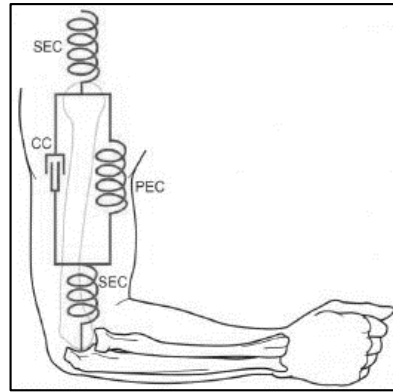
Şekil 1.6. Kas kasılmasını şematik gösterimi (Murray ve ark., 2004). A. Gevşemiş halde iken I, A ve H bantlarının konumu. İnce lifler, kalın liflerin uç kısımlarını kısmen örtmekte olup Z çizgilerine yapışmış haldedirler. B. Kasılma durumu. Aktin liflerinin miyozin liflerinin her iki yanından birbirlerine doğru kaymış oldukları görülmektedir. Kalın ve ince liflerin boylarında bir değişme olmamaktadır. Ancak sarkomerin boyu 2300 nm'den 1500 nm'ye kısalmıştır.

İskelet kaslarının işlevsel birimi, tekil motor nöronlarını ve sinir sistemine bağlı diğer tüm kas liflerini içeren motor birimdir. Bu birim kasın bağımsız olarak kasılabilen en küçük kısmıdır. Uyarılma anında motor birimdeki tüm kas lifleri yanıt verir. Motor birim lifleri ya hep birlikte uyarılır ya da hiç uyarılmazlar. Ya maksimum derecede kasılırlar veya hiç kasılmazlar. Motor birimdeki kas liflerinin sayısı kasın kontrol gereksiniminin derecesiyle yakından ilişkilidir. Küçük kaslarda; örneğin ekstraoküler kaslarda çok hassas hareketler gerçekleştirilir ve her bir motor birim düzineden daha az sayıda lif içerir. Halbuki büyük kaslar; örneğin gasrtokinemius, kaba hareketleri sağlar ve motor birim 1000 ile 2000 arasında kas lifinden oluşur. Her bir motor birimdeki lifler bitişik değildir fakat diğer birimlerin lifleriyle birlikte kas boyunca düzensiz halde bulunurlar. Böylece tek bir motor birim uyarıldığında büyük miktarda kas kasılmış olur. Eğer sinir sistemine bağlı ilave motor birimler uyarılırsa, kas kasılması daha büyük bir kuvvet oluşturur. Motor sinirlerin daha fazla uyarılması için

harekete geçen bu ilave motor birimler takviye olarak isimlendirilir (Nordin ve Frankel, 2012; Hamil ve Knutzen 2009).

### 1.2.3. Kas kasılmasının mekaniği

Kasların içindeki ve etrafındaki bağlayıcı dokular ve tendonlar, kasılma ve pasif uzama esnasında kasın tüm mekanik özelliklerinin belirlemesini sağlayan viskoelastik bir yapıdadırlar. Hill (1970) tendonların kasılma elemanı (miyofiber, aktin ve miyosin) ile birlikte yay gibi bir esnek eleman olarak görev yaptığını göstermiştir (Şekil 1.7.). Epimsiyum, perimsiyum, endomsiyum ve sarkolemma kasılma elemanlarına paralel duran ikincil esnek elemanlardır. Paralel ve seri esnek bileşenler, kasların aktif kasılması veya pasif uzaması esnasında gerildiğinde gerginlik oluşur ve enerji depolanır. Kas gevşemesi ile birlikte geri çekilme oluştuğunda bu enerji serbest kalır. Seri esnek lifler, gerginlik oluşumunda paralel esnek liflere nazaran daha büyük önem arz ederler (Wilkie, 1956). Birçok araştırmacı miyosin liflerdeki çapraz bağların yay özelliğine sahip olduğunu ve aynı zamanda kasın esnek yapısına katkı sağladığını belirtmişlerdir (Hill, 1968).

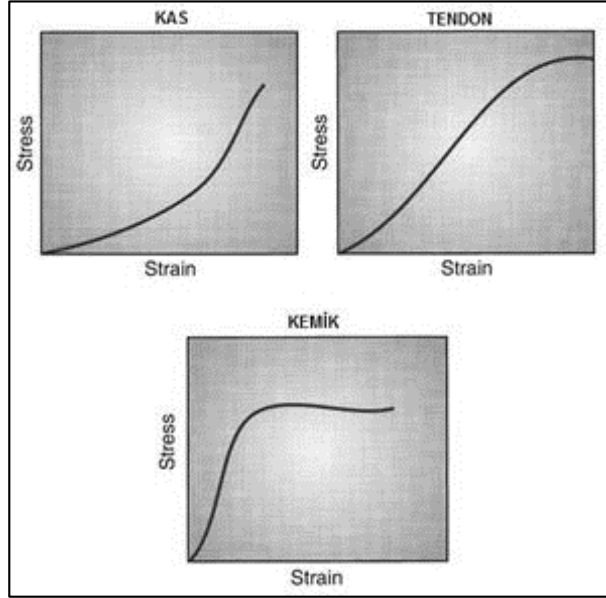


Şekil 1.7. Hill kas modeli (Nordin ve Frankel, 2012). Kas-kiriş birimi, kasılabilen bileşene (CC) paralel bağlı elastik bileşen (PEC) ve bunlara seri bağlı diğer bir elastik bileşen (SEC) şeklinde gösterilmiştir.

Tendonlar sert ve kuvveti kemiğe iletebilecek kadar sağlam olmalıdırlar. Aynı zamanda tendonların histerizis özelliği düşük olmalıdır. Böylece elastik deformasyon enerjisini depolayıp geri iade edebilirler. Örneğin aşıl tendonu, aynı ölçülerdeki bir çelikle kıyaslandığında en az çelik kadar veya daha fazla miktarda çekme gerilmesine karşı koyabilir (Hamill ve Knutzen, 2009; Apaydın ve ark., 2011). Tendon, kas ve



kemiklerin farklı mukavemet özellikleri Şekil 1.8.'de görülmektedir. Kasın viskoelastikliği yüksek olduğundan düşük yükler altında çok çabuk uzar. Tendon ise çok sağlamdır ve yük taşıma yeteneği yüksektir. Tendonun yapısındaki kollajen lifler, ilave bir gerilim sağlar. Kemiğin davranışına bakacak olursak, kırılğan yapısından dolayı hasara uğramadan önce çok az deforme olduğunu görürüz. Kemiğin gerilme-uzama davranışı belli bir oranda polimer malzeme karakteristiği göstermektedir.



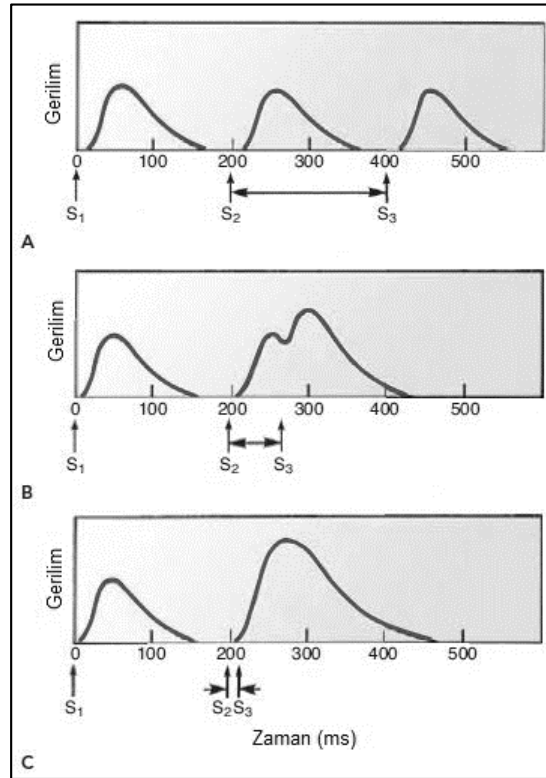
Şekil 1.8. Kas, tendon ve kemik dokusunun gerilme-uzama eğrileri (Hamill ve Knutzen, 2009)

Bir kasın kendi motor sınırından gelen tek bir uyarıya verdiği tepki, kaydedilebilen kas aktivitesinin temel ögesi olan seğirme olarak bilinir. Uyarımı takiben kas lifindeki gerginlik artmaya başlamadan önce gecikme periyodu olarak bilinen ve birkaç mili saniyeden oluşan bir periyot vardır. Bu periyot elastik bileşenlerin kısalması için gerekli zamanı sağlar. Gerilmenin başlangıcından tepe gerilmeye kadar geçen zaman kasılma zamanıdır ve tepe gerilmeden sıfır gerilime kadar olan süre gevşeme zamanıdır. Kasılma zamanı ve gevşeme zamanı kasta değişmektedir; çünkü bu durum kas lifi oluşumuna (Tür I, Tür IIA veya Tür IIB) bağlıdır. Bazı kas lifleri 10 ms hızında, bazıları ise 100 ms veya daha uzun sürede kasılmaktadır.

Bir hareket potansiyeli 1-2 ms sürmektedir. Zamanın bu kısa bölümü çok hızlı kasılmalarda bile sonraki mekanik cevap veya seğirme için gereklidir. Böylece motor akson çalıştığı sürece başlatılan ilk seğirme tamamlanır ve seri bir şekilde devam eden

hareket potansiyeli sağlanmış olur. Ardışık uyarılara mekanik tepki verildiğinde başlangıç tepkisine eklenir ve sonuç toplanarak gider (Şekil 1.9.). Eğer ilk kas seğirmesinden sonraki gecikme periyodu esnasında ikinci bir uyarı meydana gelirse tepki üretilmez ve kas tamamıyla direnç gösterir (Luciano ve ark., 1978).

Uyarılma sıklığı değişkendir ve özel motor birim tarafından ayarlanır. Kas lifleri ne kadar sık uyarılırsa tüm kasta o kadar çok gerilme üretilir. Bununla birlikte maksimum uyarılma sıklığı kas gerginliğinin ötesinde bir artışa ulaşabilir. Maksimum gerginlik sürekli hale geldiğinde kas tetanik kasılma durumuna geçer. Bu durumda uyarı hızı, kasın kasılma-gevşeme zamanının ötesine geçer ve bundan dolayı sonraki kasılma başlamadan önce çok küçük bir gevşeme olabilir ya da hiç olmaz.



Şekil 1.9. Tek bir kas lifinin ardışık uyarılar sonucu ürettiği toplam gerilim (Nordin ve Frankel, 2012)

Kaslarda oluşan gerginlik yükün (veya hareketin) özelliğine göre, kas lifi türüne ve kasın çeşidine göre farklılık göstermektedir (Peterson ve Bronzino, 2008). Tablo 1.2.'de farklı canlılardaki farklı kas gruplarına ait bazı gerilme değerleri yer almaktadır.

Tablo 1.2. İskelet kaslarındaki belirli gerilmeler. SO; yavaş seğiren, FOG; hızlı seğiren oksidatif

Tür	Kas türü	Ölçüm	Gerilim (kPA)	Referans
Fare	SO	Tek lif	134	(Fitts, 1991)
İnsan	Yavaş	Tek lif	133	(Fitts, 1991)
Fare	FOG	Tek lif	108	(Fitts, 1991)
İnsan	Hızlı	Tek lif	166	(Fitts, 1991)
Kedi	2A	Motor birim	284	(Ilia ve Dum, 1984)
İnsan	Dirsek	Tüm kas	230-240	(Edgerton ve ark., 1990)
İnsan	Ayak bileği	Tüm kas	45-250	(Fukunaga ve ark., 1996)
Kobay	Arka bacak	Tüm kas	225	(Powell ve ark., 1984)

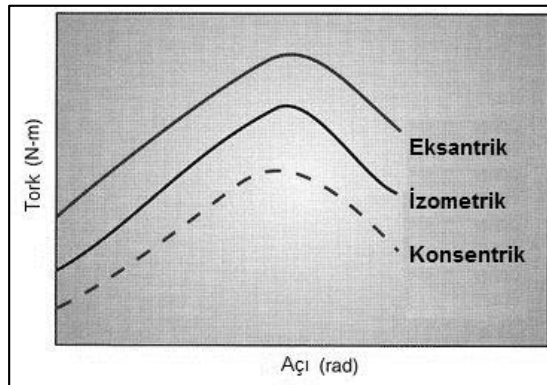
#### 1.2.4. Kasılma türleri

Literatürde kas kasılmasıyla ilgili farklı sınıflandırmalar mevcuttur. En temel üç kasılma türü; izometrik, konsentrik ve eksantrik kasılmadır. Bunların haricinde, izokinetik, izoinertal ve izotonik kasılma türleri de tanımlanmıştır. Son üç kasılma türü, başta sayılan diğer üç temel türün kombinasyonu biçiminde ortaya çıkmaktadır.

- İzometrik kasılma: Kaslar her zaman ilgili eklem hareketinin oluşmasına doğrudan katkı sağlamazlar. Kaslar harekete mani olacak şekilde çalışabilirler. Örnek olarak yer çekimine karşı vücudun dik duruşunu koruması verilebilir. Bu durumda kaslar kısalmaya çalışır; fakat yükün ve hareketin üstesinden gelemeyiz. Bunun yerine sabit bir şekilde yüke destek olurlar.
- Konsentrik kasılma: Kaslar vücut uzuvlarının direncinin üstesinden gelebilecek yeterlikte gerginlik ürettiğinde kaslar kısalır ve eklemler hareket eder. Kaslar tarafından üretilen net moment, eklem açısının değişimi ile aynı yöndedir. Konsentrik kasılmaya örnek olarak basamak çıkarken diz eklemi içindeki kuadriseps kasının hareketi verilebilir.
- Eksantrik kasılma: Bir kas yeterli gerginlik üretilmediğinde ve dış yükün üstesinden gelemeyiğinde kısılacığı yerde devamlı olarak uzar. Net kas momenti, eklem açısı değişiminin tersi yönünde oluşur. Eksantrik kasılmanın

bir amacı eklem hareketini yavaşlatmaktır. Örneğin basamak inerken kuadriseps eksantrik olarak kasılır diz fleksiyonunu yavaşlatır. Böylece gövde yavaşlatılır.

İzometrik kasılma sırasında bir hareket yapılmaz ve mekanik iş oluşmaz bile kas işi (psikolojik iş) gerçekleştirilir. Enerji harcanır ve çoğunlukla ısı olarak boşa gider. Buna izometrik ısı üretimi denir. Tüm dinamik kasılmalar başlangıçta statik (izometrik) bir durum gibi kabul edilir ve kas, yüke eşit bir gerilme üretir. Bir kasın gerginliği kasılma türüne göre değişiklik gösterir. İzometrik kasılmalar konsantrik kasılmalara göre daha büyük gerginlik üretir. Bu alandaki çalışmalar eksantrik kasılma sırasında üretilen gerginliğin izometrik kasılmalar esnasında üretilen gerginliği aşabildiğini göstermektedir (Şekil 1.10.). Bu farklılıkların önemli nedeninin kaslardaki seri haldeki esnek bileşenler tarafından üretilen farklı sayıdaki ilave gerginlik ve kasılma zamanlarındaki farklılık olduğu düşünülmektedir. İzometrik ve eksantrik kasılmaların daha uzun kasılma süresi, kasılabilen bileşenler yardımıyla daha fazla çapraz bağ etkileşimine izin vermektedir. Böylece daha büyük gerginliğe müsaade edilmektedir (Kroll, 1987).

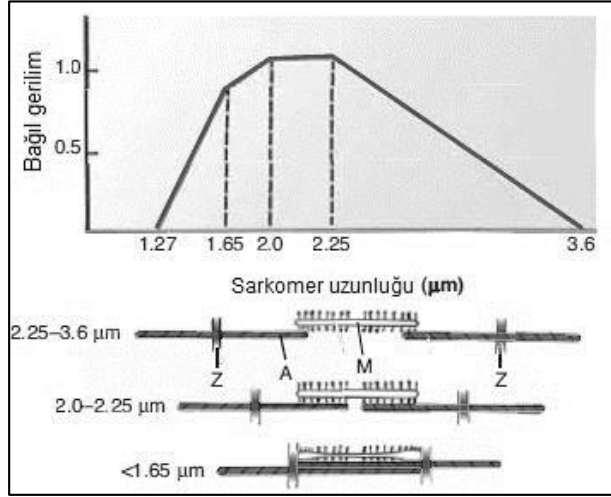


Şekil 1.10. Üç farklı kasılmadaki kuramsal tok değerleri (Enoka, 1988)

### 1.2.5. Kaslarda kuvvet üretimi

Bir kasın üretebildiği toplam kuvvet kasın uzama-gerginlik, yük (kuvvet)-hız ve kuvvet-zaman ilişkisi gibi mekanik özelliklerinden ve iskelet kaslarının yapısından (örneğin lif açısı) etkilenir. Kuvvet üretimindeki diğer temel faktörler; kas sıcaklığı, kas yorgunluğu ve ön germe işlemidir.

Kas uyarıldığında meydana gelen uzama ile kuvvet veya gerginlik meydana gelir. Bu durum tek bir lifin izometrik ve tetanik kasılması sırasında gözlemlenebilir (Şekil 1.11.). En büyük gerginlik kas lifi gevşediğinde ve dinlenmeye geçtiğinde gerçekleşir. Eğer kas lifi kısalırsa, gerginlik önce yavaşça ardından hızlı bir şekilde düşer. Eğer lif dinlenme anındaki uzunluğundan daha da uzarsa gerginlik sürekli olarak azalır (Crawford ve James, 1980).

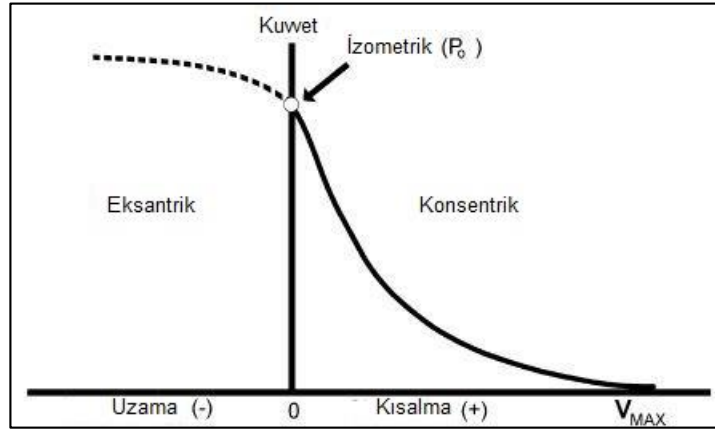


Şekil 1.11. Farklı uzunluklarda uyarılmış tek bir izole kas lifinin gerginlik-uzama eğrisi (Nordin ve Frankel, 2012)

Kas lifinin gerilmesi veya kısalması sırasında gerginlikte meydana gelen değişimler öncelikli olarak sarkomerin değişken yapısıyla ilgilidir. Maksimum izometrik gerginlik, sarkomerler dinlenme uzunluğundayken (2,0 – 2,25 µm) meydana gelir çünkü aktin ve miyosin lifleri uzunluk boyunca üst üste gelmektedirler. Eğer sarkomerler uzarsa, lifler arasında daha az bağlantı oluşur ve aktif gerginlik azalır. Sarkomer uzunluğu 3,6 µm olduğunda üst üste gelme oluşmaz ve bundan dolayı aktif gerginlik meydana gelmez.

Yukarıda eksantrik kasılmaların izometrik kasılmalara göre daha yüksek gerilim ürettiğinden bahsedilmişti (Bkz. Şekil 1.10.). Dolayısıyla kas uzadığında daha fazla gerilim üretmesi beklenir. Ancak bu durum tüm kasın kasılması sırasında görülür. Şekil 1.11.'de görülen durum tek bir kas lifi için geçerli olduğundan sarkomer uzunluğunun artmasıyla daha büyük bir gerilim beklemek doğru olmaz. Kas uzadığında oluşan ilave gerilim, tendonlardaki esnek bileşenler tarafından üretilmektedir.

Kasın kısalma hızı veya eksantrik uzaması ve farklı sabit yükler arasındaki ilişki kas manivela kolunun (moment kolu) farklı dış yüklerdeki hız grafiği ile belirlenebilir. Böylece bir yük-hız eğrisi oluşturulur (Şekil 1.12.). Konsentrik kas kasılmasındaki kısalma hızı uygulanan dış yük ile ters orantılıdır. Kısalma hızı, dış yük sıfır olduğunda en büyüktür fakat yük artarken kas daha yavaş kısalır. Dış yük kas tarafından uygulanan maksimum kuvvete eşit olduğunda kısalma hızı sıfır olur ve kas izometrik kasılır. Yük artmaya devam ettiğinde kas eksantrik kasılır ve kasılma sırasında uzar. Yük-hız ilişkisi konsentrik kasılmada tersine döner ve yükün artışıyla kas daha çabuk eksantrik uzar (Guyton, 1986; Kroll, 1987; Knudson, 2007).



Şekil 1.12. İn vitro çalışmaya dayalı kuvvet-hız ilişkisi (Peterson ve Bronzino, 2008)

Bir kas tarafından üretilen kuvvet veya gerginlik kasılma zamanı ile orantılıdır. Kasılma zamanı arttıkça maksimum gerginlik oluşana kadar geçen sürede kuvvet de artar. Yavaş kasılma yüksek kuvvet üretimi sağlar; çünkü geçen süre, tendonlardaki paralel elastik bileşenler sayesinde gerginlik üretimine olanak tanır. Tendonlardaki gerginlik, eğer aktif kasılma süreci yeterli sürede gerçekleşirse kasılabilen elemanlar sayesinde maksimum seviyeye ulaşır (Ottoson, 1983).

Kasların uzunluklarına, lif ve demetlerinin açılına ilişkin yapıları; kuvvet üretimi gibi biyomekanik özellikler üzerinde büyük etkiye sahiptir (Blazevich, 2006). Kolineer kaslar, göbek uzunluklarına bağlı olarak yarı yarıya veya üçte bir oranında kısalabilirler. Bu tür kaslar geniş hareket aralığına sahiptirler ve ekstremitelerde yaygın olarak bulunurlar. Pennate kaslar, kolineer kaslardan daha kısa fasiküllere

sahiptirler ve fasikülleri ile tendonları arasında belirli bir açı vardır. Bu özellikleri onları daha sağlam ve güçlü hale getirmektedir (Bartlett, 2007).

Kaslar, aktif gerginlik üreten kasılabilen bileşenlerden (sarkomer) oluşurlar. Kasılabilen elemanların dizilimi kasın kasılma özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Seri olanlarda ne kadar çok sarkomer bulunursa o kadar uzun miyofiber oluşur; paralel olanlarda ne kadar çok sarkomer bulunursa miyofiberlerde o kadar geniş çapraz bağ alanı oluşur. Miyofiberlerin (uzun ya da kalın) bu iki temel yapısal dağılımı, hız ve çalışma alanı sayesinde kasın kasılma özelliklerini etkiler. Kaslar, kısa lifler ve geniş çapraz bağlar ile kuvvet üretimi için tasarlanmıştır. Uzun lifler ise sapma ve hız için tasarlanmıştır. Kuadriseps kası daha kısa lifler içerir ve kuvvet üretimi için özelleştirilmiştir. Sartorius kası daha uzun liflere ve küçük çapraz bağlara sahiptir ve yüksek sapma için daha uygundur.

#### **1.2.6. Değerlendirme**

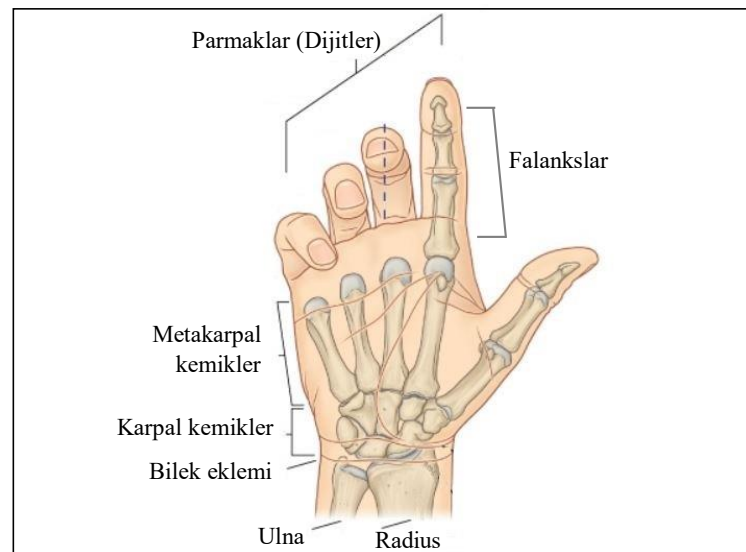
İskelet kaslarının yapısal birimi endomsiyum ile sarılı ve perimsiyum ile kaplı olan liflerdir. Bu lifler, bant yapısında olan miyofiberlerden oluşmaktadır ve kasılma sisteminin fonksiyonel birimi sarkomerdir. Kayan lifler teorisine göre kasın aktif kısalması, aktin ve miyosin liflerinin birinden diğerine doğru gerçekleşen bağıl hareket neticesinde olur. Aktin ve miyosinin birbirlerine bağlanarak bir çapraz bağ oluştururlar ve çapraz bağı hareketiyle kuvvet üretimi gerçekleşir.

Kaslardaki kuvvet üretimi temel olarak; kasın uzama-gerginlik, kuvvet-hız ve kuvvet-zaman ilişkilerinden etkilenir. Bununla birlikte kas sıcaklığı ve ön germe işlemi kuvvet üretimini artıran diğer iki faktördür. Ayrıca titreşimin kuvvet üretimi üzerindeki etkilerine yönelik çalışmalar da mevcuttur; ancak sonuçlar çelişkilidir (Blottner ve ark., 2006; Jacobs ve Burns, 2009). Kas, kişi tarafından kullanılmadığında körelir. Bu durumda dayanıklılık ve kuvvet üretiminde düşüş meydana gelir. Düzenli egzersizin kas kompozisyonu ve kas mekaniği üzerinde olumlu etkileri mevcuttur (Blazevich, 2006).

Son yıllarda sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalar sayesinde kas ve tendon mekaniği alanında yeni bulgular elde edilmektedir. Ayrıca bilgisayar yazılımlarındaki gelişmeler sayesinde, kas kasılmasına yönelik simülasyon çalışmalarında başarılı sonuçlar alınmaktadır (Ren ve ark., 2014; Tang ve ark., 2009; Raikova ve ark., 2013; Yücesoy ve ark., 2002).

### 1.3. Elin Anatomisi ve Fizyolojisi

El, üst ekstremitenin distal ucunda yer alır ve bilek, metakarpal kemikler ve parmaklar (dijit) olmak üzere üç bölüme ayrılır. Avuç bölgesi ve parmaklar eli meydana getirir. Falankslar, metakarpal kemikler ve karpal kemikler elde bulunan üç farklı kemik grubudur. Proksimal, orta ve distal falankslar dijit 2-5'in (işaret parmağı, orta parmak, yüzük parmağı ve serçe parmak) kemiklerini meydana getirirler. Dijit 1 (başparmak) ise bir distal falanks, bir proksimal falanks ve bir metakarpal kemikten oluşmaktadır. Avuç bölgesi, metakarpal ve karpal kemiklerin bir araya gelmesiyle oluşur. El ve ön kol, el bileği vasıtasıyla birbirine bağlanır ve eklem yapar. El bileği eklemi, radius ve karpal kemikler arasında yer alır (Drake ve ark., 2004). Şekil 1.13.'de elin yapısı yer almaktadır.



Şekil 1.13. Eldeki bazı oluşumlar (Drake ve ark., 2004)

El, nispeten küçük bir uzuv olmasına rağmen çok sayıda kemik, kas ve sinir bağlantısı içermektedir. Genellikle el bileği ve parmak hareketlerinin gerçekleşmesinde birden



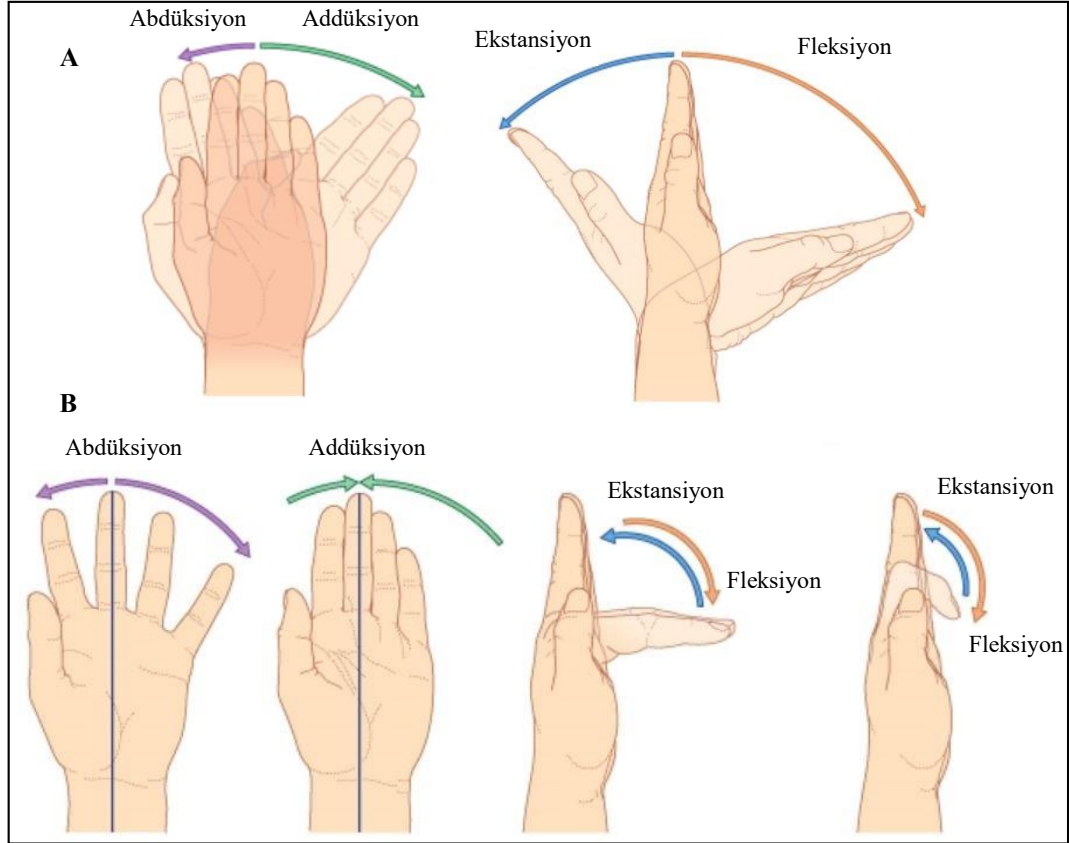
fazla kas veya kas grubu görev almaktadır. El ve ön kol bölgesinde yer alan bazı kasların el bileği ve parmakların hareketliliğindeki görevi Tablo 1.3.'de yer almaktadır. Genel olarak ekstansör kaslar, ön kolun posterior (üst) tarafında yer alırlar ve ekstansiyon hareketlerini kontrol ederler. Fleksör kaslar ise ön kolun anterior (alt) tarafında yer alırlar ve fleksiyon hareketlerini kontrol ederler. Parmakların abduksiyon - addüksiyon hareketlerini kontrol eden kasların çoğu metakarpal kemikler üzerinde yer alır (Nordin ve Frankel, 2012). Fleksör, ekstansör kaslara ilaveten parmak hareketlerini kontrol eden tenar ve hipotenar kaslar da bulunmaktadır. Bunlar, elin iç kasları olarak nitelendirilmektedirler (Drake ve ark., 2004).

Tablo 1.3. El ve önkol bölgesindeki bazı kaslar (Strickland, 1987)

El bileğini kontrol eden kaslar	
Kas	Hareket
Fleksör kaslar	
Fleksör karpi ulnaris	El bileği fleksiyonu
Fleksör karpi radialis	El bileği fleksiyonu
Ekstansör kaslar	
Ekstansör karpi radialis longus	El bileği ekstansiyonu
Ekstansör karpi ulnaris	El bileği ekstansiyonu
Parmakları kontrol eden kaslar	
Fleksör kaslar	
Fleksör digitorum superficialis	PIP ve MCP eklemlerinin fleksiyonu
Fleksör digitorum profundus	DIP, PIP ve MCP eklemlerinin fleksiyonu
Ekstansör kaslar	
Ekstansör pollicis longus	IP, MCP eklemlerinin ekstansiyonu
Ekstansör pollicis brevis	Başparmak MCP eklemi ekstansiyonu
Abdüktör pollicis longus	Başparmağın abduksiyonu
Ekstansör digitorum communis	Parmakların ekstansiyonu

El hareketleri, el bileği eklemi ve parmak eklemleri vasıtasıyla gerçekleştirilmektedir. El bileği eklemının iki temel hareketi bulunmaktadır. Bunlar abduksiyon - addüksiyon

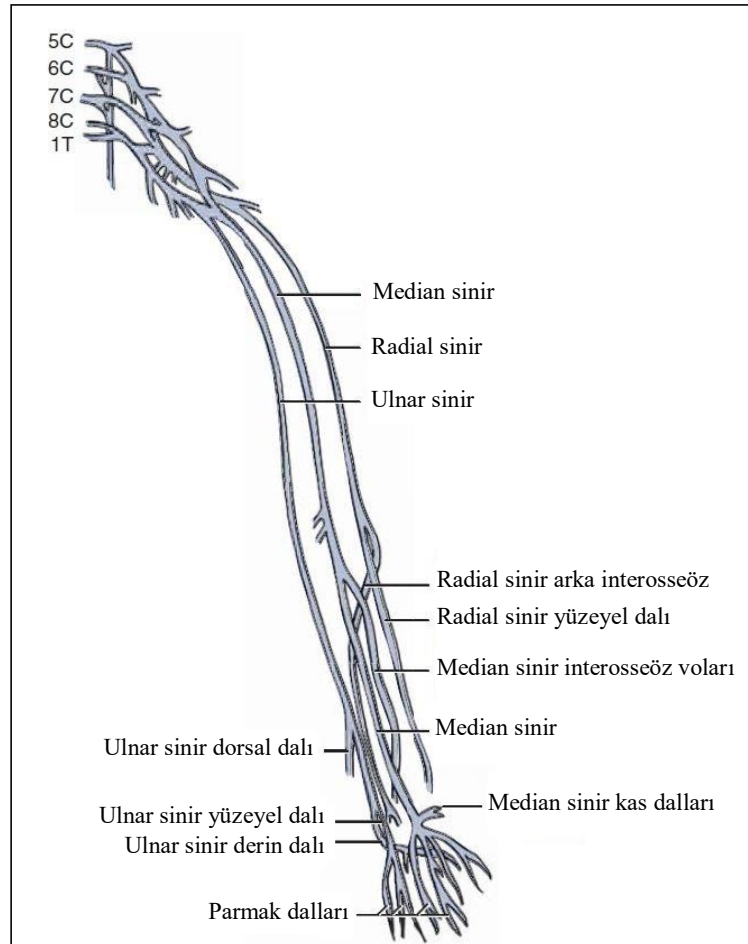
ve fleksiyon - ekstansiyon hareketleridir (Şekil 1.14.A). Parmak hareketleri, el bileği hareketlerine göre daha fazla serbestlik derecesine sahiptir. Parmak eklemleri genel olarak abdüksiyon - addüksiyon, fleksiyon - ekstansiyon ve rotasyon hareketlerini gerçekleştirmektedir. Şekil 1.14.B’de parmakların abdüksiyon - addüksiyon ve fleksiyon - ekstansiyon hareketleri görülmektedir. Rotasyon hareketi ise parmakların kendi eksenleri üzerindeki dairesel hareketi ile meydana gelmektedir.



Şekil 1.14. El bileği ve parmak hareketleri (Drake ve ark., 2004). A; el bileği, B; parmaklar

El bileği ve parmakların motor ve duyu özellikleri üç sinir tarafından yönetilir. Bunlar periferik sinir ağının bir parçası olan brakial pleksustan inen radial, median ve ulnar sinirlerdir. Şekil 1.15. elin motor becerilerini kontrol eden sinir sistemini göstermektedir. Radial sinir öncelikle el bileği ve parmakların ekstansiyon hareketini sağlayan kasları yönetir. Radial sinirde meydana gelen hasar veya zayıflık, el bileği eklemleri üzerindeki kontrolü zayıflatarak elin kavrama hareketini engeller. Median sinir öncelikli olarak el bileği ve parmakların dış yüzeye yakın fleksör kaslarını yönetir. Bu yüzden median sinirde meydana gelen hasar eldeki radial fleksör kasları, ulnar

taftaki fleksör kaslardan daha fazla etkilemektedir. Median sinir, eldeki hassas motor beceriler ve duyuşal işlev açısından kritik öneme sahiptir. Median sinir, elin gözleri olarak nitelendirilmektedir. Ulnar sinir, kavrama kuvvetini kontrol ettiği için elin güç kaynağı olarak kabul edilmektedir. Elin iç tarafında yer alan ve parmakların abdüksiyon - addüksiyon hareketinde görev alan fleksör kasları yönetmektedir (Nordin ve Frankel, 2012).



Şekil 1.15. Brakial pleksustan inen sinirler (Nordin ve Frankel, 2012)

## **BÖLÜM 2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR VE TEZİN KAPSAMI**

Önceki bölümde, tez çalışması kapsamında yapılanları daha iyi takip edebilmek için gerekli olan rehabilitasyon kavramı, tıbbi cihaz sektörü, iskelet kasları ve el anatomisi hakkında genel bilgiler verilmiştir. Bu bölümde, cihaza dayalı el rehabilitasyonu alanında yapılan önceki çalışmalardan, patent ve tescil araştırmasından ve tezin amacından bahsedilmektedir.

### **2.1. Literatür Araştırması**

Elde meydana gelen fonksiyon kayıplarının sebebi sinir yaralanması, sinir felci, tendon yaralanması, yanıklar, kırıklar, spor yaralanması, miyopati ve beyin hasarı gibi durumlardır. Bu fonksiyon kayıplarını gidermek için uygulanan yöntemlerin başında sıcak ve soğuk uygulamaları, masaj, elektroterapi, fonksiyonel elektriksel uyarım, egzersiz, ortez kullanımı ve terapötik (tedavi edici) robotik uygulamalar gelmektedir (Oğuz ve ark., 2004; Diniz ve Kenteci, 2000; Uğurlu, 2008).

El rehabilitasyonunda yukarıda sayılan diğer yöntemlerde uygulanmakla birlikte cihaza dayalı tedavi uygulamalarının geliştirilmesi güncel araştırma alanlarından biridir. Önceki çalışmalara bakıldığında araştırmacılar, el ve el bileği kaslarının rehabilitasyonu için farklı yöntemlerle çalışan ancak benzer amaçlara hizmet eden ortez ve robotik cihazlar geliştirmişlerdir. Geliştirilen cihazlar, kas hareketinin sağlanması bakımından temelde iki farklı çalışma yapısına sahiptir. Bunlar elektriksel uyarımlı ve eyleyicili sistemleridir. Elektriksel uyarımla kasın kasılmasını sağlayan ve ev ortamında kullanıma uygun cihazların ticari uygulamaları mevcuttur. Bioness firması tarafından geliştirilen NESS Handmaster (Ring ve Nechama, 2005) ve Otto Bock firmasının geliştirdiği STIWELL med4 (Rakos ve ark., 2007) adlı cihazlar özellikle inme sonrası rehabilitasyonda ve günlük aktivitelerin desteklenmesinde

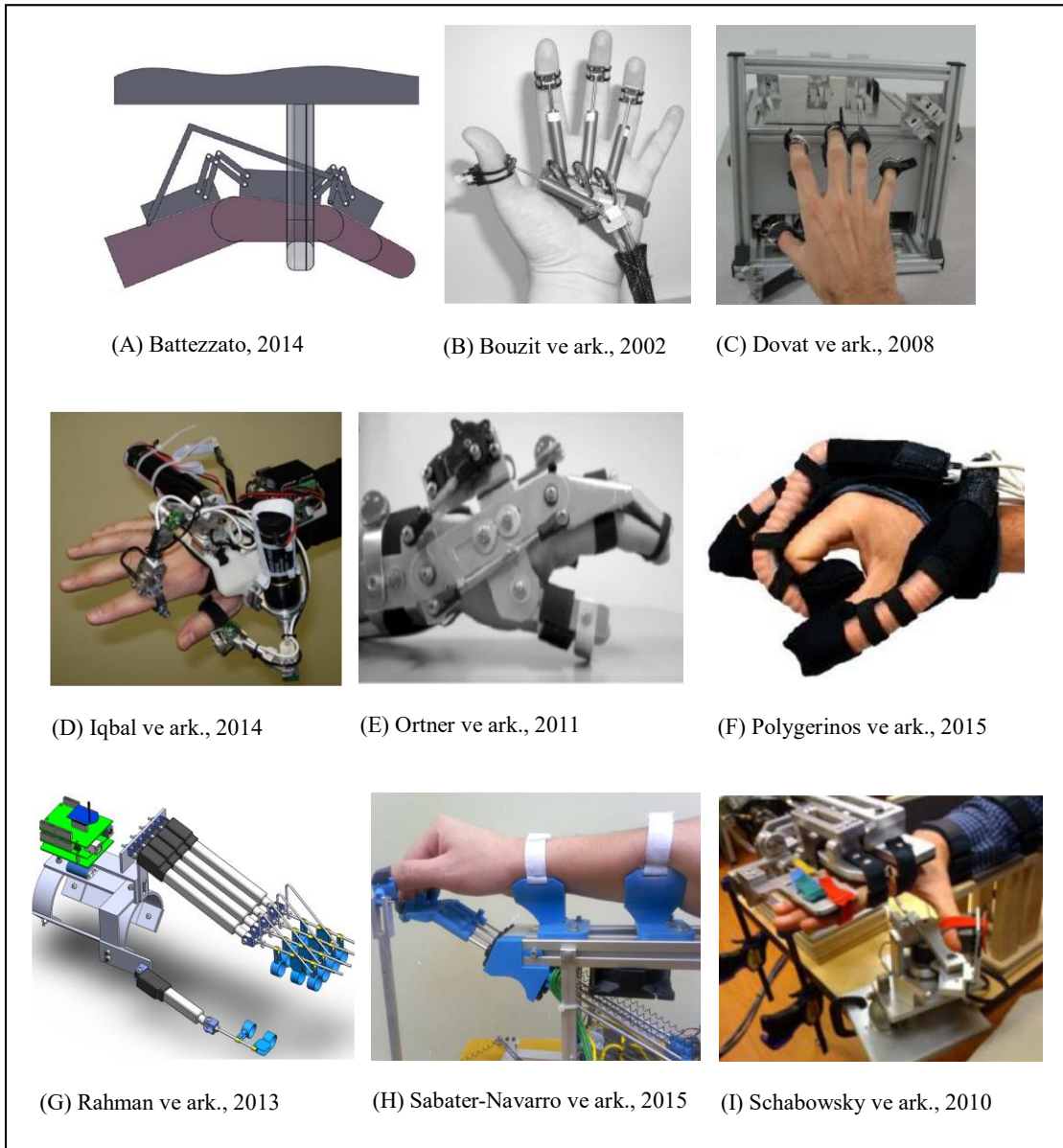
kullanılmaktadır. Tablo 2.1.'de ise farklı araştırmacılar tarafından geliştirilen aktif eyleyicili rehabilitasyon cihazlarının özellikleri görölmektedir. Bu sistemlerin rehabilitasyon sürecindeki rolü, hastaya aktif veya pasif egzersizleri cihaz desteği ile yaptırmaktır.

Tablo 2.1. Önceki çalışmalarda geliştirilen bazı aktif eyleyicili el rehabilitasyon cihazları

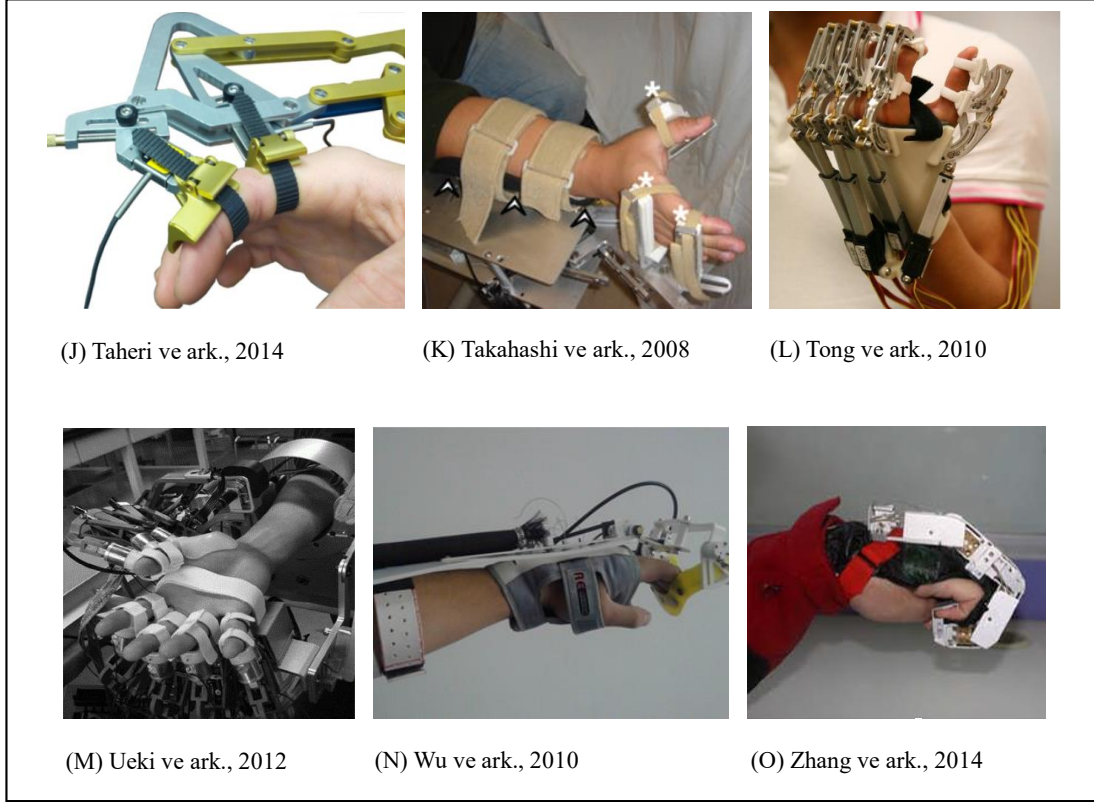
Referans	Kuvvet/Hareket iletimi	Serbestlik derecesi	Eyleyici türü	Görsel
Battezzato, 2014	Mekanizma	2 (her parmak için)	Belirtilmemiş	şekil 2.1.A
Bouzit ve ark., 2002	Piston	4	Pnömatik	şekil 2.1.B
Dovat ve ark., 2008	Kablo	1	Elektrik	şekil 2.1.C
Iqbal ve ark., 2014	Mekanizma	4	Elektrik	şekil 2.1.D
Ortner ve ark., 2011	Mekanizma	5	Elektrik	şekil 2.1.E
Polygerinos ve ark., 2015	Yay	3 (her parmak için)	Hidrolik	şekil 2.1.F
Rahman ve ark., 2013	Kablo	5	Elektrik	şekil 2.1.G
Sabater-Navarro ve ark., 2015	Kablo	5	Elektrik	şekil 2.1.H
Schabowsky ve ark., 2010	Mekanizma	2	Elektrik	şekil 2.1.I
Taheri ve ark., 2014	Mekanizma	1 (tek parmak için)	Elektrik	şekil 2.1.J
Takahashi ve ark., 2008	Mekanizma	3	Pnömatik	şekil 2.1.K
Tong ve ark., 2010	Lineer eyleyici	5	Elektrik	şekil 2.1.L
Ueki ve ark., 2012	Mekanizma	18	Elektrik	şekil 2.1.M
Wu ve ark., 2010	Kablo, mekanizma	2	Pnömatik	şekil 2.1.N
Zhang ve ark., 2014	Mekanizma, dişli	4	Elektrik	şekil 2.1.O

Fonksiyonel elektriksel uyurım (functional electrical stimulation, FES) yöntemine dayalı cihazları kullanan kişilerde kemik erimesi, kalıcı kas kasılması, ileri kas körelmesi, ileri spastisite, oturma dengesinde bozukluk, kalp sorunları ve eklem ağrısı gibi olumsuz etkiler ortaya çıkabilmektedir (Bajd ve ark., 1989; Granat ve ark., 1993; Stefanovska ve ark., 1988). Eyleyicili sistemler değerlendirildiğinde; Bouzit ve ark. (2002) ve Wu ve ark. (2010) tarafından gerçekteştirilen çalışmalar neticesinde geliştirilen cihazlar, taşınabilirlik açısından uygun olmalarına rağmen eyleyicileri pnömatik bir sistem tarafından tahrik edildiğinden ev ortamında kullanıma uygun değildirler. Ueki ve ark. (2012), Schabowsky ve ark. (2010) ve Dovat ve ark. (2008)

tarafından tasarlanan sistemler nispeten hantal olduklarından taşınabilirlik açısından dezavantaj yaratmaktadırlar. Polygerinos ve ark. (2015) fiber takviyeli elastomerik bir malzeme kullanarak yumuşak eyleyicilere sahip robotik eldiven geliştirmişlerdir. Sistemin hidrolik bir ekipman gerektirmesi ev ortamında kullanımı zorlaştırmaktadır. Ayrıca bu ekipmanların taşıyıcı bir kemer ile bel çevresine yerleştirilmesi ergonomik açıdan sorun teşkil etmektedir. Zhang ve ark. (2014) ve Taheri ve ark. (2014) ise karmaşık bir yapıya sahip tasarımlar önermişlerdir. Tablo 2.1.'de yer alan diğer çalışmalarda önerilen cihazlar nispeten daha fazla serbestlik derecesine sahip olduğundan kontrol işlemi açısından zorluk yaratmaktadırlar.



Şekil 2.1. Tablo 2.1.'de yer alan cihazlara ait görseller



Şekil 2.1. (Devamı)

Ülkemizde yapılan çalışmalar incelendiğinde Patoğlu (2010) ve Barkana ve ark. (2012) tarafından yapılan çalışmalar ön plana çıkmaktadır. Barkana ve ark. (2012) robot temelli bir rehabilitasyon cihazı geliştirerek üst uzuvların rehabilitasyonunda başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Patoğlu (2010) ise ön kol ve bilek rehabilitasyon egzersizlerini robot sürürlü sistemlerle destekleyerek tedavi maliyetlerini düşürmeyi amaçlamışlardır.

Yukarıda bahsedilen çalışmaların büyük bir kısmı laboratuvar kullanımına uygundur ve ev ortamında kullanım için geliştirilme gereksinimi olan cihazlar olarak gözükmektedirler. Dolayısıyla evde kullanıma uygun, taşınabilir ve nispeten düşük maliyetli cihazların geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Dünya Sağlık Örgütü'nün yayınladığı Dünya Engellilik Raporu'nda (DSÖ, 2011) yardımcı teknolojilerin kullanımının artmasıyla rehabilitasyon sürecindeki bakım ve destek maliyetlerinin düşebileceğine vurgu yapılmaktadır. Butler ve ark. (2014), DSÖ'nün öngörülerini doğrular nitelikteki çalışmalarında inme rehabilitasyonunda kullanılan eyleycili bir cihazın rehabilitasyon maliyetleri üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Belirli bir ücret

karşılığı kiralanan ve evde kullanılabilen cihaz sayesinde rehabilitasyon sürecinin toplam maliyetinde yaklaşık %55 oranında azalma tespit edilmiştir.

Aktif eyleyicili el rehabilitasyon cihazları incelendiğinde geliştirilen sistemlerin çok büyük kısmının elin dorsal yüzüne yerleştirildiği görülmektedir. Cihazlarda, parmak egzersizlerini gerçekleştirebilmek için farklı kuvvet ve hareket aktarım sistemleri önerilmiştir. Hareket ve kuvvet aktarım sistemlerini tasarlarken dikkat edilmesi gereken en önemli husus, cihazdaki mafsalların hareketi ile insan elindeki eklemlerin hareketinin birbirini tam olarak karşılamaıdır. İnsan elinde yer alan eklemler polisentrik yapıdadırlar ve dönme hareketi sırasında dönme merkezleri değişmektedir (Nordin ve Frankel, 2012). Bunula birlikte yumuşak doku hareketlerinden dolayı uzuv uzunlukları (veya boyları) da değişmektedir.

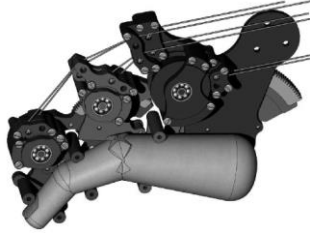
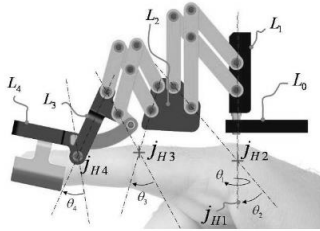
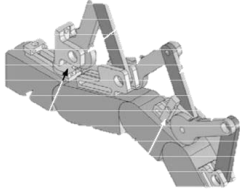
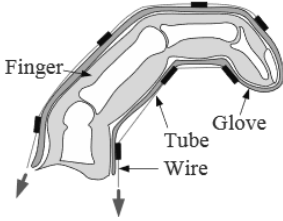
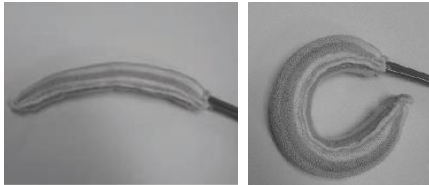
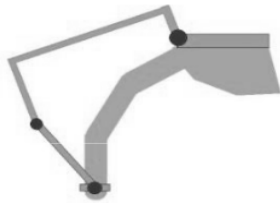
Cihazda bulunan mekanik mafsalların ve kullanıcının eklemlerinin tam olarak hizalanamaması durumunda eklemlerde kesme kuvvetleri ortaya çıkmakta ve bu durum kullanıcıya zarar vermektedir. Bu sorunu gidermek için kuvvet ve hareket aktarımı sistemleri tasarlanırken izlenen farklı yöntemler Tablo 2.2.'de özetlenmiştir.

Dönme merkezlerini hizalamak amacıyla kullanılan mekanizmalar veya mekanik elemanlar (dişliler, kasnaklar vb.) el üzerine yerleştirildiğinden çok yer kaplamakta ve hantal bir görünüme sebep olmaktadır. Yine uzuv üzerine yerleştirilen yumuşak eyleyicili sistemler, çoğunlukla hidrolik veya pnömatik prensiplere göre çalıştıklarından ilave donanıma ihtiyaç duymaktadırlar. (Polygerinos ve ark., 2015). Bu durum ev ortamında kullanımı zorlaştırmaktadır. Eldeki tendonların çalışma prensibine göre tasarlanan ve kablolar yardımıyla tahrik edilen giyilebilir cihazlar, prensip olarak kullanışlı olmakla birlikte elin doğal hareketine yakın bir egzersiz hareketi sağlamaktan şuan için uzaktırlar ve geliştirilmeleri devam etmektedir.

Kullanılan mekanizmalar ve mekanik elemanların estetik dezavantajlarının yanı sıra ağırlık dezavantajları da bulunmaktadır. Ayrıca diğer çözümlerin eksiklikleri de düşünöldüğünde hafif, estetik ve işlevsel hareket ve kuvvet aktarım sistemlerinin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır.



Tablo 2.2. Rehabilitasyon amaçlı cihazlarda dönme merkezlerini hizalamak için kullanılan yöntemler

Referans	Yöntem	Görsel	Açıklama
Worsnoop ve ark., 2007	Dönme merkezlerini doğrudan eşleştirme.		Çok kullanılan yöntemlerden biridir. Parmakların veya bileğin yan yüzüne yerleştirildiğinden fazladan yer kaplamaktadır. Ayrıca tüm parmaklar için uygulanmak istenirse, yerleştirilecek uygun yer bulmak çok zordur.
Fontana ve ark., 2009	Hem dönme hem de öteleme hareketine izin veren mekanizmaların kullanımı.		Örneğin çift paralelogram mekanizması sayesinde aynı eklem üzerinde hem öteleme hem de dönme hareketi yapılabilir. Uzunluklarında dikey yönde çok yer kaplamaktadırlar.
Wege ve Hommel, 2005	Fazladan mekanizma kullanımı		Fazladan mekanizma kullanımı ile sistemin serbestlik derecesi artırılarak hem dönme hem de bir miktar öteleme hareketi yapılabilir. Uzunlukları değiştirilerek hareket açıklığı ayarlanabilir.
In ve ark., 2011	Tendon-tahrikli mekanizma kullanımı		Tendon görevi gören, parmağın üst ve alt tarafına yerleştirilen kablolar kullanılarak mekanik mafsalların yol açtığı sorun ortadan kaldırılabilir.
Kadowaki ve ark., 2011	Yumuşak (soft) eyleyici kullanımı		El veya bilek yüzeyini saran yumuşak eyleyiciler ile mekanik mafsallar kullanmadan hareketleri gerçekleştirmek mümkündür.
Stergiopoulos ve ark., 2003	Distal uzva sabitlenmiş mekanizma kullanımı		Sadece distal uzva sabitlenmiş (örneğin parmaklar için distal falanks) seri mekanizmalar kullanarak kesme kuvvetlerinin oluşumu engellenebilir.

## 2.2. Tezin Amacı, Kapsamı ve Hedefler

Tez çalışmasının birincil amacı; el ve el bileği kaslarının rehabilitasyonunda kullanılacak aktif, dinamik, ev ortamında kullanıma uygun, taşınabilir, düşük maliyetli ve yetişkin bireylerin antropometrik özelliklerine uygun orijinal bir cihazı, mühendislik tasarımı ve rehabilitasyon mühendisliği tasarımı yaklaşımlarına uygun bir şekilde tasarlamak ve üretmektir. Geliştirilecek cihazın özellikle serebrovasküler olaya bağlı gelişen hemipleji olgularında üst ekstremité – el rehabilitasyonunda kullanılması amaçlanmaktadır. Ev ortamında kullanılacak ve herhangi bir uzman kişinin yardımını gerektirmeyecek bu cihaz sayesinde hem rehabilitasyon sürecinin kısalması hem de rehabilitasyon maliyetlerinin azaltılması beklenmektedir. Tezin ikincil amacı ise tıbbi cihaz sektöründe büyük oranda dış pazarlara bağımlı ülkemizin rekabet gücüne katkı yapacak patentlenebilir ve ticarileştirilebilir bir ürün ortaya çıkarmaktır.

Tezin birincil amacı doğrultusunda incelemeler yapıldığında, literatürdeki önceki çalışmaların tasarımında daha ziyade robotik temelli bir yaklaşım izlendiği görülmüştür. Özellikle parmakların hareketini sağlamak için elin dorsal yüzüne yerleştirilen mekanizmalar hareket iletimini karmaşık hale getirmektedir. Parmak egzersizlerini sağlayacak sistemin elin palmar yüzüne yerleştirilmesiyle, daha basit çözümlerin bulunabileceği düşünülmektedir. Bununla birlikte dorsal yüze yerleştirilen tasarım çözümlerinin estetik ve işlevsel hale getirebilmesi ve kontrol işlemlerinin kolaylaştırılabilmesi için Duan ve ark. (2015) ve Mao ve ark. (2015) tarafından yapılan çalışmalarda yaklaşımın referans alındığı kuvvet ve hareket aktarım sistemleri geliştirilebilir. Son yıllarda Duan ve ark. (2015) ve Mao ve ark. (2015), fizik tedavi amaçlı yardımcı (assistive) teknolojiler alanında yaptıkları çalışmalarda hem üst hem de alt ekstremité rehabilitasyonunda kablo ve yay temelli hareket aktarımında başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Kablo ve yay temelli sistemlerin avantajları ağırlığın büyük oranda azaltılması, boyutların küçülmesi ve kontrolün kolaylaştırılmasıdır.

Bu tez çalışması kapsamında tasarlanacak cihazda, birincil amaç doğrultusunda kablo yay ve temelli bir kuvvet ve hareket aktarım sisteminin geliştirilmesi planlanmıştır. Tez çalışmasının ikincil amacı doğrultusunda ise orijinal bir cihaz tasarlanarak, sınıai

mülkiyet hakları için başvuruda bulunulması kararlaştırılmıştır. Orijinal bir cihaz tasarlayabilmek için önceki tasarımlara ait patent ve tescil işlemlerinin araştırılması gerekmektedir. Bu doğrultuda Bölüm 2.3.'de yer alan patent ve tescil incelemesi yapılmıştır.

Cihazın tasarımındaki odak noktalarından bir diğeri de ev ortamında rehabilitasyon kavramıdır. Cihazın özellikle hemiplejik el rehabilitasyonunda kullanılmasının planlandığı bu bölümün ilk paragrafında belirtilmişti. Orta yaş ve üzerindeki kişilerde görülme sıklığı yüksek olan rahatsızlıklardan biri olan inme, dünya genelinde her yıl yaklaşık 15 milyon kişinin yaşadığı bir hastalıktır. Bu kişilerin yaklaşık 9 milyonu hayatta kalmaktadır ve rehabilitasyona ihtiyaç duymaktadırlar (<http://www.world-stroke.org/advocacy/world-stroke-campaign>, 2016). İnme sonrası görülen durumlardan biri de hemiplejik el sendromudur. Hastaların rehabilitasyon süreçleri aylar boyunca sürebilmektedir. Bu süreçte geleneksel yöntemler tercih edildiğinde hastalar sürekli olarak rehabilitasyon merkezine gitmek durumundalardır.

Rehabilitasyon amaçlı hizmet veren merkezlerde uygulanan tedavi yöntemleriyle başarılı sonuçlar alınmasına rağmen buradaki süreçlerde bir takım sınırlılıklar ve dezavantajlar bulunmaktadır. Bunlar; belirli bir merkeze ve uzman kişilere olan bağımlılık, rehabilitasyon hizmetinden sınırlı sayıda kişinin yararlanabilmesi, rehabilitasyon sürecindeki nispeten yüksek maliyet ve rehabilitasyon hizmetine erişimde yaşanabilecek zorluk şeklinde sıralanabilir. Bu gibi sorunlar ev ortamında rehabilitasyona yönelik uygulamaların geliştirilmesini gerektirmektedir.

Tez çalışması kapsamında ortaya çıkacak cihazın; elektrik enerjisi ile çalışması, aktif eyleyicilerinin olması, basit bir tasarıma sahip olması, taşınabilir olması ve yetişkin bireylerin kullanımına uygun olması beklenmektedir. Egzersize dayalı rehabilitasyonda kullanılacak cihaz ile kişinin el bileği ve parmak hareketleri, cihazın eyleyicileri tarafından pasif/aktif olarak gerçekleştirilecektir. Cihaz ev, iş yeri ve okul gibi ortamlarda kullanılabilir olacağından rehabilitasyon merkezine gidip gelme zorunluluğu ortadan kalkacak ve istenilen her zamanda cihaza erişim sağlanmış olacaktır. Böylelikle el fonksiyonlarının geri kazanım süreci hızlanmış olacaktır.

Yukarıda bahsedilen amaçlara ulaşabilmek için gerçekleştirilmesi gereken hedefler aşağıdaki gibi belirlenmiştir.

- Cihazın kavramsal tasarımını netleştirmek.
- Cihazın tasarımı için önemli bir parametre olan eklem momentlerini tespit etmek.
- Cihazın ayrıntılı tasarımını ortaya koymak.
- Cihazın prototipini üretmek.
- Patent veya faydalı model başvurunda bulunmak.
- Cihazı klinik olarak test etmek.

### **2.3. Patent, Faydalı Model ve Tescil Araştırması**

Önceki bölümde belirlenen amaçlar ve cihazın genel yapısı doğrultusunda orijinal bir tasarım çözümü ortaya koyabilmek için patent ve tescil araştırması yapılmıştır. Önceki çalışmalara ait tescil işlemlerinin araştırılması 20 Ocak 2015 - 4 Şubat 2015 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir. Ayrıca Mayıs 2017 içerisinde araştırma tekrar gözden geçirilmiştir. Araştırma işlemi için Türk Patent ve Marka Kurumu, Avrupa Patent Ofisi (EPO) ve Google Patent veri tabanlarından faydalanılmıştır. İlgili veri tabanlarında tarama yapılırken el (hand), el bileği (wrist), parmak (finger), rehabilitasyon (rehabilitation), terapi (therapy), egzersiz (training), cihaz (device), ortez (orthosis), robot ve hemipleji (hemiplegia) kelimeleri ve bunların anlamlı kombinasyonları olan kelime grupları kullanılmıştır. Bu çalışmada önerilen cihaz ile çalışma yapısı bakımından veya mekanik tasarım açısından benzerliği olabilecek toplam 19 patente (2 ulusal, 17 yabancı) rastlanmıştır. Bu patentlere ait bilgiler Tablo 2.3.'de yer almaktadır.

Tablo 2.3.'de yer alan ve ülkemizde alınan patentlere bakıldığında buluş sahibinin Erhan Akdoğan olduğu, 2013 yılında başvurusu yapılan Üst uzuv terapatik egzersiz robotu başlıklı buluş, el bileği ve ön kol uzuvları için egzersiz hareketleri yaptıran bir cihazın tarifini içermektedir. Cihazın taşınabilir olmadığı ve parmak egzersizlerini içermediği görülmektedir. Ayrıca mekanik yapısı da incelendiğinde bu tez kapsamında geliştirilmesi düşünülen cihaz ile doğrudan ilişkili olmadığı görülmektedir.

Tablo 2.3. Benzer patent bilgileri

Sıra No	Başlık	Başvuru/Basım numarası	Başvuru Sahibi	Buluş Sahibi
1	Üst uzuv terapatik egzersiz robotu	2013/11075	Erhan Akdoğan	Erhan Akdoğan
2	El bileği ve parmaklar için ağ üzerinden yönetilebilir sürekli pasif hareket cihazı	2013/07682	Oğul Göçmen	Oğul Göçmen
3	Variable Tension Glove	US2014257159	Kelly Clientele Group LLC	Kelly Robert
4	Apoplectic finger rehabilitation device	CN203749793	Wu Huanying	Wu Huanying
5	Exoskeleton type biofeedback hand function training device	CN103417360	Uni. Shanghai Science & Tech	Yu Hongliu ve ark.
6	Wearable exoskeleton device for hand rehabilitation	WO2014033613	Scuola Superiore S.Anna	Cempini Marco ve ark.
7	Wearable power assistive device for hand rehabilitation	US2013261514	Rehab Robotics Company LTD ve Uni. Hong Kong Polytechnic	Tsui Michael Kam Fai ve ark.
8	Hand external skeleton rehabilitation system based on memory alloy driving	CN103315880	Shanghai Jiao Tong University	Tang Te ve ark.
9	Wearable exoskeleton hand functional rehabilitation training device	CN203089779	Uni. Shanghai Science & Tech	Hu Xin ve ark.
10	Exoskeletal biofeedback hand function training device	CN202909036	Uni. Shanghai Science & Tech	Li Jicai ve ark.
11	Hand rehabilitation device	US2013072829	Fausti Davide ve Seneci Carlo	Fausti Davide ve Seneci Carlo
12	Wearable portable power exoskeleton hand function rehabilitation training device	CN102895091	Uni. Shanghai Science & Tech	Hu Xin ve ark.
13	Hand and wrist exoskeleton rehabilitation training device	CN202537871	Zhejiang University	Canjun Yan ve ark.
14	Wearable power assistive device for helping a user to move their hand	CN101897643	Uni. Hong Kong Polytechnic	Yu Tong Kai ve ark.
15	Finger rehabilitation/exercise device	US5451191	Beenken Gregory M	Beenken Gregory M
16	Body Assisting Device	JPH07204233	Kawada Kazuhiro	Kawada Kazuhiro
17	Intelligent hands rehabilitation training device	CN2726584	Harbin Engineering University	Zhang Lixun ve Dong Yuhong
18	Wearing type robot for rehabilitation of hand function and control system thereof	CN201164564	Uni. Huazhong Science Tech	Qi Xu ve ark.
19	Exoskeleton-type hand function rehabilitation robot	CN103750977	Harbin Institute of Technology	Fu Yili ve ark.

Oğul Göçmen tarafından 2013 yılında başvurusu yapılan El bileği ve parmaklar için ağ üzerinden yönetilebilir sürekli pasif hareket cihazı başlıklı buluş ile bu çalışmada önerilmesi düşünülen tasarım arasında kavramsal açıdan benzerlikler vardır. Bu benzerlikler; taşınabilir olma, ev ortamında kullanılabilir olma, el bileği ve parmaklara egzersiz yaptırma şeklindedir. Sayın Göçmen'in buluşu el bileğine ekstansiyon - fleksiyon, ulnar - radyal hareketleri ve parmakların her birine açma - kapatma hareketleri yaptırabilmektedir. Cihaza ağ üzerinden uzaktan erişim mümkün olmakta ve istenilen egzersiz programları yüklenebilmektedir. Cihaza ait buluş belgesi incelendiğinde cihazın ayrıntılı bir tasarımının yer almadığı görülmektedir. Bununla birlikte yapılan detaylı incelemeler neticesinde patente konu olan cihaz hakkında herhangi bir proje, yayın, tez çalışması veya ticari bir girişim bulunamamıştır. Patent sahibine e-posta yoluyla ulaşılmış ve cihazın imalatının yapılıp yapılmadığı sorusu yöneltilmiştir; ancak bir cevap alınamamıştır. Dolayısıyla patente konu olan cihazın kavramsal bir fikir olduğu düşünülmektedir. Sayın Göçmen'in patentini aldığı cihaz ile tez çalışması kapsamında üretilmesi düşünülen cihaz arasındaki temel farklılıklar aşağıdaki sıralanabilir.

- Oğul Göçmen'in bulduğu cihazın taşınabilir özellikte olmasına rağmen çalışması esnasında masa veya benzeri gibi düz bir zemine ihtiyaç duyduğu anlaşılmaktadır. Cihazı kullanan kişinin egzersiz esnasında hareket halinde olamayacağı düşünülmektedir. Oysa bu çalışmada geliştirilecek cihaz, kullanıcının el ve ön kol kısmına rahatlıkla yerleştirilebilecek ve kullanıcı isterse cihazla birlikte hareket edebilecektir.
- Sayın Göçmen'in cihazı el bileği egzersizlerini DC motor ve servo motor sayesinde gerçekleştirmektedir. Tez çalışmasında geliştirilecek tasarım da ise el bileği ve parmak egzersizleri için tek bir eyleyicinin kullanılması planlanmaktadır.
- Parmak egzersizleri için Sayın Göçmen'in tasarımını 4 adet servo motor ve vidalı mil mekanizması içermekteyken tez çalışmasında ortaya çıkacak tasarımda bir adet eyleyici kullanılması düşünülmektedir.
- Patente konu olan cihazın çizimleri incelendiğinde parmakların ekstansiyon - fleksiyon hareketini sağlayan vidalı mekanizmanın doğrusal bir hareket

meydana getirdiği anlaşılmaktadır. Bu durum parmakların sadece frontal düzlemde (anatomik duruşa göre) hareket etmesine sebep olarak tam bir kavrama egzersizinin uygulanmasını güçleştirecektir. Tez çalışmasında geliştirilecek tasarımıın ise parmakların hareket mekaniğine ve doğal kavrama hareketine uygun bir çözüm olması beklenmektedir.

Uluslararası alanda alınan patentlere bakıldığında çoğunlukla A.B.D. ve in menşeli buluşlar ön plana çıkmaktadır. Bu buluşlar arasında hareket veya kuvvet iletimi açısından ve egzersiz yöntemi bakımından benzerlikler bulunmaktadır. Tablo 2.3.'de bilgileri yer alan 4, 6, 8, 13 ve 14 sıra numaralı buluşlar parmakların ekstansiyon ve fleksiyon hareketini sağlamak için mekanizma temelli tasarımlar önermektedirler. 5, 7 ve 9 sıra numaralı buluşlar ise parmak hareketlerini elektrik enerjisi ile çalışan motorlar sayesinde gerçekleştirmektedir. Sıra numarası 10 ve 19 olan buluşlara bakıldığında parmak hareketlerini sağlamak için motor ve dişli ark içeren tasarımlarla karşılaşılmaktadır. 12 sıra numaralı buluş, parmakların hareketini doğrusal eyleyiciyle tahrik edilen biyonik tendonlar vasıtasıyla sağlamaktadır. Sıra numarası 3 olan giyilebilir gergi eldiveni başlıklı buluş aktif eyleyiciler içermemektedir ve egzersiz amaçlı değildir. Parmakları ekstansiyon halinde tutmayı amaçlayan esnek kablo mekanizması, bu proje çalışmasında önerilen cihaz ile benzerlik gösteren unsurdur. 15 sıra numaralı buluşun aktif eyleyicileri bulunmamaktadır ve parmakların egzersiz hareketi kullanıcının kas gücüyle sağlanmaktadır. Sıra numarası 18 olan buluş, doğrusal eyleyici olarak iki adet pnömatrik kas içermektedir. Makara ve mekanizma sistemi sayesinde parmaklara egzersiz hareketleri yaptırılmaktadır.

11, 16 ve 17 sıra numaralı buluşların bu çalışmada geliştirilecek cihazla, mekanik tasarım açısından veya egzersiz yöntemi bakımından nispeten daha çok benzerlik gösterdiği düşünölmektedir. 16 sıra numaralı buluş, tüm vücut için önerilen ve egzersiz amaı taşımayan bir denge cihazıdır. El bölgesinin pozisyonu sabitlenirken makara ve gerginliği ayarlanabilir kablo sisteminden faydalanılmıştır. Bu yönüyle bu çalışma kapsamında geliştirilecek cihaz ile benzerlik göstermektedir. Ancak ilgili buluşun egzersiz amaçlı olmayışı ve statik bir sistem olması bu iki cihazın birbirlerine göre farklılık arz eden yönleridir. Sıra numarası 17 olan buluş parmakların rehabilitasyonu

için tasarlanmıştır. Cihazın yatay çalışan makara ve kablo sistemi bulunmaktadır. Kablo sistemine bağlı ve her bir parmak için ayrı tasarlanmış bir üç çubuk mekanizması ile parmaklara ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri yaptırılması amaçlanmaktadır. Cihazda eyleyici olarak bir elektrik motoru ve motora bağlı bir aktarma sistemi (dişli çark) yer almaktadır. Tez çalışması kapsamında tasarlanacak cihazın ise parmak hareketlerini yay ve kablo temelli bir sistemi vasıtasıyla sağlaması planlanmaktadır. 11 sıra numaralı ve el rehabilitasyon cihazı başlıklı buluş, diğer buluşlara nazaran bu projede önerilen cihazla en çok benzerlikleri olan buluş olduğu düşünülmektedir. Her bir parmağın hareketini sağlayan doğrusal eyleyiciler elin dorsal yüzüne yerleştirilmiştir. Doğrusal eyleyici ve parmaklar arasındaki bağlantı kablo sistemi aracılığıyla sağlanmıştır. Kablolar da bir eldiven üzerine sabitlenerek cihaz giyilebilir bir hale getirilmiştir. Buluşun, bu tez çalışmasında geliştirilecek cihaz ile arasındaki temel farklılıklar; sadece parmakların hareketine imkan veren yapıda olma ve her bir parmak için ayrı eyleyici kullanmadır.

Sonuç olarak bu tez çalışması kapsamında geliştirilecek cihazın tasarımında aşağıda sıralanan özelliklere dikkat edilmesi durumunda orijinal bir çözümün ortaya çıkabileceği düşünülmektedir.

- Hem parmak hem de el bileği egzersizlerini içeren bir tasarıma sahip olmak.
- El bileği hareketinin sağlanması için tek bir eyleyicilerden faydalanmak.
- Parmakların hareketi için tek bir eyleyiciye (dairesel veya doğrusal) ihtiyaç duymak ve hareket iletiminde kablo ve yay sistemi kullanmak.



## **BÖLÜM 3. EKLEM MOMENTLERİNİN BELİRLENMESİ**

Geliştirilen el rehabilitasyon cihazının en önemli bileşeni, parmaklara ve el bileğine egzersiz hareketi yaptıracak olan eyleyiciler ve hareket aktarım sistemidir. Eyleyicilerin doğru olarak seçilebilmesi ve hareket aktarım sisteminin çalışma şartlarının belirlenebilmesi için parmakların ve el bileğinin hareketi sırasında meydana gelen kuvvet ve momentlerin bilinmesi gerekmektedir.

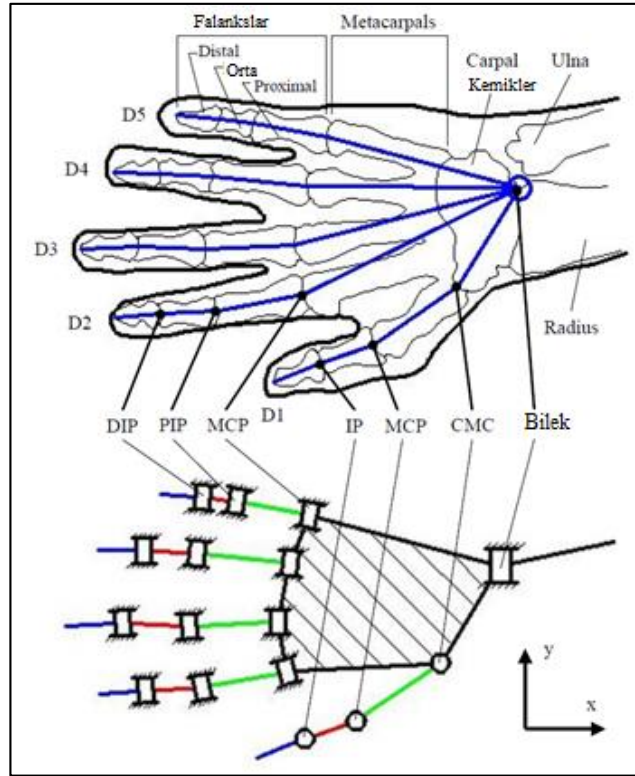
İnsan uzuvlarında meydana gelen eklem momentlerini belirlemek amacıyla bazı harici cihazlar kullanılmaktadır (Esteki ve Mansour, 1996). Ancak bu cihazlar çok kabadır ve hatalı ölçümlere neden olabilmektedir. Eklem momentlerinin belirlenmesinde matematiksel yöntemlerin ve simülasyon modellerinin kullanılması daha yaygın bir eğilimdir. Uygun bir yöntem seçebilmek için öncelikle elin biyomekanik modelinin oluşturulması gerekmektedir.

### **3.1. İnsan Elinin Biyomekanik Modeli**

Elin anatomik yapısı Bölüm 1.3.'de açıklandığı üzere çok sayıda kemik ve eklemden meydana gelmektedir. Başparmak haricindeki parmaklar (yani dijit 2-5), distal interfalangeal (DIP), proksimal interfalangeal (PIP) ve metakarpofalangeal (MCP) eklem olmak üzere toplam üç eklemlilik bir yapıya sahiptirler (Nordin ve Frankel, 2012). Başparmak (dijit 1) ise karpometakarpal (CMC), metakarpofalangeal (MCP) ve interfalangeal (IP) eklemlerden meydana gelmektedir. Elde bulunan toplam 9 adet IP eklem, menteşe tipi eklem olarak nitelendirilmektedir. Bu eklemler sadece bir adet fleksiyon / ekstansiyon serbestlik derecesine sahiptirler. Bir adet CMC ve 5 adet MCP eklemi ise hem fleksiyon / ekstansiyon hem de abduksiyon / addüksiyon hareketlerini yapabilecek şekilde toplam iki serbestlik derecesine sahiptirler (Yun vd. 2002;

Buchholz ve Armstrong 1992). Bilek eklemi ise fleksiyon / ekstansiyon ve abduksiyon / addüksiyon hareketlerini yapabilecek şekilde iki serbestlik derecelidir.

Elin mekanik yapısının, toplam 16 uzuv ve 16 döner mafsalsal olacak şekilde açık zincir bir eklem-uzuv modeli ile ifade edilmesi uygun görülmüştür. İki serbestlik derecesine sahip olan CMC, MCP ve bilek eklemlerinin fleksiyon / ekstansiyon hareketinin yanı sıra abduksiyon / addüksiyon hareketlerinin de incelenebilmesi eklemlerin dönme eksenini değiştirilmesi ile gerçekleştirilebilir. Böylece bu eklemlerin hem frontal hem de sagittal düzlemdeki hareketleri incelenebilir. Şekil 3.1.'de elin anatomik yapısına uygun olarak önerilen biyomekanik model yer almaktadır. Burada parmaklar, falanıklardan oluşan 3 uzuvlu bir yapı şeklinde modellenmiştir. Avuç bölgesi ise metakarpal kemiklerden oluşan tek bir uzuv şeklinde temsil edilmiştir. Bilek eklemi, avuç bölgesi ile radius kemiği arasındaki bağlantıyı sağlayacak şekilde modellenmiştir. Uzunların her biri katı cisim olarak ele alınmış ve yumuşak doku hareketleri göz ardı edilmiştir. Ayrıca eklem kıkırdağının yüksek yağlama özelliğinden dolayı eklem sürtünmeleri ihmal edilmiştir (Nordin ve Frankel, 2012).



Şekil 3.1. İnsan eli biyomekanik modelinin frontal düzlemdeki görüntüsü

### 3.2. Çözüm Yönteminin Belirlenmesi

Önceki çalışmalara bakıldığında, el eklemlerinde meydana gelen dinamik değişimleri belirleyebilmek için bazı matematiksel yöntemler ve bilgisayar simülasyonları önerildiği görülmektedir. Matematiksel yöntemler zorlu denklemlerle uğraştırmayı gerektirebilir. Bilgisayar simülasyonları ise eklemlerdeki kinetik değişimleri hesaplamakta yetersiz kalabilir. Tablo 3.1.'de insan eli üzerine yapılan dinamik çalışmalar yer almaktadır. Fok ve Chou (2010), Sancho-Bru ve ark. (2001) ve Yun ve ark. (2002) tarafından yapılan çalışmalarda eklem momentleri matematiksel yöntemler sonucunda hesaplanmıştır. Vaz ve ark. (2015), eklem momentlerinin tahmini için bir bond graph modeli önermektedirler. Model tek bir parmaktaki tek bir eklem için önerilmiş olmasına rağmen oldukça karmaşık bir yapıdadır. Tüm el için bir bond graph modeli geliştirmek oldukça güçtür. Pena-Pitarch ve ark. (2014), Veber ve Bajd (2006) el hareketlerinin analizi için bir simülasyon modeli önermişlerdir. Ancak geliştirilen modeller, sadece kinematik analizlere olanak tanıdığından eklem momentlerinin hesaplanabilmesi mümkün değildir.

Tablo 3.1. İnsan elinin modellenmesi üzerine önceki çalışmalar. CAD; bilgisayar destekli tasarım, S.D.; serbestlik derecesi, E; evet, H; hayır

Referans	Yöntem	S.D.	Kaslar	Moment
Fok ve Chou (2010)	İşaret parmağı için doğrusal olmayan optimizasyona dayalı bilgisayar modeli	4	E	E
Sancho-Bru ve ark., (2001)	İşaret parmağı için ekskürsiyon modeli kullanan doğrusal olmayan optimizasyon	3	E	E
Yun ve ark., (2002)	İşaret parmağı için Newton-Euler formüllerine dayalı dinamik denklemler	4	H	E
Vaz ve ark., (2015)	Parmağın iki segmenti için 4 elementli Hill kas modeli ile bir bond graph modeli	1	E	E
Pena-Pitarch ve ark., (2014)	Denavit-Hartenberg yöntemi ile el için bir CAD modeli	25	H	H
Veber ve Bajd (2006)	Optik takip sistemi kullanarak Denavit-Hartenberg yöntemine dayalı bir bilgisayar modeli	23	H	H

Tablo 3.1.'de yer alan ve el kaslarını da modele dahil eden matematiksel yöntemler, karmaşık denklemler içermektedir. Bu tez çalışması doğrultusunda eklem momentlerinin yaklaşık olarak hesaplanması, eyleyici seçimi ve kuvvet aktarım sisteminin belirlenebilmesi için yeterlidir. Dolayısıyla Şekil 3.1.'de yer alan eklem-uzuv modelinin daha basit bir çözümü için Lagrange mekaniği prensiplerine göre bir matematiksel ifade geliştirilebilir (Winter, 1990).

Langrange denklemlerine göre bir ifade geliştirebilmek için sistemi, öncelikle Şekil 3.2.'de görülen iki komşu falanks için inceleyebiliriz. Burada  $m_1$  ve  $m_2$  falanksların kütlelerini,  $h_1$  ve  $h_2$  uzunluklarını,  $\theta_1$  ve  $\theta_2$  açısal yer değiştirmelerini ifade etmektedir. İki serbestlik dereceli bu sistemin herhangi bir dış kuvvet etkisi altında olmadığı durum için Langrange eşitliği Denklem 3.1'deki gibi ifade edilebilir.

$$\frac{d}{dt} = \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = 0 \quad (3.1)$$

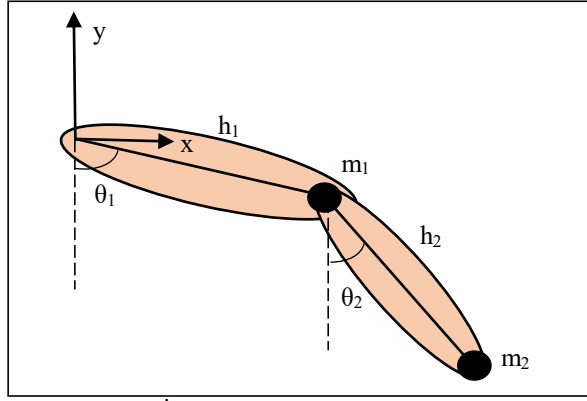
$i=1$  ve  $i=2$  şeklindeki iki serbestlik derecesi için Lagrange eşitlikleri Denklem 3.2 ve Denklem 3.3'deki gibi ifade edilir.

$$\frac{d}{dt} = \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = 0 \quad (3.2)$$

$$\frac{d}{dt} = \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} = 0 \quad (3.3)$$

Potansiyel ve kinetik enerji dengesine göre ifade edilen Langrange (L) eşitliği Denklem 3.4'de görülmektedir. Burada T; kinetik enerjiyi, V ise potansiyel enerjiyi temsil etmektedir.

$$L = T - V \quad (3.4)$$



Şekil 3.2. İki komşu falanksın temsili gösterimi

Sistemin kinetik ve potansiyel enerji dengesini ifade edebilmek için açısal yer değiştirmeler kartezyen koordinat sistemine göre düzenlenirse Denklem 3.5, Denklem 3.6, Denklem 3.7 ve Denklem 3.8'deki bağıntılar geliştirilebilir.

$$x_1 = h_1 \sin \theta_1 \quad (3.5)$$

$$y_1 = -h_1 \cos \theta_1 \quad (3.6)$$

$$x_2 = h_1 \sin \theta_1 + h_2 \sin \theta_2 \quad (3.7)$$

$$y_2 = -h_1 \cos \theta_1 - h_2 \cos \theta_2 \quad (3.8)$$

Kinetik enerji dengesi  $\theta_1$  ve  $\theta_2$  bağımsız değişkenlerine göre Denklem 3.9'daki gibi düzenlenebilir.

$$T = \frac{1}{2} m_1 h_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \left( h_1^2 \dot{\theta}_1^2 + h_2^2 \dot{\theta}_2^2 + 2h_1 h_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \right) \quad (3.9)$$

Potansiyel enerji dengesi ise Denklem 3.10'daki gibi yazılabilir.

$$V = m_1 g y_1 + m_2 g y_2 = -(m_1 + m_2) g h_1 \cos \theta_1 - m_2 g h_2 \cos \theta_2 \quad (3.10)$$

Denklem 3.9 ve Denklem 3.10'da yer alan enerji ifadeleri, Denklem 3.4'deki Lagrange fonksiyonu şeklinde düzenlenir. Lagrange fonksiyonun  $\theta_1$  ve  $\theta_2$  değişkenlerine göre kısmi türevleri Denklem 3.2 ve Denklem 3.3'e göre düzenlenirse iki serbestlik dereceli sistemin genel ifadesi Denklem 3.11 ve Denklem 3.12'deki gibi elde edilir.

$$(m_1 + m_2)h_1\dot{\theta}_1 + m_2h_2\dot{\theta}_2\cos(\theta_1 - \theta_2) + m_2h_2\dot{\theta}_2^2\sin(\theta_1 - \theta_2) + g(m_1 + m_2)\sin\theta_1 = 0 \quad (3.11)$$

$$m_2h_2\ddot{\theta}_2 + m_2h_1\ddot{\theta}_1\cos(\theta_1 - \theta_2) - m_2h_1\dot{\theta}_1^2\sin(\theta_1 - \theta_2) + m_2g\sin\theta_2 = 0 \quad (3.12)$$

Denklem 3.11 ve Denklem 3.12'de görüldüğü gibi eşitliğin sağ tarafı sıfırdır. Bu, sistemin sadece yerçekimi etkisi altındaki davranışını açıklamaktadır. Denklem 3.1'deki Lagrange ifadesinin sağ tarafı  $Q_k$  şeklinde ifade edilen genelleştirilmiş bir dış kuvvete eşitlenerek sistemin kütle ve atalet özellikleri ile birlikte dinamik davranışı incelenebilir. Böylece, hareketin ( $\theta_i$ ) bilinmesi durumunda eklem momentleri hesaplanabilir. Ancak buradaki zorluk, Denklem 3.11 ve Denklem 3.12'de görüldüğü gibi yüksek dereceden doğrusal olmayan diferansiyel denklemler için bir çözüm geliştirmektir. Bunun için analitik veya sayısal yöntemlerden faydalanılabilir. Ayrıca yukarıda açıklanan sistemin iki serbestlik dereceli olduğu unutulmamalıdır. Şekil 3.1.'de görülen modelin 16 serbestlik dereceli olduğu düşünüldüğünde matematiksel yöntemlerin zorluğu daha iyi anlaşılmaktadır.

Matematiksel yöntemlerin zorluğundan dolayı eklem momentlerinin belirlenebilmesi amacıyla simülasyon modellerinin kullanılması uygun görülmüştür. Tablo 3.1.'de görülen simülasyon modellerinin kinematik analizler için uygun olmadığı ifade edilmişti. Bu doğrultuda simülasyon işleminin MATLAB yazılımında yapılmasına karar verilmiştir. MATLAB araçlarından biri olan SimMechanics, gerçek boyutlardaki fiziksel sistemlerin blok diyagramları şeklinde modellendiği ve Newton mekaniği prensiplerine göre dinamik analizlerinin yapıldığı bir yazılımdır. SimMechanics

yazılımında mekanik sistemlerin yanı sıra insan hareketlerinin analizi de yapılabilmektedir (Serbest ve ark., 2015).

Hareketin simülasyonunun yapılabilmesi için öncelikle insan eline ait antropometrik özelliklerin belirlenmesi gerekmektedir. Ardından el bileği ve parmaklara ait hareketlerin görüntü analizi yapılarak eklemlerdeki kinematik değişimler belirlenmelidir.

### **3.3. İnsan Elinin Antropometrik Özelliklerinin Belirlenmesi**

İnsan elinin kütle, atalet momenti, kütle merkezinin yeri, uzuv boyu gibi antropometrik özellikleri belirlenirken önceki çalışmaların sonuçlarından (Chandler ve ark., 1975; Garret, 1970a; Garret, 1970b; Greiner, 1991) ve Solidworks yazılımından yararlanılmıştır. Literatürdeki çalışmalarda yer alan bilgiler dahilinde işaret parmağının tümü ve diğer parmakların distal ve proksimal falanksları silindirik çubuk şeklinde modellenmiştir. Diğer falankslar konik çubuk olarak temsil edilmiştir. Tüm falanksların kütle merkezlerinin, orta noktalarında olduğu kabul edilmiştir. Avuç bölgesinin prizmatik katı cisim olarak modellendiği Bölüm 3.1.'de belirtilmişti. Avuç bölgesinin kütle merkezi SolidWorks yazılımında oluşturulan katı modele göre hesaplanmıştır. Eldeki tüm oluşumların atalet momenti SolidWorks yazılımı kullanılarak uzuvların kütle merkezlerine göre hesaplanmıştır. Tablo 3.2. parmakların, Tablo 3.3. ise avuç bölgesinin antropometrik özelliklerini göstermektedir. Tablo 3.2. ve Tablo 3.3.'deki veriler, ortalama bir yetişkin insanın elinin antropometrik özelliklerini yansıtmaktadır.

Tablo 3.2. Parmakların antropometrik özellikleri. P.u.; proksimal uç, D.u.; distal uç, DP; distal falanks, MP; orta falanks, PP; proksimal falanks

Segment	Uzunluk (cm)	Çap (cm)		Kütle (g)	Atalet momenti ( $g \cdot cm^2$ )
		P.u.	D.u.		
D1 DP	3,26	2,06	2,06	11,72	$I_{xx} = 6,219$ $I_{yy} = I_{zz} = 13,49$
D1 PP	2,01	2,06	2,06	7,23	$I_{xx} = 3,384$ $I_{yy} = I_{zz} = 4,351$
D1 metakarpal	6,42	2,06	2,06	23,08	$I_{xx} = 12,24$ $I_{yy} = I_{zz} = 85,42$
D2 DP	2,69	1,64	1,64	6,13	$I_{xx} = 2,061$ $I_{yy} = I_{zz} = 4,728$
D2 MP	2,18	1,64	1,97	6,03	$I_{xx} = 2,492$ $I_{yy} = I_{zz} = 3,615$
D2 PP	5,68	1,97	1,97	19,27	$I_{xx} = 9,349$ $I_{yy} = I_{zz} = 59,82$
D3 DP	2,69	1,65	1,65	6,20	$I_{xx} = 2,112$ $I_{yy} = I_{zz} = 4,798$
D3 MP	2,57	1,65	2,0	7,27	$I_{xx} = 3,076$ $I_{yy} = I_{zz} = 5,504$
D3 PP	5,22	2,0	2,0	17,69	$I_{xx} = 8,847$ $I_{yy} = I_{zz} = 44,60$
D4 DP	2,78	1,54	1,54	5,58	$I_{xx} = 1,656$ $I_{yy} = I_{zz} = 4,427$
D4 MP	2,35	1,54	1,87	5,80	$I_{xx} = 2,143$ $I_{yy} = I_{zz} = 3,718$
D4 PP	5,06	1,87	1,87	14,99	$I_{xx} = 6,554$ $I_{yy} = I_{zz} = 35,27$
D5 DP	2,55	1,40	1,40	4,23	$I_{xx} = 1,038$ $I_{yy} = I_{zz} = 2,814$
D5 MP	1,69	1,40	1,65	3,34	$I_{xx} = 0,981$ $I_{yy} = I_{zz} = 1,279$
D5 PP	3,96	1,65	1,65	9,13	$I_{xx} = 3,109$ $I_{yy} = I_{zz} = 13,49$



Tablo 3.3. Avuç bölgesinin antropometrik özellikleri. Bilekten D2 MCP'ye kadar

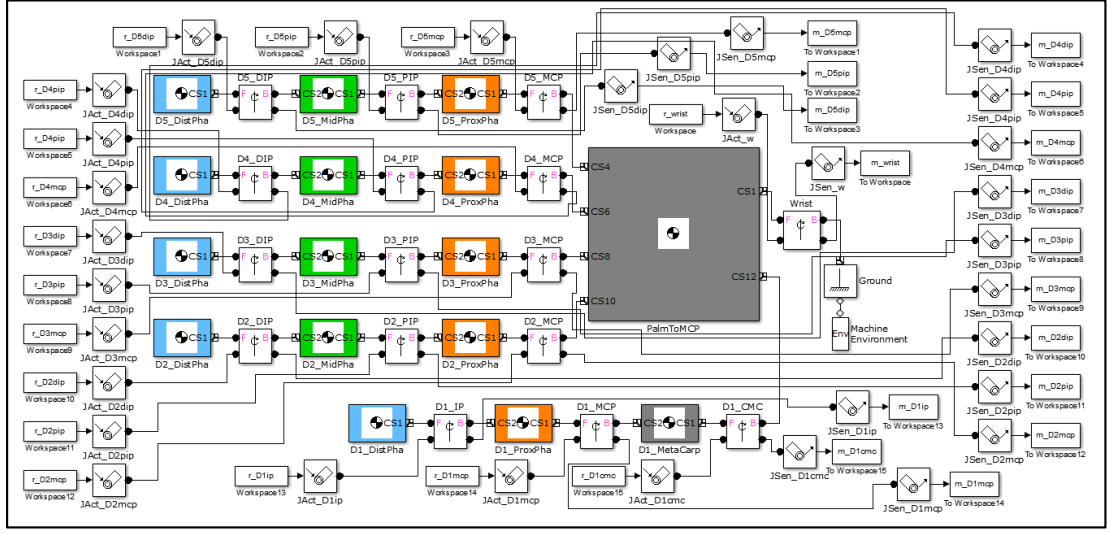
Bilek genişliği (cm)	6,22
MCP'den D2-5'e avuç genişliği (cm)	8,41
Bilekten D2 MCP'ye kadar uzunluk (cm)	7,18
Bilekten D3 MCP'ye kadar uzunluk (cm)	8,13
Bilekten D4 MCP'ye kadar uzunluk (cm)	7,48
Bilekten D5 MCP'ye kadar uzunluk (cm)	7,09
Kalınlık (cm)	3,02
Kütle (g)	18,,0
	$I_{xx}=945,9$ $I_{xy}= I_{yx}=53,60$
Atalet momenti ( $g \cdot cm^2$ )	$I_{yy}=995,9$ $I_{zz}=1666$
	$I_{xz}= I_{yz}= I_{zx}= I_{zy}=0$

### 3.4. MATLAB Modeli ve Modelin Simülasyonu

Elin biyomekanik yapısı SimMechanics araçları kullanılarak MATLAB ortamına aktarılmıştır. Şekil 3.3. SimMechanics modelinin blok diyagramlarını göstermektedir. Her eklem, tek serbestlik dereceli döner mafsalsal olarak modellenmiştir. Döner mafsalsal ya fleksiyon / ekstansiyon ya da abduksiyon / addüksiyon hareketlerinden birini gerçekleştirebilmektedir. Mafsalsalın dönme eksenini değiştirilerek bu hareketler ayrı ayrı analiz edilebilmektedir. Mafsalsal, hareket verileri kullanılarak Joint Actuator blokları yardımıyla tahrik edilmektedir. Hareketler sonucunda mafsalsalorda meydana gelen moment değişimleri Joint Sensor blokları aracılığıyla hesaplanabilmektedir. Tüm mafsalsalara ait hareket verileri (açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme) MATLAB Workspace ortamındaki dosyalardan okunmakta ve hesaplanan moment değişimleri yine Workspace ortamına yazılmaktadır.

Hareket verileri kullanılarak moment değişimleri hesaplanmak istendiğinden oluşturulan modelin ters dinamik yöntem ile çözülmesi gerekmektedir. SimMechanics ortamında ters dinamik yöntemin kullanılabilmesi için tüm mafsalsalara ait hareketlerin tam olarak bilinmesi gerekmektedir. Bu doğrultuda parmak ve el bileği eklemlerinin farklı hareketler sırasındaki hareket analizi gerçekleştirilmiştir. Hareket analizi için

insanların gündelik işler sırasında el ve el bileği eklemlerini en çok kullandığı hareketler olan silindirik kavrama (1), parmakların abdüksiyon / addüksiyon hareketi (2), el bileğinin fleksiyon / ekstansiyon (3) hareketi ve abdüksiyon / addüksiyon (4) hareketi seçilmiştir. Bu dört hareket nesneleri tutmak / kavramak, kavanoz açmak, dış fırçalamak, kapıyı çalmak (tıklatmak), birine el sallamak ve el yazısı yazmak gibi günlük aktivitelerde sıklıkla kullanıldığından tercih edilmiştir.



Şekil 3.3. İnsan elinin SimMechanics blokları kullanılarak oluşturulan modeli

Hareket analizi çalışmalarında iki erkek ve üç kadın gönüllü yer almıştır (ortalama yaş  $31,2 \pm 9,57$ ; baskın el sağ). Gönüllüler çalışma hakkında bilgilendirilmiş ve gönüllülerin onayları alınmıştır. Parmakların fleksiyon / ekstansiyon hareketini gerektiren silindirik kavrama hareketinin analizinde her bir parmak için el üzerindeki 5 anatomik noktaya (bilek eklemi; MCP, PIP ve DIP eklemleri ve distal falanksın distal ucu) yansıtma özelliği olan pasif işaretleyiciler yerleştirilmiştir (Miyata ve ark., 2004). Gönüllüler masa üzerine sabitlemiş 42 mm çapındaki bir nesneyi baskın ellerini kullanarak kendi belirledikleri bir hızla kavrayıp bırakmışlardır. Parmakların abdüksiyon / addüksiyon hareketinin incelenmesinde ise işaretleyicilerin yerleşimi bozulmadan gönüllüler parmaklarını önce abdüksiyon konumuna getirerek açmışlar, sonra addüksiyon konumuna getirerek kapatmışlardır.

Bilek hareketleri incelenirken işaretleyiciler D 3'ün MCP eklemine (1), ulnanın stiloid çıkıntısı üzerine (2) ve ön kolun yaklaşık olarak orta noktasına (3) yerleştirilmiştir. El

bileğinin sagital düzlemdeki hareketinin analizinde gönüllüler el bileklerini önce ekstansiyon konumuna, sonra fleksiyon konumuna getirmişler. Hareketlere el ve ön kolun birbirine paralel olduğu konumdan başlanmış ve hareketler yine aynı konumda bitirilmiştir. Ardından işaretleyici yerleşimi değiştirilmeden abdüksiyon / addüksiyon hareketinin analizi yapılmıştır. Gönüllüler parmakları düz durumda iken önce ellerini abdüksiyon sonra addüksiyon konumuna getirmişlerdir. Bu işlemi sadece el bileğinin hareketi ile gerçekleştirmişlerdir.

Gönüllüler belirlenen hareketleri yaparken görüntüler bir video kamera ile kaydedilmiştir (320x240 piksel çözünürlük, 25 kare/saniye). İşaretleyicilerin görüntü karesindeki konumlarının belirlenmesi MATLAB ortamında görüntü işleme fonksiyonları kullanılarak yapılmıştır (Bkz. Ek 2.). İşaretleyicilerin konum verileri elde edildikten sonra eklemlerin açısal yer değiştirmesi hesaplanmıştır. Birbirine komşu iki uzuv -örneğin avuç ile ön kol, orta falanks ile distal falanks- bir vektör ile temsil edildiğinde iki uzuv arasında kalan açı Denklem 3.13'deki gibi hesaplanabilir.

$$\beta = \arccos[(u \cdot v)/(|u| \cdot |v|)] \quad (3.13)$$

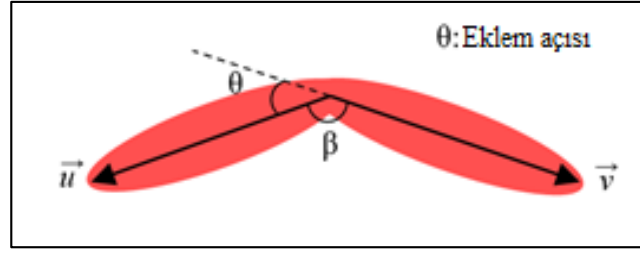
Burada  $u$  ve  $v$  komşu iki uzvun vektörlerini,  $\beta$  ise iki komşu uzuv arasındaki açıyı ifade etmektedir. Şekil 3.4. eklem açısının tanımlanmasını göstermektedir.  $\theta$  olarak ifade edilen eklem açısı Denklem 3.14'deki gibi hesaplanmıştır.

$$\theta = 180 - \beta \quad (3.14)$$

Eklemlere ait açısal hız  $\omega$  Denklem 3.15'de, açısal ivme  $\alpha$  ise Denklem 3.16'daki gibi hesaplanmıştır.

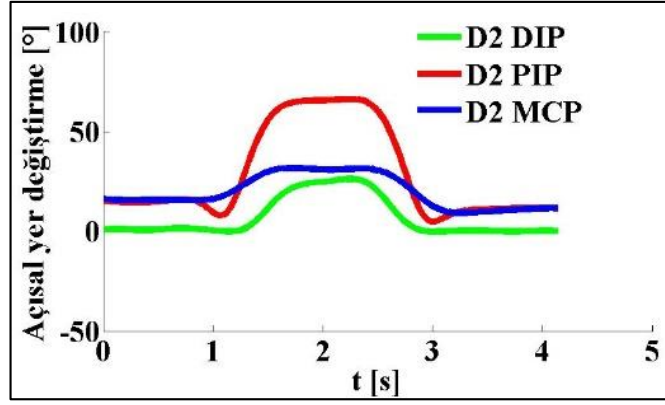
$$\omega = \dot{\theta} \quad (3.15)$$

$$\alpha = \ddot{\theta} \quad (3.16)$$

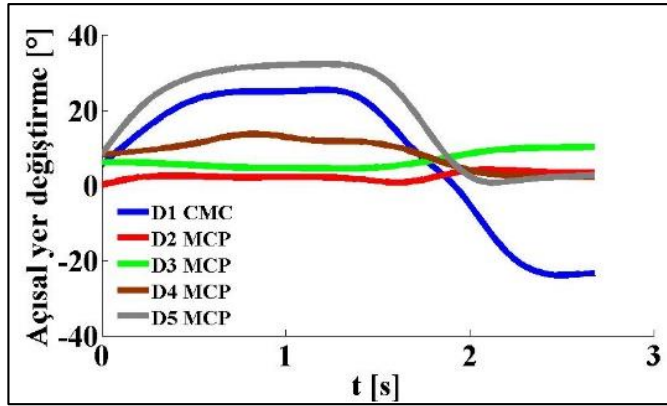


Şekil 3.4. Komşu iki uzuv arasındaki eklem açısının tanımlanması

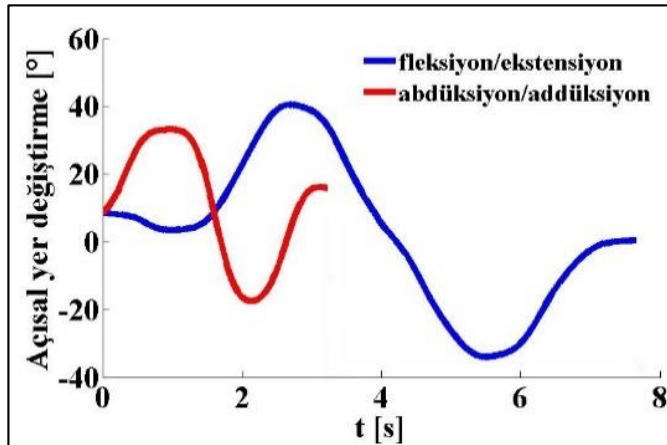
Parmakların ve el bileğinin hareket analizi verilerine göre hesaplanan açısal yer değiştirme değerleri Şekil 3.5., Şekil 3.6. ve Şekil 3.7.'de yer almaktadır. Şekil 3.5.'de silindirik kavrama sırasında işaret parmağı eklemlerinin açısal yer değiştirme grafiği görülmektedir. Silindirik kavrama hareketinde parmaklar birlikte hareket ettiğinden diğer parmakların verileri de işaret parmağının hareketine benzerdir. İşaret parmağındaki en büyük açısal yer değiştirme yaklaşık  $65^\circ$  ile PIP ekleminde meydana gelmektedir. Şekil 3.6.'da ise iki serbestlik derecesine sahip eklemlerin (CMC ve MCP eklemleri) abdüksiyon / addüksiyon hareketi sırasındaki yer değiştirmeleri görülmektedir. Parmakların abdüksiyon / addüksiyonu sadece bu iki eklem ile sağlanabildiğinden diğer eklemlerde hareketlilik söz konusu değildir. Başparmak ve serçe parmak abdüksiyon / addüksiyon hareketinde en çok açısal yer değiştirmeye sahip olan eklemler olarak gözükmektedir. Şekil 3.7.'de fleksiyon / ekstansiyon ve abdüksiyon / addüksiyon hareketleri sırasında bilek ekleminde meydana gelen açısal değişimler görülmektedir. El bileğinin fleksiyon / ekstansiyon hareket açıklığının abdüksiyon / addüksiyon hareket açıklığından büyük olduğu açıktır. El bileğinin açısal yer değiştirme verilerinde pozitif açılar ekstansiyon ve abdüksiyon hareketlerindeki değişimleri, negatif açılar ise fleksiyon ve addüksiyon hareketlerindeki değişimleri ifade etmektedir.



Şekil 3.5. İşaret parmağının fleksiyon / ekstansiyon hareketi sırasındaki açısal yer değiştirme grafiği



Şekil 3.6. Parmakların abduksiyon / addüksiyon hareketi sırasındaki açısal yer değiştirme grafiği



Şekil 3.7. El bileği hareketleri sırasındaki açısal yer değiştirme grafiği

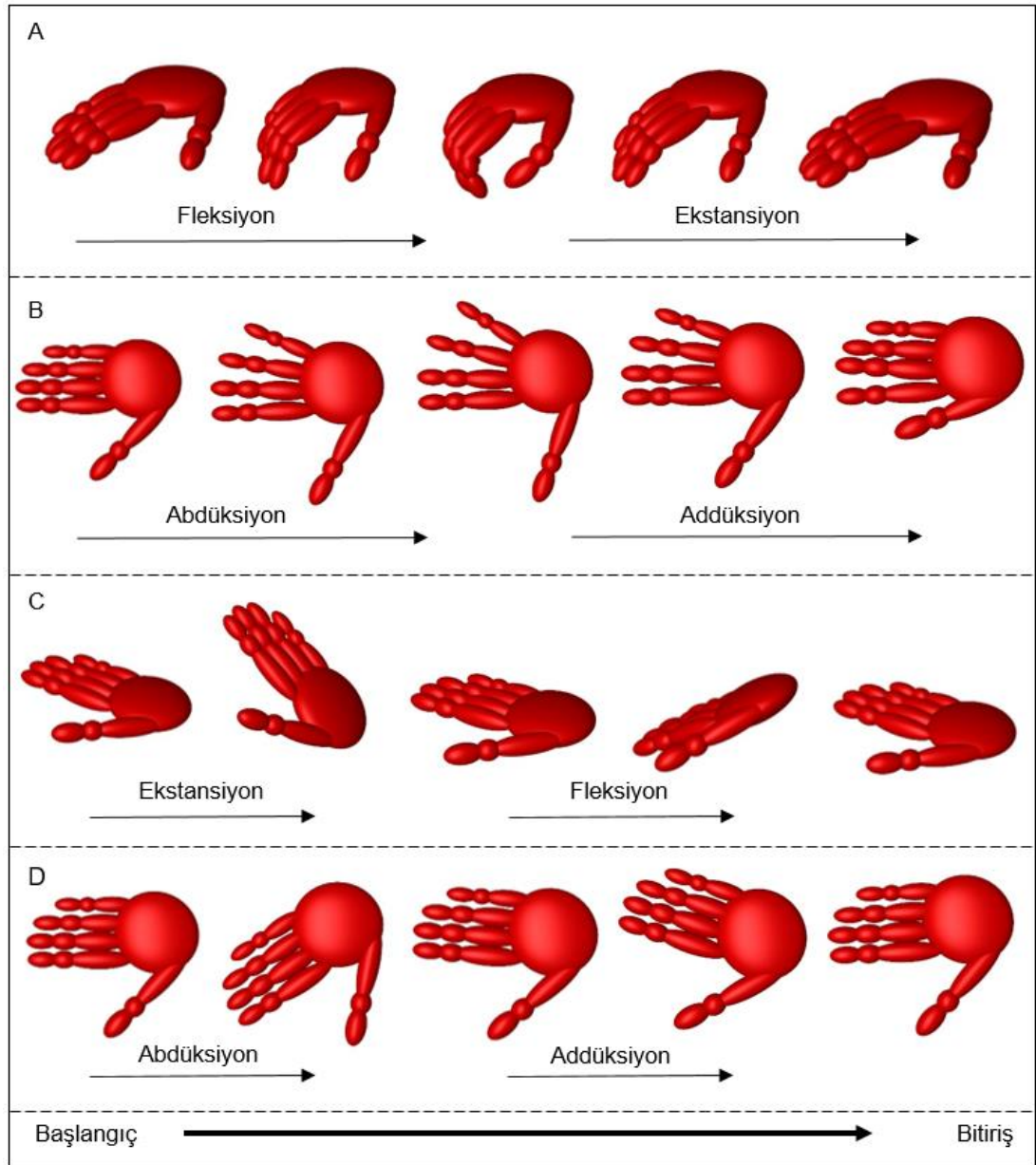
Eklemelere ait yer değiştirme verileri belirlendikten sonra hareketlerin SimMechanics ortamında simülasyonu yapılmıştır. Simülasyonlar sonucunda SimMechanics araçları yardımıyla eklem momentleri hesaplanmıştır. Simülasyon işlemleri ters dinamik yöntem kullanılarak yapılmıştır. Simülasyon işlemleriyle ilgili diğer ayarlara Tablo 3.4.'de yer verilmiştir. Şekil 3.8.'de parmak ve el bileği hareketlerinin SimMechanics ortamında yapılan simülasyonları görölmektedir.

Tablo 3.4. SimMechanics ortamında yapılan simülasyonların ayar ve parametreleri

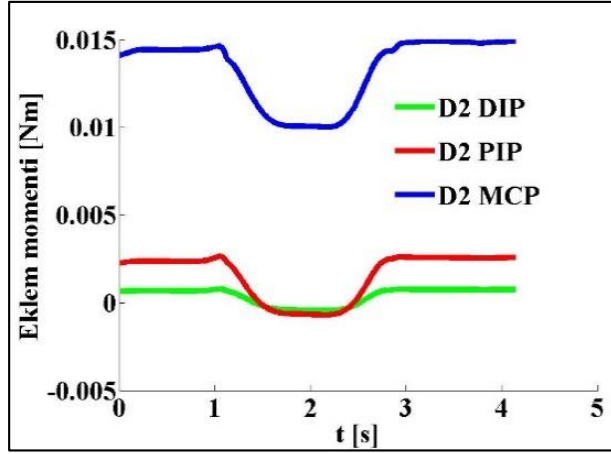
Yer çekimi vektörü [m/s <sup>2</sup> ]	[0 -9,81 0]
Analiz modu	Inverse Dynamics (Ters dinamik)
Simülasyon süreleri [s]	4,1; 2,7; 7,8
Çözücü türü	Fixed-step
Çözücü	Discrete (no continuous state)
Joint actuator	Veri: From workspace Değişken formatı: Structure [ $\theta$ , $\dot{\theta}$ , $\ddot{\theta}$ ]
Joint sensor	Ölçüm: Reaksiyon momenti Ölçülen yer: Base (revolute joint)

Simülasyonlar sonucunda hesaplanan parmak ve bilek eklemlerinin momentleri Şekil 3.9., Şekil 3.10. ve Şekil 3.11.'de yer almaktadır. Şekil 3.9.'daki grafikte silindirik kavrama hareketi sırasında işaret parmağı eklemlerinde meydana gelen moment değişimleri görölmektedir. Bu hareket sırasında en büyük eklem momentleri 0,0149 Nm ile MCP eklemde meydana gelmektedir. DIP ve PIP eklemlerindeki momentler MCP eklemdeki momente kıyasla çok küçüktür. Bu beklenen bir durumdur; çünkü MCP eklemi tüm parmağın ağırlığını taşımakta ve hareketini sağlamaktadır. Yer çekimi kuvveti, parmakların fleksiyonuna katkı sağlamaktadır. Böylece parmaklar fleksiyon hareketi yaparken eklem momentleri azalmaktadır. Silindirik kavrama hareketi için diğer parmaklardaki moment değişimleri de işaret parmağına benzer bir dağılım sergilemektedir. Şekil 3.10.'daki grafikte abdüksiyon / addüksiyon hareketini gerçekleştiren eklemlerin moment değişimleri yer almaktadır. Parmakların abdüksiyon / addüksiyon hareketi sırasında en büyük eklem momentleri 0,022 Nm ile

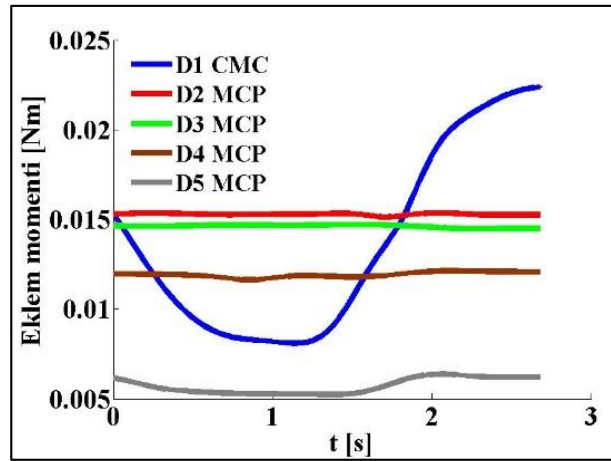
CMC ekleminde oluşmaktadır. Şekil 3.11.'de bilek ekleminin fleksiyon / ekstansiyon ve abdüksiyon / addüksiyon hareketleri sırasında hesaplanan momentleri gösterilmiştir. Bilek ekleminde meydana gelen en büyük moment 0,225 Nm ile fleksiyon / ekstansiyon hareketinde ortaya çıkmaktadır. Abdüksiyon / addüksiyon hareketinde ise maksimum 0,218 Nm moment meydana gelmektedir. Parmaklar ve el bileği için incelenen dört farklı hareket sonucunda hesaplanan en büyük eklem momentleri Tablo 3.5.'de özetlenmiştir.



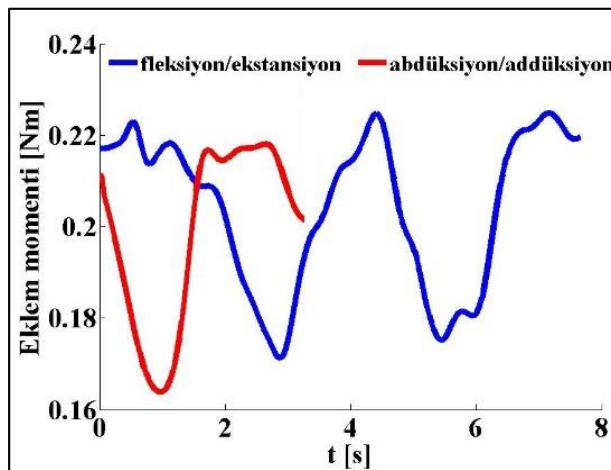
Şekil 3.8. Simülasyon görüntüleri. A; Silindirik kavrama, B; parmakların abdüksiyon / addüksiyonu, C; bileğin ekstansiyon / fleksiyonu, D; bileği abdüksiyon / addüksiyonu



Şekil 3.9. İşaret parmağının SimMechanics simülasyonu sonucunda hesaplanan moment grafiği



Şekil 3.10. Parmakların abdüksiyon / addüksiyon hareketinin SimMechanics ortamında yapılan simülasyonu sonucu hesaplanan momentler



Şekil 3.11. Bilek hareketlerinin SimMechanics simülasyonu sonucu hesaplanan eklem momentleri



Tablo 3.5. Parmak eklemleri ve el bileği için hesaplanan en büyük moment değerleri

Segment/Eklem		Maksimum eklem momenti [Nm]	
		Fleksiyon/Ekstansiyon	Abdüksiyon/Addüksiyon
D1	IP	0,0014	0,0017
	MCP	0,0036	0,0046
	CMC	0,0175	0,0224
D2	DIP	0,000785	0,000814
	PIP	0,0027	0,0028
	MCP	0,0149	0,0154
D3	DIP	0,000798	0,000818
	PIP	0,0032	0,0033
	MCP	0,0143	0,0147
D4	DIP	0,000749	0,000765
	PIP	0,0027	0,0027
	MCP	0,0117	0,0121
D5	DIP	0,000512	0,000547
	PIP	0,0014	0,0016
	MCP	0,0061	0,0064
Bilek		0,225	0,218

## **BÖLÜM 4. CİHAZIN KAVRAMSAL TASARIMI**

Bölüm 2.'de bahsedilen önceki çalışmalar ve patent araştırması sonucunda cihazın genel prensipleri belirlenmişti. Bu bölümde geliştirilen rehabilitasyon cihazının tasarımında izlenen sistematik yaklaşımdan bahsedilmektedir. Orijinal bir ürün geliştirmenin en büyük zorluklarından biri, en uygun çözüme giden yolu bulma işlemidir. Pahl ve ark. (2007) tarafından önerilen sistematik yaklaşım, tasarım işlemini sadece sezgisel ve tecrübeye dayalı süreçler olmaktan çıkarıp sistematik temelli bir zemine oturtmaktadır. Tez çalışması kapsamında geliştirilen cihaz için sistematik tasarım yaklaşımı uygun görülmüştür.

### **4.1. Tasarım Şartnamesi**

İyi bir tasarım çözümünün üç önemli özelliği bulunmaktadır. Bunlar açıklık, basitlik ve emniyettir (Pahl ve ark., 2007). Pahl ve ark. (2007) tarafından önerilen sistematik yaklaşıma göre tasarım işlemi ihtiyaç listesi ile başlamaktadır. El kaslarının egzersize dayalı rehabilitasyonunda kullanılacak bir cihazın sahip olması gereken özellikler Tablo 4.1.'deki gibi belirlenmiştir. Ayrıca bu özellikler belirlenirken rehabilitasyon mühendisliği açısından yardımcı teknolojilerin tasarımında dikkat edilmesi gerekenler de göz önünde bulundurulmuştur (Batavia vd., 1990). Tablo 4.1.'de belirtilen ihtiyaçlar (İ), egzersiz cihazının mutlaka karşılamak zorunda olduğu özelliklerdir. Arzular (A) ise cihazda bulunabilecek ikinci derecede özellikleri ifade etmektedir. Başka bir ifade ile ihtiyaç olarak belirtilen bir özelliğin mutlaka karşılanması beklenirken, arzu olarak belirtilen özelliğin karşılanması isteğe bağlıdır.

Cihazın karşılaması beklenen geometrik özelliklere bakıldığında farklı kişilerin el ölçülerine uygunluk, kolay giyilme ve taşınabilirlik özellikleri öne çıkmaktadır. Cihazı yetişkin bireyler kullanacağından farklı antropometrik özelliklerdeki bireylerin eline

uygun nitelikte olması beklenmektedir. Kinematik ve kuvvet özellikleri açısından ele alındığında sistemin nispeten düşük serbestlik derecesine sahip olması beklenmektedir. Yüksek serbestlik derecesinin getirmiş olduğu zorluklar Bölüm 2.'de vurgulanmıştır. Ayrıca sistemin pasif (hasta katılımı olmayan) ve aktif (hasta katılımı ile birlikte) egzersizlere olanak sağlanması istenmektedir. Ev ortamında kullanılabilen bir sistem olması gerektiğinden elektrik enerji ile çalışması bir gerekliliktir. Bunların yanı sıra cihazın güvenlik açısından beklentileri karşılaması ve rekabetçi bir ürüne dönüşebilmesi için imalat maliyetinin düşük olması beklenmektedir.

Tablo 4.1. El rehabilitasyon cihazı için ihtiyaç listesi. İ; ihtiyaç; A; arzu edilen

Tasarım şartnamesi			
<u>1. Geometrik özellikler</u>	İ/A	<u>4. Malzeme</u>	İ/A
- Her yetişkin kullanıcının antropometrik özelliklerine uygunluk	İ	- Cilde uygunluk	İ
- Ele kolayca giyilip çıkarılma	İ	- Oda sıcaklığında çalışma	İ
- Hafiflik	İ	- Dayanıklılık	İ
- Başkasının yardımına gerek duyulmadan kullanım	A	- Geri dönüşüm özelliği	A
- Taşınabilirlik	İ	<u>5. Güvenlik</u>	
- Ev ortamında kullanılabilirlik	İ	- Kullanıcı güvenliği	İ
- Ergonomiklik	İ	- Cihaz güvenliği	İ
<u>2. Kinematik ve kuvvetler</u>		<u>6. Maliyet</u>	
- Düşük serbestlik derecesi	A	- Rekabetçi olma	İ
- El eklemlerinde minimum kesme kuvveti	İ	<u>7. Kontrol ve işletim</u>	
- Aktif ve pasif egzersizler sağlamak	İ	Montaj kolaylığı	A
<u>3. Enerji gereksinimi</u>		Anlaşılır göstergeler	İ
- Elektrik enerjisi ile çalışma	İ	Konum ve kuvvet kontrolü	İ
- Düşük gerilim	A		

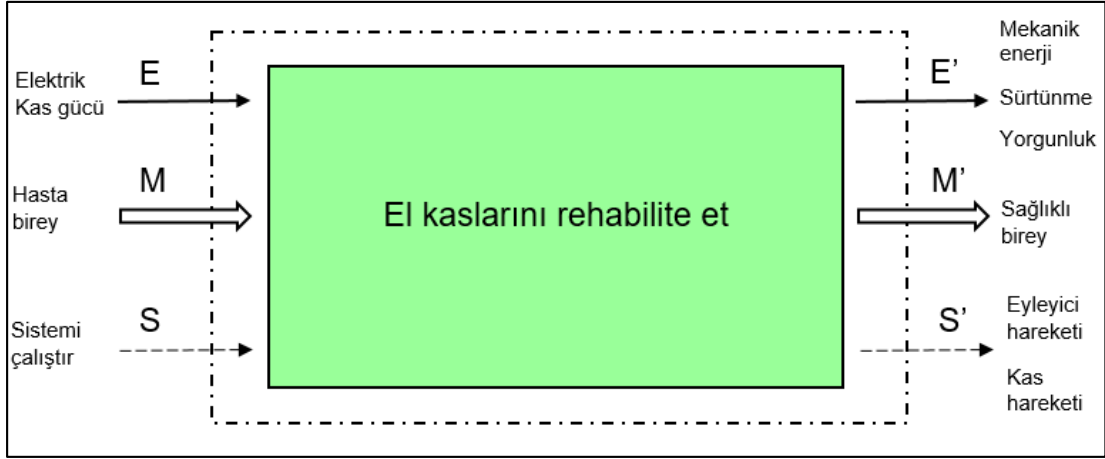
Mühendislik tasarımında tasarım şartnamesi hazırlandıktan sonra problemler tanımlanır ve bunlara uygun fonksiyon yapıları geliştirilerek çözüm prensipleri belirlenir. İlerleyen bölümlerde geliştirilen rehabilitasyon cihazına uygun fonksiyonlar ve çözümler yer almaktadır.

## 4.2. Fonksiyon Yapıları Belirleme

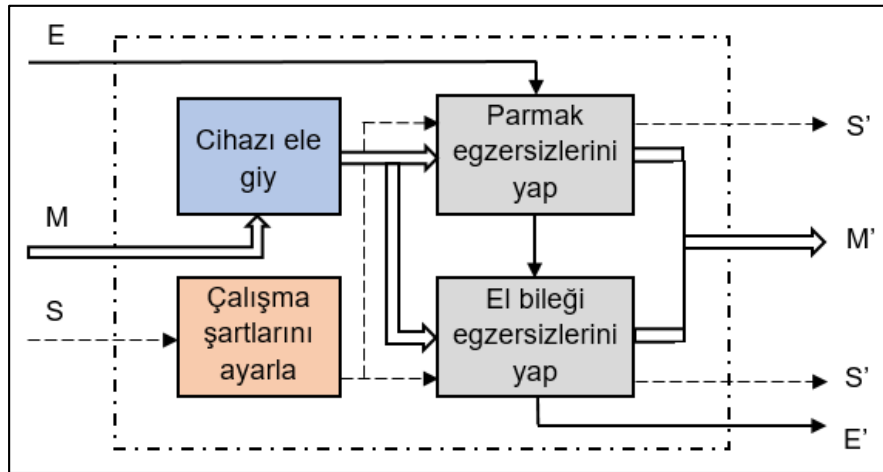
Tasarım işleminde fonksiyon kavramı, tasarlanacak olan sistemin girdi ve çıktıları arasında ilişki olarak tanımlanabilir. Bir sistemin tüm fonksiyonu, şartname ihtiyaçlarının genel ifadelerle indirgenmesi ile tanımlanabilir. Büyük veya karmaşık bir tasarım probleminde tüm fonksiyonun alt fonksiyonlara ayrılması çözüm arama işlemini kolaylaştırmaktadır (Pahl ve ark., 2007).

Tasarım şartnamesi doğrultusunda geliştirilen el rehabilitasyon cihazının tüm fonksiyonu Şekil 4.1.'deki gibi ifade edilebilir. Burada eksen çizgileri ile sistemin sınırları ifade edilmektedir. E, sistemin enerji girdisini; E', ise enerji çıktısını göstermektedir. Geliştirilen rehabilitasyon cihazının enerji girdisi elektrik enerjisi ve kas gücünden meydana gelmektedir. Cihaz, hem pasif hem de aktif egzersizlere olanak sağlayacağından kullanıcının kas gücü de enerjisi girdisi olarak ifade edilebilir. Elektrik enerjisi, cihazın eyleyicileri vasıtasıyla mekanik enerjiye dönüştürülecektir. Bu sırada sürtünme kayıpları meydana gelebilir. Ayrıca kullanıcı kendi kas gücüyle cihazı tahrik ettiğinde kaslarında egzersize bağlı yorgunluk oluşabilir. Materyal girdisi (M) hasta birey, materyal çıktısı (M') ise rehabilite edilmiş sağlıklı bireydir. Sinyal girdisi (S) kontrol birimi vasıtasıyla sistemin çalıştırılmasını, sinyal çıktısı (S') eyleyicilerin hareketini ve kas aktivasyonunu ifade etmektedir.

Tüm fonksiyon sistemin genel işlevini belirttiği için sistemin ayrıntısı alt fonksiyonlar aracılığıyla belirtilebilir. Tez çalışması kapsamında geliştirilen cihaz için alt fonksiyonlar; cihazın ele giyilmesi, parmak egzersizlerinin yapılması, el bileği egzersizlerinin yapılması ve cihazın çalışma parametrelerinin ayarlanması şeklinde belirlenmiştir. Şekil 4.2.'de, belirlenen alt fonksiyonların fonksiyon yapısına dönüştürülmesi görülmektedir.



Şekil 4.1. El rehabilitasyon cihazına ait tüm fonksiyon



Şekil 4.2. El rehabilitasyon cihazına ait alt fonksiyonlar

Cihazın, başkasının yardımına gerek duyulmadan ele giyilebilir olması beklenmektedir. Bu doğrultuda cihazın ele giyilen kısmının ya alt yüzü ya da üst yüzü açıkta bırakılarak cihazın ele giyilmesi kolaylaştırılabilir. Böylece farklı hastalıklara veya el problemlerine sahip kişiler sadece tek bir ellerini kullanarak cihazı giyebilirler. Ayrıca geliştirilen cihazın farklı antropometrik özelliklerdeki yetişkinlerin ellerine uygun olması istenmektedir. Bu amaçla cihazın ele giyilen kısmı farklı beden ölçülerinde (küçük, orta, büyük gibi) üretilebilir veya kişiye tam olarak uyan bir cihaz geliştirebilmek için her hastaya özel olarak cihaz üretilebilir. Bu işlem, hastanın eli üzerinden belirli ölçümler alındıktan sonra buna uygun olarak 3 boyutlu baskı teknolojisi ile parça imalatı şeklinde yapılabilir. İlaveten cihazın el ve ön kol bölgesiyle olan bağlantısı ayarlanabilir özellikle olabilir veya cihazın bu bölümü farklı

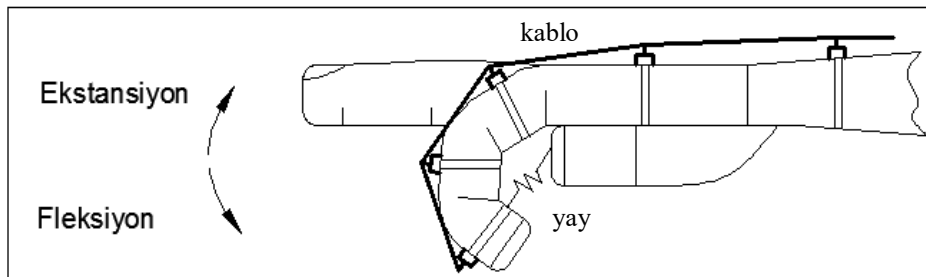
ölçülerde üretilebilir. Çalışma şartlarının ayarlanması işlemi için mikrodenetleyici temelli bir elektronik kontrol ünitesi geliştirilebilir.

Cihazın en özgün unsuru, parmak ve el bileği egzersizlerini gerçekleştiren kuvvet ve hareket aktarım sistemidir. Sonraki bölümde parmak ve el bileği egzersizleri için önerilen tasarım çözümünden bahsedilmektedir.

### 4.3. Parmak ve El Bileği Egzersizleri İçin Tasarım Çözümleri

Geliştirilen sistemin egzersiz hareketlerini genel olarak kablo ve yay temelli bir sistemle gerçekleştirmesi Bölüm 2.'de kararlaştırılmıştı. Parmak eklemlerinin hareketleri abdüksiyon-addüksiyon, ekstansiyon-fleksiyon ve rotasyon şeklinde gerçekleşebilir. Ancak tendonların ve kasların bağlanma biçimleri parmakların, bu hareketlerin her birini bağımsız olarak yapabilmelerini engeller. Örneğin kalan diğer tüm parmaklar ekstansiyon durumunda olacak şekilde sabitlendiğinde, başparmak tüm hareketleri gerçekleştirebilirken yüzük parmağı ise sadece metakarpofalangeal eklem ve proksimal interfalangeal eklem üzerinden ekstansiyon-fleksiyon hareketini sınırlı bir eklem açıklığında gerçekleştirebilir (Nordin ve Frankel, 2012).

Elin en önemli işlevlerden olan tutma ve kavrama, parmakların birlikte fleksiyonu ile mümkün olmaktadır. Dolayısıyla el egzersizleri için en uygun görülen hareket ekstansiyon ve fleksiyon olarak gözükmektedir. Ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri için düşünülen sistem Şekil 4.3.'de yer almaktadır.

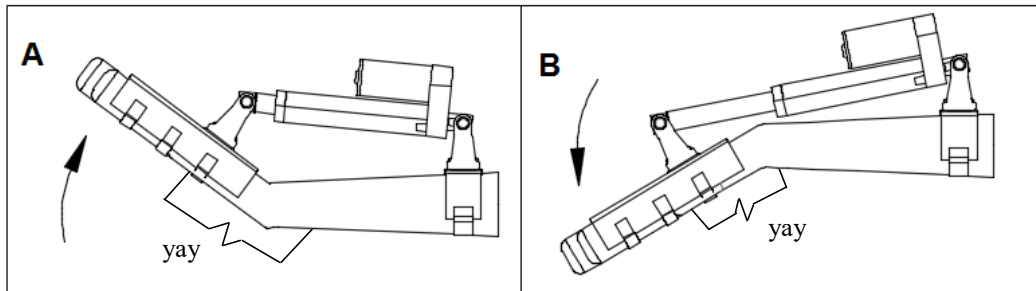


Şekil 4.3. Parmak egzersizleri için önerilen sistem

Kablo ve yay temelli sistem ile parmaklara ekstansiyon / fleksiyon egzersizleri

yaptırılabilir. Yay sisteminin yerleşimi, elin palmar yüzüne yapılabileceği gibi elin dorsal yüzüne de yapılabilir. Bu sistemde yay özelliği gösteren farklı elemanlar kullanılabilir (örneğin; basma yayları, çekme yayları, şerit yaylar, elastik kordonlar vb.). Yay ve kablo sisteminin bir eyleyici ile tahrik edilmesi düşünülmektedir. Eyleyici, doğrusal veya dairesel hareket yapabilir. Fleksiyon veya ekstansiyon hareketleri sistemde kullanılan eyleyici kuvveti ve yay kuvveti sayesinde gerçekleştirilebilir.

Parmak egzersizlerinin yanı sıra cihazdan beklenen diğer özellik, el bileği egzersizlerini gerçekleştirebilecek yapıda olmasıdır. El bileğini oluşturan yapılar, iki düzlemde harekete izin verirler. Bunlardan birincisi sagittal düzlemdeki ekstansiyon-fleksiyon, ikincisi ise frontal düzlemdeki radial-ulnar deviasyon (abdüksiyon-addüksiyon) hareketleridir. Ayrıca bu iki hareketin kombinasyonu da mümkündür (Nordin ve Frankel, 2012). Ancak el bileğinin sagittal düzlemdeki eklem açıklığı frontal düzlemdekine oranla çok daha fazladır. Bununla birlikte, önerilen cihazın basit bir yapıda olabilmesi için sadece ekstansiyon ve fleksiyon egzersizlerinin sağlanması yeterli görülmüştür. El bileği egzersizlerine yönelik tasarım çözümü Şekil 4.4.'de görülmektedir.



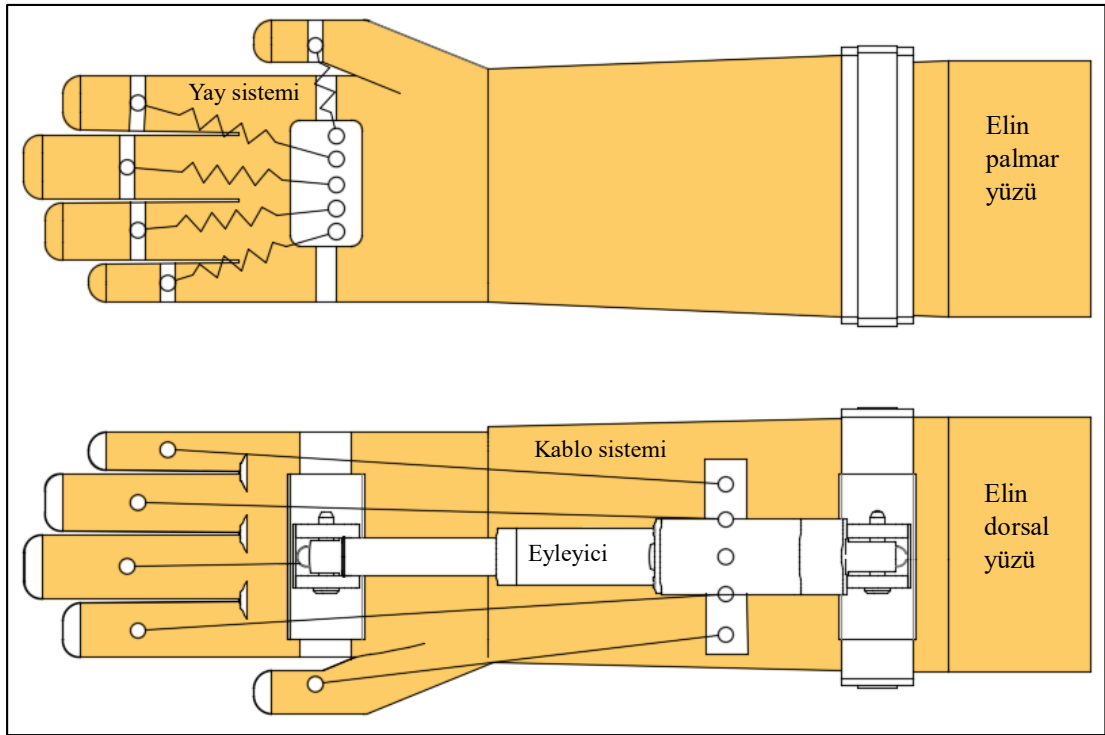
Şekil 4.4. El bileği egzersizleri için önerilen çözüm. A; ekstansiyon, B; fleksiyon

El bileği ve parmak egzersizlerinin aynı eyleyici ile yapılması planlanmaktadır. Dolayısıyla eyleyici bağlantısı el bileği ve parmaklar arasında değiştirilebilir özellikte olmalıdır. El bileği egzersizlerini gerçekleştiren sistemdeki hareket aktarımında da yay temelli bir yapı ile sağlanması kararlaştırılmıştır. Böylece tüm egzersizler tek bir eyleyici ile gerçekleştirilebilecektir. Bu durum cihazın basit bir yapıya sahip olması açısından önem arz etmektedir. Şekil 4.4.'de görülen sistemde el bileğinin ekstansiyon

hareketi eyleyici kuvveti ile sağlanırken fleksiyon hareketi yay kuvveti sağlanmaktadır. Bunun tam tersi bir durum da söz konusu olabilir.

#### 4.4. Önerilen Genel Tasarım Çözümleri

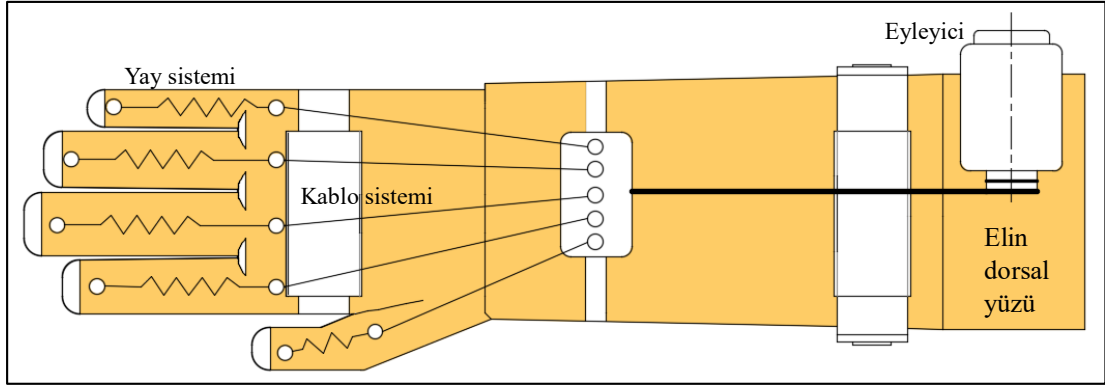
Parmak ve el bileği için önerilen kuvvet ve hareket aktarım sistemleri dikkate alınarak Şekil 4.5., Şekil 4.6. ve Şekil 4.7.'deki gibi tasarım çözümleri önerilmiştir. Şekil 4.5.'de görülen tasarım çözümü 1'de yay sistemi elin palmar yüzüne, kablo sistemi elin dorsal yüzüne yerleştirilmiştir. Fleksiyon / ekstansiyon egzersizleri için gerekli kuvveti sağlayacak olan eyleyici, elin dorsal yüzüne konumlandırılmıştır. Bu çözüm önerisinde parmaklar başlangıçta fleksiyon konumundadır.



Şekil 4.5. Tasarım çözümü 1

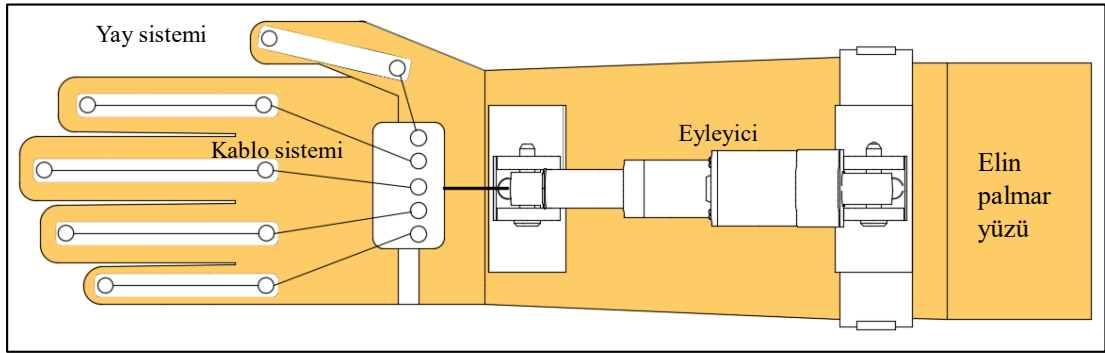
Şekil 4.6.'da tasarım çözümü 2 yer almaktadır. Burada yay sistemi, kablo sistemi ve eyleyici elin dorsal yüzüne yerleştirilmiştir. Bu çözümde parmakların hareketi fleksiyon konumundan ekstansiyon konumuna doğru olmaktadır.





Şekil 4.6. Tasarım çözümü 2

Şekil 4.7.'de üçüncü çözüm önerisi görülmektedir. Tasarım çözümü 3'de yay sistemi, kablo sistemi ve eyleyici elin palmar yüzüne yerleştirilmiştir. Burada parmaklar başlangıçta ekstansiyon konumundadır.



Şekil 4.7. Tasarım çözümü 3

Her üç tasarım çözümünde de eyleyici olarak doğrusal veya dairesel hareket yapan eyleyiciler tercih edilebilir. Ancak eyleyiciler elektrik enerjisi ile çalışmalıdırlar. Yay sisteminde, yay özelliği gösteren her türlü bileşen kullanılabilir. Kablo sisteminde ise polimer, metal veya tekstil malzemelerinden üretilmiş ürünler kullanılabilir. Parmak egzersizleri için önerilen çözümler, benzer şekilde el bileği egzersizleri için de uygulanabilir.

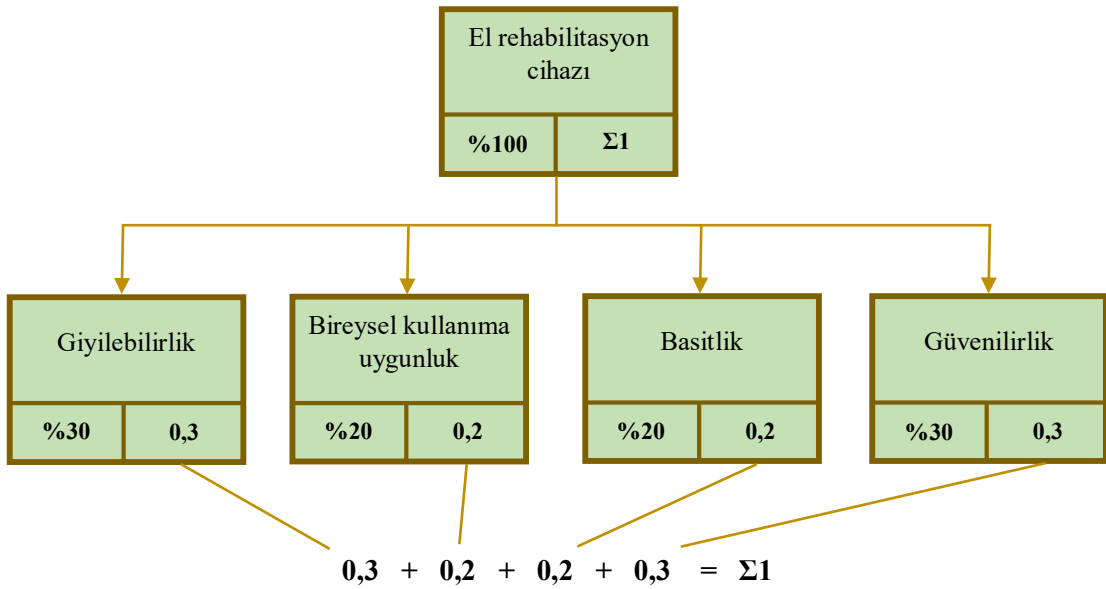
#### 4.5. Önerilen Çözümlerin Değerlendirilmesi

Önerilen çözümlerden hangisinin daha iyi bir çözüm olabileceğini belirlemek için değerlendirme işlemi yapılmıştır. Bu doğrultuda, tasarım şartnamesinde belirtilen

özellikler dikkate alınarak değerlendirme ölçütleri belirlenmiştir. Parmak ve el bileği egzersizleri açısından bakıldığında her üç tasarım çözümünün işlevsel olacağı düşünülmektedir. Egzersiz işlemi cihazın en temel fonksiyonu olduğundan, önerilen her sistemin bu fonksiyonu tam olarak karşılaması gerekmektedir. İlâveten, egzersiz hareketlerini sağlayacak sistemin belirlenmesi, literatür ve patent araştırması sonucunda gerçekleşmiştir. Dolayısıyla değerlendirme ölçütleri belirlenirken tasarım şartnamesinde yer alan diğer özellikler dikkate alınmıştır. Belirlenen ölçütler; giyilebilirlik, bireysel kullanıma uygunluk, basitlik ve güvenilirlik şeklindedir. Bu ölçütleri karşılayan bir cihazdan beklenenler aşağıda açıklanmıştır.

- **Giyilebilirlik:** Bu ölçüt cihazın ele giyilebilirliğinin göstergesidir. Bu özelliği yüksek olan bir cihazın ele kolayca giyilmesi gerekmektedir. Ters durumda - yani bu özelliğin düşük olması durumunda- cihazın ele giyilmesi nispeten daha zordur.
- **Bireysel kullanıma uygunluk:** Bu ölçüt, cihazın başkasının yardımına gerek duyulmadan da kullanılabilir olduğunu göstermektedir. Bireysel kullanıma uygunluk özelliği yüksek olan bir cihazı hasta kendi başına kullanabilir. Bu durum, hastanın sadece tek bir elinde fonksiyon kaybı olduğunda geçerlidir. Her iki elde birden fonksiyon kaybı olması durumunda bireysel kullanıma uygunluk ölçütü karşılanamaz.
- **Basitlik:** Bu ölçüt; cihazdaki bileşen (parça) sayısı, serbestlik derecesi, montaj işlemi ve kontrol işlemi ile ilgili bir göstergedir. Basitlik özelliği yüksek olan bir cihazın az sayıda parçadan oluşması, serbestlik derecesinin minimum olması, montaj ve kontrol işlemlerinin kolay olması beklenmektedir.
- **Güvenilirlik:** Bu ölçüt kullanıcı güvenliği ve cihaz güvenliğinin bir göstergesidir. Bir el rehabilitasyon cihazının güvenilirlik özelliğinin en yüksek seviyede olması beklenmektedir. Kullanıcı güvenliği yüksek bir cihazda, her türlü emniyet tedbirlerinin alınmış olması ve egzersiz hareketleri esnasında istenmeyen kesme kuvvetlerinin minimum düzeyde tutulması gerekmektedir. Cihaz güvenliği yüksek bir sistemin dayanıklı olması ve arızaya sebep olmaması beklenmektedir.

Değerlendirme işleminin nicel olarak yapılabilmesi için bir amaçlar ağacı oluşturulmuştur. Şekil 4.8.'de değerlendirme ölçütlerini gösteren amaçlar ağacı yer almaktadır. Burada belirlenen ölçütler, geliştirilen cihazdaki önemlerine göre yüzdelik olarak ağırlıklandırılmıştır. Giyilebilirlik ve güvenilirlik ölçütlerinin diğerlerine göre biraz daha büyük öneme sahip olduğu düşünülmektedir. Dolayısıyla bu iki ölçütün ağırlığı %30'ar olarak belirlenmiştir. Bireysel kullanıma uygunluk ve basitlik ölçütlerinin ağırlığı da %20'şer olarak kararlaştırılmıştır.



Şekil 4.8. Belirlenen ölçütler için amaçlar ağacı

Önerilen tasarım çözümlerinin değerlendirilmesi amacıyla her bir tasarımın ölçütleri karşılama durumu 0 - 4 arasında aldıkları puanlarla (değerler) ölçülmüştür. Bu puanların Alman Mühendisler Birliği (VDI) tarafından hazırlanan VDI 2225 (Pahl ve ark., 2007) rehberindeki karşılıklarına aşağıda yer verilmiştir (Borille ve ark., 2010).

- 0: Yetersiz çözüm.
- 1: Orta düzey çözüm.
- 2: Uygun çözüm.
- 3: İyi çözüm.
- 4: Çok iyi çözüm.

Burada, yetersiz çözüm kullanıcıya hiç faydası olmayan veya çok az faydası olan ve yapısal eksikliği bulunan durumu ifade eder. Orta düzey çözüm, kullanıcıya faydası olan ancak buna rağmen yapısal eksikliği bulunan durumu; uygun çözüm ise bir takım eksiklikleri olmasına rağmen gerekli yapısal duruma sahip ve faydalı bir çözümü ifade eder. İyi çözüm, yapısal açıdan sorunsuz ve kullanıcı için elverişli bir çözümdür. Çok iyi çözüm, üstün seviyede ve neredeyse ideal bir çözümü ifade eder (Birch ve ark., 2012).

Her bir tasarım çözümün değerlendirme işlemi sonucundaki toplam puanları Tablo 4.2.'deki değerlendirme diyagramında görülmektedir. Tasarımların ölçüt ağırlıkları ( $w$ ), ölçütün amaçlar ağacında belirlenen yüzdelik ağırlığı (oran) ile değer analizi puanı (değer) çarpılarak hesaplanmıştır. Daha sonra her bir ölçüt için hesaplanan ağırlıklar toplanarak tasarımın toplam ağırlık değeri ( $\Sigma w$ ) bulunmuştur.

Tablo 4.2. Değerlendirme diyagramı

Değer Analizi	Tasarım Çözümü 1		Tasarım Çözümü 2		Tasarım Çözümü 3		
	Oran	Değer	w	Değer	w	Değer	w
Giyilebilirlik	0,3	1	0,3	2	0,6	3	0,9
Bireysel kullanıma uygunluk	0,2	1	0,2	2	0,4	2	0,4
Basitlik	0,2	2	0,4	3	0,6	3	0,6
Güvenilirlik	0,3	3	0,9	3	0,9	3	0,9
	$\Sigma=1$		$\Sigma w=1,8$		$\Sigma w=2,5$		$\Sigma w=2,8$

Yukarıdaki değerlendirme diyagramında görüldüğü üzere belirlenen ölçütler göz önüne alındığında en yüksek toplam puanı tasarım çözümü 3 elde etmiştir. Tasarım çözümü 2'nin toplam puanı tasarım çözümü 3'e yakındır. Toplam puanlara bakıldığında en zayıf çözümün 1 numaralı tasarım olduğu görülmektedir. Özellikle

giyilebilirlik ölçütünü karşılama bakımından tasarım çözümü 1'in diğer çözümlere göre dezavantajlı olduğu görülmektedir.

Değerlendirme işlemi sonucunda tasarım çözümü 1'in beklenen özellikleri karşılamaktan nispeten uzak olduğu görülmektedir. Ancak 1 numaralı çözümün, parmak ve el bileği egzersizleri açısından uygun olup olmadığını görebilmek için sistemin fiziksel yapısı üzerinde incelemeler yapmak gerekir. Eğer 1 numaralı çözüm prensibi kullanılarak geliştirilen cihaz ile etkin bir egzersiz sağlanabilirse, sistemin diğer dezavantajları tekrar gözden geçirilebilir. Dolayısıyla tasarım çözümü 1, tamamen göz ardı edilemez.

Bu bölümde sistematik bir yol izlenerek geliştirilen cihaz ile ilgili temel tasarım çözümleri belirlenmiştir. Sonraki bölümde önerilen çözümlerin ayrıntılı tasarım işlemleri yer almaktadır.

## **BÖLÜM 5. AYRINTILI TASARIM VE PROTOTİP İMALATI**

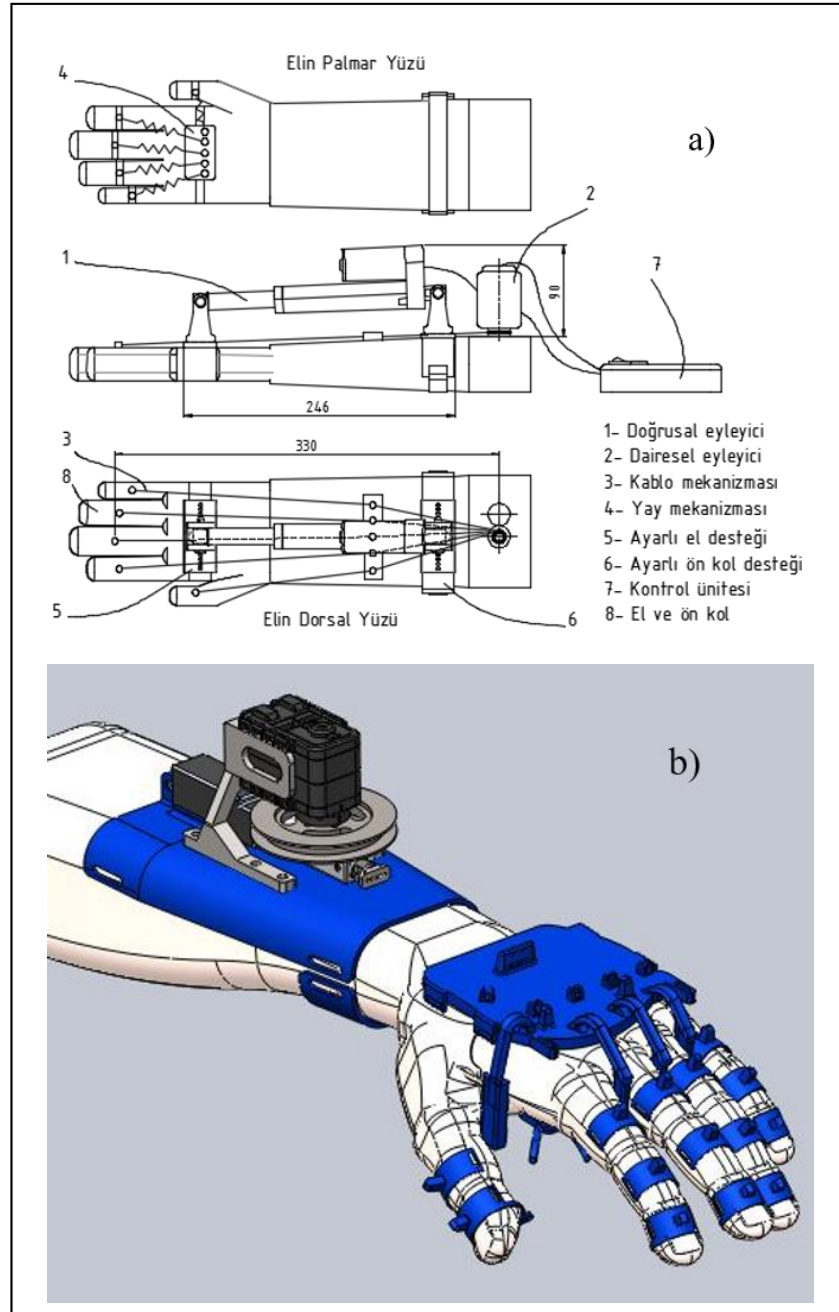
Geliştirilen cihazın tasarım şartnamesi, fonksiyon yapıları ve bunlara uygun çözümler bir önceki bölümünde ifade edilmişti. Tasarım için önemli parametrelerden biri olan eklem momentleri de Bölüm 3.'de belirlenmişti. Bu bölümde belirlenen tasarım çözümleri doğrultusunda parmak ve el bileği egzersizlerini gerçekleştiren sistemin ayrıntılarından ve prototip imalat işlemlerinden bahsedilmektedir. Tasarım ve imalat işlemleri yapılırken el bileği ve parmak egzersizleri ayrı ayrı ele alınmıştır. Parmak ve el bileği egzersizleri için önerilen sistemler nihai olarak tek bir cihaz üzerinde birleştirilebilir.

### **5.1. Tasarım Çözümü 1**

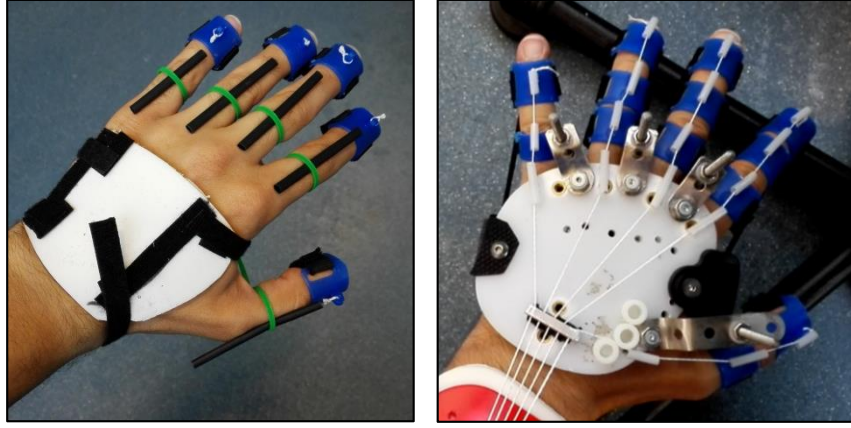
Tasarım çözüm 1, bundan sonra varyant 1 (V1) olarak isimlendirilecektir. V1'de cihazın bileşenleri elin hem palmar hem de dorsal yüzüne yerleştirilmektedir. Şekil 5.1.'de V1'in CAD yazılımında oluşturulmuş modeli yer almaktadır.

V1 için geliştirilen sistemde parmak hareketinin lineer eyleyici ve elastik kordon (yay özelliği gösteren bir tekstil malzemesi) sistemiyle sağlanması düşünülmektedir. Modelin prototipi üretilirken, öncelikle parmak hareketlerini gerçekleştiren sistemin üzerine odaklanılmıştır. Bunun için ilk olarak parmakları çekmek için kullanılacak yapı oluşturulmaya çalışılmıştır (Şekil 5.2.). Ardından parmakları fleksiyon konumunda tutmaya yarayacak sistem üzerinde denemeler yapılmıştır. Bu doğrultuda öncelikle yay özelliği olan elastik kordonlar denenmiştir (Şekil 5.3.). Elastik kordonlar avuç içi bölgesine yerleştirildiğinde, parmaklar tam ekstansiyon konumundayken kordonların son boyu başlangıç boyunun 2 - 3 katı uzunluğa kadar çıkmaktadır. Dolayısıyla bu durum çok büyük çekme kuvvetleri oluşturmaktadır. Sonuç olarak parmakları ekstansiyon konumuna getirmek için gerekli eyleyici kuvveti artmaktadır. Çekme

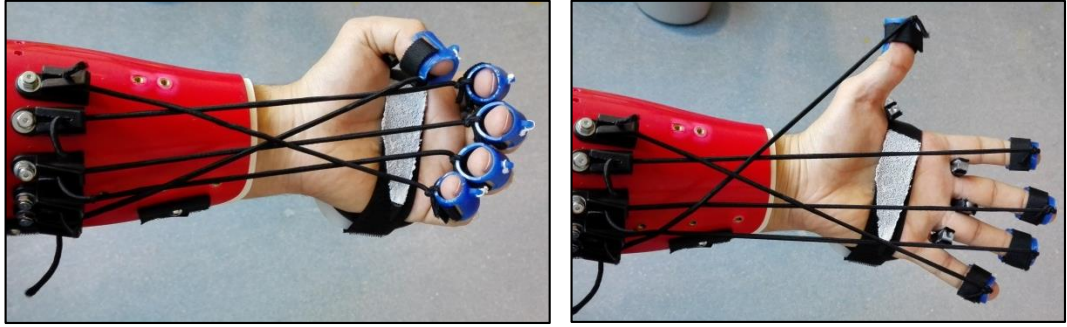
kuvvetlerini ve gereken eyleyici kuvvetini azaltmak için elastik kordonlar mümkün olduğunca uzağa (dirsek eklemine yakın bir yere) yerleştirilmiştir. Bu durum oluşan çekme kuvvetini azaltmıştır; ancak estetik açıdan pek de hoş olmayan bir görüntüye sebep olmuştur. Hem düşük bir çekme kuvveti oluşturmak hem de daha estetik bir tasarım ortaya koyabilmek için ya daha düşük direngenlikli kordonlar kullanılabilir ya da uygun çekme yayları tercih edilebilir.



Şekil 5.1. V1'in CAD modeli. a); cihazın bileşenleri, b); cihazın fiziksel yapısı



Şekil 5.2. Oluşturulacak çekme sistemi için yapılan denemeler



Şekil 5.3. Parmakları fleksiyon konumuna getirmek için kullanılan elastik kordonlar

Geliştirilen bu sistemin işlevsel olduğu düşünülmeyle birlikte, bileşenlerin elin sadece tek bir yüzüne yerleştirilmesiyle daha basit ve estetik açıdan daha uygun bir sistem geliştirilebileceği düşünülmektedir. Ayrıca V1 için geliştirilen bu sistem, giyilebilirlik ve bireysel kullanıma uygunluk ölçütleri açısından yeterli seviyede değildir.

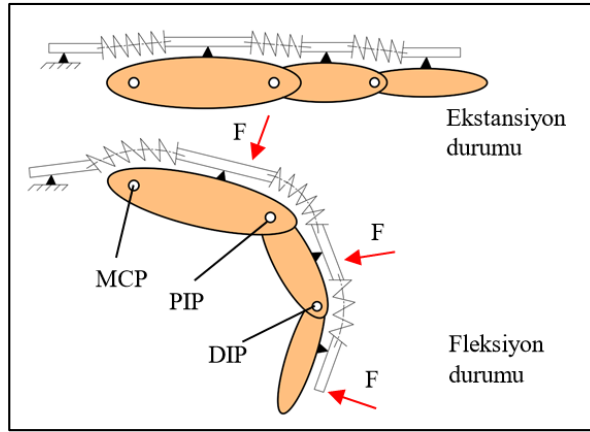
## 5.2. Tasarım Çözümü 2

Tasarım çözüm 2, bundan sonra varyant 2 (V2) olarak isimlendirilecektir. V2, cihazın tüm bileşenlerinin elin dorsal yüzüne yerleştirildiği bir çözüm önerisiydi. Burada parmakları başlangıçta fleksiyon konumunda tutacak bir yay sistemi geliştirilmesi gerekmektedir.

Elin dorsal yüzüne giyilecek sistem, parmaklar üzerindeki her bir ekleme bir yay gelecek şekilde tasarlanmıştır. Yaylar, parmakları başlangıçta fleksiyon konumunda

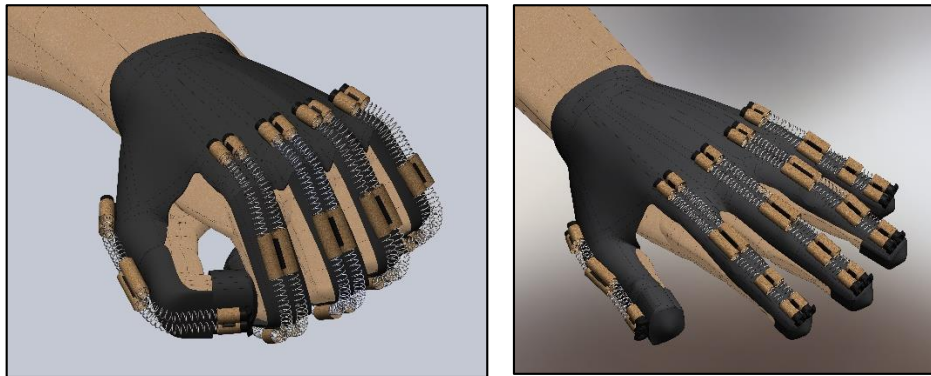


tutan bir kuvvet oluşturmaktadır. Yaylar, başparmak haricindeki parmakların MCP, PIP ve DIP eklemlerine; başparmakta ise MCP ve IP eklemlerine denk gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Yetişkin bir insan elinin antropometrik özellikleri dikkate alınarak parmakların her biri üzerine iki sıra yay yerleştirilmesi uygun bulunmuştur. Şekil 5.4.'de önerilen tasarımın kuvvet aktarım sistemi görülmektedir.



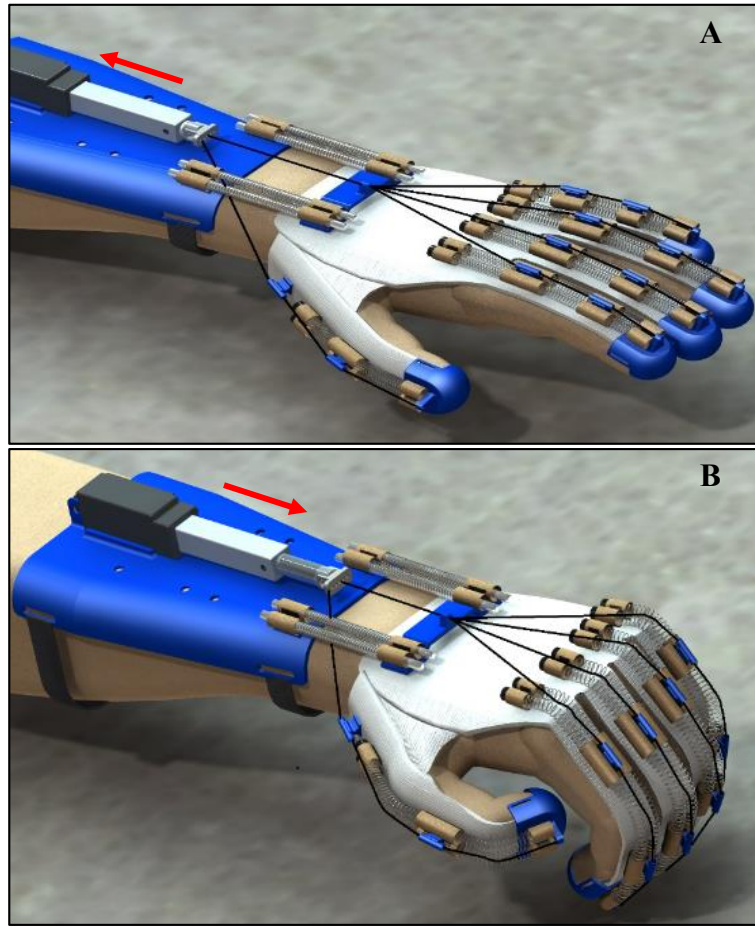
Şekil 5.4. Elin dorsal yüzüne yerleştirilecek kuvvet aktarım sistemi

Yay sistemi, deri malzemeden üretilmiş bir eldiven üzerine yerleştirilmiştir. Yaylar, birkaç farklı noktadan eldivene yapıştırılmıştır. Başlangıçta yay kuvveti ile fleksiyon konumunda bulunan parmakları ekstansiyon konumuna getirmek için bir eyleyici kuvvetinden faydalanılmaktadır. Bu eyleyici doğrusal veya dairesel hareket yapan bir eyleyici olabilir. Düşünülen eldiven sistemin CAD modeline Şekil 5.5.'de yer verilmiştir.



Şekil 5.5. Parmakları başlangıçta fleksiyon konumunda tutacak eldiven sistemi. Solda; fleksiyon konum, sağda; ekstansiyon konumu

Yukarıda bahsedilen sistemin ayrıntılı CAD modeli Şekil 5.6.'da görülmektedir. Burada bir doğrusal eyleyici tercih edilmiştir. Cihaz çalıştırıldığında eyleyiciye bağlı çekme kablosunun yay kuvvetini yenmesi sayesinde parmaklar fleksiyon konumundan ekstansiyon konumuna hareket eder (Şekil 5.6.A). Cihaz maksimum ekstansiyon konumuna geldikten sonra eyleyici pozitif hareketine (ileriye doğru hareket) başlar. Bu sırada kablo üzerindeki kuvvet yay kuvvetinin altında olacağından parmaklar, yay kuvvetinin etkisi ile tekrar fleksiyon konumuna geri döner (Şekil 5.6.B) Bu işlemler bir biri ardına tekrarlanarak parmaklara ekstansiyon / fleksiyon egzersizi yaptırılmış olur.



Şekil 5.6. Dorsal yüze giyilen cihaz ile parmak egzersizleri

Yukarıda görülen cihazın kontrol birimi vasıyasıyla eyleyicinin kurs boyu ayarlanarak eklem açıklığı artırılıp azaltılabilir. Rehabilitasyon sürecinin başlangıcında daha küçük açıklıkta egzersizler yapılırken, ilerleyen dönemlerde daha büyük eklem açıklığında egzersizler yapılabilir. Ayrıca eyleyicinin ürettiği kuvvet ayarlanabilmektedir.

Rehabilitasyon sürecinin ilerleyen dönemlerinde hastalar kaslarını kontrol edebilir hale geldiklerinde, cihazın uyguladığı kuvvet azaltılarak hastanın büyük oranda kendi kas gücüyle gerçekleştirdiği aktif egzersizler yapılabilir.

### 5.2.1. Uygun yayın seçimi ve şekillendirme yöntemi

V2 için önerilen sistemdeki en büyük zorluk parmakları başlangıçta fleksiyon konumunda tutabilecek bir yay sistemi geliştirmektir. Şekil 5.4.'deki gibi bir prensiple çalışan ticari bir yay mevcut değildir. Dolayısıyla önerilen sisteme uygun bir yayın ortaya çıkarılması gerekmektedir. Bunun için en uygun yöntemin ticari basma yaylarının yeniden şekillendirilmesi işlemi olduğu kararlaştırılmıştır. Standart olarak üretilen basma yaylarına bükme işlemi uygulanarak yayların gerekli fleksiyon kuvvetini üretmesi sağlanabilir.

Bir basma yayının doğrusal yer değiştirme sonucunda ürettiği kuvvet  $F_{yay(x)}$ , yay katsayısı  $k$  ve yer değiştirme miktarı  $x$ 'e bağlı olarak Denklem 5.1'deki gibi hesaplanabilir.

$$F_{yay(x)} = k \cdot x \quad (5.1)$$

Her bir parmak üzerindeki üçerli ( $n=3$ ) veya ikişerli ( $n=2$ ) sıra şeklindeki yaylar birbirine seri olarak, iki sıra halindeki yaylarda birbirlerine paralel olarak bağlanmıştır. Seri bağlı yayların toplam yay katsayısı  $k_{top}$  Denklem 5.2 ile, paralel bağlı yayların toplam yay katsayısı ise Denklem 5.3 ile hesaplanabilir.

$$\frac{1}{k_{top}} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{k_i} \quad (5.2)$$

$$k_{top} = \sum_{i=1}^n k_i \quad (5.3)$$

Ancak eldiven üzerindeki yayların parmak eklemleri üzerindeki kısımlarına bükme işlemi uygulanacağından, yaylar ekstansiyon / fleksiyon egzersizi sırasında hem doğrusal hem de açısal yer değiştirme yapmaktadır. Dolayısıyla yaylarda doğrusal kuvvetin yanı sıra radyal ve teğetsel yönlerde de kuvvet meydana gelmektedir. Bu kuvvetleri hesaplamak için gerekli radyal ve teğetsel yay katsayılarını teorik veya deneysel olarak belirlemek zor olduğundan uygun yayın seçimi farklı denemeler yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Parmakları fleksiyonda tutacak kuvvet, yayları bükerek sağlanacağından yayları bükme işlemi için pratik bir yol bulunmalıdır. Bu doğrultuda yaylar, eğrisel bir kılavuz parça üzerine geçirilerek ısı altında bükülmüştür. Bükme işleminin yanı sıra yay uzunluğunun da istenilen ölçülerde olması gerekmektedir. Bunun için yaylar ısı altında bükülmeden önce bir miktar sıkıştırılarak istenilen uzunlukta olmaları sağlanmıştır. Şekil 5.7.'de ticari bir basma yayının bükme işleminden önceki ve bükme işleminden sonraki yapısı yer almaktadır.



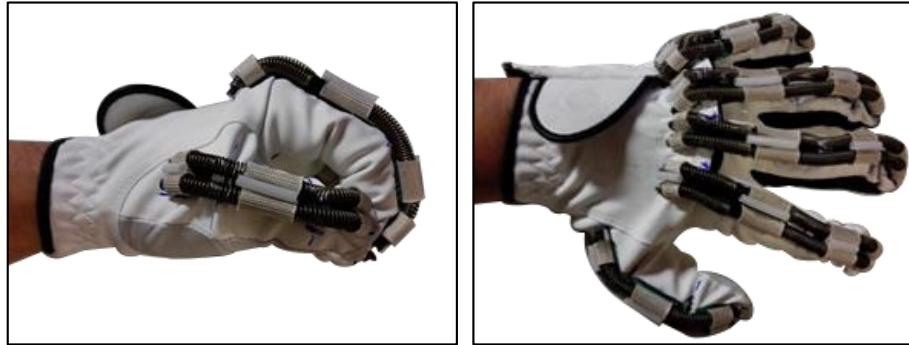
Şekil 5.7. Bükme işlemi uygulanmış bir ticari basma yayı

Deneme işlemleri, bükülen yayın eldiven üzerine farklı şekillerdeki yerleşiminin incelenmesi ile devam etmiştir. Yay sistemini elin dorsal yüzüne konumlandırabilmek için farklı denemeler yapılmıştır. Bükülmüş yayların eldiven üzerine yerleştirilmesine yönelik yapılan bazı denemelere Şekil 5.8.'de yer verilmiştir.



Şekil 5.8. Yayların eldiven üzerine yerleşimi için yapılan farklı denemeler

Farklı denemeler sonucunda en uygun yay belirlenmiş ve yayların yerleşimi Şekil 5.9.'daki gibi yapılmıştır. Tablo 5.1.'de ise seçilen ticari basma yayının özellikleri görülmektedir. Bükülü kısmı parmak eklemleri üzerinde yer alan yayların uç uca birleştirilmesi için işi boş silindir şeklindeki plastik parçalardan yararlanılmıştır. Yaylara kılavuzluk yapması için eldiven üzerine fiberglas kılıflar yerleştirilmiştir ve yaylar bu kılıflar içerisinden geçirilmiştir. Parmaklar ekstansiyon konumuna getirildiğinde yaylarda burkulma olmaması için her bir parmak üzerinde yer alan iki sıra yay, birbirlerine düğümlenmiştir.



Şekil 5.9. Basma yayları kullanılarak geliştirilen eldiven

Tablo 5.1. Kuvvet aktarımı için seçilen ticari basma yayının özellikleri

Özellik	Sembol	Değer
Tel çapı	d	0,8 mm
Ortalama çapı	Dm	5,60 mm
Tam boyu	Lo	59,00 mm
Minimum boyu	Ln	27,03 mm
Yay katsayısı	k	0,80 N/mm
Maksimum kuvvet	F	25,59 N
Malzeme	Paslanmaz yay çeliği	

Farklı ticari basma yayları kullanılarak yapılan değerlendirme sonucunda kuvvet aktarım sisteminde kullanılacak yay belirlenmiştir. Eldivendeki yay sisteminin ekstansiyon / fleksiyon egzersizleri sırasında ürettiği kuvvetin teorik olarak hesaplanmasının zorluğu yukarıda açıklanmıştır. Yay sistemin ürettiği kuvveti tespit etmek amacıyla bir ölçüm düzeneği hazırlanmıştır. İşaret parmağının geometrik özelliklerine uygun olarak üç silindirik çubuktan ve üç döner mafsaldan oluşan çift sarkaca benzer bir parmak modeli oluşturulmuştur. Bu model, eldivenin işaret parmağı kısmına geçirilmiştir. Eldivenin işaret parmağı kısmının distal ucu, dijital bir el terazisi ile çekilerek parmak kısmı ekstansiyon konumuna getirilmiştir. Bu esnadaki kuvvet ölçüm işlemi üç kez tekrarlanmış ve sonuçların ortalaması alınmıştır (Şekil 5.10.).

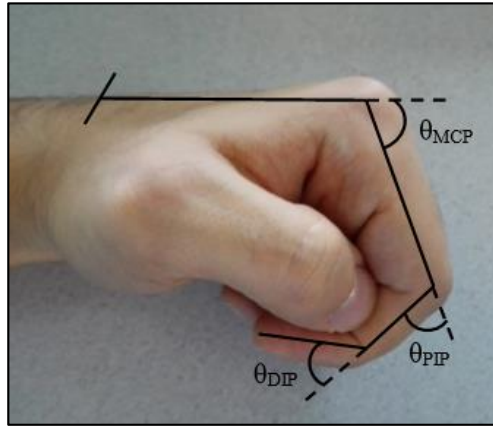


Şekil 5.10. Kuvvet ölçümü için hazırlanan test düzeneği. Solda; işaret parmağı modeli, sağda; kuvvet ölçümü



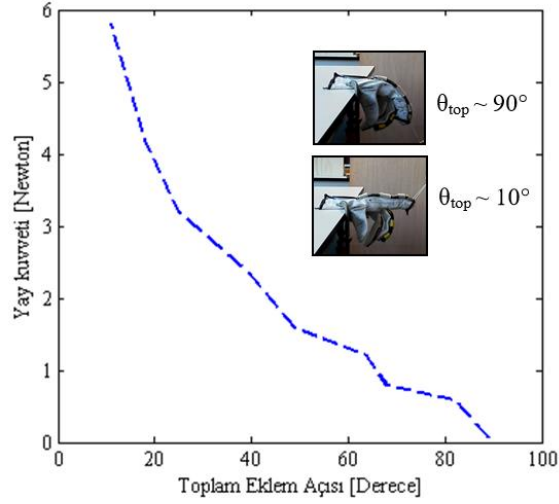
Yay sisteminin ürettiği toplam fleksiyon kuvvetinin eklem açısına göre değişimini belirleyebilmek için kuvvet ölçümü sırasında görüntüler bir video kameraya kaydedilmiştir. Video görüntülerinden faydalanılarak yay sisteminin ürettiği kuvvet, toplam eklem açısına ( $\theta_{top}$ ) göre belirlenmiştir. Toplam eklem açısının tanımlaması Denklem 5.4'de ve Şekil 5.11.'de görülmektedir.

$$\theta_{top} = \theta_{MCP} + \theta_{PIP} + \theta_{DIP} \quad (5.4)$$



Şekil 5.11. İşaret parmağı üzerindeki eklem açıları

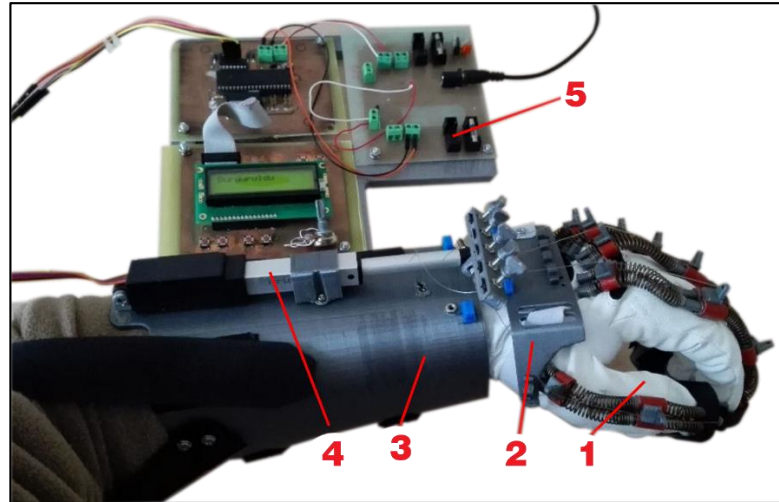
Yapılan kuvvet ölçümü sonucunda tek bir parmak üzerindeki yay sisteminin parmaklar ekstansiyon konumundayken yaklaşık 6 N kuvvet ürettiği anlaşılmıştır. Şekil 5.12., radyal yöndeki yay kuvvetinin toplam eklem açısına göre değişimini göstermektedir. Bölüm 3'de ortalama bir yetişkin insan eli için belirlenen antropometrik özellikler ve yapılan kuvvet ölçümü dikkate alındığında (Bkz. Tablo 3.2.) yay sisteminin MCP ekleminde meydana getirdiği en büyük moment hesaplanabilir. İşaret parmağı uzunluğu Tablo 3.2.'deki verilerden 10,55 cm olarak hesaplanabilir. Dolayısıyla yay sisteminin D2 MCP eklemine uyguladığı en büyük moment 0,633 Nm olarak bulunur. SimMechanics simülasyonunda yapılan hesaplama sonucunda fleksiyon / ekstansiyon hareketi sırasındaki D2 MCP eklemine meydana gelen en büyük moment yaklaşık 0,015 Nm olarak bulunmuştu. Dolayısıyla geliştirilen yay sistemin parmakları fleksiyon konumunda tutabilecek nitelikte olduğu görülmektedir.



Şekil 5.12. Yay kuvvetinin değişimi

### 5.2.2. V2 için prototip imalatı

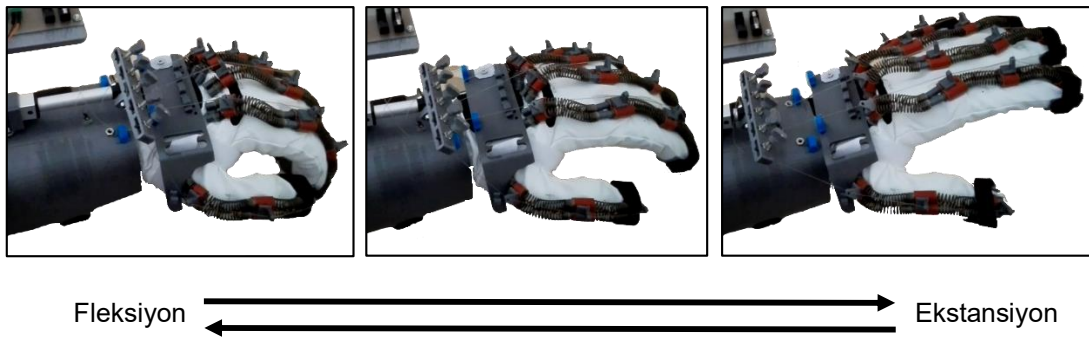
Çok sayıda deneme içeren uzun bir süreç sonunda V2 için önerilen yay sistemi üretilmiştir. Artık prototip imalatı için diğer bileşenlerin geliştirilmesine geçilebilir. Elin dorsal yüzüne giyilen cihaz genel olarak; basma yayları, çekme kabloları, eldiven, doğrusal eyleyici ve kontrol biriminden meydana gelmektedir. Şekil 5.13., cihazın tüm bileşenlerini göstermektedir. (1) numaralı bileşen eldiven, (2) numaralı bileşen avuç desteği, (3) numaralı bileşen ön kol bağlantı parçası, (4) numaralı bileşen doğrusal eyleyici ve (5) numaralı bileşen kontrol birimidir. Prototipin imalatında standart parçalar haricindeki bileşenler, 3 boyutlu baskı teknoloji kullanılarak üretilmiştir.



Şekil 5.13. V2 için üretilen prototip



Kullanıcı, cihazı eline giydiğinde parmakları başlangıçta fleksiyon konumunda tutulmaktadır. Egzersiz işleminin başlaması ile birlikte cihazın doğrusal eyleyicisi negatif hareket yaparak parmakları ekstansiyon konumuna getirmektedir. Eyleyici pozitif hareket yaparken kablo ve yay kuvveti dengesi ile parmaklar tekrar fleksiyon konumuna gelmektedir. Böylece tekrarlı ekstansiyon / fleksiyon hareketleri yapılarak parmak egzersizleri gerçekleştirilmektedir. Şekil 5.14.'de cihaz ile yapılan egzersiz hareketleri yer almaktadır.



Şekil 5.14. Cihaz ile yapılan pasif egzersiz hareketleri

### 5.3. Tasarım Çözümü 3

Diğerlerinde olduğu gibi tasarım çözümü 3, bundan sonra varyant 3 (V3) olarak isimlendirilecektir. V3'de hem yay sisteminin hem de eyleyicinin, elin palmar yüzüne yerleştirilmesi önerilmiştir. V3 için en büyük zorluk palmar yüze yerleştirilecek yay sisteminin geliştirilmesidir. Sistem elin palmar yüzüne yerleştirileceğinden parmakların başlangıçta ekstansiyon konumunda tutulması uygun görülmüştür.

#### 5.3.1. Uygun yayın belirlenmesi

Parmakları başlangıçta ekstansiyonda tutacak yay sistemin belirlenmesi için şerit yaylar, burulma yayı ve çekme yayı üzerinde denemeler yapılmıştır. Burulma yayları ile yapılan denemelerde parmaklar fleksiyon konumuna geldiğinde yay üzerinde aksenal çarpıklıklar meydana gelmekte ve asimetrik bir görüntü oluşmaktadır. Bunun



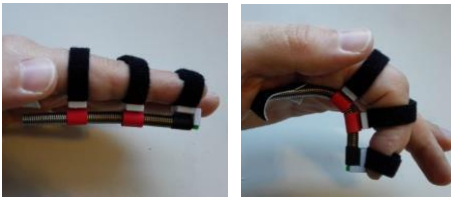
sebebinin yayın imalat yöntemi olduğu düşünülmektedir. Yay, sadece başlangıç ve bitiş kısımlarında bulunan doğrusal kısımlardan sabitlenebildiğinden parmak kuvvetleri altında silindirik yapısını muhafaza edememektedir. Bu problemin üstesinden gelebilmek farklı sabitleme yöntemleri geliştirmek gerekmektedir.

Çekme yayları ile yapılan denemeler nispeten daha başarılı olmuştur. Çekme yayları aksenel yönde büyük kuvvetlere karşı koyabilirken yarıçapları küçüldükçe radyal yöndeki kuvvetlere karşı çok daha düşük direngenliğe sahiptirler. Dolayısıyla aksenel direngenliği yüksek ve yarıçapları nispeten küçük yaylarla yapılan denemelerde parmakları ekstansiyon konumunda tutabilecek ve gerekli fleksiyonu sağlayabilecek bir yapı oluşturulabilmiştir. Ancak burada üstesinden gelinmesi gereken zorluk, yaya kılavuzluk edecek kısmın etkin bir harekete izin verecek şekilde düzenlenmesidir.

Şerit yaylar ile yapılan denemeler, nispeten en başarılı çalışmalar olarak gözükmektedir. Çok ince yapıda oluşları hem ele yerleştirilmelerini kolaylaştırmakta hem de ağırlığı azaltmaktadır. Dikkat edilmesi gereken nokta, bükülmeye karşı yeteri kadar esnekliği olan yayların kullanılmasıdır. Aksi halde yay, deformasyona uğrayarak tam düz konuma gelememektedir.

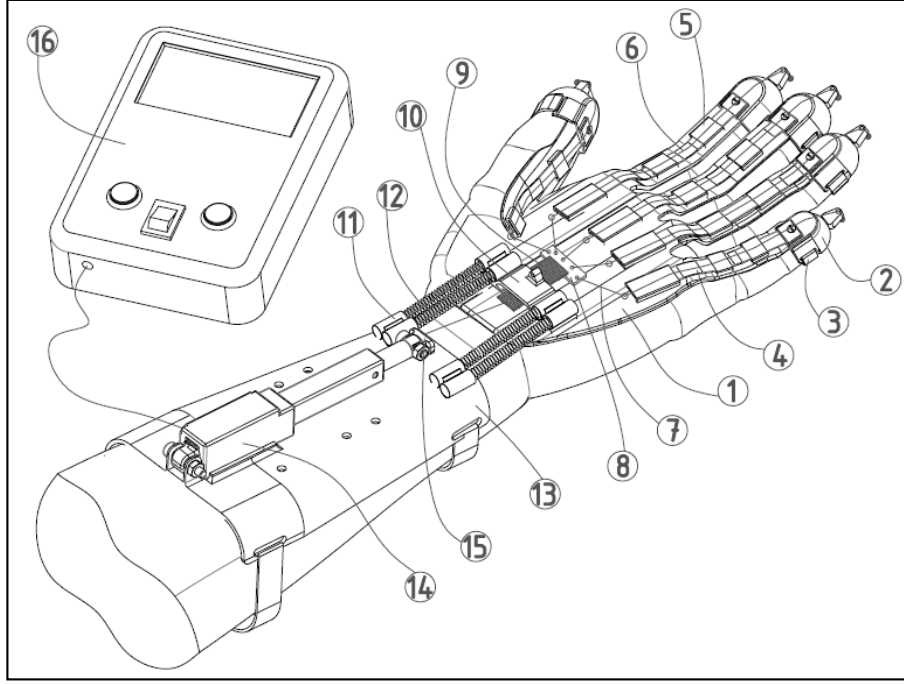
Tablo 5.2.'de farklı yaylarla yapılan deneme işlemleri yer almaktadır. Yapılan değerlendirme sonucunda elin palmar yüzüne yerleştirilecek olan sistem için en uygun elemanın şerit yaylar olduğu anlaşılmıştır.

Tablo 5.2. Kuvvet aktarımı için farklı yaylarla yapılan deneme çalışmaları

Yay türü	Görsel	Açıklama
Şerit yay		Yandaki şekilde şerit yaylarla yapılan deneme görülmektedir. Böyle bir uygulamada şerit yay, parmaklar üzerine yerleştirilmiş bir kanal içerisinde kayma hareketi yapmakta ayrıca parmak eklemleri üzerinde bükülmektedir. Çekme kuvveti kalktığında parmaklar tekrar açık konuma gelmektedir.
Burulma yayı		Burulma yayları ile yapılan denemeye ait yandaki görsellerde görüldüğü gibi parmaklardaki her bir eklem için birer adet yay kullanılmıştır. Başlangıçta açık konumda bulunan parmaklar, ekstansiyon konumuna gelirken yay dönme ekseninde burulma hareketi yapmaktadır.
Çekme yayı		Şekilde görülen çekme yayı parmaklar üzerinde yer alan silindirik bir kanal içerisinde hareket etmektedir. Yay hem bükülmekte hem de kayma hareketi yapmaktadır. Her bir parmak için bir adet çekme yayı kullanılmaktadır.

### 5.3.2. V3 için prototip imalatı

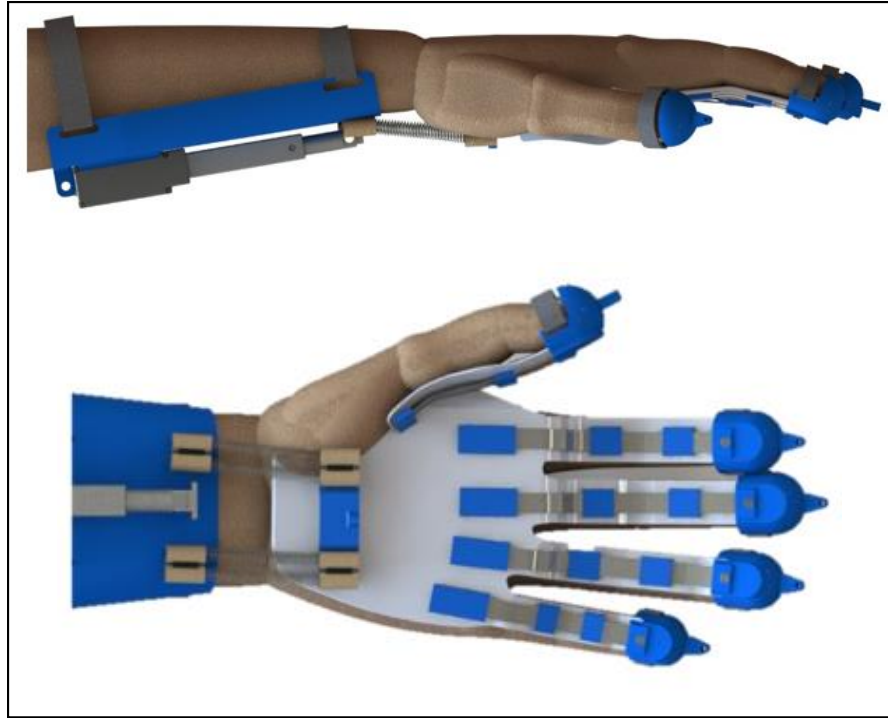
Elin palmar yüzüne yerleştirilecek sistemin dorsal yüze yerleştirilen sistemden en büyük farklılığı, basma yayları yerine şerit yaylar kullanılmış olmasıdır. Elin dorsal ve palmar yüzüne giyilen cihazlarda, yay sisteminin farklılığı haricinde benzer bileşenler kullanılmıştır. Şekil 5.15.'de elin palmar yüzüne giyilecek sistemin ayrıntılı tasarımı ve bileşenlerinin isimleri yer almaktadır. Yay sistemi haricindeki bileşenler dorsal yüze giyilecek tasarımda da bulunmaktadır.



Şekil 5.15. Palmar yüze giyilen tasarımın (V3) CAD modeli. 1; Eldiven, 2; Parmak ucu destek ve sabitleme parçası, 3; Ayarlanabilen sabitleme bandı, 4; Şerit yaylar, 5; Şerit yay kılavuz parçası, 6; Çekme kabloları, 7; Elastik kordonlar, 8; Kordon bağlantı parçası, 9; Sökülüp takılabilen yapışkan bant, 10; El bileği bağlantı parçası, 11; Basma yarı kılavuz parçası, 12; Basma yayları, 13; Ön kol desteği, 14; Doğrusal eyleyici, 15; Eyleyici bağlantı parçası, 16; Kontrol birimi

Parmak egzersizleri için eldiven (1) ve parmak ucu parçası (2), parmaklar açık konumda iken ele giyilir. Ayarlanabilen sabitleme bandı (3) ile parmak ucu parçası (2) parmaklara sabitlenir. Basma yaylarının (12) içinden çubuklar geçirilerek el bileği nötral konumda sabitlenir. Ön kol desteği (13) giyilir ve sabitleme bandıyla ön kola tutturulur. Ardından doğrusal eyleyicinin (14); çekme kabloları (6), elastik kordonlar (7) ve elastik kordon bağlantı parçasıyla (8) olan irtibatı sökülüp takılabilir yapışkan bant (9) ve eyleyici bağlantı parçası (15) yardımıyla sağlanır. Doğrusal eyleyici (14) negatif hareket yaparken yani geriye hareket ederken şerit yaylar (4), kablo (6) kuvvetiyle kılavuz parçalar (5) içerisinde çekilirken bükülür. Böylece parmaklar fleksiyon hareketi yapar, el kapanır. Daha sonra doğrusal eyleyici pozitif hareket yaparken yani ileri giderken kablolar (6) gevşer. Bu esnada şerit yaylar (4) üzerinde depolanan enerji sayesinde parmaklar ekstansiyon hareketi yaparak başlangıç konumuna gelir, yani el açılır. Doğrusal eyleyici (14) hareketleri tekrarlar ve böylece parmak egzersizleri gerçekleştirilir.

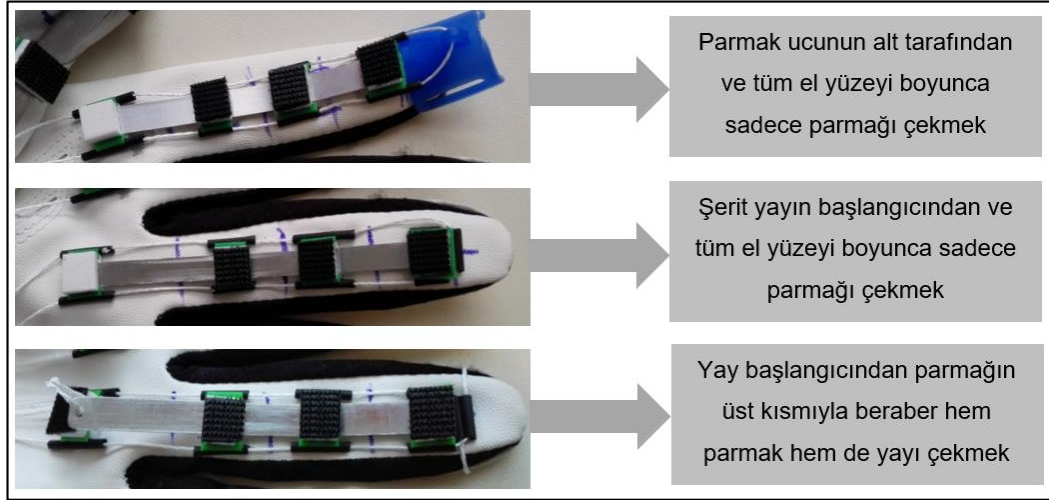
Tasarım şartnamesinde belirtilen ihtiyaçlardan biri cihazın ele kolayca giyilip çıkarılmasıdır. Elin palmar yüzüne yerleştirilecek cihazın giyilmesi, dorsal yüze yerleştirilecek tasarıma göre daha kolaydır. Palmar yüze giyilen tasarımda şerit yaylar başlangıçta düz konumda olduğundan el rahatlıkla cihaza yerleştirilebilmektedir. Egzersiz işlemi tamamlandığında yaylar yine başlangıç konumunda olduğundan cihazı çıkarmak nispeten daha kolaydır. Şekil 5.16.'de palmar yüze yerleştirilecek cihazın ele giyilmesi görülmektedir.



Şekil 5.16. V3'ün ele giyilmesi

Kuvvet iletim sistemi belirlendikten sonra parmakları fleksiyon konumuna getirecek çekme sistemi için denemeler yapılmıştır. Parmakların doğal hareketine uygun bir çekme işlemi sağlayabilmek amacıyla Şekil 5.17.'de görülen bir takım denemeler yapılmıştır. Yapılan üç deneme işlemi de çekme sistemi için uygun görülmektedir. Burada dikkat edilmesi gereken en önemli husus şerit yayların bir ucunun serbest halde bırakılmasıdır. Böylece parmaklar fleksiyon hareketini yaparken yaylar kılavuz içerisinde rahatça hareket edebilirler. Eğer yaylar hem alt hem de üst noktalardan sabitlenirse parmak hareketleri sırasındaki yumuşak doku hareketlerini karşılayacak şekilde yer değiştirme yapamazlar. Dolayısıyla parmak eklemlerinin hareket açıklığı

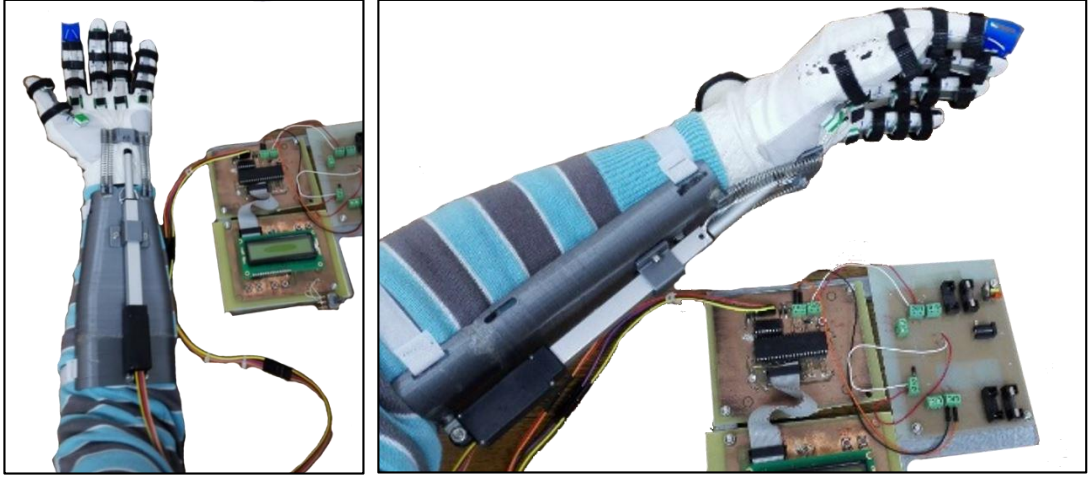
sınırlanmış olur ve gerekli egzersiz hareketi gerçekleştirilemez. İlaveten yayların, parmakların distal ucuna sabitlenmesi önerilmektedir. Bu durumda yayların MCP eklemine yakın olan tarafı serbest bırakılmış olur.



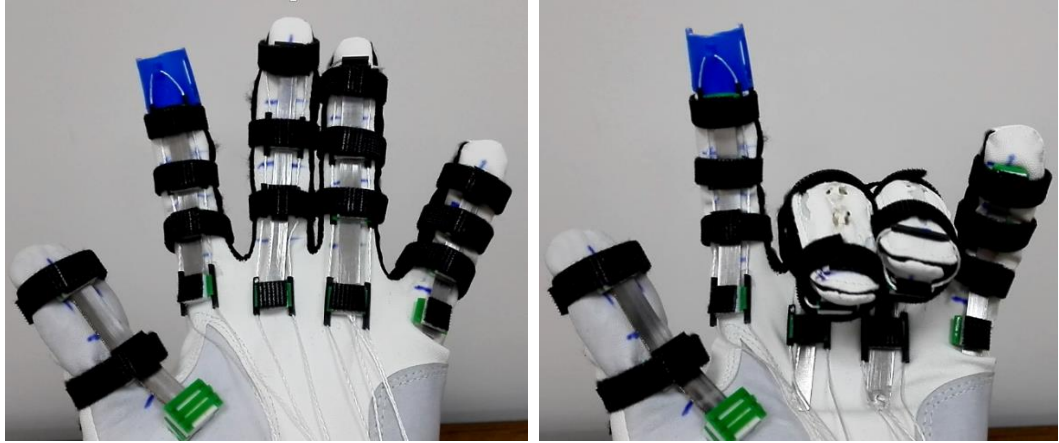
Şekil 5.17. V3 için farklı çekme uygulamaları

Kuvvet ve hareket aktarım sistemleri de belirlendikten sonra cihazın temel bileşenleri; şerit yaylar, yayların üzerine sabitlendiği ve ele giyilen eldiven, çekme kabloları, ön kol desteği, doğrusal eyleyici ve kontrol birimi şeklindedir. Cihaz, parmak egzersizleri sırasında el bileğini sabit tutacak şekilde tasarlanmıştır. Cihazın, farklı antropometrik özelliklerdeki yetişkin bireylerin kullanımına uygun olması beklenmektedir. Ön kol bölgesindeki ayarlanabilir bantlar, farklı el ölçülerine sahip kişilerin kullanıma olanak sağlamaktadır. Çekme kablolarına eklenen elastik kordonlar sayesinde parmakları hareket ettiren çekme kablolarının farklı miktarlardaki doğrusal hareketleri dengelenmiş olur. Böylece sistemde kullanılan tek bir eyleyici ile bütün parmakların hareketi gerçekleştirilebilir.

Elin palmar yüzüne giyilen tasarım (V3) için üretilen ilk prototip Şekil 5.18.'de yer almaktadır. V3 ile yapılan egzersiz hareketleri ise Şekil 5.19.'da görülmektedir. Sistemde doğrusal eyleyici kullanılmış olmasına rağmen, egzersiz hareketleri dairesel eyleyici kullanılarak da gerçekleştirilebilir. Cihazın kontrol birimi, V2 için geliştirilen sistemin aynısıdır.



Şekil 5.18. V3 temel alınarak geliştirilen prototip



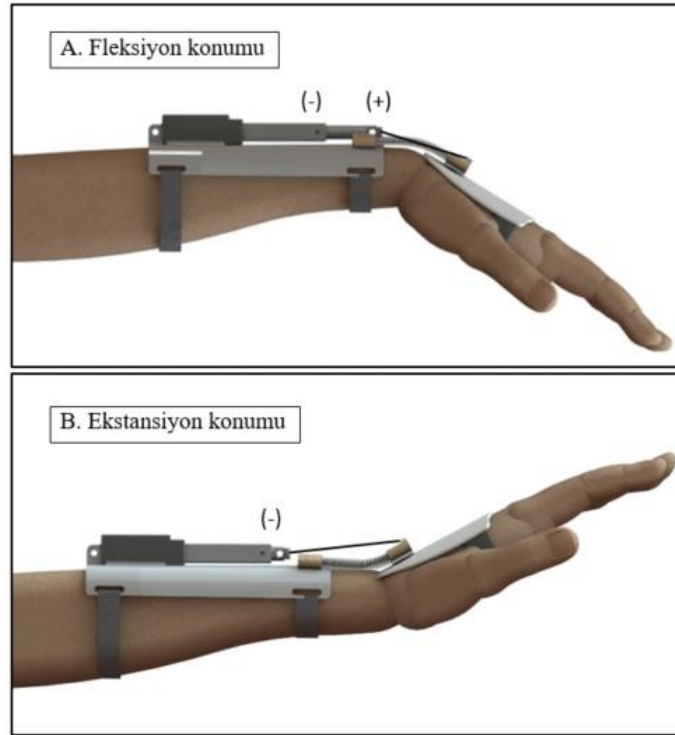
Şekil 5.19. V3 ile yapılan egzersiz hareketleri. Solda; başlangıç konumu ekstansiyon, sağda; fleksiyon

#### 5.4. El Bileği Egzersizleri

Geliştirilen cihazın hem parmak hem de el bileği egzersizlerini gerçekleştirme tez çalışmasının amaçlarından ve özgün unsurlarından biridir. Bölüm 5.1., 5.2. ve 5.3.'de açıklanan tasarımlarda parmak egzersizlerini gerçekleştirilecek çözümlerden bahsedilmiştir. Parmakların fleksiyon / ekstansiyon egzersizleri için önerilen sistemler, el bileğinin fleksiyon / ekstansiyon egzersizleri için de uygulanabilir. İlerleyen paragraflarda el bileği egzersizlerini gerçekleştiren sistemler üzerine yapılan denemelerden bahsedilmektedir.



Basma yayları kullanılarak geliştirilen sistemin modeli Şekil 5.20.'de görülmektedir. Cihazda yer alan yay sistemi, eli başlangıçta fleksiyon konumunda tutmaktadır (Şekil 5.20.A). Cihaz çalıştırıldığında doğrusal eyleyici negatif hareket yapar (geri doğru hareket). Eyleyiciye bağlı çekme kablosunun yay kuvvetini yenmesi sayesinde el, fleksiyon konumundan ekstansiyon konumuna hareket eder (Şekil 5.20.B). Cihaz maksimum ekstansiyon konumuna geldikten sonra eyleyici pozitif hareketine (ileriye doğru hareket) başlar. Bu sırada kablo üzerindeki kuvvet yay kuvvetinin altında olacağından el, yay kuvvetinin etkisi ile tekrar fleksiyon konumuna geri döner. Bu işlemler bir biri ardına tekrarlanarak el bileğine ekstansiyon – fleksiyon egzersizi yaptırılmış olur. Kontrol birimi ile eyleyicinin kurs boyu ayarlanarak eklem açıklığı artırılıp azaltılabilir. Rehabilitasyon sürecinin başlangıcında daha küçük açıklıkta egzersizler yapılırken, ilerleyen dönemlerde daha büyük eklem açıklığında egzersizler yapılabilir.

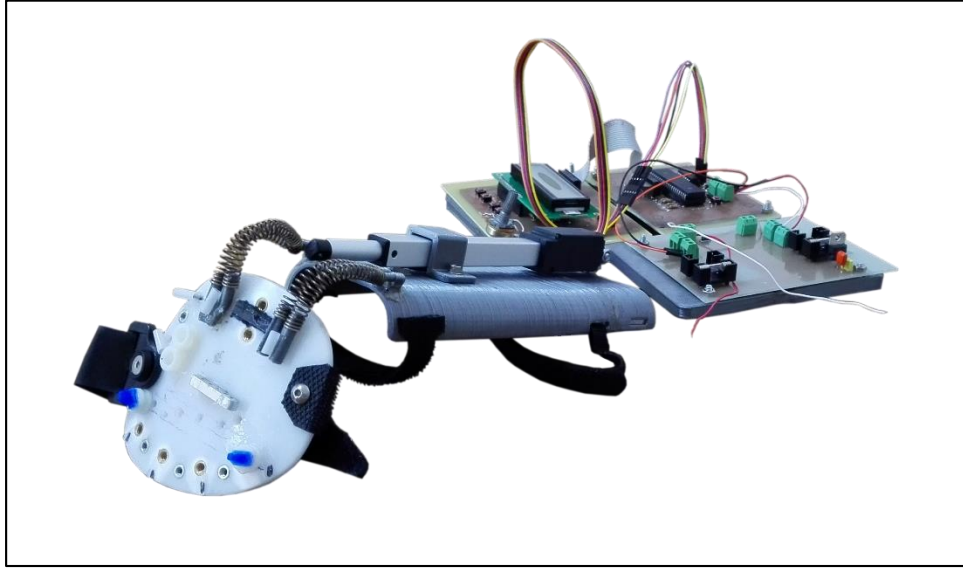


Şekil 5.20. El bileği egzersizlerinin basma yayları ile gerçekleştirilmesi

Yukarıda önerilen sistemin el bileği egzersizlerini sağlayacak şekilde imalatı gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.21.'de el bileği egzersizleri için geliştirilen sisteme yer verilmiştir. El bileğini fleksiyon konumunda tutmak için Tablo 5.1.'de özellikleri



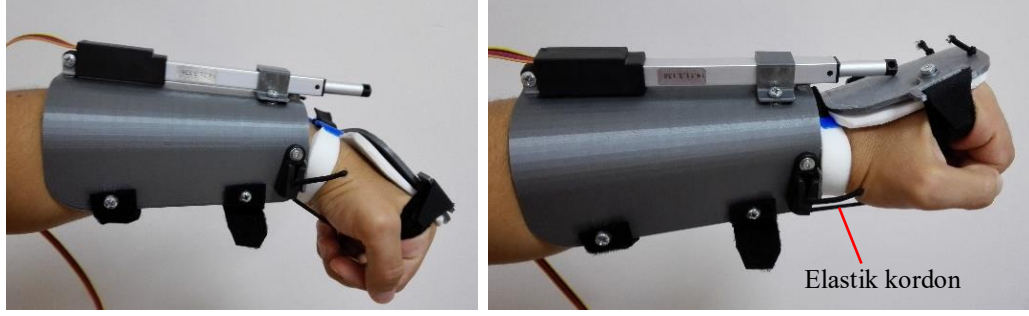
belirtilmiş olan ticari basma yayı kullanılmıştır. Diğer bileşenler, üç boyutlu baskı yöntemi ile üretilmiştir.



Şekil 5.21. El bileği egzersizleri için üretilen prototip

Yukarıda görülen sistem elin hem dorsal hem de palmar yüzüne yerleştirilebilir. Elin dorsal yüzüne yerleştirilme durumu yukarıda açıklanmıştı. Sistem, elin palmar yüzüne yerleştirildiğinde yay sistemi el bileği ekstansiyon konumunda tutmaktadır. Doğrusal eyleyicinin negatif hareketi ile el bileği fleksiyon konumuna gelir. Ayrıca parmak egzersizleri için önerilen sistemlerde olduğu gibi el bileği egzersizleri için önerilen sistemde de doğrusal eyleyici yerine dairesel eyleyici kullanılabilir.

El bileği egzersizlerini sağlayacak sistemde basma yayları kullanıldığında el bileği ekstansiyonda iken yaylar bir miktar burkulmaya maruz kalmaktadır. Bu durumu önleyebilmek için yay sisteminin ön kol desteğine bağlantısı hareketli yapılabilir veya el bileğini fleksiyonda tutmak için farklı bir yay sistemi geliştirilebilir. Böyle bir sistem Şekil 5.22.'de gösterilmiştir. El bileğini fleksiyonda tutma işlemi elastik kordon kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elastik kordonlar, el bileğini fleksiyonda tutacak bir ön gerilmeye sahip olarak yerleştirilmişlerdir. El bileği ekstansiyon hareketi yaptığında, kordonlardaki gerilme el bileğini fleksiyon konumuna getirecek düzeyde olmalıdır.



Şekil 5.22. El bileği egzersizlerinde kuvvet aktarımının elastik kordon ile sağlanması

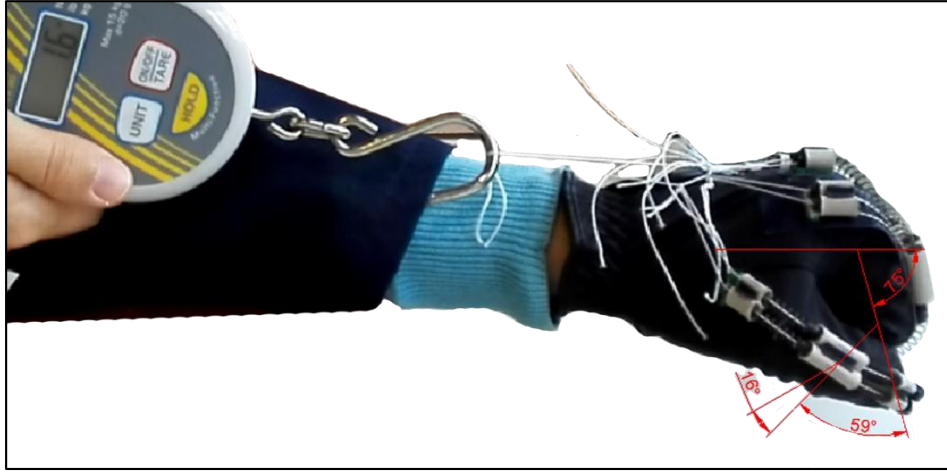
El bileği egzersizleri için yukarıda açıklanan sistemler kullanılabileceği gibi parmak egzersizleri için geliştirilen prototipler üzerinde herhangi bir yapısal değişiklik yapmadan, sadece küçük ilavelerle el bileği egzersizleri gerçekleştirilebilir. Parmak egzersizleri için yapılan farklı denemeler sırasında bilek eklemi hareketi kısıtlanmadığında parmakların hareketinin yanı sıra el bileğinin de hareket ettiği görülmüştür. Eğer parmak egzersizleri için geliştirilen prototiplerde parmak hareketleri kısıtlanırsa, el bileğine fleksiyon / ekstansiyon egzersizlerinin yaptırılacağı anlaşılmıştır. Bu doğrultuda V2 için önerilen sistemde, parmakların sabitleme işlemi basma yaylarının içerisinde çelik çubuklar geçirilerek yapılabilir. V3 için önerilen sistemde ise çekme işlemi şerit yaylar üzerinden değil de el bileği üzerinden yapılabilir.

### 5.5. Eyleyicilerin Belirlenmesi

Geliştirilen prototiplerde hem doğrusal hem de dairesel eyleyicilerin kullanılabileceği çokça vurgulanmıştır. Bölüm 3.'de yapılan simülasyon işlemi sonucunda elde edilen veriler eyleyicilerin seçimi için yol göstericidir. Ancak bu veriler sağlıklı kişiler üzerinden elde edilmiştir ve elin normal hareketlerinin özelliklerini yansıtmaktadır. Özellikle hemiplejik el sorunu bulunan kişilerin ellerinde meydana gelen spastisite, kasların fleksiyon kuvveti oluşturacak şekilde kasılı kalmasına sebep olmaktadır. Dolayısıyla bu durumda olan hastaların parmaklarını fleksiyon konumuna getirebilmek için kullanılacak cihazda daha fazla çekme kuvveti gerekmektedir.

Çekme kuvvetinin belirlenebilmesi için Bölüm 5.2.1.'de açıklanan protokole uygun

olarak bir ölçüm yapılmıştır. Ölçüm, gönüllü bir katılımcı üzerinde yapılmıştır. Gönüllü kişi, V2 için geliştirilen sisteme benzer bir eldiveni giymiştir. Eldiven üzerindeki çekme kabloları bir el terazisinin ucuna bağlanmıştır. Gönüllü kişi parmaklarını fleksiyon konumunda tutarken çekme işlemi uygulanarak parmaklar ekstansiyon konumuna getirilmiştir. Dört farklı senaryoya (başlangıç direngenliği olmadan, düşük miktarda başlangıç direngenliği, orta seviyede başlangıç direngenliği ve yüksek miktarda başlangıç direngenliği) göre ölçüm yapılarak gönüllünün hemiplejik el sorunu olan kişilerin spastisite durumlarını taklit etmesi istenmiştir. Ölçüm işlemi, Şekil 5.23.'de yer almaktadır. Ölçüm sırasında görüntüler video kameraya kaydedilmiştir. Böylece çekme kuvvetinin değişimi toplam eklem açısına (Bkz. Şekil 5.11.) göre incelenmiştir.



Şekil 5.23. Farklı direngenliklerdeki ölçüm işlemlerine ait bir görsel

Farklı direngenliklere göre yapılan ölçüm işlemleri sonucunda elde edilen çekme kuvveti değerleri Tablo 5.3.'de yer almaktadır. Herhangi bir başlangıç direngenliği olmadan yapılan ölçümde tüm parmaklar için en büyük çekme kuvveti 3,2 N olarak belirlenmiştir. Düşük miktarda direngenlikte ölçülen en büyük kuvvet 3,8 N'dur. Orta seviye direngenlik için en büyük kuvvet 5,2 N ve yüksek miktarda direngenlik için en büyük kuvvet 17,4 N olarak ölçülmüştür.

Çekme sırasında kuvvet ölçümünün yanı sıra her bir parmaktaki toplam doğrusal yer değiştirmeler de ölçülmüştür. Parmakların fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasındaki en büyük yer değiştirmeler; D1 için 8, D2 için 9,5, D3 için 12, D4 için 12,

D5 için 10 mm olarak ölçülmüştür. Bu işlemler tek bir kişi üzerinde yapılmış olmasına rağmen elde edilen verilerin eyleyici seçimine yönelik faydalı bilgiler sağladığı düşünülmektedir.

Tablo 5.3. Kaslardaki farklı direngenlik durumu dikkate alınarak yapılan çekme kuvveti ölçümleri

Direngenlik seviyesi	$\theta_{tot}$ [°]	Kuvvet [N]
Yok	163	1,2
	121	2,2
	113	2,4
	35	2,6
	0	3,2
Düşük	150	1,4
	135	2,2
	57	3,2
	13	3,4
	0	3,8
Orta	150	1,6
	141	2,4
	109	2,8
	41	3,8
	19	4
	0	5,2
Yüksek	157	10,6
	126	13,4
	72	14,4
	31	15,2
	21	16,2
	0	17,4

Simülasyon sonuçları ve çekme kuvveti ölçümleri doğrultusunda el rehabilitasyon cihazında kullanılabilecek doğrusal eyleyici olarak Firgelli firmasının L16 (minyatür

doğrusal hareket) serisine ait ürünü tercih edilmiştir. Doğrusal eyleyiciye ait bilgilere Tablo 5.4.'de yer verilmiştir. Dairesel eyleyici olarak ise TowerPro firmasına ait MG996R model metal dişli bir dijital RC servo motor tercih edilmiştir. Servo motora ait özellikler Tablo 5.5.'de görülmektedir.

Tablo 5.4. Cihazda kullanılacak doğrusal eyleyiciye ait bilgiler

Firma	Firgelli
Model	L16
Kurs boyu	50 mm
Uçtan uca boyu (açık halde)	118 mm
Tekrarlanabilirlik	0,3 mm
Dişli oranı	35:1
Maksimum hız	32 mm/s
Maksimum yükteki hız	16 mm/s
İtme kuvveti	50 N
Çekme kuvveti	31 N
Ağırlık	56 g
Çalışma gerilimi	0-15 VDC
Çalışma akımı	650 mA
Geri besleme	Potansiyometre
Çalışma ortamı sıcaklığı	-10°C ~ +50°C
Gürültü	60 dB

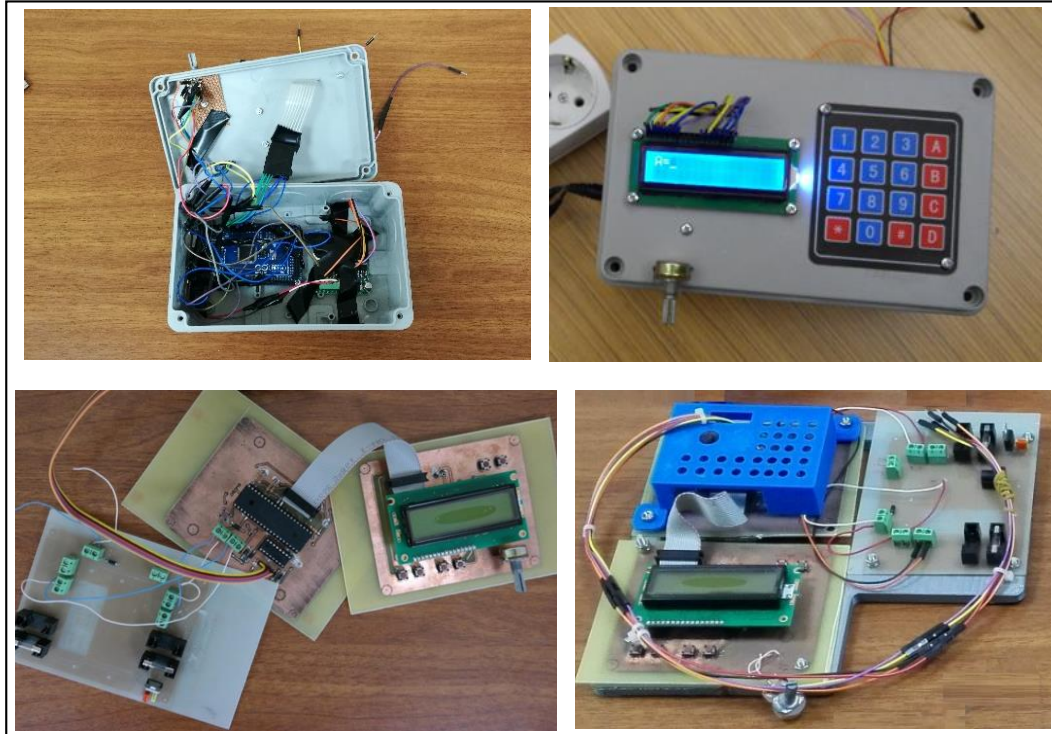
Tablo 5.5. Cihazda kullanılabilen dairesel eyleyiciye ait bilgiler

Firma	TowerPro
Model	MG996R
Dişli malzemesi	Metal
Ağırlık	55 g
Boyutlar	40,7 x 19,7 x 42,9 mm
Çalışma gerilimi	4,8 – 7,2 VDC
Çalışma akımı	500 mA – 900 mA
Maksimum akım	2,5 A
Çıkış torku (4,8 V)	0,9 Nm
Çıkış torku (6 V)	1,1 Nm
Çalışma ortamı sıcaklığı	0°C ~ +50°C

## 5.6. Kontrol Birimleri

Eyleyicilerin çalışma şartlarını belirlemek (konum, hız, tekrar sayısı, güç kontrolü vb.) ve kontrol etmek amacıyla kumanda devrelerine ihtiyaç vardır. Sakarya Üniversitesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü lisans öğrencilerinin de katkılarıyla üretilen ve prototiplerde kullanılan eyleyicilerin kumanda ve kontrol işlemleri için geliştirilen elektronik devrelerden ikisi Şekil 5.24.'de görülmektedir. Buradaki kumanda devreleri doğrusal eyleyicinin kontrolü amacıyla tasarlanmıştır. Her iki devrede de genel olarak mikrodenetleyici, LCD ekran, butonlar ve potansiyometre yer almaktadır. Şekil 5.24.'ün üst tarafındaki görselde yer alan devrede Arduino mikrodenetleyici platformu ve Firgelli firmasının motor sürücü devresi kullanılmıştır. Doğrusal eyleyicinin konum ve hız kontrolü motor sürücü devresi üzerinden gerçekleştirilmektedir. Cihazın çalışma şartları ile ilgili ayarlar, butonlar ve potansiyometre vasıtasıyla yapılmaktadır.

Şekil 5.24.'ün alt tarafında görülen devrede ise PIC mikrodenetleyici ve motor sürücü entegresi kullanılmıştır. Eyleyicinin çalışma şartları mikrodenetleyici ve sürücü entegresi üzerinden kontrol edilmektedir. Çalışma şartları ile ilgili girişler, botunlar ve potansiyometre aracılığıyla yapılmaktadır.



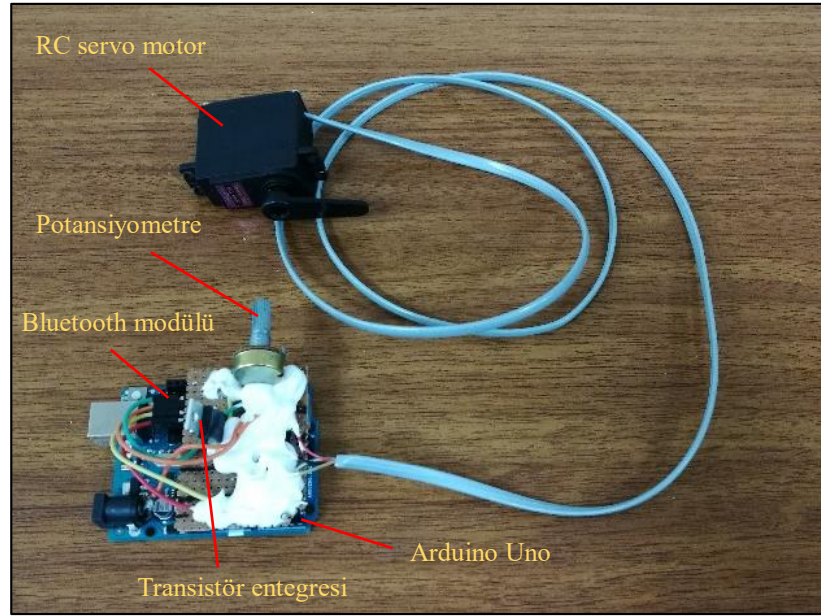
Şekil 5.24. Doğrusal eyleyicinin kontrolü için geliştirilen kumanda devreleri

Dairesel eyleyicinin kontrolü için geliştirilen kumanda devresi Şekil 5.25.'de görülmektedir. Bu kontrol birimi Arduino mikrodenetleyici platformu, bluetooth modülü ve güç ayarının yapıldığı transistör entegresinden meydana gelmektedir. RC servo motorun çalışma şartları, bluetooth modülü sayesinde Android işletim sistemine sahip akıllı telefonlar üzerinden ayarlanabilmektedir. RC servo motorun giriş uçlarında yapılan bir konfigürasyon değişikliği sayesinde motorun konum ve güç kontrolü yapılabilmektedir. Potansiyometre aracılığıyla motorun güç seviyesi ayarlanarak çıkış torku kontrol edilmektedir. Böylece cihaz destekli ve hasta katılımlı aktif egzersizler gerçekleştirilebilir.

Doğrusal eyleyici için geliştirilen iki kumanda devresi de aynı işlevi yerine getirmektedir. Şekil 5.24.'ün üst tarafında görülen sistemde Fircelli firmasına ait



motor sürücü devresi kullanıldığından bu sistemin maliyeti daha yüksektir. Ancak kalibrasyon ve hassasiyet açısından bakıldığında diğer sisteme göre avantajlı olduğu söylenebilir. Dairesel eyleyicinin kontrolü için geliştirilen kontrol devresi, diğerlerine kıyasla en minyatür devredir. Ayrıca genel amaçlı bir RC servo motor kullanıldığından maliyet açısından değerlendirildiğinde üç devre içerisinde en avantajlı olanı olarak gözükmektedir. Ancak sistemde kullanılan servo motorun kontrol işlemi 180°'lik bir devir aralığında gerçekleştiğinden parmakların ve el bileğinin hareket açıklığını karşılayabilmesi için ilave bir mekanizmaya ihtiyaç duyulabilir.



Şekil 5.25. Dairesel eyleyicinin kontrolü için geliştirilen kumanda devresi



## BÖLÜM 6. KLİNİK ÇALIŞMALARI

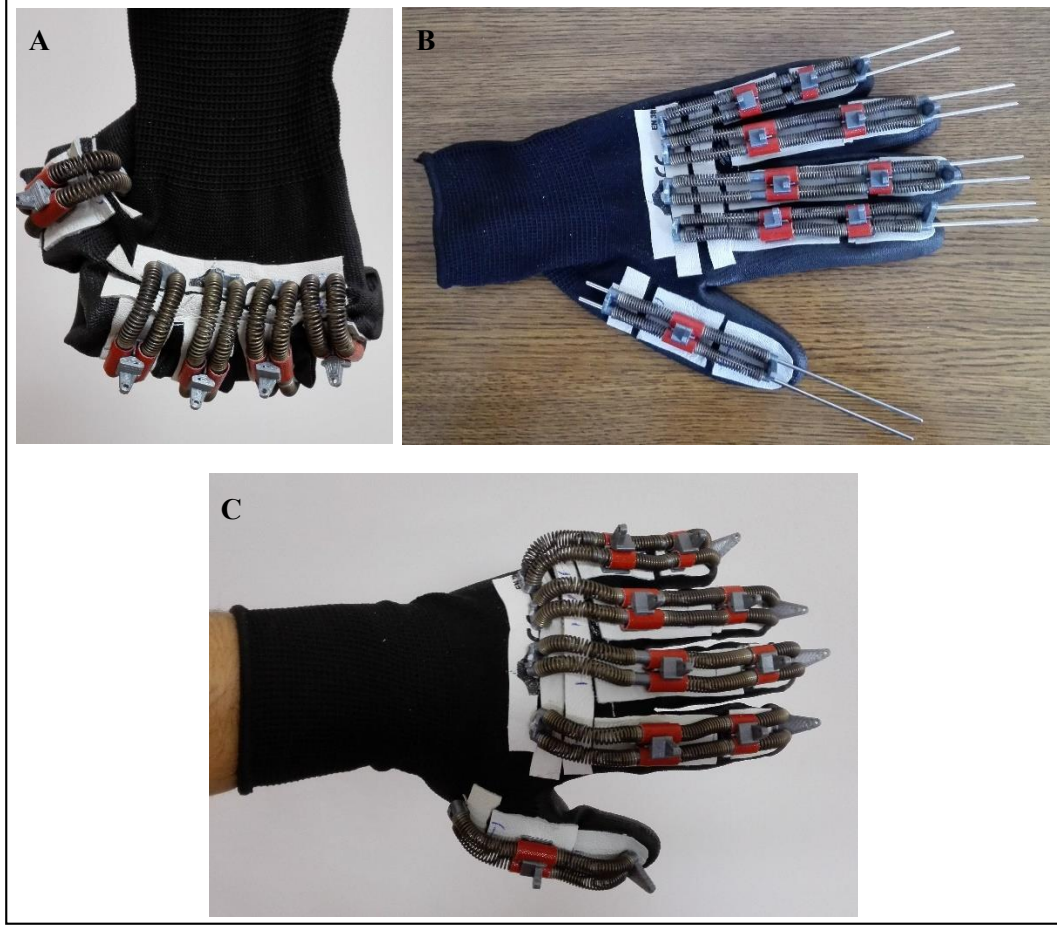
Geliştirilen prototiplerle yapılacak egzersiz hareketlerinin etkinliğinin belirlenebilmesi için cihazın insanlar üzerinde denenmesi gerekmektedir. İmalat işleminde en başarılı sonucun alındığı prototip, V2 olduğundan ilk klinik denemelerin bu sistem üzerinde yapılması kararlaştırılmıştır. Bu doğrultuda V2'nin farklı ölçülerde prototipleri üretilmiştir. Sağ ve sol el için üretilen bazı bileşenler Şekil 6.1.'de görülmektedir.



Şekil 6.1. V2'nin farklı ölçülerde üretilen bazı bileşenleri

Prototip, hem sağlıklı hem de hasta kişiler tarafından kullanılacağından cihazın ele giyilme işlemi mümkün olduğunca kolay hale getirilmelidir. V2 için üretilen eldiven parmakları fleksiyon konumunda tutacak kuvvet meydana getirdiğinden eldivenin parmak kısımları bükülü vaziyette durmaktadır (Şekil 6.2.A). Bu haliyle eldivenin giyilmesi özellikle hasta kişiler için çok büyük uğraşı gerektirmektedir. Eldivenin

parmak kısımlarını düz bir hale getirmek için yay sistemi içerisinde çubuklar geçirilmesi düşünülmüştür (Şekil 6.2.B). Böylece parmaklar eldiven içerisine rahatça yerleştirilmektedir (Şekil 6.2.C).

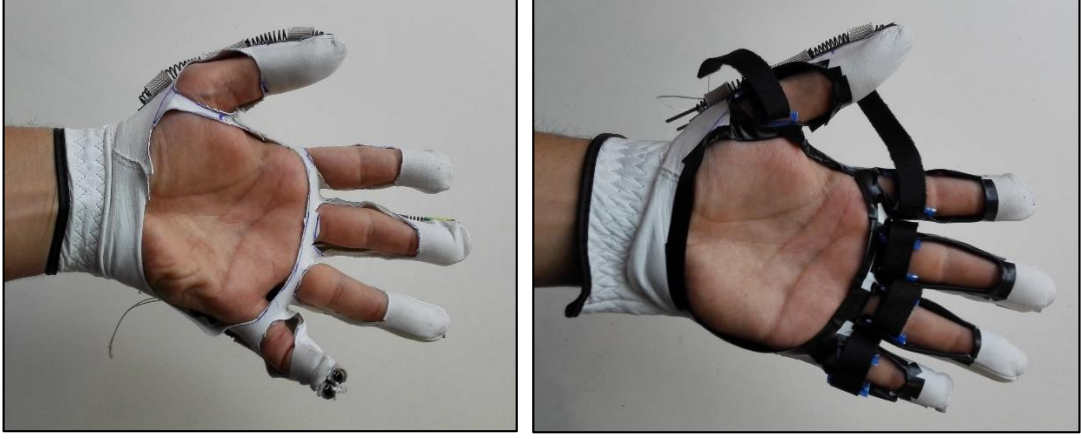


Şekil 6.2. Eldivenin çubuklar yardımıyla ele giyilmesi

Buna rağmen özellikle hemiplejik el sendromu olan kişiler eldiveni giymekte zorlanabilirler. Bu durumda olan hastalar el kaslarını kontrol edemediklerinden parmakların tümünü aynı anda eldiven içerisine yerleştirmekte sorun yaşayabilirler. Giyme işlemini, bir başkasının yardımıyla bile yapmak güç olabilir. Bu sorunu ortadan kaldırmak üzere Şekil 6.3.'de görülen çözüm geliştirilmiştir. Elin palmar yüzünde herhangi bir bileşen olmadığından giyme işlemini daha da kolaylaştırmak için eldivenin palmar yüzü kesilerek çıkarılmıştır. Bu sayede hastalar, her bir parmaklarını ayrı ayrı eldiven içerisine yerleştirebilirler.

Egzersiz işlemi tamamlandığında cihazın çıkarılması için giyme işleminde olduğu gibi

çubuklardan faydalanılabilir. Egzersizin sonunda parmaklar yine fleksiyon konumunda kalacağından parmakları ekstansiyon konumuna getirmek için yay sistemi içerisinde çubuklar geçirilebilir. Bu şekilde eldiven rahatlıkla çıkarılabilir.



Şekil 6.3. Eldivenin palmar tarafının çıkarılması

Geliştirilen cihazın insanlar üzerinde denenebilmesi için Sakarya Üniversitesi Etik Kurulundan onay alınmıştır (Bkz. Ek 7.). Geliştirilen eldiven sisteminin etkinliğinin incelenmesi için sistemin öncelikle sağlık gönüllüleri üzerinde denemesi kararlaştırılmıştır. Klinik çalışmalar, Sakarya Üniversitesi Tıp Fakültesi Romatoloji Bilim dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. İbrahim TEKEOĞLU koordinatörlüğünde gerçekleştirilmiştir.

### 6.1. Sağlıklı Gönüllüler Üzerinde Yapılan Denemeler

Sağlıklı kişiler üzerinde yapılan denemelerin amacı, basma yayları kullanılarak geliştirilen eldivenin, egzersiz esnasında fleksör ve ekstansör kas gruplarını ne ölçüde çalıştırdığını belirlemesidir.

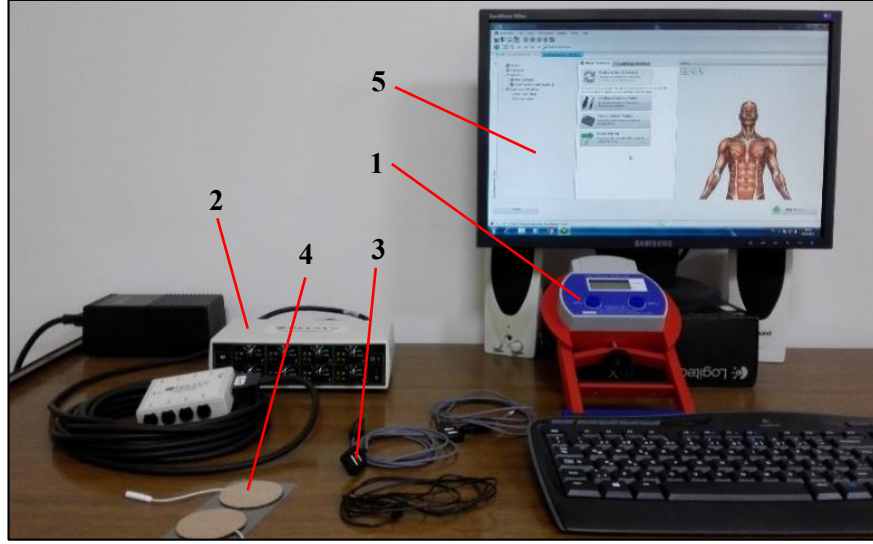
Basma yayların ekstansiyon konumuna geldiğinde maksimum 6 N civarında bir kuvvet ürettiği ve bu kuvvetin D2 MCP eklemünde yaklaşık 0,63 Nm moment oluşturduğu Bölüm 5.2.1.'de açıklanmıştı. Bu mekanik etkilerin kas kasılmasında ne derece değişiklik meydana getirdiğini belirlemek için 5 erkek ve 3 kadın gönüllü üzerinde incelemeler yapıldı.

Çalışmada yer alan gönüllülere ait bazı bilgilere Tablo 6.1.'de yer verilmiştir. Gönüllülere çalışma hakkında bilgilendirme yapılmış ve gönüllülerin onayı alınmıştır (Bkz. Ek 8.). Araştırmaya gönüllülerin kavrama kuvvetlerinin ölçümü ile başlanmıştır. Kavrama kuvvetleri bir el dinamometresi aracılığıyla ölçülmüştür. Ardından gönüllüler oturur pozisyonda iken kendi belirledikleri bir hızla ve normal bir kuvvet ile parmaklarını 20 kez ekstansiyon / fleksiyon hareketi yapacak şekilde açıp kapatmışlardır. Daha sonra aynı hareketi egzersiz eldivenini giyerek gerçekleştirmişlerdir. Hareketler üçer kez tekrarlanmış ve her bir hareket arasında 2 dakika dinlenme arası verilmiştir.

Tablo 6.1. Klinik araştırmaya katılan sağlıklı gönüllülerin bilgileri. K; kadın, E; erkek

Cinsiyet	Yaş (yıl)	Boy (cm)	Kilo (kg)	Baskın el	Hastalık öyküsü	Kavrama kuvveti (N)
K	26	166	57	Sağ	Yok	269
K	22	173	51	Sağ	Yok	205
K	21	167	57	Sağ	Yok	273
E	22	181	85	Sağ	Yok	467
E	31	174	73	Sol	Yok	436
E	22	171	76	Sağ	Yok	371
E	22	175	75	Sağ	Yok	496
E	32	178	82	Sağ	Yok	526

Hareketler sırasında kaslarda meydana kasılmanın belirlenmesi için EMG ölçümü yapılmıştır. EMG ölçümü, Delsys Bagnoli EMG sistemi kullanılarak yapılmıştır. Şekil 6.4.'de EMG ölçümü için kullanılan sistem görülmektedir. Gönüllüler yukarıda açıklanan hareketleri yapmadan önce parmak ve el bileği eklemlerinin fleksiyon / ekstansiyon hareketlerini kontrol eden kaslardan olan ekstansör digitorum kası ve fleksör karpi radialis kası üzerine elektrotlar yerleştirilmiştir. EMG ölçümü, elektrot yerleşimi ve egzersiz hareketlerini belirten protokol Ek 9.'da yer almaktadır. Gönüllüler eldivenli ve eldivensiz hareketleri, elektrot düzeni bozulmadan gerçekleştirmişlerdir. Hem eldivensiz hem de eldiven kullanılarak yapılan hareketler sırasındaki kas aktivasyonu ayrı ayrı kaydedilmiştir.

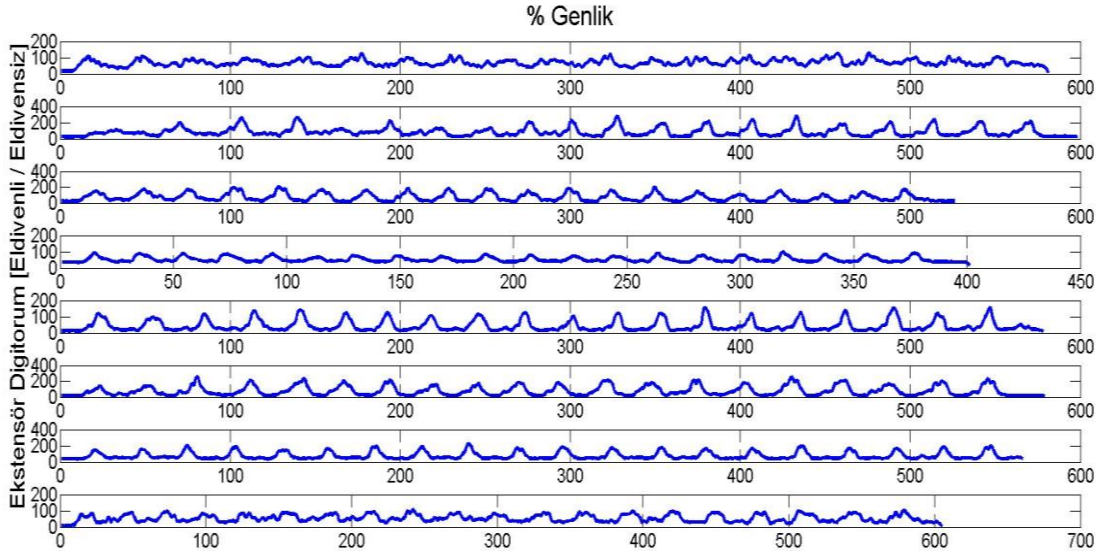


Şekil 6.4. EMG ölçümü için kullanılan sistem. 1; el dinamometresi, 2; EMG kayıt cihazı, 3; diferansiyel elektrot, 4; referans elektrodu, 5; EMG yazılımı

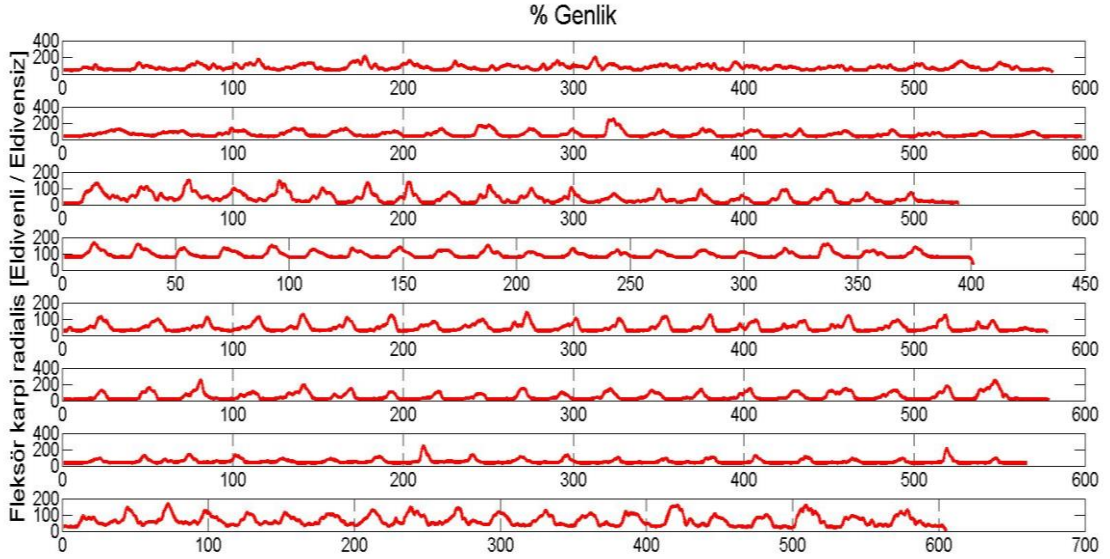
Yapılan ölçümler sonucunda; eldiven giyilerek yapılan egzersizler sırasındaki kas aktivasyonu, eldivensiz yapılan egzersizler sırasındaki kas aktivasyonu ile kıyaslanmıştır. Bu işlem EMG sinyallerinin genlik analizi yapılarak gerçekleştirilmiştir. EMG ölçümleri değerlendirilirken verilerin karekök ortalaması (RMS) alınmıştır. Şekil 6.5.'de ekstansör digitorum kasının genlik analizi görülmektedir. Burada eldivenle yapılan hareketlerdeki kas aktivasyonu, eldivensiz yapılan hareketlere oranlanmıştır. Gönüllülerin tümünün sonuçları değerlendirildiğinde eldivenli yapılan hareketlerde ilgili kasın aktivitesinin  $184,1 \pm 70,1$  daha fazla olduğu görülmektedir. Bu değerlendirme her bir kişideki maksimum genlik dikkate alınarak yapılmıştır.

Şekil 6.6.'da ise fleksör karpi radialis kasındaki aktivitenin karşılaştırılması yer almaktadır. Burada eldivenle yapılan hareketlerdeki kas aktivasyonu, eldivensiz yapılan hareketlere oranla  $197,8 \pm 47,5$  daha fazla çıkmıştır. Burada da değerlendirme her bir kişideki maksimum genlik dikkate alınarak yapılmıştır. Sonuçlardan da görüldüğü gibi eldiven kullanılarak yapılan parmak egzersizlerinin hem ekstansör hem de fleksör kasların aktivasyonunu artırdığı anlaşılmaktadır.





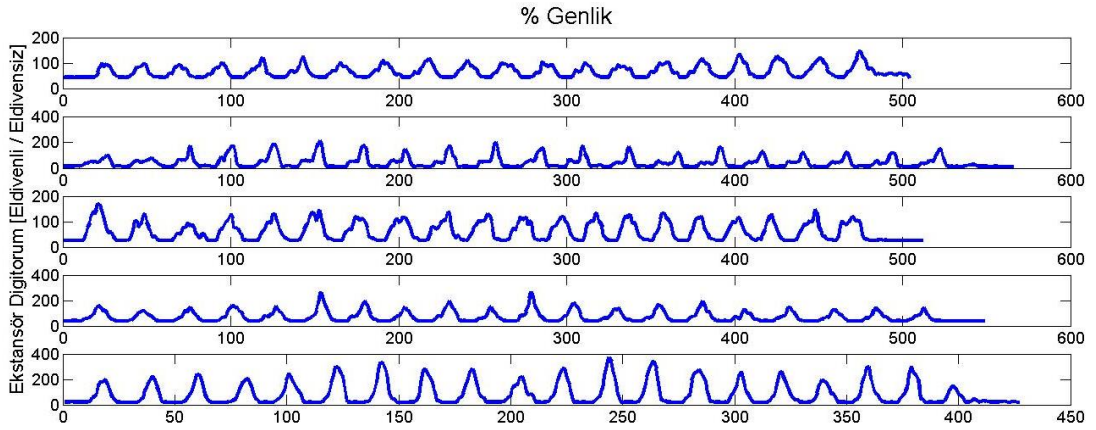
Şekil 6.5. Ekstansör digitorum kası için parmak egzersizlerindeki genlik analizi



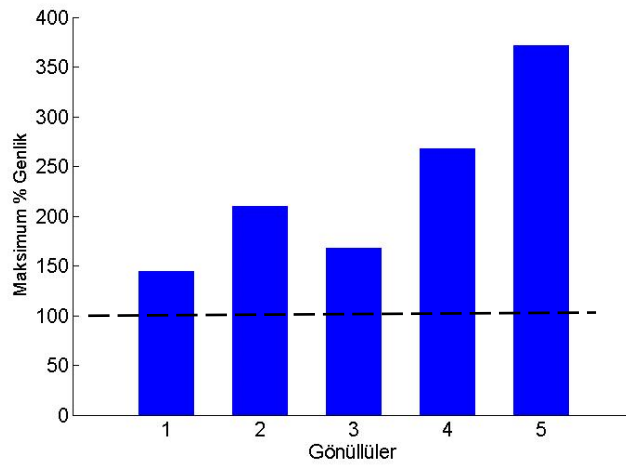
Şekil 6.6. Fleksör karpi radialis kası için parmak egzersizlerindeki genlik analizi

Parmak egzersizlerinin ardından, elektrot yerleşimi bozulmadan el bileği egzersizleri için ölçümler yapılmıştır. El bileği egzersizlerini gerçekleştiren prototip sadece erkek katılımcıların kullanımına uygun olduğundan el bileği ölçümleri 5 erkek gönüllü üzerinde yapılmıştır (Bkz. Tablo 6.1.). Gönüllüler öncelikle eldivensiz hareketleri gerçekleştirmiştir. El bileğini fleksiyon konumundan ekstansiyon konumuna getirdikleri egzersiz hareketini 20 kez tekrarlamışlardır. Ardından aynı işlemi egzersiz cihazını giyerek gerçekleştirmişlerdir. Hareketler üçer kez tekrarlanmış ve ölçümlerin ortalamaları alınmıştır. Her bir hareketten sonra 2 dakika dinlenme arası verilmiştir.

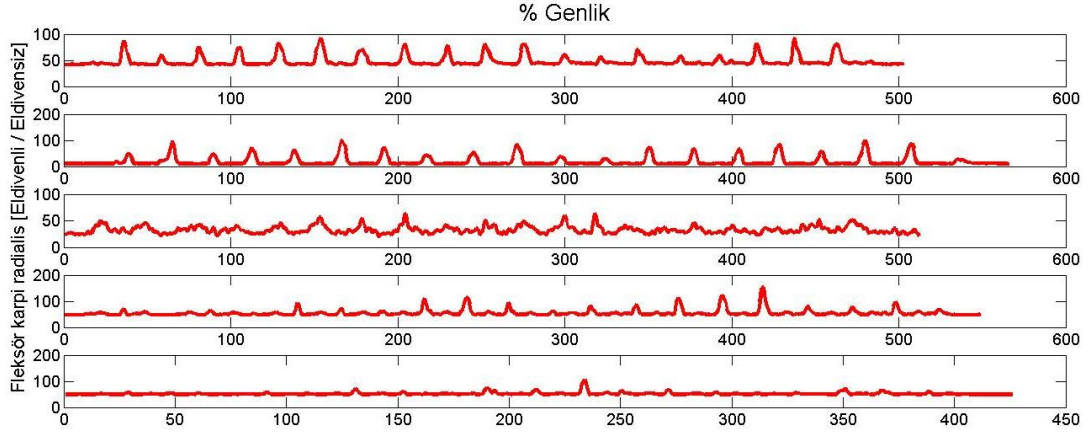
El bileği için yapılan ölçümler sırasında parmaklar fleksiyon konumunda olacak şekilde el kapalı tutulmuştur. Şekil 6.7.'de el bileği hareketleri sırasındaki ekstansör digitorum kasının genlik analizi görülmektedir. Sonuçlara bakıldığında gönüllülerin tümünde eldivenli yapılan hareketlerdeki kas aktivasyonunun eldivensiz yapılan hareketlere göre daha fazla olduğu görülmektedir. Her bir gönüllü için ölçülen maksimum genlik miktarı Şekil 6.8.'de yer almaktadır. Şekil 6.9.'da ise el bileği egzersizleri sırasındaki fleksör karpi radialis kasındaki aktivitenin karşılaştırılması yer almaktadır. Burada, eldivenle yapılan egzersizlerin fleksör karpi radialis kasının aktivasyonunda önemli bir artış meydana getirmediği söylenebilir. Şekil 6.10.'da her bir gönüllü için fleksör karpi radialis kasında ölçülen maksimum % genlik görülmektedir.



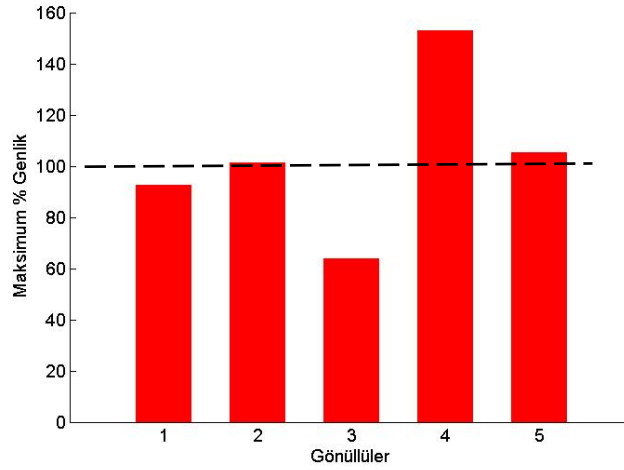
Şekil 6.7. Ekstansör digitorum kası için el bileği egzersizlerindeki genlik analizi



Şekil 6.8. Ekstansör digitorum maksimum genlikler



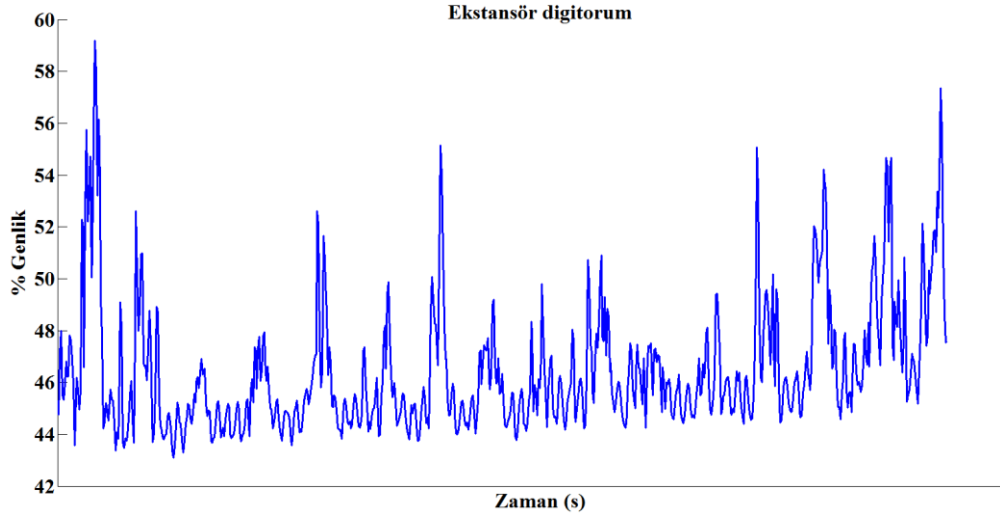
Şekil 6.9. Fleksör karpi radialis kası için bilek egzersizlerindeki genlik analizi



Şekil 6.10. Fleksör karpi radialis maksimum genlikler

Aktif egzersizlere göre yapılan ölçümlerden sonra pasif egzersizler için ölçüm yapılmıştır. Pasif egzersizler, tamamen doğrusal eyleyicinin kuvveti ile gerçekleştirilmiştir. Ölçümler tek bir erkek katılımcı üzerinde yapılmıştır. Gönüllü katılımcı üzerine elektrotlar yerleştirildikten sonra (Bkz. Ek. 9.) önce eyleyici olmadan sonra eyleyici ile parmak egzersizleri yapılmıştır. Şekil 6.11.'de cihaz desteği ile ve cihaz desteği olmadan yapılan egzersiz hareketlerinin genlik bakımından karşılaştırması yer almaktadır. Pasif olarak gerçekleştirilen egzersizlerde ekstansör digitorum kasındaki aktivasyonun normal parmak egzersizlerine kıyasla %50 seviyesinde gerçekleştiği görülmektedir. Pasif egzersizlerde fleksör karpi radialis kasındaki aktivasyonda anlamlı bir değişiklik kaydedilmemiştir.





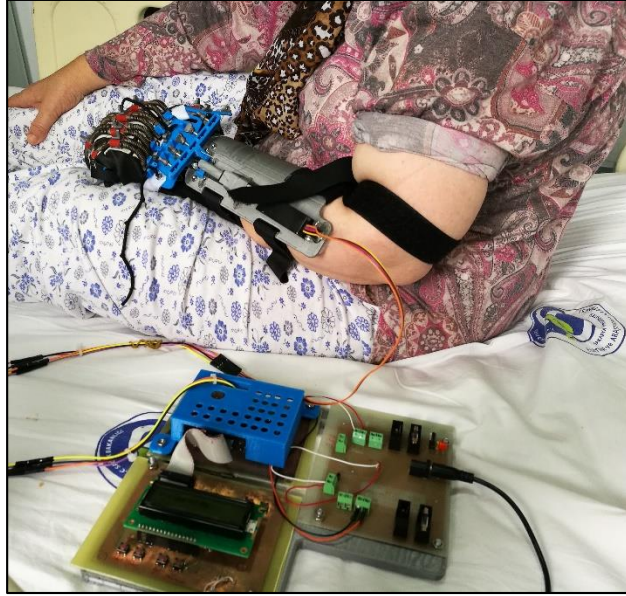
Şekil 6.11. Cihaz olmadan ve cihaz destekli yapılan egzersizlerin genlik analizi

## 6.2. Hastalar Üzerinde Yapılan Denemeler

Geliştirilen yay sisteminin sağlıklı kişiler üzerindeki denemeler sonucunda faydalı olduğu anlaşılmıştır. Cihazın hastalar üzerindeki etkilerini incelemek amacıyla Sakarya Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Korucuk Kampüsü fizik tedavi kliniğinde çalışmalar yapılmıştır.

Araştırmaya fizik tedavi kliniğindeki hemiplejik hastalar dahil edilmiştir. Hemipleji, vücudun sağ veya sol tarafında görülen inmeye bağlı bir hareket kaybı durumudur. Bu durumdaki hastalar vücutlarının sağ veya sol tarafındaki kasları kontrol edemezler. Egzersize dayalı yöntemler kullanılarak hareket kayıplarının giderilmesine çalışılmaktadır. Dolayısıyla hemiplejik el rehabilitasyonu, geliştirilen cihaz için çok uygun bir klinik tedavi sürecidir.

İncelemelere ilk olarak cihazın hastalar tarafından giyilmesi işlemiyle başlanmıştır. Geliştirilen cihazı, hastalar tek başına giyebilmekle birlikte giyme işlemi uzun zaman almaktadır. Bir başkasının yardımıyla yapılan giyme işlemi ise yaklaşık 5-10 dk sürmektedir. Egzersiz işlemi tamamlandıktan sonra cihazın çıkarılması yaklaşık 1-2 dakika sürmektedir. Şekil 6.11., cihazı eline yerleştirmiş bir hastayı göstermektedir.



Şekil 6.12. Hemiplejik bir hastanın cihazı giymesi

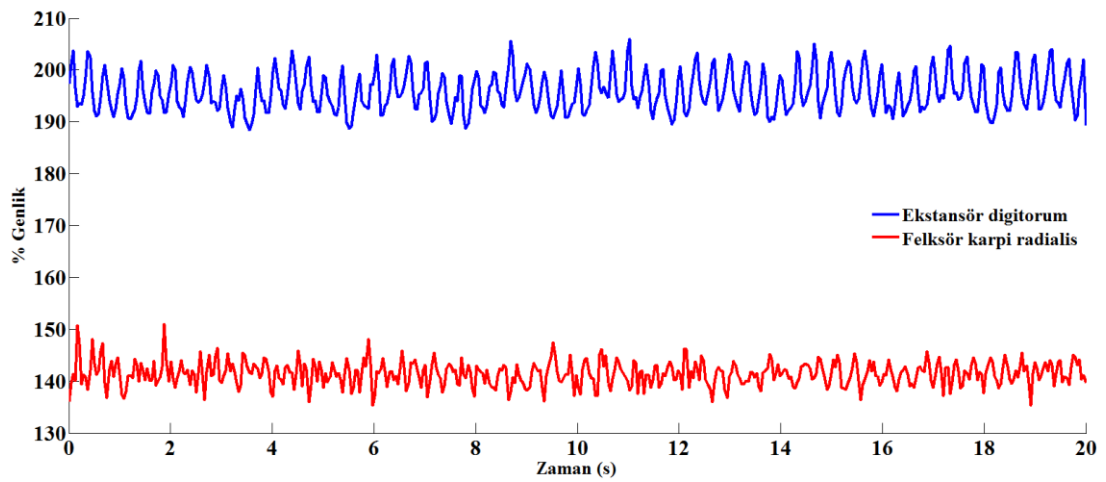
Ardından parmak egzersizlerine yönelik incelemeler yapılmıştır. Burada fleksiyon / ekstansiyon hareketlerinin eklem açıklığı incelenmiştir. Böyle bir sistem ilk defa hastalar üzerinde denendiğinden cihaz sınırlı bir çalışma aralığında kullanılmıştır. Yapılan değerlendirme sonucunda cihazın parmak egzersizleri için uygun olduğu görülmüştür. Şekil 6.12.'de hastanın hemiplejik eli üzerinde yapılan fleksiyon / ekstansiyon egzersizi yer almaktadır.



Şekil 6.13. Parmak egzersizleri. Solda; fleksiyon konumu, sağda; ekstansiyon konumu

İncelemelere, cihazın pasif egzersizler sırasında hemiplejik eldeki kasların aktivasyonuna olan etkisinin ölçülmesi ile devam edilmiştir. Bu doğrultuda iki aydır hemiplejik el sorunu olan bayan bir hasta üzerinde ölçümler yapılmıştır. Hastanın

hemiplejik eli üzerine Ek 9.'da belirtilen protokol doğrultusunda elektrotlar yerleştirilmiştir. Ardından cihaz (V2) hastanın eline giydirilmiştir. Cihazın eyleyici bağlantısı yapılmadan (hastanın eli doğal konumunda, dinlenme durumunda) hastanın hemiplejik elindeki kas aktivasyonu ölçülmüştür. Ardından cihaz ile yapılan pasif egzersizler sırasındaki kas aktivasyonu ölçülmüştür. Hastanın dinlenme durumundaki ve cihaz ile yapılan pasif egzersizler sırasındaki EMG ölçümlerinin karşılaştırması Şekil 6.14.'de yer almaktadır. Karşılaştırma işlemi EMG sinyallerinin genlik analizi üzerinden yapılmıştır.



Şekil 6.14. Hastanın hemiplejik eli üzerinde yapılan EMG ölçümlerinin genlik analizi

Pasif egzersizlerin ekstansör digitorum kasındaki aktivasyona daha fazla katkı sağladığı anlaşılmaktadır. Cihaz ile yapılan pasif egzersizlerin ekstansör digitorum kasındaki aktivasyonu ortalama %95,87; fleksör karpi radialis kasındaki aktivasyonu ise ortalama %41,45 artırdığı görülmektedir.

Sağlıklı kişiler üzerinde gerçekleştirilen aktif ve pasif egzersizler ile hasta üzerinde gerçekleştirilen pasif egzersizler, geliştirilen cihazın el rehabilitasyonunda fayda sağlayabileceğini göstermiştir.

## **BÖLÜM 7. SONUÇLAR VE TARTIŞMA**

Tez önerisinin yapıldığı 26 Haziran 2014 tarihinden bu yana geçen yaklaşık 3 yıllık süreçte yapılan çalışmalar önceki bölümlerde açıklanmıştır. Bu çalışmalara bakıldığında tez çalışmasının, üç yıl önce belirlenen hedeflere ulaştığı görülmektedir. El kaslarının rehabilitasyonu için aktif, dinamik el – el bileği ortezi tasarımı başlıklı tez çalışması sonucunda ev ortamında kullanıma uygun, taşınabilir, düşük maliyetli ve farklı özelliklerdeki yetişkin bireylerin kullanımına uygun el rehabilitasyon cihazları geliştirilmiştir. Cihazlardan biri hem sağlıklı hem de hasta bireyler tarafından kullanılmış ve cihazın etkinliği ortaya konmuştur.

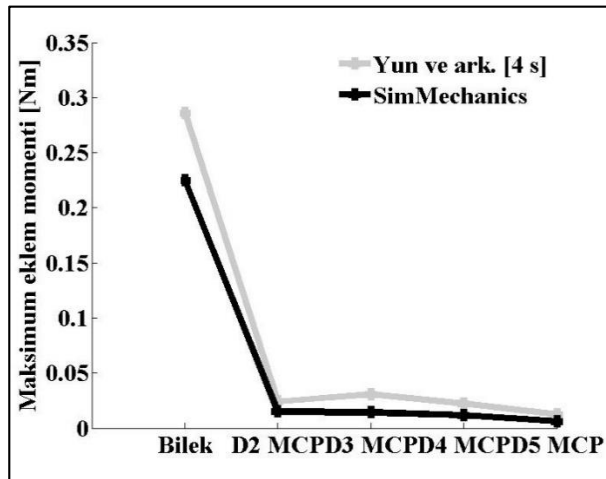
Proje, yayın, araştırma ve ödül süreçleriyle ilgili ilave bilgiler tez çalışmasının sonundaki Ekler bölümünde yer almaktadır. İlerleyen paragraflarda her bir bölüm için ayrı ayrı değerlendirmeler yer almaktadır.

Bölüm 1.'e rehabilitasyon kavramı ve rehabilitasyon mühendisliği hakkında genel bilgiler verilerek başlanmıştır. Rehabilitasyon mühendisliği alanında ülkemizde yapılan çalışmalar son derece sınırlıdır. Bu alana yönelik çalışmaların artması temenni edilmektedir. Böylece özellikle tıbbi cihazlar pazarında gerilerde olan ülkemizin rekabet gücüne katkı yapacak yeni cihazlar geliştirilebilir. Ardından iskelet kaslarının yapısı ve mekaniği alanında yapılmış araştırmaların sonuçları, mühendislik perspektifinden ele alınarak sunulmuştur. Buradaki derleme bilgilerin bu alanda çalışmaya yeni başlayan kişiler için fayda sağlayacağı düşünülmektedir.

Bölüm 2.'de cihaza dayalı el rehabilitasyonu alanında yapılan önceki çalışmalara ve bu alandaki tescil işlemlerine değinilmiştir. Literatürde yer alan önceki çalışmaların eksilikleri vurgulanmış ve ev ortamında rehabilitasyon için geliştirilebilecek sistemlerden bahsedilmiştir. Tescil araştırması sonucunda, orijinal bir cihaz ortaya

koyabilmek için gerekli yapının çerçevesi belirlenmiştir. Tescil araştırması, ülkemizin medikal cihazlar alanındaki patent sayılarında ve patent başvurularında gerilerde olduğunu göstermiştir. Bu durum, medikal cihazlar alanında sadece araştırma açısından değil ticari girişim açısından da çaba sarf edilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

Bölüm 3.'de eklem momentlerinin belirlenmesinde kullanılan matematiksel yöntemlerin zorlukları ve geliştirilen simülasyon modellerinin sınırlılıkları belirtilmiştir. El bileği ve parmak eklemlerindeki moment değişimlerini belirleyebilmek için bir biyomekanik model önerilmiştir. Modelin çözümü MATLAB ve SimMechanics araçları kullanılarak yapılmıştır. SimMechanics simülasyonu sonucunda farklı hareketler sırasında meydana gelen eklem momentleri tespit edilmiştir. Hesaplanan eklem momentlerinin doğrudan karşılaştırılabileceği benzer bir çalışma bulunmamaktadır. Ancak el bileği ve parmak eklemlerindeki momentlerin bir matematiksel yöntem kullanılarak hesaplandığı çalışmada Yun ve ark. (2002) 4 saniyelik periyotta tekrarlı hareketleri incelemişlerdir. Yun ve ark. (2002) tarafından elde edilen sonuçlar ile SimMechanics ortamında yapılan simülasyon sonucunda hesaplanan eklem momentleri karşılaştırılmıştır (Şekil 7.1.). Sonuçların benzerlik gösterdiği anlaşılmaktadır. Dolayısıyla oluşturulan modelin ve simülasyon işleminin başarılı olduğu söylenebilir.



Şekil 7.1. Fleksiyon / ekstansiyon hareketleri sonucunda hesaplanan momentlerin karşılaştırması

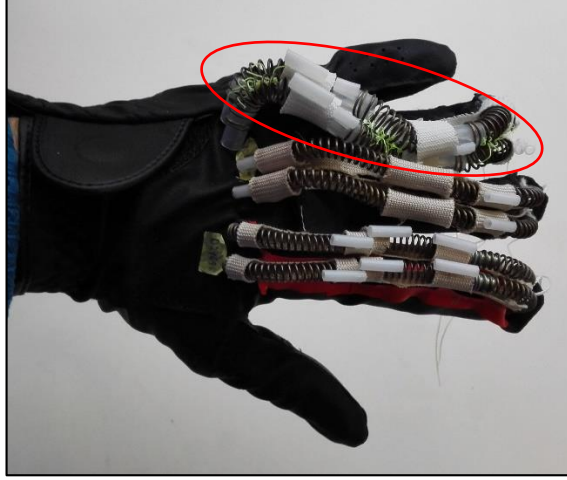
Geliştirilen simülasyon modeli sayesinde hantal ölçüm cihazları kullanmadan ve matematiksel yöntemlerin zorluklarıyla uğraşmadan eklem momentleri tahmin edilebilir. Moment analizinin yanı sıra diğer SimMechanics araçları kullanılarak kuvvet ve enerji değişimleri hesaplanabilir ve farklı kinematik incelemeler yapılabilir. Geliştirilen simülasyon modelinin en büyük sınırlılığı kas etkileşimlerini içermemesidir. El için önerilen biyomekanik model, kas dokusunun özelliklerini de içerecek şekilde genişletilebilir. Bunu amaçla kasların mekanik özellikleri, Hill (1970) tarafından önerildiği gibi (Bkz. Şekil 1.7.) yay ve sönüm elemanları kullanılarak modellenebilir. SimMechanics araçları bu işlem için uygundur.

Bölüm 4.'de kavramsal tasarım süreçleri açıklanmıştır. Orijinal bir tasarım ortaya koyabilmek için Bölüm 2.'de belirlenen prensipler doğrultusunda sistematik bir yol izlenmiştir. Neticede üç adet (V1, V2 ve V3) kavramsal tasarım çözümü belirlenmiştir. Bu çözümler arasından en iyi olanı nicel olarak belirleyebilmek için tasarım şartnamesine uygun olarak ölçütler belirlenmiştir. Ardından üç çözüm değerlendirme işlemine tabi tutulmuştur. Değerlendirme işleminde her bir tasarımın belirlenen ölçütleri karşılama durumu 0 - 4 aralığında puanlanmıştır (Bkz. Tablo 4.2.). Puanlama sistemi faydalı görülmekle birlikte daha hassas bir puanlama yönteminin geliştirilebileceği düşünülmektedir. VDI 2225 rehberinde yer alan açıklamalarda 0 puan yetersiz çözüme, 4 puan da ideal çözüme karşılık gelmektedir. Dolayısıyla bir tasarımın ölçütleri karşılama durumu 1, 2 ve 3 puan aralığı ile sınırlı kalmaktadır. Farklı tasarım çözümleri, birkaç temel ölçüt üzerinden değerlendirildiğinde toplam puanlar arasında belirgin farklılıklar olmamaktadır. Bu durum en iyi tasarım çözümünü belirlemede bir dezavantaj olarak görülmektedir. Tasarımların değerlendirme işlemi sonucunda elde ettikleri toplam puanlar arasında belirgin farklılıkların ortaya çıkması ancak çok sayıda kriter dikkate alınarak yapıldığında mümkün olmaktadır. 0 - 4 puan aralığında değerlendirme yapılacaksa, böyle bir işlem için kullanılacak minimum değerlendirme kriteri sayısı belirtilebilir. Örneğin; 0 ve 4 puan çıkarıldığında geriye kalan üç puan için (1, 2 ve 3) -yani  $n=3$  için- en az  $2 \cdot n$  kadar -yani 6 adet- değerlendirme ölçünün kullanılması önerilebilir. Değerlendirme ölçütlerinin sayısı  $2 \cdot n$ 'den küçük ise bu durumda değerlendirme puanları 0 - 6 aralığında olabilir. Bu durumda en zayıf çözümün karşılığı olan 0 ve ideal çözümün

karşılığı olan 6 puan çıkarıldığında tasarım çözümleri geriye kalan 5 farklı puan üzerinden değerlendirilebilir. Ancak böyle bir puanlamada “iyi çözüm” ve “daha iyi çözüm” şeklinde bir değerlendirme durumu ortaya çıkabilir. Bu iki durum arasında tercih yapmak puanlama işleminin objektifliğini olumsuz etkileyebilir. Yani tasarımların nicel verilere göre değerlendirilmesi işlemini iyileştirmek isterken yukarıda bahsedilen durumdan dolayı işin içine subjektif bir hata karışabilir. Netice itibarıyla tasarımların değerlendirme işlemini daha iyi hale getirmek, birkaç paragrafta tartışılacak bir husus olmaktan çok ötedir. Bunun için kapsamlı incelemeler gerekmektedir.

Bölüm 5.'de, bir önceki bölümde ortaya konan kavramsal tasarım çözümlerinin ayrıntılı tasarımı yapılmış ve prototipleri üretilmiştir. V1 üzerine yapılan denemeler sonucunda bu tasarımın en zayıf çözüm olduğu anlaşılmıştır. V2 ve V3 daha faydalı çözümler olduğundan bu iki çözümün prototipleri üretilmiştir. Aslında V2 ve V3, aynı yöntemin iki farklı uygulaması olarak görülebilir. Her iki tasarımda da kablo ve yay destekli kuvvet ve hareket aktarım sistemi kullanılmıştır. V2 elin dorsal yüzüne giyilirken V3 elin palmar yüzüne giyilmektedir.

V2'nin prototip imalatı daha başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Kullanılan ticari basma yaylarının parmakları fleksiyon konumunda tutmada başarılı olduğu görülmüştür. Uygulamada basma yayları ile ilgili iki problemle karşılaşmıştır. Birincisi parmaklar fleksiyon konumuna geldiğinde basma yaylarında burkulma meydana gelebilmektedir (Şekil 7.2.). Bu problemi ortadan kaldırmak için her parmak üzerinde iki sıra halinde bulunan yaylar birbirlerine düğümlenmiştir. Yayların birbirine irtibatlandırılmasıyla hem radyal hareketleri dengelenmiş hem de uzunlukları sabit kalıp yarıçapları artmış olduğundan burkulmaya karşı dayanıklı hale gelmişlerdir. Yayları birbirlerine düğümlenme işlemi birkaç sarımda bir yapılmıştır. Düğüm atma işlemi için hibrit malzemeden üretilmiş iplerin veya ince tellerin kullanılabileceği görülmüştür. Başparmak üzerindeki yayların boyu daha kısa olduğundan bu parmak üzerindeki yaylarda burkulma problemine rastlanmamıştır. Dolayısıyla başparmak üzerindeki yaylara düğüm işlemi uygulanmayabilir.



Şekil 7.2. Basma yaylarında meydana gelen burkulma

Basma yaylarında karşılaşılan bir diğer problem aşırı ekstansiyon durumudur. Cihazın normal çalışma şartlarında böyle bir problemle karşılaşılmaması beklenmemektedir. Ancak eyleyicinin çalışmasıyla ilgili bir aksaklık olması durumunda bu durum ortaya çıkabilir. Parmaklar ekstansiyon konumuna geldiğinde bile eyleyici hala çekme kuvveti uygulamaya devam ederse parmaklar aşırı ekstansiyona maruz kalabilir. Bu durum özellikle DIP eklemlerinde ve IP ekleminde zorlanmaya sebep olabilir. Böyle bir duruma sebep vermemek için bir kuvvet veya akım sensörü ile eyleyicideki aşırı yüklenmeler engellenebilir. Elektronik birimlerin arıza yapma ihtimaline veya kalibrasyon problemlerine karşı mekanik bir önlem almak daha etkili olabilir. Eklemlerde aşırı ekstansiyon oluşmaması için basma yayları bükülü vaziyetten düz konuma geldiğinde yaydaki sarımların birbirine temas etmesi gerekir. Bu sayede eyleyici çekme işlemine devam etse bile yay üzerinde yer değiştirme olmayacağından eklemlerde aşırı ekstansiyon meydana gelmez. Fakat bükle işleminden dolayı yay düz konuma geldiğinde bile sarımlar arasında bir boşluk meydana gelmektedir. Bu boşluğu ortadan kaldırmak için uygulanan çözüm Şekil 7.3.'de görülmektedir. Burada yay çapına uygun bir plastik hortum, basma yayının her bir sarımına denk gelecek şekilde yay teli üzerine geçirilmiştir.

Yukarıda açıklanan çözümler işe yaramakla birlikte rehabilitasyon amaçlı sistemlerde kullanılmak üzere özel yayların geliştirilmesi gerektiği düşünülmektedir. Bu yayların karşılaması beklenen özellikler; aksenal, teğetsel ve radyal yönlerde direngenliğe sahip



olma, el üzerine yerleştirilebilecek boyutlarda olma, burkulmaya ve aşırı ekstansiyon ve fleksiyona engel olma şeklinde sıralanabilir.



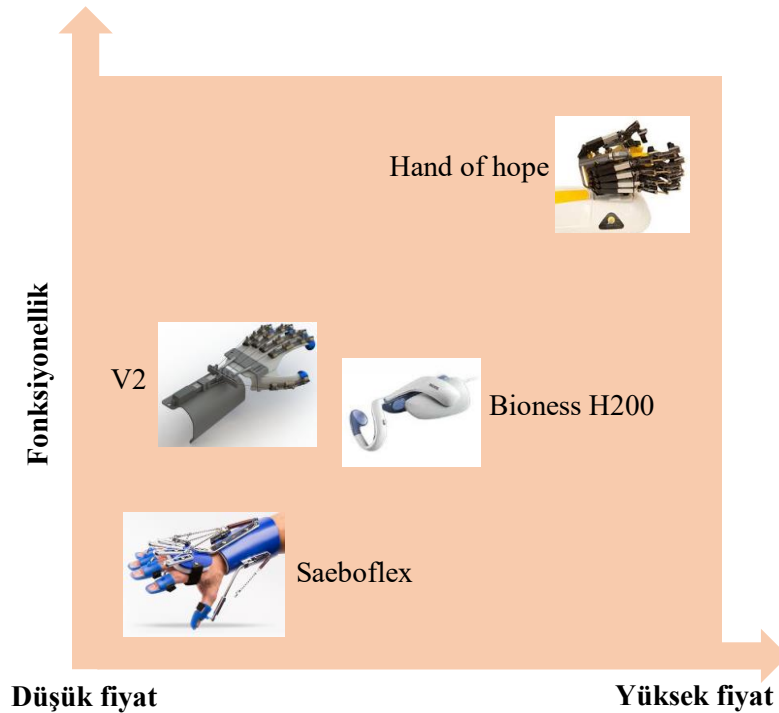
Şekil 7.3. Aşırı ekstansiyonu engellemek için uygulanan tedbir

V2 için geliştirilen ve basma yayları kullanılarak üretilen fleksiyon / ekstansiyon eldiveninin (Bkz. Şekil 5.9.) tek başına da kullanılabilir olduğu düşünülmektedir. Eldiven yardımıyla kasları kuvvetlendirmeye yönelik egzersizler yapılabilir. Farklı direngenlikte yaylar kullanılarak egzersizin seviyesi artırılıp azaltılabilir. Bunun yanı sıra eldiven, felçli hastalar için yardımcı / destekleyici (assistive) bir cihaz olarak kullanılabilir. Böylece hastalar gündelik işlerini daha kolay yapabilirler.

V3 için önerilen tasarımda şerit yaylar ve kablo sistemi kullanılmıştır. Üretilen prototipin V2'ye kıyasla daha fazla geliştirmeye açık yönü bulunmaktadır. Şerit yaylara kılavuzluk eden yapı, çekme sistemi ve başparmağın hareketinde geliştirmeler yapılabilir. Sistem elin palmar yüzüne yerleştirildiğinden giyme işlemi daha kolay gerçekleşmektedir. Ayrıca şerit yaylar hacim olarak daha az yer kapladığından tasarım daha estetik görünmektedir. V3 hakkında Türk Patent ve Marka Kurumuna sınai mülkiyet hakkı için başvuruda bulunulmuş ve önerilen sistem faydalı model olarak 21 Aralık 2016 tarihinde tescillenmiştir (Bkz. Ek 6.).

Geliştirilen prototipler ağırlık açısından değerlendirildiğinde avantajlı oldukları görülmektedir. V2'nin ele giyilen kısmının ağırlığı 400 gramın altındadır. Prototip seviyesinde olan bu cihazlar geliştirilerek ağırlıkları daha da azaltılabilir. Prototiplerin, taşınabilirlik ve giyilebilirlik bakımından uygun oldukları açıktır. Maliyet bakımından değerlendirme yapıldığında geliştirilen sistemlerin rekabetçi oldukları görülmektedir. Özellikle inme rehabilitasyonunda kullanılmak üzere el için geliştirilmiş birkaç ticari

cihaz ülkemizde de satılmaktadır. Bunlardan biri olan Hand of hope isimli cihaz yaklaşık 70.000 Amerikan Doları fiyatla ile satılmaktadır. Aktif eyleyicileri olmayan sadece gündelik hareketleri destekleyici bir başka ticari sistem olan Saeboflex isimli ürünün satış fiyatı yaklaşık 2.000 Amerikan Dolarıdır. FES sistemine dayalı bir destekleyici cihaz olan Bioness H200 ise yaklaşık 8.000 Avro fiyat ile satılmaktadır. Tez çalışması kapsamında geliştirilen doğrusal eyleyicili sistemin maliyeti yaklaşık 750 TL, dairesel eyleyicili sistemin maliyeti ise yaklaşık 350 TL'dir. Geliştirilen cihazların ticarileştirilmesi durumunda pazarda yer alan diğer ürünlere maliyet açısından rekabet edebileceği görülmektedir. Tabi ki rekabet şartlarını sadece maliyet üzerinden değerlendirmek yeterli değildir. Örneğin fonksiyonellik açısından bakıldığında Hand of hope adlı cihazın üstün özelliklere sahip olduğu görülmektedir. Egzersiz hareketleri kişinin niyetine (sinirsel aktiviteye) göre yapılabilir. Yani kişi egzersiz hareketini zihninde kurgulayıp cihazın çalışmasını sağlayabilmektedir. Bu tez çalışmasında geliştirilen cihazların kavramsal kurgusu ise, temel egzersiz hareketlerini en az sayıda bileşenle gerçekleştirebilmeye yöneliktir. Dolayısıyla tez çalışmasında geliştirilen cihazlar, rehabilitasyon cihazları pazarında orta seviyelerde yer alabilecek yapıdadır (Şekil 7.4.).



Şekil 7.4. Tez kapsamında geliştirilen cihazın pazardaki diğer cihazlarla karşılaştırması

Dorsal yüze giyilen cihazın (V2) insanlar üzerinde kullanılmasına yönelik çalışmalar Bölüm 6.'da açıklanmıştır. Bu çalışmalar hakkındaki bilgilere geçmeden önce etik onay süreçlerinde karşılaşılan zorlukların aktarılmasında fayda olacaktır. İnsan hakları ve etik değerler göz önünde bulundurulduğunda insan üzerinde yapılacak her türlü işlemin (anket, deney, gözlem vb.) bir takım kurallara göre yapılması bir gerekliliktir. Bu gerekliliğe kimsenin itirazı olamaz.

Tez kapsamında geliştirilen prototipler, ülkemizdeki yönetmeliklere göre tıbbi cihaz olarak tanımlanmaktadır ve insanlar üzerinde kullanılabilmesi için yetkili kuruluşlardan etik onay alınması gerekmektedir. Ülkemizdeki etik onay süreçlerini yöneten en yetkin kuruluş Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'dur. Yaklaşık 100 yıllık geçmişi bulunan kurumun önceki isimleri hep eczacılık ve ilaç terimlerini içeren şekilde olmuştur. Kurumun ismine tıbbi cihaz ibaresinin eklenmesi 2011 yılında gerçekleşmiştir (<http://www.titck.gov.tr/Kurumsal/Tarihce>, 2017). Burada ilk tartışılması gereken husus, daha ziyade kimya ve farmakoloji alanıyla ilgili olan ilaç süreçlerinin ve ağırlıklı olarak mühendislik alanıyla ilgili olan tıbbi cihaz süreçlerinin aynı kurul tarafından yürütülüyor olmasıdır. Bu çelişkinin giderilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Etik onay süreçlerini Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu koordinatörlüğünde genellikle üniversitelerin tıp fakültelerine bağlı etik kurul komisyonları yürütmektedir. Bu komisyonların üyeleri tıp fakültelerinde çalışan değişik uzmanlık alanlarındaki hekimlerden, sağlık teknisyenlerinden, hukukçulardan ve yazı işlerinden sorumlu memurlardan oluşmaktadır. Ancak bu kurulların hemen hemen hiç birinde bir mühendis görev almamaktadır. Haliyle mühendislik alanına yönelik bir tıbbi cihaz çalışmasıyla ilgili etik kurul başvurusunu değerlendirebilecek yetkinlikte bir üye bulunmamaktadır. Bu durum tıbbi cihaz çalışmalarının etik açıdan değerlendirilmesinde büyük anlaşmazlıkların ve uyumsuzlukların yaşanmasına sebep olmaktadır. Tıbbi cihaz çalışmalarının değerlendirildiği etik kurullarda mutlaka ilgili alana yönelik teknik bilgiye sahip bir üyenin görev alması gerektiği düşünülmektedir.

Ülkemizin tıbbi cihazlar alanında gerilerde olmasının en büyük sebeplerinden birinin

etik onay süreçlerindeki zorluklar olduğu düşünülmektedir. Yukarıda bahsedilen duruma ilave bir diğer zorluk tıbbi cihaz araştırmaları için zorunluluk olarak gösterilen sigorta işlemleridir. Araştırmanın riskine ve büyüklüğüne bakılmaksızın her klinik araştırma için katılımcıların sigortalanması istenmektedir. Yapılan araştırmalar neticesinde etik kurul süreçleri ile ilgili sigorta işlemlerinin sadece az sayıda sigorta şirketi tarafından yapıldığı görülmüştür. Çoğu büyük ölçekli yerli sigorta şirketi bile bu tarz bir sigorta işleminin varlığından haberdar değildir. Tıbbi cihaz araştırmaları için sigorta hizmeti veren kuruluşların çoğunlukla yabancı sermayeli şirketler olduğu görülmüştür. Tıbbi cihaz araştırmaları için hasta başına sigorta ücretlerinin 1000 ABD Dolarından başladığı düşünülürse, bu durum ülkemiz açısından önemli bir sermaye kaybı olarak değerlendirilebilir. Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz kurumunun sigorta işlemleriyle ilgili hususları gözden geçirmesi gerektiği düşünülmektedir.

Bu tez çalışması kapsamında geliştirilen cihazın insanlar üzerinde kullanımı amacıyla etik kurul onay alabilmek için farklı dönemlerde yaklaşık bir yıllık süreçte uğraş verilmiştir. Bu durum mühendislik araştırmaları etiğine aykırı görülmektedir. Uzun uğraşlar sonucunda alınan etik onay doğrultusunda cihaz sağlıklı ve hasta bireyler üzerinde denenmiştir. Sağlıklı bireyler üzerinde yapılan incelemeler, basma yayları ve kablo sistemi kullanılarak geliştirilen hareket ve kuvvet aktarım sisteminin kas aktivasyonuna olumlu katkı sağladığını göstermiştir. Hemiplejik el şikayeti olan hastalar üzerinde yapılan denemeler, cihazın kullanımının ve egzersiz işleminin uygun olduğunu göstermiştir. Cihazın hastalığın iyileşmesine olan katkısının tam olarak belirlenebilmesi için daha kapsamlı incelemeler yapılması planlanmaktadır. Bu haliyle bile geliştirilen cihazın ev ortamında kullanıma uygun olduğu görülmüştür. Ev ortamında rehabilitasyon sayesinde hem rehabilitasyon maliyetlerinin azalacağı hem de iyileşme süresinin kısılacağı söylenebilir.

Sonuç olarak bu tez çalışması kapsamında el rehabilitasyonunda kullanılacak düşük maliyetli, taşınabilir, hafif, hem parmak hem de el bileği egzersizlerini gerçekleştirebilen bir cihazın prototipleri üretilmiştir. Cihazın özellikle hemiplejik el rehabilitasyonu olmak üzere, sinir sıkışması, sinir yaranması, tendon yaranması ve spor yaranması gibi durumların tedavisinde de kullanılacağı düşünülmektedir.

Cihaz sayesinde pasif ve aktif egzersizler gerçekleştirilebilir. En büyük beklenti, geliştirilen prototiplerin ticarileştirilerek hastaların hizmetine sunulmasıdır. Böylelikle tasarımı, patenti ve imalatı ülkemize ait ilk aktif eyleyicili ve taşınabilir el rehabilitasyon cihazı pazardaki yerini almış olur.

Gelecek çalışmalardan biri, cihazın hastalar üzerinde uzun süreli kullanımını sonucu elde edilecek bilgilere göre bir egzersiz protokolü oluşturulmasıdır. Farklı rehabilitasyon süreçleri için farklı protokoller belirlenebilir.

Gelecek çalışmalardan bir diğeri ise cihazın kontrol birimi üzerinde geliştirmeler yapmaktır. Cihazın EMG tabanlı kontrolü gerçekleştirilerek çalışma şartlarının kas aktivitesine göre otomatik olarak ayarlanması sağlanabilir. EMG sinyalleri başarılı bir şekilde değerlendirilebilirse, hastanın tedavi süreci ilgili hekim veya fizyoterapist tarafından uzaktan izlenebilir.

## **7.1. Son Söz**

Ümidimiz şudur ki, hiç kimse böyle bir cihazı kullanmak durumunda kalmayın.

Elimize sağlık!

## KAYNAKLAR

- Apaydın, N. Serhan, Ü., Bozkurt, M., Doral, M. N. 2011. Aşil tendonu'nun fonksiyonel anatomisi ve biyomekanik özellikleri. TOTBİD Dergisi, 10(1): 61-68.
- Arvidson, I. Eriksson, E., Pitman, M. 1984. Neuromuscular basis of rehabilitation. İçinde: Rehabilitation of the Injured Knee. 210-334.
- Bajd, T. Kralj, A., Turk, R., Benko, H., Sega, J. 1989. Use of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injuries. J Biomed Eng, 11(2): 96-102.
- BAKA (Batı Akdeniz Kalkınma Ajansı). 2012. Tıbbi ve Medikal Aletler Sektör Raporu. [www.baka.org.tr/uploads/1357649606TiBBi-VE-MEDiKAL-ALETLER-SEKTOR-RAPORU-5ARALI.pdf](http://www.baka.org.tr/uploads/1357649606TiBBi-VE-MEDiKAL-ALETLER-SEKTOR-RAPORU-5ARALI.pdf) Erişim tarihi: 24 Şubat 2017.
- Barkana, D. E. Özkul, F. 2012. Rehabilitasyon Amaçlı Robotik Sistemi (RehabRoby). TÜBİTAK Proje No: 108E190.
- Bartlett, R. 2007. Introduction to sports biomechanics analysing human movements patterns. Taylor & Francis. 1-292.
- Batavia, A. Hammer, G. S. 1990. Toward the development of consumer-based criteria for the evaluation of assistive devices. J. Rehab. Res. Dev., 27: 425-436.
- Battezzato, A. 2014. Towards an underactuated finger exoskeleton: An optimization process of a two-phalange device based on kinetostatic analysis. Mechanism and Machine Theory, 78: 116-130.
- Beason, D. Soslowsky, L., Karthikeyan, T., ve diğ. 2007. Muscle, tendon and ligament, American of Orthopedic Surgeons.
- Blazevich, A. J. 2006. Effects of physical training and detraining, immobilization, growth and aging on human fascicle geometry. Sports Med, 36: 1003-1017.
- Birch, A. Hon, K. K. B. ve Short, T. 2012. Structure and output mechanism in Design for Environment (DfE) tools. Journal of Cleaner Production, 35: 50-58.
- Blottner, D. Salanova, M., Puttman, B., Schiffl G., Buehring, B., Rittweger J. 2006. Human skeletal muscle structure and function preserved by vibration muscle exercise following 55 days of bed rest. Eur J Appl Physiol, 97: 261-271
- Borille, A. Gomes, J., Meyer, R., Grote, K. 2010. Applying decision methods to select rapid prototyping technologies. Rapid Prototyping Journal, 16(1): 50-62.

- Bouzit, M. Burdea, G., Popescu, G., Boian, R. 2002. The Rutgers Master II – new design force – feedback glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(2): 256-263.
- Buchholz B. Armstrong T. J. 1992. A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities. *J Biomech*, 25(2): 149–162.
- Butler, A. J. Bay, C., Wu, D., Richards, K. M., Buchanan, S., Yepes, M. 2014. Expanding Tele-rehabilitation of Stroke Through In-home Robot-assisted Therapy. *Int J Phys Med Rehabil*, 2: 1-11.
- Chandler, R. F. Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M., Young, J. W. 1975. Investigation of inertial properties of the human body. *Aerospace Medical Research Laboratory*, 1-162.
- Cooper, R. A. 1995. *Rehabilitation Engineering Applied to Mobility and Manipulation*. IOP Publishing, 1-534.
- Conner, C. D. 2005. *Halkın Bilim Tarihi. TÜBİTAK Popüler Bilim Kitapları*, 1-580.
- Craig, R. 1994. The structure of contract filaments. İçinde: *Myology*. McGraw-Hill, 134-175.
- Crawford, C. N. C. James, N.T. 1980. The design of muscle. İçinde: *Scientific Foundations of Orthopaedics and Traumatology*. William Heinemann, 67-74.
- Daumas, B. Xu, W. L., Bronlund, J. 2005. Jaw mechanism modeling and simulation. *Mechanism and Machine Theory*, 40: 821-833.
- DeLisa, J. A. Currie, D. M., Martin, G. M. 1998. Rehabilitation medicine: Past, present, and future. İçinde: *Rehabilitation Medicine: Principles and Practice*. Lippincott-Raven Publishers, 3-32.
- Deloitte Consulting. 2009. *Destination 2025 – Focus on the Future of the Medical Device Industry*, 1-70.
- Diniz, F. Ketenci, A. 2000. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon. *Nobel Tıp Kitabevleri*, 1-592.
- Dovat, L. Lambercy, O., Gassert, R., Maeder, T., Milner, T., Leong, T. C., Burdet, E. 2008. HandCARE: A cable-actuated rehabilitation system to train hand function after stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16(6): 582-591.
- Drake R. L. Vogl W., Mitchell A. W. M. 2004. *Gray’s anatomy for students*, Churchill Livingstone Elsevier, 1-1150.
- DSÖ (Dünya Sağlık Örgütü, World Health Organization). 2011. *World Report on Disability: Summary*. 1-24.
- Duan, Q. Vashita, V., Agrawal, S. K. 2015. Effect on wrench-feasible workspace of cable-driven parallel robots by adding springs. *Mechanism and Machine Theory*, 86: 201-210.

- Edgerton, V. R. Apor, P. ve Roy, R. R. 1990. Specific tension of human elbow flexor muscles. *Acta Physiologica Hungarica*, 75: 205-216.
- Enderle, J. D. Blanchard, S. M., Bronzino, J. D. 2005. *Introduction to Biomedical Engineering*. Elsevier Academic Press, 1-1144.
- Enoka, R. M. 1988. Neuromuscular basis of kinesiology. *Human Kinetics*, 1-352.
- Esteki A. Mansour J. M. 1996. An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment. *J Biomech*, 29(4): 443-450.
- Farina, D. Jensen, D., Akay, M. 2013. *Introduction to neural engineering for motor rehabilitation*, John Wiley & Sons, 1-579.
- Fitts, R. H. McDonald, K. S. ve Schluter, J. M. 1991. The determinants of skeletal muscle force and power: Their adaptability with changes in activity pattern. *J Biomech*, 24: 111-122.
- Fok K. S. Chou S. M. 2010. Development of a finger biomechanical model and its considerations. *J Biomech*, 43(4), 701-713.
- Fontana, M. Dettori, A., Salsedo, F., Bergamasco, M. 2009. Mechanical design of a novel Hand Exoskeleton for accurate force displaying. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Kobe, 1704-1709.
- Fukunaga, T. Roy, R. R., Shellock, J. A., Hodgson J. A., Edgerton V. R. 1996. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol*, 80: 158-165.
- Fung, Y. C. 1990. *Biomechanics: motion, flow, stress, and growth*. New York: Springer-Verlag, 1-570.
- Garret, J. W. 1970a. Anthropometry of the hands of male air force flight personnel. DTIC Document. Technical Report, 1-80.
- Garret, J. W. 1970b. Anthropometry of the air force female hand. DTIC Document. Technical Report, 1-81.
- Granat, M. H. Ferguson, A. C., Andrews, B. J., Delargy, M. 1993. The role of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury observed benefits during gait studies. *Paraplegia*, 31(4): 207-215.
- Greiner T. M. 1991. *Hand Anthropometry of U.S. Army Personnel*. Technical Report, 1-414.
- Guyton, A. C. 1986. *Textbook of medical physiology*. J. B. Lippincott, 1-1057.
- Hamill, J. Knutzen, K. M. 2009. *Biomechanical basis of human movement*. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 1-491.
- Hill, A. V. 1970. *First and last experiments in muscle mechanics*. Cambridge University Press, 1-144.
- Hill, D. K. 1968. Tension due to interaction between the sliding filaments of resting striated muscle. The effect of stimulation. *Physiol [Lond]*, 199(3): 637-684.



<http://phillyinfocus.com/2012/08/13/world-war-i-hand-or-finger-therapy-device/>  
Erişim Tarihi: 25 Mart 2017.

<http://www.titck.gov.tr/Kurumsal/Tarihce> Erişim Tarihi: 25 Mart 2017.

<http://www.world-stroke.org/advocacy/world-stroke-campaign> Erişim Tarihi: 25 Mart 2017.

Huxley, A. F. 1974. Muscular contraction. *J Physiol*, 243: 1-43.

Huxley, A. F. Huxley, H. E. 1964. A discussion on the physical and chemical basis of muscular contraction. Introductory remarks. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, 160: 434-437.

Iqbal, J. Khan, H., Tsagarakis, N. G. 2014. A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation – Conceptualization to prototyping. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 34: 79-89.

Ilija, A. R. Dum, R. P. 1984. Somatotopic relations between the motor nucleus and its innervated muscle fibers in the cat tibialis anterior. *Experimental Neurology*, 86: 272-292.

In, H. K. Cho, K. J., Kim, K. R., Lee, B. S. 2011. Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand exoskeleton. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich 1-6.

ITA (International Trade Administration). 2016. Top Markets Report Medical Devices. Summary, 1-9.

Jacobs, P. L. Burns, P. 2009. Acute enhancement of lower-extremity dynamic strength and flexibility with whole-body vibration. *J Strength Cond Res*, 23: 51-75.

Kadowaki, Y. Noritsugu, T., Takaiwa, M., Sasaki, D., Kato, M. 2011. Development of Soft Power-Assist Glove and Control Based on Human Intent. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 23(2): 281-291.

Kalkınma Bakanlığı. 2014. Onuncu Kalkınma Planı Tıbbi Cihaz ve Tıbbi Malzeme Çalışma Grubu Raporu. 1-53.

Knudson, D. 2007. *Fundamentals of biomechanics*, Springer, 1-354.

Kroll, P. G. 1987. The effect of previous contraction condition on subsequent eccentric power in elbow flexor muscles. *New York University, Doktora Tezi*.

Levine, S. P. 1990. Position paper: certification (credentialing) of rehabilitation engineers, *Proceedings of the RESNA 13th Annual Conference*, Washington, 1-445.

Luciano, D. S. Vander, A. J., Sherman, J. H. 1978. *Human function and structure*, McGraw-Hill, 1-752.

Mao, Y. Jin, X., Dutta, G. G., Scholz, J. P., Agrawal, S. K. 2015. Human movement training with a cable driven arm exoskeleton (CAREX). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(1): 84-92.

- Miyata N. Kouchi M., Kurihara T., Mochimaru M. 2004. Modeling of human hand link structure from optical motion capture data, Proc. of the International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, 2129–2135.
- Murray, R. K. Granner, D. K., Mayes, A. P. (Dikmen, N., Özgünen, T.). 2004. Harper'ın biyokimyası, Nobel Tıp Kitabevleri, 1-928.
- Nordin, M. Frankel, V. H. 2012. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins, 1-454.
- Oğuz, H. Dursun, E., Dursun. N. 2004. Tıbbi Rehabilitasyon. Nobel Tıp Kitabevleri, 1-1368.
- Onat, T. Emerk, K. ve Sözman, E. 2002. İnsan biyokimyası, Palme Yayıncılık.
- Ortner, R. Allison, B. Z., Korisek, G., Gaggl, H., Pfurtscheller, G. 2011. An SSVEP BCI to control a hand orthosis for persons with tetraplegia. IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, 19(1): 1-5.
- Ottoson, D. 1983. Physiology of the Nervous System. Oxford University Press, 78-116.
- Pahl, G. Beitz W., Feldhusen J., Grote, K. H. 2007. Engineering Design. Springer-Verlag, 1-617.
- Patoğlu V. 2010. Robot Destekli Rehabilitasyon Sistemi. TÜBİTAK Proje No: 107M337.
- Pena-Pitarch E. Falguera N. T., Yang J. J. 2014. Virtual human hand: model and kinematics. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 17(5): 568-579.
- Peterson, R. D. Bronzino, J. D. 2008. Biomechanics principles and applications, CRC Press, 1-352.
- Polygerinos, P. Wang, Z., Galloway, K., Wood, R. J. 2015. Soft robotic glove combined assistance and at-home rehabilitation. Robotics and Autonomous Systems, 73: 135-143.
- Powell, P. L. Roy, R. R., Kanim, P., Bello M. A., Edgerton V. R. 1984. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. J Appl Physiol, 57(6): 1715-1721.
- Rahman, A. Al-Jumaily, A. 2013. Design and development of a bilateral therapeutic hand device for stroke rehabilitation. International Journal of Advanced Robotics Systems, 10: 1-12.
- Raikova, R., Aladjov, H., Celichowski, J., Krutki, P. 2013. An approach for simulation of the muscle force modeling it by summation of motor unit contraction forces. Computational and Mathematics Methods in Medicine, 2013: 1-10.
- Rakos, M. Hahn. A., Uher, E., Edenhofer, M. 2007. EMG triggered rehabilitation of complex movements – biofeedback/stimulation system STIWELL med4. 12th Annual Conference of the International FES Society, USA, 1-3,

- Ren, L. Qian, Z., Ren, L. 2014. Biomechanics of musculoskeletal system and its biomimetic implications: A review. *Journal of Bionic Engineering*, 11: 159-175.
- RESMİ GAZETE, 2011. Tıbbi cihaz yönetmeliği, Sayı: 27957.
- Ring, H. Nechama, R. 2005. Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation. *J Rehabil Med*, 37: 32-36.
- Sabater-Navarro, J. M. Garcia, N., Ramos, D., Camayo, E., Vivas, A. 2015. Hand neuro-rehabilitation system using Nitinol spring actuators. *Robotics and Autonomous Systems*, 63: 50-56.
- Sancho-Bru J. L. Perez-Gonzalez A., Vergara-Monedero M., Giurintano, D. 2001. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *J Biomech*, 34(11): 1491-1500.
- Schabowsky, C. Godfrey, S., Holley, R., Lum, P. 2010. Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton rehabilitation robot. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7(36): 1-16.
- Serbest K. Cilli M., Eldogan O. 2015. Biomechanical effects of daily physical activities on the lower limb. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 49(1): 85-90.
- Stefanovska, A. Gros, N., Vodovnik, L., Rebersek, S., Acimovic-Janezic, R. 1988. Chronic electrical stimulation for the modification of spasticity in hemiplegic patients. *Scand J Rehab Med*, 17: 115-121.
- Stergiopoulos, P. Fuchs, P., Lurgeau, C. 2003. Design of a 2-finger hand exoskeleton for VR grasping simulation. *Proceedings of the Eurohaptics*, Dublin, 80-93.
- Strickland J. W., 1987. *Anatomy and kinesiology of the hand*. İçinde: *Hand splinting: Principles and Methods*. E. E. Fess & C. A. Philips, 3-41.
- Taheri, H. Rowe, J. B., Gardner, D., Chan, V., Gray, K., Bower, C., Reinkensmeyer, D. J., Wolbrecht, E. T. 2014. Design and preliminary evaluation of the FINGER rehabilitation robot: controlling challenge and quantifying finger individuation during musical computer game play. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11: 1-17.
- Takahashi, C. D. Der-Yeghiaian, L., Le, V., Motivala, R. R., Cramer, S. C. 2008. Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain*, 131(2): 425-437.
- Tang, C. Y. Zhang, G., Tsui, C. P. 2009. A 3D skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour. *J Biomech*, 42: 865-872.
- Tong, K. Y. Ho, S. K., Pang, P. M. K., Hu, X. L., Tam, W. K., Fung, K. L., Wei, X. J., Chen, P. N., Chen, M. 2010. An intention driven hand functions task training robotic system. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Argentina, 3406-3409.
- TTGV (Türkiye Teknoloji Geliştirme Vakfı). 2013. Dünya ve Türkiye’de Tıbbi Cihaz Sektörü ve Strateji Önerisi. Yayın no: TTGV/TTGV – T/2013/002.

- Türkpatent (Türk Patent ve Marka Kurumu) 2013. <http://www.turkpatent.gov.tr/TurkPatent/> Erişim tarihi: 25 Ocak 2017.
- Ueki, S. Kawasaki, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Abe, M., Aoki, T., Ishigure, Y., Ojika, T., Mouri, T. 2012. Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(1): 136-146.
- Uğurlu, Ü. 2008. Development of a new orthosis (neuro-orthosis) for the control of wrist movement in patients with carpal tunnel syndrome. Boğaziçi Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü, Doktora Tezi.
- Vaz A. Singh K., Dauphin-Tanguy G. 2015. Bond graph model of extensor mechanism of finger based on hook-string mechanism. *Mechanism and Machine Theory*, 91: 187-208.
- Veber M. Bajd T. 2006. Assessment of human hand kinematics. *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, USA*, 2966–2971.
- Wege, A. Hommel, G. 2005. Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Canada*, 3046-3051.
- Wilkie, D. R. 1956. The mechanical properties of muscle. *Br Med Bull*, 12(3): 177-182.
- Winter, D. A. 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd Edition, John Wiley & Sons, 1-296.
- Worsnoop, T. T. Peshkin, M. A., Colgate, J. E., Kamper, D. G. 2007. An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Netherlands*, 896-901.
- Wu, J. Huang, J., Wang, Y., Xing, K. 2010. A wearable rehabilitation robotic hand driven by PM-TS actuators. *Intelligent Robotics and Applications*, 440-450.
- Yun M. H. Eoh H. J., Cho J. 2002. A two-dimensional dynamic finger modeling for the analysis of repetitive finger flexion and extension. *Int J Ind Ergonom*, 29(4): 231-248.
- Yücesoy C. A. Koopman B. H., Huijing, P. A., Grootenboer, H. J., 2002. Three-dimensional finite element modeling of skeletal muscle using a two-domain approach: linked fiber-matrix mesh model. *J Biomech*, 35(9): 1253-1262.
- Zhang, F. Hua, L., Fu, Y., Chen, H., Wang, S. 2014. Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *Mechanism and Machine Theory*, 73: 103-116.

## EKLER

### EK 1: SimMechanics Modelinin Blok Parametreleri

Block Parameters: Machine Environment

Description

Defines the mechanical simulation environment for the machine to which the block is connected: gravity, dimensionality, analysis mode, constraint solver type, tolerances, linearization, and visualization.

Parameters Constraints Linearization Visualization

Analysis mode: Type of solution for machine's motion.  
Tolerances: Maximum permissible misalignment of machine's joints.

Gravity vector: [0 0 -9.81] m/s<sup>2</sup>

Input gravity as signal

Machine dimensionality: Auto-detect

Analysis mode: Inverse dynamics

Linear assembly tolerance: 1e-3 m

Angular assembly tolerance: 1e-3 rad

Configuration Parameters...

OK Cancel Help Apply

Çevre şartları

Block Parameters: Ground

Ground

Grounds one side of a Joint to a fixed location in the World coordinate system.

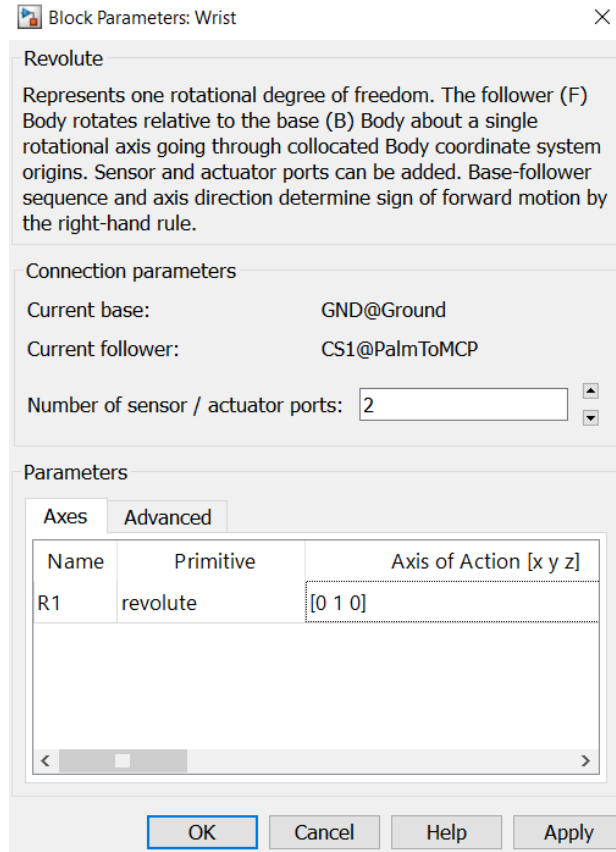
Parameters

Location [x,y,z]: [0 0 0] mm

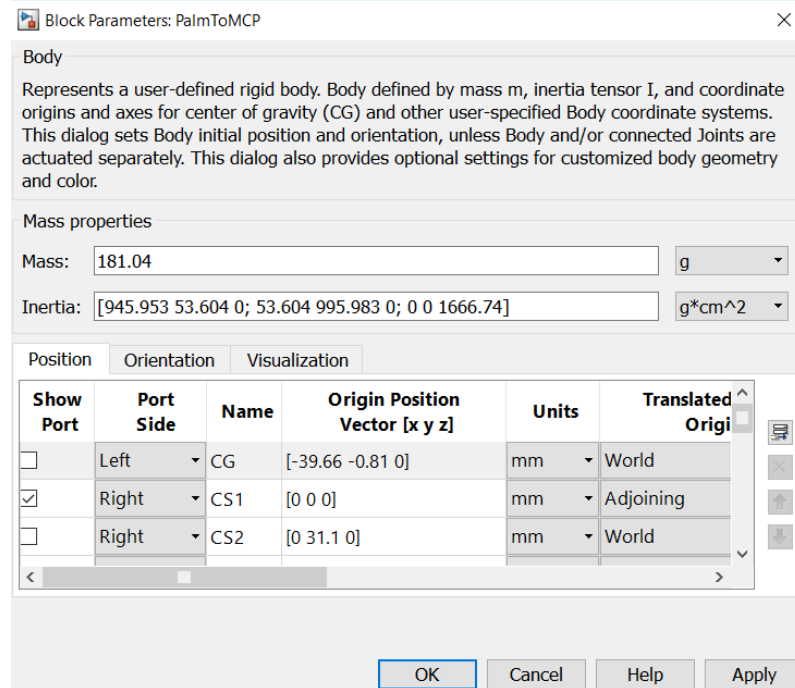
Show Machine Environment port

OK Cancel Help Apply

Zemin (sabit uzuv) parametreleri



Uzuvların dönme eksenini tanımlaması



Avuç bölgesi blok parametreleri

Block Parameters: D2\_DistPha

Body

Represents a user-defined rigid body. Body defined by mass  $m$ , inertia tensor  $I$ , and coordinate origins and axes for center of gravity (CG) and other user-specified Body coordinate systems. This dialog sets Body initial position and orientation, unless Body and/or connected Joints are actuated separately. This dialog also provides optional settings for customized body geometry and color.

Mass properties

Mass:  g

Inertia:  g\*cm<sup>2</sup>

Position Orientation Visualization

Show Port	Port Side	Name	Origin Position Vector [x y z]	Units	Translate Origin
<input type="checkbox"/>	Left	CG	[-169.73 -31.54 0]	mm	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Right	CS1	[0 0 0]	mm	Adjoining
<input type="checkbox"/>	Left	CS2	[-183.18 -31.54 0]	mm	World

OK Cancel Help Apply

D2 DP blok parametreleri

Block Parameters: D2\_MidPha

Body

Represents a user-defined rigid body. Body defined by mass  $m$ , inertia tensor  $I$ , and coordinate origins and axes for center of gravity (CG) and other user-specified Body coordinate systems. This dialog sets Body initial position and orientation, unless Body and/or connected Joints are actuated separately. This dialog also provides optional settings for customized body geometry and color.

Mass properties

Mass:  g

Inertia:  g\*cm<sup>2</sup>

Position Orientation Visualization

Show Port	Port Side	Name	Origin Position Vector [x y z]	Units	Translate Origin
<input type="checkbox"/>	Left	CG	[-145.38 -31.54 0]	mm	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Right	CS1	[0 0 0]	mm	Adjoining
<input checked="" type="checkbox"/>	Left	CS2	[-156.28 -31.54 0]	mm	World

OK Cancel Help Apply

D2 MP blok parametreleri

Block Parameters: D2\_ProxPha

**Body**  
Represents a user-defined rigid body. Body defined by mass  $m$ , inertia tensor  $I$ , and coordinate origins and axes for center of gravity (CG) and other user-specified Body coordinate systems. This dialog sets Body initial position and orientation, unless Body and/or connected Joints are actuated separately. This dialog also provides optional settings for customized body geometry and color.

Mass properties

Mass: 19.27 g

Inertia: [9.349 0 0; 0 59.826 0; 0 0 59.826] g\*cm<sup>2</sup>

Position Orientation Visualization

Show Port	Port Side	Name	Origin Position Vector [x y z]	Units	Translated Origin
<input type="checkbox"/>	Left	CG	[-105.18 -31.54 0]	mm	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Right	CS1	[0 0 0]	mm	Adjoining
<input checked="" type="checkbox"/>	Left	CS2	[-134.48 -31.54 0]	mm	World

OK Cancel Help Apply

D2 PP blok parametreleri

Block Parameters: JAct\_D2mcp

**Joint Actuator**  
Actuates a Joint primitive with generalized force/torque or linear/angular position, velocity, and acceleration motion signals. Base-follower sequence and joint axis determines sign of forward motion. Inputs are Simulink signals. Motion input signals must be bundled into one signal. Connect to Joint block to see Connected to primitive list.

Actuation

Connected to primitive: R1

Actuate with: Motion

Angular units: deg

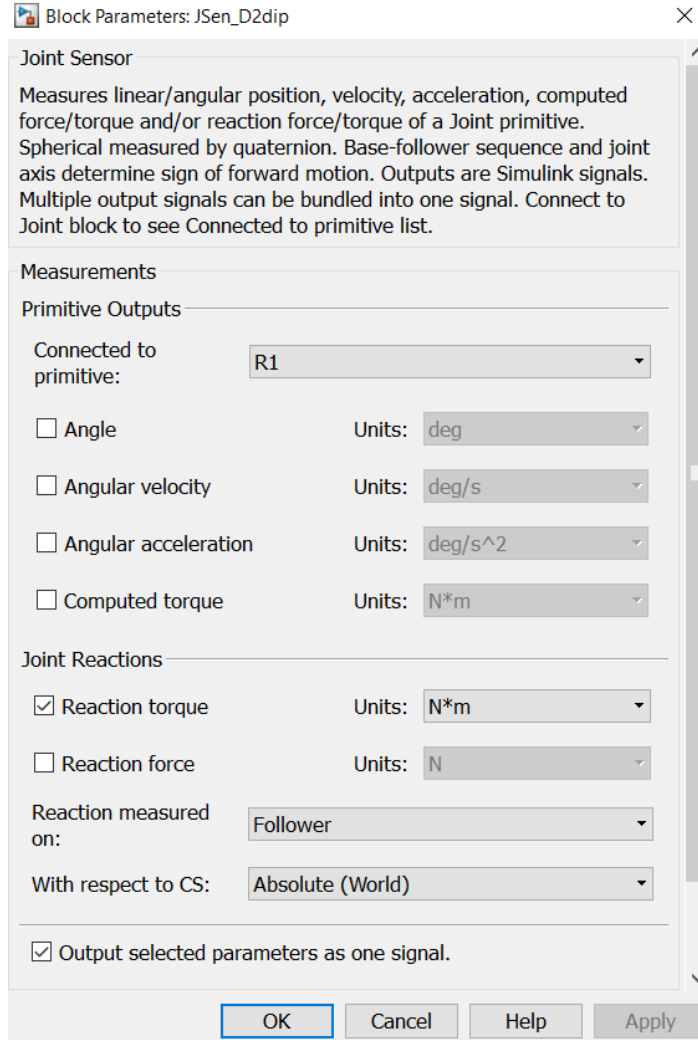
Angular velocity units: deg/s

Angular acceleration units: deg/s<sup>2</sup>

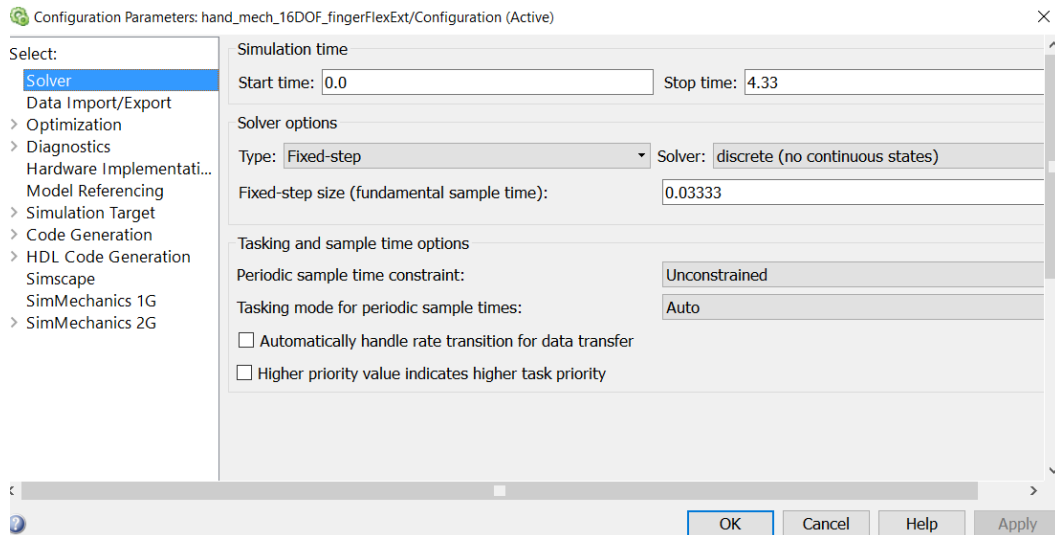
OK Cancel Help Apply

Eklem hareketini sağlayan tahrik bloklarının genel yapısı



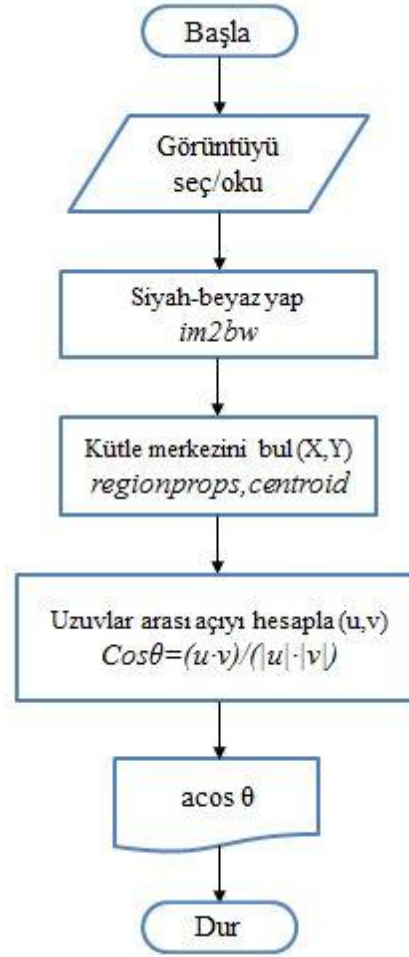


Sensör bloklarının genel yapısı



Çözücü ayarları

### EK 2: Hareket Analizi Akış Diyagramı



Görüntü işleme akış diyagramı

### EK 3: Hareket Analizine Ait Bazı Kodlar

```

%%dijit1 cmc açısı
clear sj1
%"vektörlerin tanımlanması"
u= [x1-x2 y1-y2]; %ön kol uzvu
v= [x2-x3 y2-y3];
%"vektörler arasındaki açının bulunması"
CosTheta = dot(u,v,2) ./ ( sqrt(u(:,1).^2 + u(:,2).^2) .*
sqrt(v(:,1).^2 + v(:,2).^2) );
ThetaInDegrees = acos(CosTheta)*180/pi;
j1_q=ThetaInDegrees;
  
```

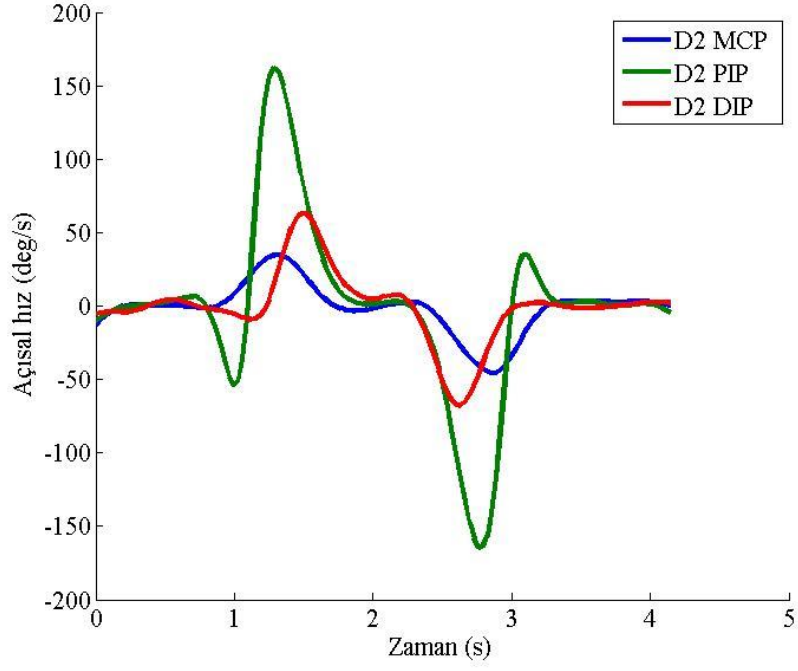
```

%"türevler alınarak açısal hız ve açısal ivme hesaplanır"
saniyede 25 kare
dj1_q(2:length(j1_q))=diff(j1_q)/0.04;dj1_q(1)=dj1_q(2);d
j1_q=dj1_q';
ddj1_q(2:length(j1_q))=diff(dj1_q)/0.04;ddj1_q(1)=ddj1_q(
2);ddj1_q=ddj1_q';
t=linspace(0,2.68,67)';%%zaman
%"yapının oluşturulması"
sj1.time=t(1:end);
sj1.blockname='j1_q_2'
sj1.signals.values=[j1_q(1:end) dj1_q(1:end)
ddj1_q(1:end)];
sj1.signals.dimensions=3;
sj1.signals.label='';
clear u v t CosTheta ThetaInDegrees j1_q dj1_q ddj1_q

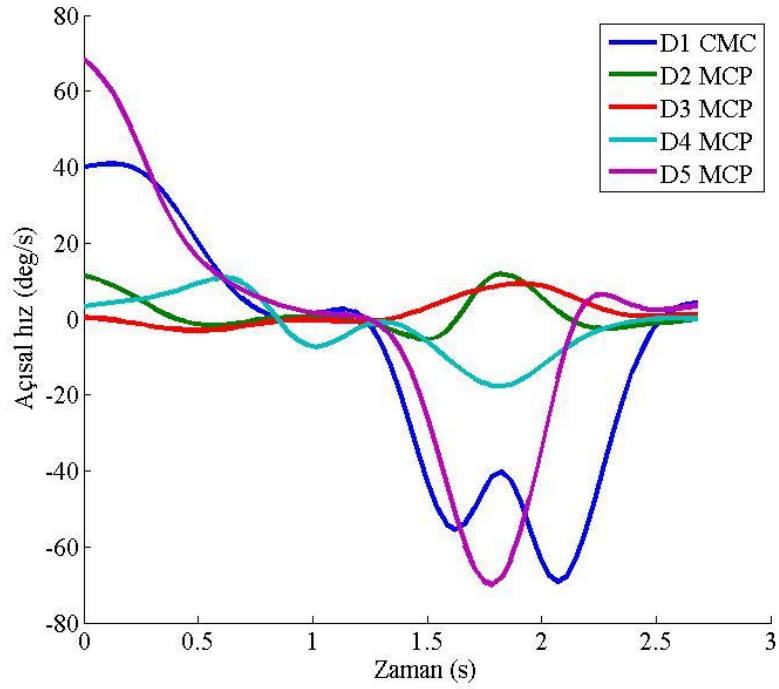
%%alçak geçiren filtre
FKonum=(sj1.signals.values);%%konum dosyasındaki verileri
filtreler
n = 2; Wn =[4/25];
ftype = 'low';
[b,a] = butter(n,Wn,ftype);
FKonum=filtfilt(b,a,sj1.signals.values);
clear n ftype Wn a b;

```

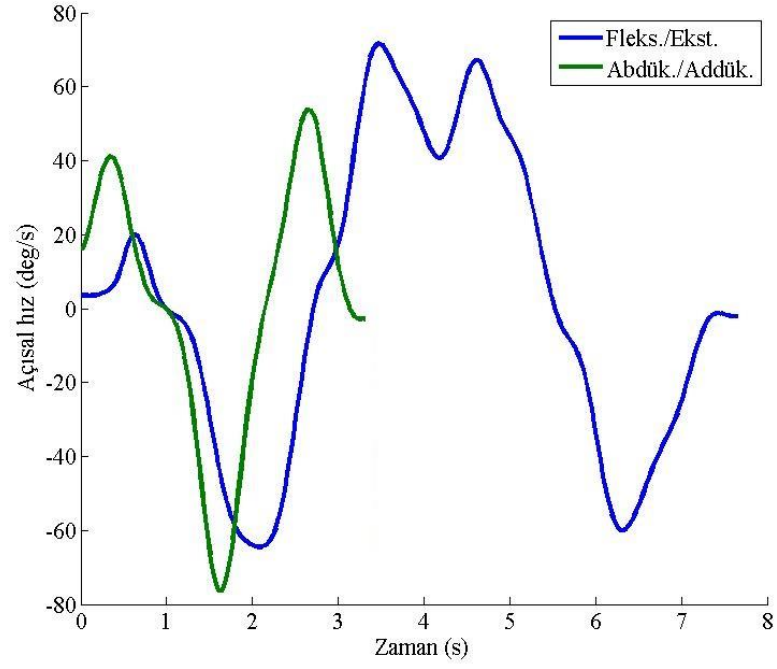
#### EK 4: Hareket Analizi Verileri



Silindirik kavrama: İşaret parmağı eklemlerinin açısal hız değişimi

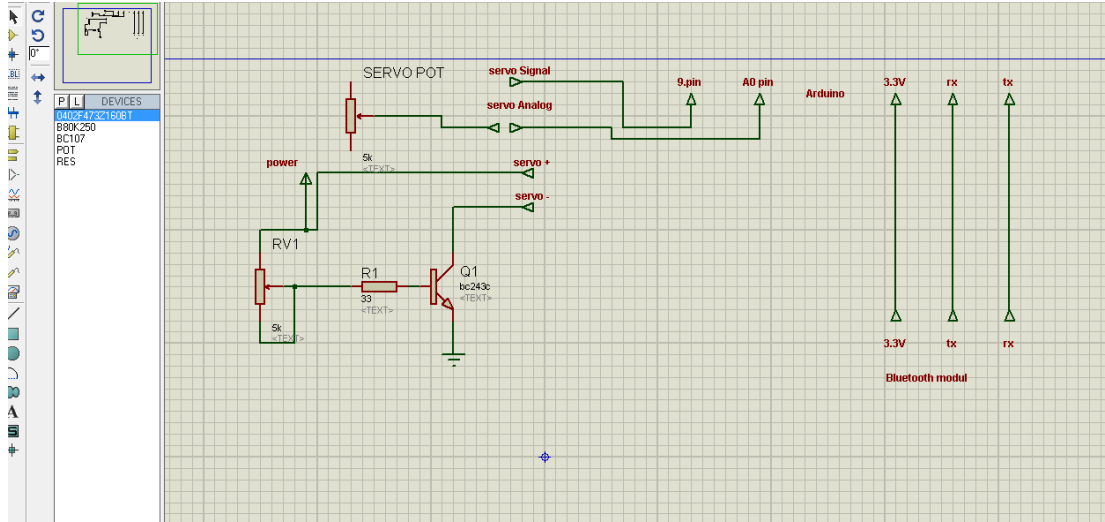


Parmakların abdüksiyon / addüksiyonu: Eklemlerin aısal hız değişimi

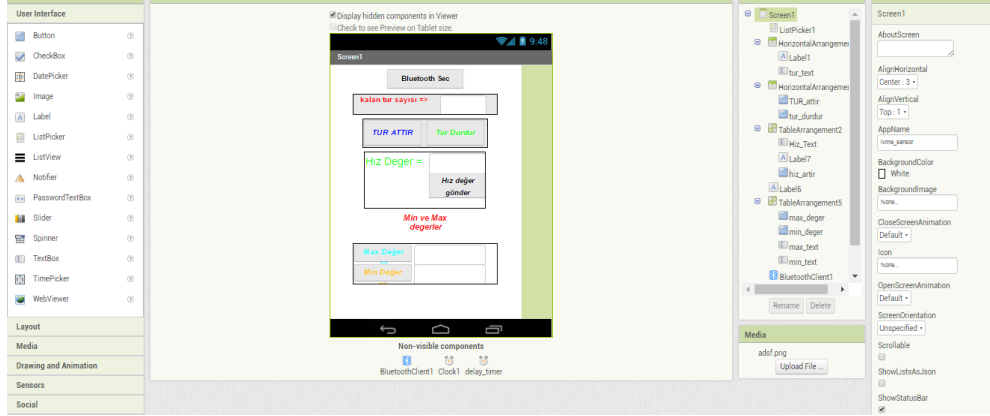


Bilek eklemi açısal hız değişimi

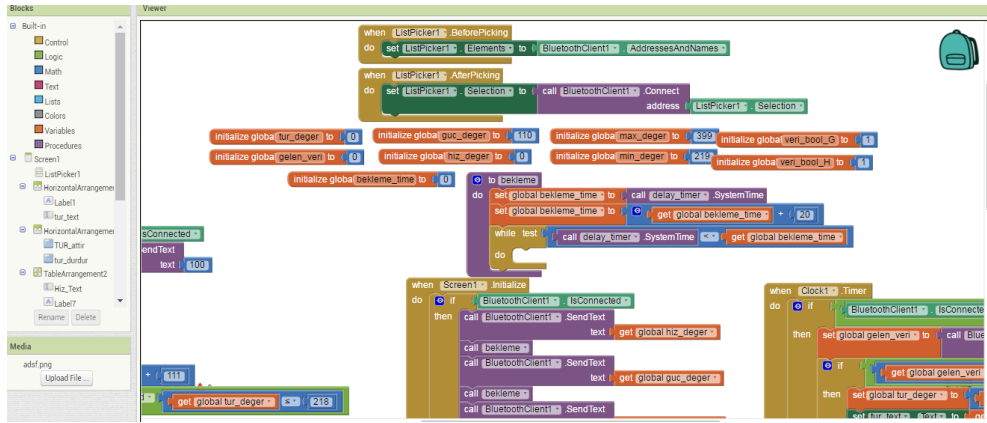
## EK 5: Eyleyicilere Ait Kontrol ve Kumanda İşlemleri



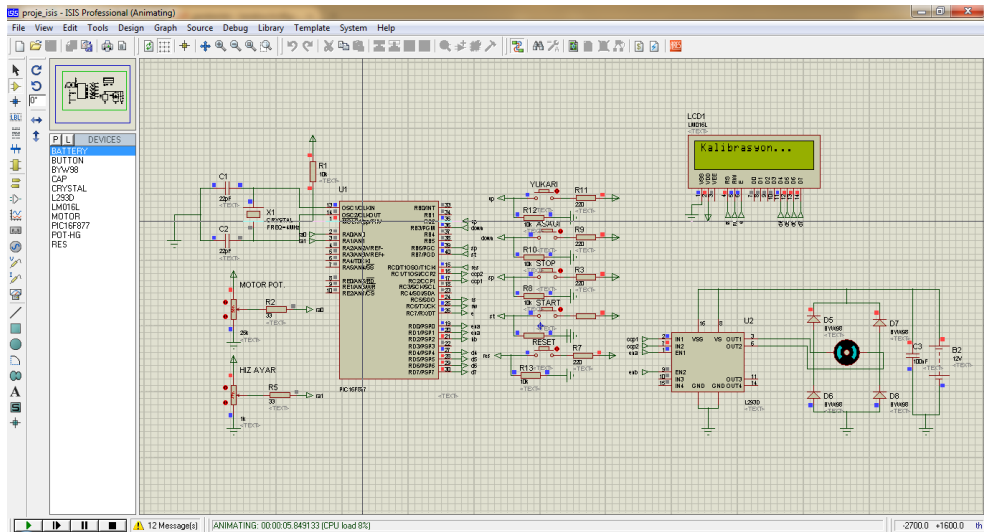
Dairesel eyleyici güç devresi



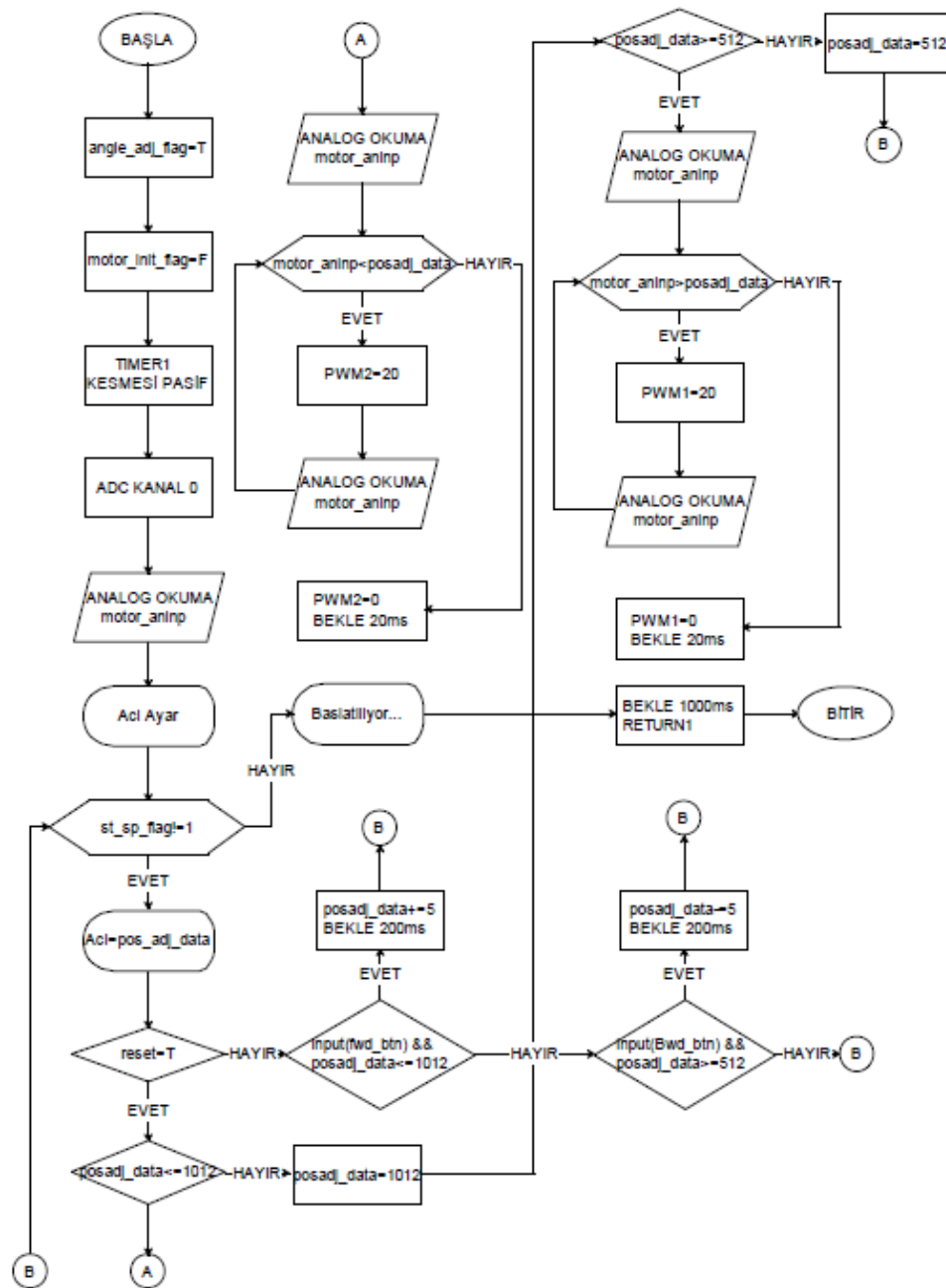
Dairesel eyleyici mobil uygulama ara yüzü



Dairesel eyleyici için mobil uygulama geliştirme



Doğrusal eyleyici kontrol devresi



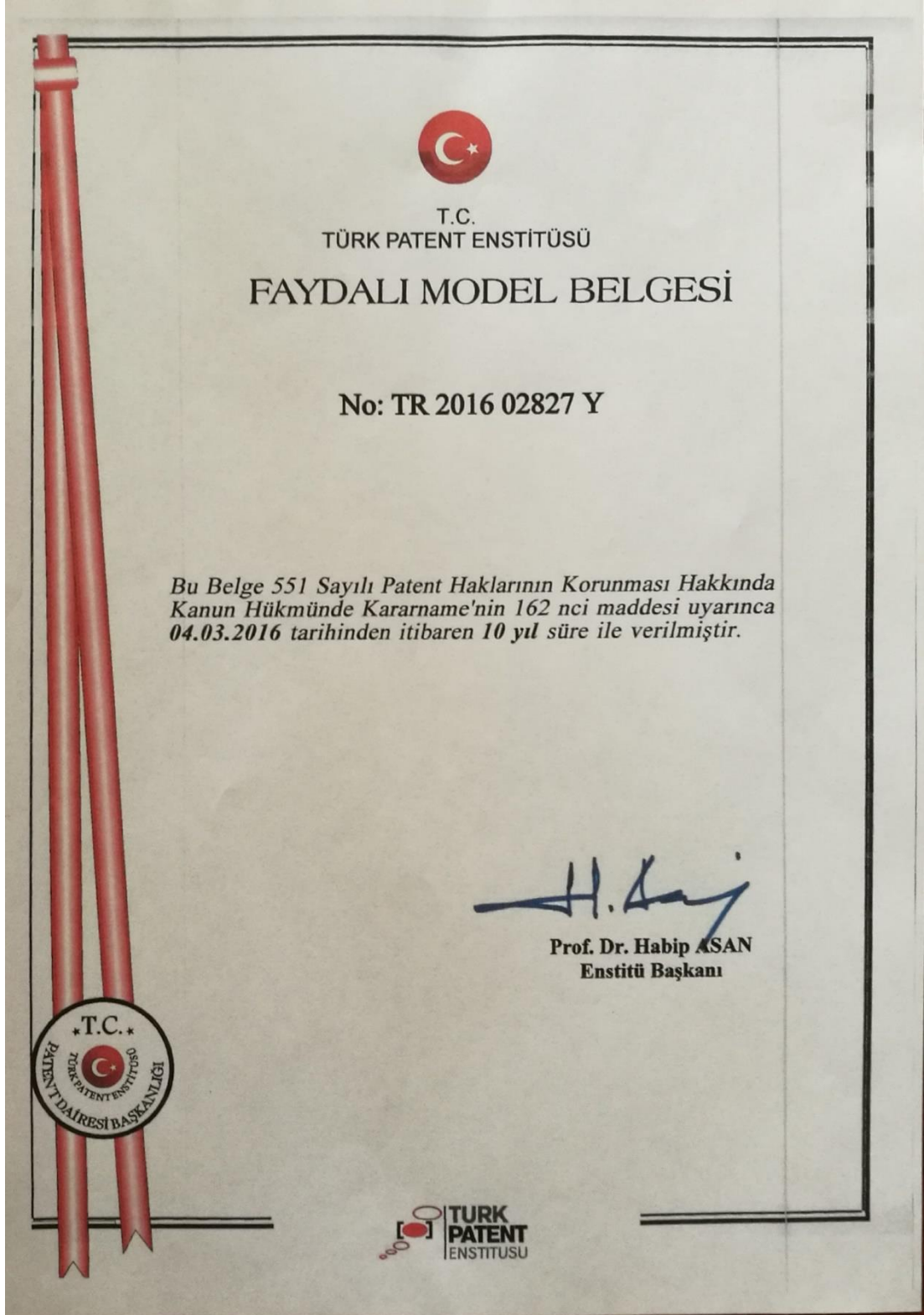
Doğrusal eyleyici algoritması

## EK 6: Faydalı Model Tescil Bilgileri

Başvuru Bilgileri		
Başvuru Numarası : 2016/02827	Evrak Numarası : 2016-GE-86272	Tescil Numarası : 2016 02827
Başvuru Tarihi : 2016/03/04	Evrak Tarihi : 2016/03/04	Tescil Tarihi : 2016/12/21
Başvuru Şekli : Ulusal Başvuru	Koruma Tipi : Faydalı Model	Yayın Tarihi : 2016/04/21
Başvuru Sahipleri	Buluşun Tasnif Sınıfları	
<b>KASIM SERBEST</b> Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü Serdivan Sakarya <b>OSMAN ELDOĞAN</b> Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü Serdivan Sakarya	A61H 99/00	
Buluş Sahipleri		
<b>KASIM SERBEST</b> Sakarya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü Serdivan Sakarya Sakarya <b>İBRAHİM TEKEOĞLU</b> Üniversitesi Tıp Fakültesi Ftr Bölümü Korucuk Sakarya <b>MURAT ÇİLLİ</b> Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Antrenörlük Eğitimi Bölümü Serdivan Sakarya <b>DURMU KARAYEL</b> Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü Serdivan Sakarya <b>MUSTAFA ZAHİD YILDIZ</b> Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü Serdivan Sakarya <b>OSMAN ELDOĞAN</b> Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü Serdivan Sakarya		
Vekil Bilgileri		
<b>ALİ ÇAVUŞOĞLU (ADRES PATENT MARKA VE FİKRİ HAKLAR LTD. ŞTİ.)</b> Büyükdere Cad. No:62 Lale İşhanı K:1 Mecidiyeköy/İSTANBUL		
Buluş Başlığı		
EL REHABİLİTASYON VE EGZERSİZ CİHAZI		
Buluş Özeti		
<p>Hastalık, travma, kaza veya doğuştan gelen bir takım kusurlardan dolayı el parmakları ve el bileğinde hareket kayıpları yaşanmaktadır. Bu cihaz, kaybedilen hareket yeteneğinin yeniden kazandırılması için gerekli egzersizleri sağlayacak aktif, dinamik, ev ortamında kullanıma uygun, taşınabilir, düşük maliyetli ve yetişkin bireylerin antropometrik özelliklerine uygun bir yapıdadır. Ev ortamında kullanılacak ve herhangi bir uzman kişinin yardımını gerektirmeyecek bu cihaz sayesinde hem rehabilitasyon sürecinin kısalması hem de rehabilitasyon maliyetlerinin azaltılması beklenmektedir. Cihaz, parmaklar ve el bileğinin ekstansiyon/fleksiyon hareketi için yay sistemi, ekstansiyon hareketi için de doğrusal eyleyici ve kablo sistemi içermektedir. Yaylar ve kablo sistemi, eldiven benzeri bir yapının üzerine sabitlenmiştir. Doğrusal eyleyici, ön kol üzerine yerleştirilen bir destek üzerine sabitlenmiştir. Cihaz, hem el bileği hem de parmak egzersizlerini tek bir eyleyici ile gerçekleştirdiğinden kablo bağlantısı parmaklar ve el bileği arasında değiştirilebilmektedir.</p>		

Faydalı model bilgileri

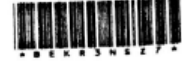




Tescil belgesi

**EK 7: Etik Kurul Onay Belgesi**

Evrak Tarih ve Sayısı: 01/06/2016-E.7433



T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ  
Tıp Fakültesi Dekanlığı

Sayı : 71522473/050.01.04/94  
Konu : Girişimsel Olmayan Etik Kurul  
Başvuru Dosyası Hk.

Sayın Prof. Dr. İbrahim TEKEOĞLU  
Sağlık Bakanlığı Sakarya Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi  
Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

İlgi : 16.05.2016 tarihli 102 sayılı başvurunuz.

Destekleyicisi olduğunuz "Egzersiz Amaçlı Bir Eldiven Geliştirilmesi" isimli çalışmanın ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup; çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen şekilde etik ve bilimsel açıdan sakınca bulunmadığına etik kurul üyelerince karar verilmiştir.

Bilgilerinize rica ederim.

Doç.Dr. Hasan Çetin EKERBİÇER  
Etik Kurulu Başkanı

Güvenli Elektronik  
İmzalı Aslı ile Aynıdır.  
..2.1.1.2016

Zeynep ÇEBİ  
Etik Kurulu Sekr.

Evrak Doğrulamak İçin : <http://193.140.253.232/envision.Sorgula/BelgeDogrulama.aspx?V=BEKR3NSZ7>

Fakülte Girişimsel Olmayan Etik Kurulu Sakarya Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Dekanlığı, Korucuk Kampüsü, Korucuk, Adapazarı/Sakarya  
Tel:264 295 6630 Faks:264 295 6629  
E-Posta: tip@sakarya.edu.tr Elektronik Ağ :www.tip.sakarya.edu.tr



Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Klinik araştırma için etik kurul onayı

**EK 8: Gönüllü Olur Formu**

1

**GÖNÜLLÜ OLUR FORMU****LÜTFEN DİKKAT!**

Aşağıda bilgileri yer alan çalışmaya katılmak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmada yer almayı kabul etmeden önce size özel hazırlanmış bu bilgilendirmeyi lütfen dikkatlice okuyunuz ve anlayınız. Kararınızı vermeden önce sorularınıza açık yanıtlar isteyiniz. Bu form 2 sayfadan oluşmaktadır.

**Araştırma Bilgileri**

**Araştırmanın adı:** Egzersiz Amaçlı Bir Eldiven Geliştirilmesi

**Araştırmanın türü:** Doktora tezi kapsamında bilimsel araştırma

**Araştırmanın amacı:** Bu çalışmanın amacı; el kaslarını kuvvetlendirmek için kullanılacak bir egzersiz eldivenin geliştirilmesi ve etkinliğinin değerlendirilmesidir. Bu doğrultuda bir eldiven üzerine, bükülmüş basma yayları yerleştirilmiş, eldivenin parmakların ekstansiyon hareketine karşı bir direnç göstermesi sağlanmıştır. Kullanıcı, eldiveni giyip parmaklarını ekstansiyon fleksiyon konumuna getirerek egzersiz yapacaktır. Böylelikle el kaslarının kuvvetlendirilmesi amaçlanmaktadır.

**Yöntem ve eldivenin kullanımı:** Egzersiz eldivenin temel bileşenleri, ticari olarak satılan ve standart olan basma yaylarından ve deri malzemeden üretilmiş bir eldivenden oluşmaktadır. Basma yayları uygun şekilde bükülerek parmakları saran bir yapıya getirilmiştir. Başparmak haricindeki parmaklar üzerinde iki sıra halinde ve üç parçadan oluşan toplam altı adet yay bulunmaktadır. Başparmak üzerinde ise iki sıra halinde ve iki parçadan oluşan toplam dört adet yay yer almaktadır. Yaylar, yapıştırıcı kullanılarak eldivenin üzerine sabitlenmiştir.

Kullanıcı, eldiveni egzersiz yaptırmak istediği eline kendisi giyecektir. Eldiven, parmakları fleksiyon konumunda tutacak şekilde bir direnç kuvveti uygulamaktadır. Kullanıcı, kendi kas gücüyle yay direncini yenerek parmaklarını ekstansiyon konumuna getirecektir. Ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri, egzersiz programı çerçevesinde tekrar edilecektir.

**Riskler:** Eldivenin kullanımı sırasında meydana gelebilecek herhangi bir risk ön görülmemektedir.

**Çalışmanın bilime katkısı:** Parmakları fleksiyon konumunda tutmak için kullanılan yay sistemi, çalışmanın teknolojik açıdan orijinal unsurudur ve yeni bir yöntemdir.

**Araştırmanın süresi:** 4 hafta

**Toplam katılımcı sayısı:** 20 kişi

**Açıklamalar**

1. Bu çalışma araştırma amaçlıdır.
2. Araştırmaya katılımınız isteğe bağlıdır ve istediğiniz zaman herhangi bir cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirsiniz.
3. Çalışmaya herhangi bir yarar beklemeden katılmanız gerekmektedir.
4. Bu çalışmada yer almanız nedeniyle size herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.
5. Çalışmaya katılmayı kabul edildikten sonra ve/veya çalışma sırasında araştırmadan sorumlu hekimin gerek görmesi durumunda çalışmadan çıkarılabilirsiniz.
6. İlgili mevzuat gereğince kimliğinizi ortaya çıkaracak kayıtlar gizli tutulacak, kamuoyuna açıklanamayacaktır. Araştırma sonuçlarının yayımlanması halinde bile kimliğiniz gizli kalacaktır.

**Katılımcı/Gönüllü Beyanı**

Sayın Prof. Dr. İbrahim TEKEOĞLU tarafından Sakarya Üniversitesi Romatoloji Bilim Dalında bilimsel bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimalla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim). Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sorun ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Prof. Dr. İbrahim TEKEOğLU'nu (Sakarya Üniversitesi Tıp Fakóltesi, Korucuk Kampüsü, Adapazarı/SAKARYA) 0264 295 6538 numaradan arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tarafıma herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kâğınının bir kopyası bana verilecektir.

#### **Katılımcı/Gönüllü Onayı**

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

GÖNÜLLÜNÜN		
Adı – Soyadı		İmza
Adresi		
Telefonu		
Tarih		

AÇIKLAMALARI YAPAN ARAşTIRMACININ		
Adı – Soyadı	Kasım Serbest	İmza
Adresi	Sakarya Üniversitesi Teknoloji Fakóltesi	
Telefonu	0264 295 6538	
Tarih		



## EK 9: EMG Ölçüm Protokolü

1

## EMG ÖLÇÜM PROTOKOLÜ

## Kişisel Bilgiler (Katılımcı/Gönüllü)

Ad-Soyad	.....			
Cinsiyet	E <input type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	Boy (cm)	.....
Yaş			Kilo (kg)	.....
Baskın el			Sağ <input type="checkbox"/>	Sol <input type="checkbox"/>
Hastalık öyküsü (el)			Var <input type="checkbox"/>	Yok <input type="checkbox"/>

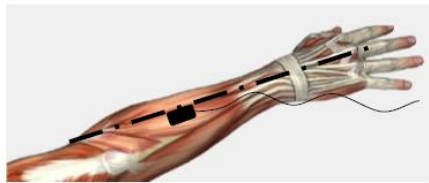
## Ölçümü Yapan

Ad-Soyad	Kasım Serbest
Kurum	Sakarya Üniversitesi

Tarih: .... / .... / 20...

## İşlem Sırası

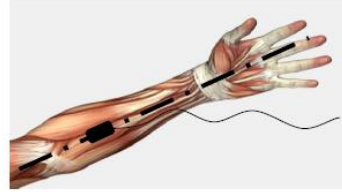
1. EMG ölçümü yapılacak kol, dirseklere kadar iyice yıkanır. Gerekirse deri yüzeyi tıraş edilir ve ölü deri uzaklaştırılır.
2. EMG ölçümü yapılmadan önce maksimum kavrama kuvveti el dinamometresi ile belirlenir. Ölçüm üç kez yapılır ve ölçümler arasında en az iki dakika dinlenilir.
3. EMG ölçümünde iki adet diferansiyel elektrot (kanal 1, kanal 2) ve bir adet referans elektrot kullanılır.
4. Kazanç değeri 1K olarak ayarlanır.
5. Kanal 1, kolun posterior yüzündeki ekstansör digitorum kası üzerine yerleştirilir. Elektrot yerleşim işlemi Şekil 1'de görüldüğü gibi kolun lateral tarafına doğru yapılır.



Şekil 1. Kanal 1'in yerleşimi

6. Kanal 2, kolun anterior yüzündeki fleksör karpı radialis kası üzerine yerleştirilir. Elektrot yerleşimi, Şekil 2'de görüldüğü gibi kolun orta ekseninde olacak şekilde yapılır.
7. Referans elektrodu dirsek bölgesine yerleştirilir.
8. İlk EMG ölçümü eldivensiz olarak yapılır. Katılımcı 40 saniye içinde parmaklarını 20 kez fleksiyon-ekstansiyon konumuna getirir. Başlangıçta parmaklar fleksiyon konumundadır

(el kapalı). Parmaklar ekstansiyon konumuna getirilir (el açık) ve ardından fleksiyon yapılır. Bu işlem bir tekrarı ifade eder. Bu şekilde 20 tekrar yapılır.



Şekil 2. Kanal 2'nin yerleşimi

9. İlk ölçümden sonra 2 dk dinlenme arası verilir.
10. İkinci ölçüm, egzersiz eldiveni giyilerek ilk ölçümde açıklandığı gibi gerçekleştirilir.
11. Elektrotlar çıkarılmadan aynı ölçümler el bileği egzersizleri için de yapılır.
12. El bileği ölçümlerinde bilek fleksiyon konumundan ekstansiyon konumuna getirilir. Ekstansiyon-fleksiyon şeklindeki döngü, bir tekrar olarak sayılır.

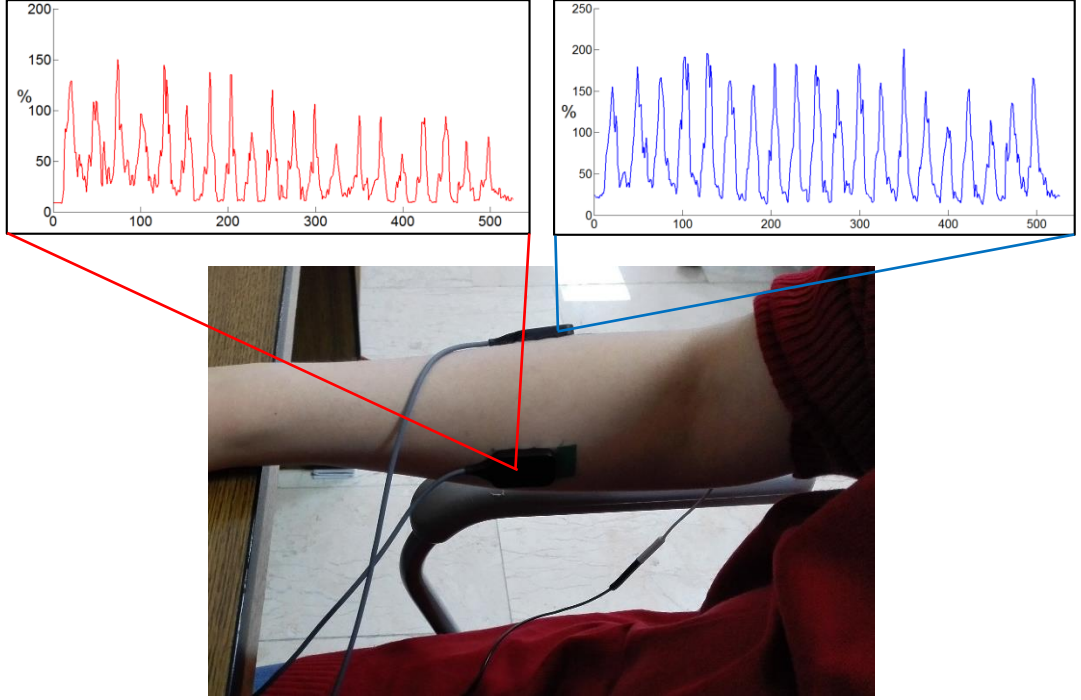
## Kavrama Kuvveti Ölçüm Sonuçları

Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3
.....	.....	.....

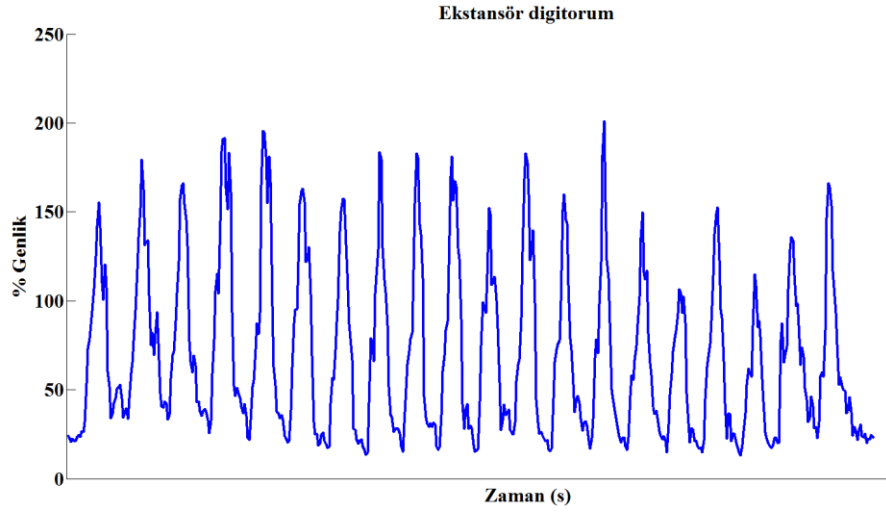
## Dikkat Edilecek Hususlar

- Elektrotlar bir kez yerleştirildikten sonra tüm ölçümler tamamlanana kadar sökülmemelidir.
- Katılımcılar, ölçüm işlemi sırasında kayıt işleminin yapıldığı ekranını izlememelidirler. Katılımcılar kendi hareketlerine odaklanmalı ve tekrar sayma işlemini kendileri yapmalıdır.
- Ölçüm yapılan kol vücuda yakın tutulmalıdır. Eğer mümkünse kol, dirsek bölgesinden desteklenebilir.
- Hareketler sırasında avuç bölgesi yere paralel olmalıdır.

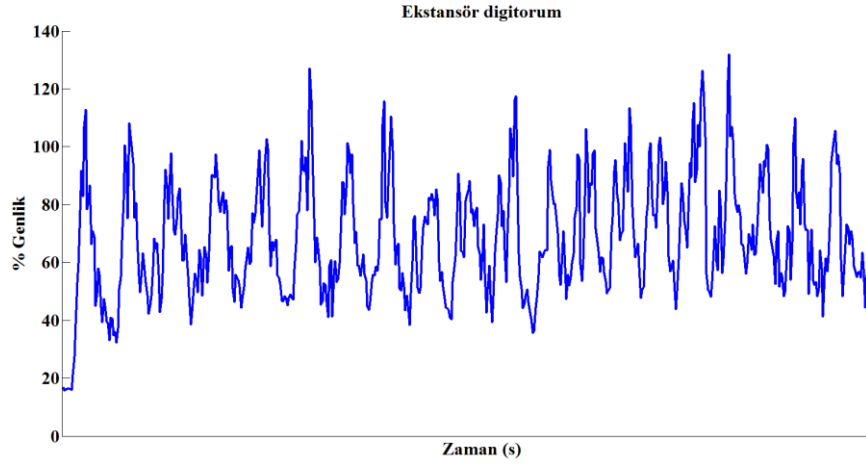
## EK 10: EMG Ölçümleri



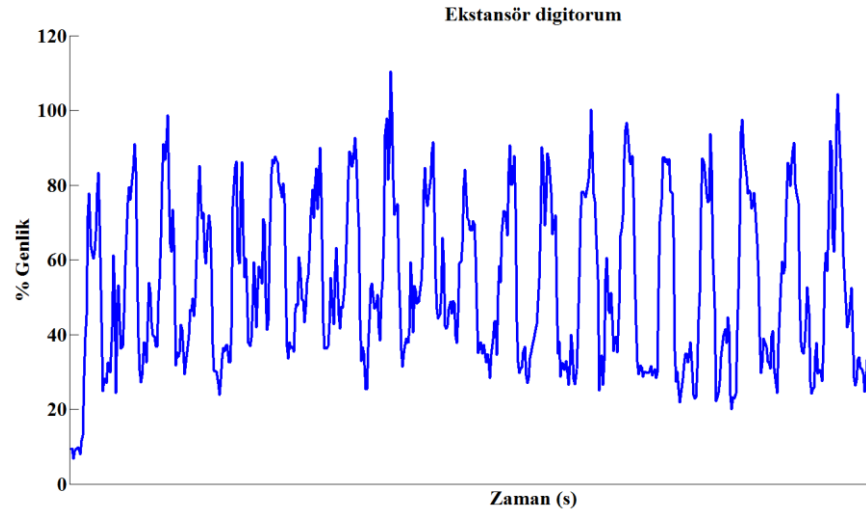
Sağ kol üzerindeki elektrot yerleşimi



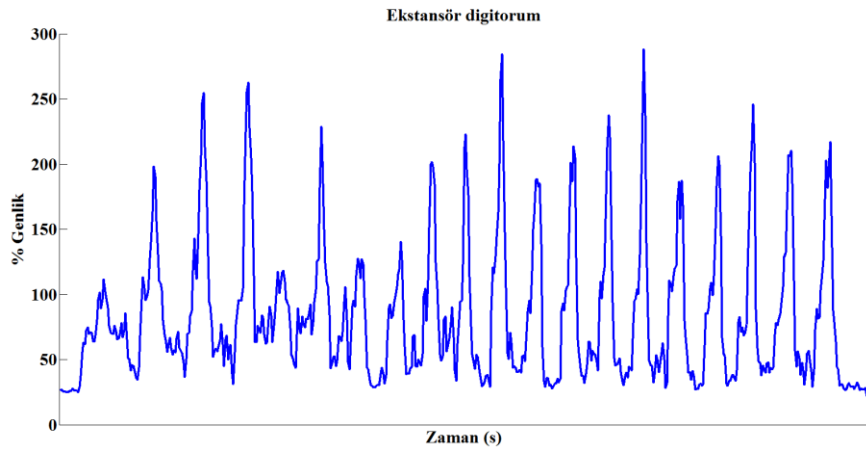
Denek 1 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



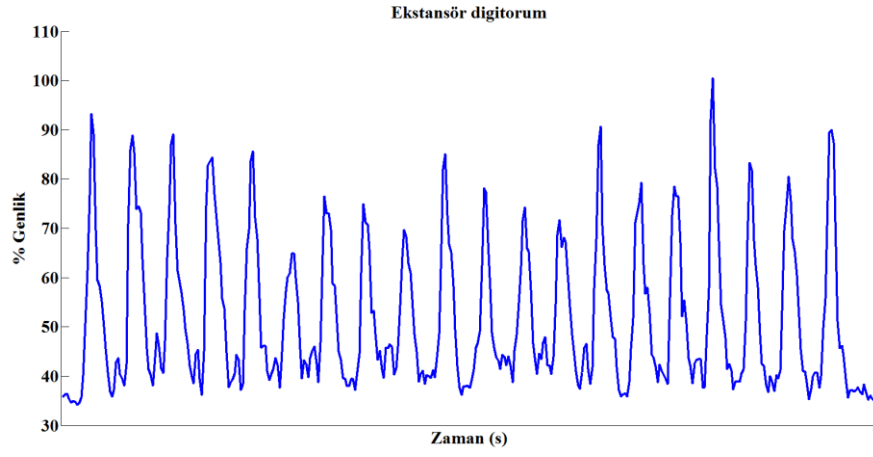
Denek 2 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



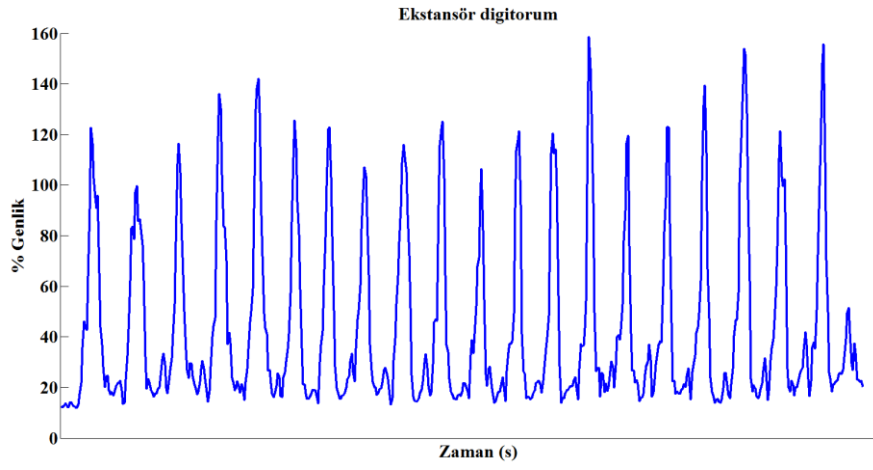
Denek 3 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



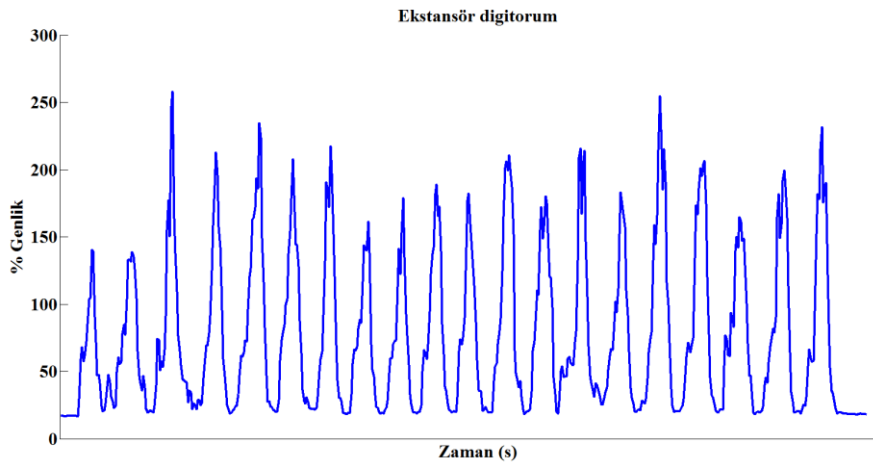
Denek 4 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



Denek 5 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri

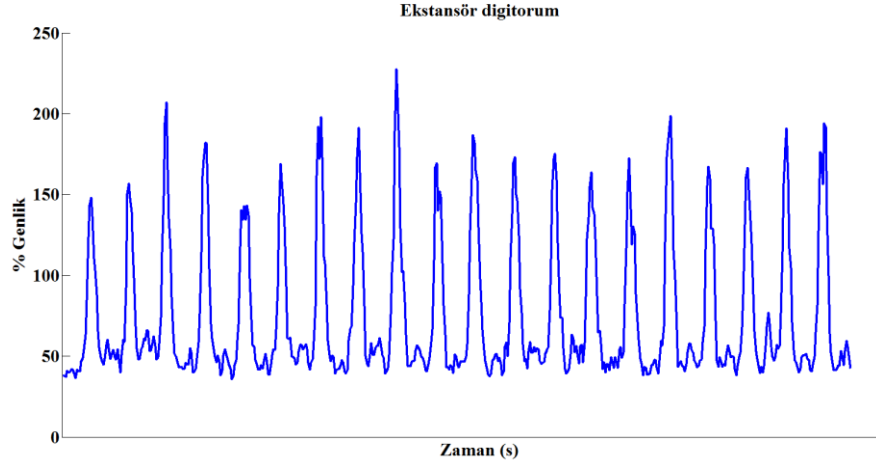


Denek 6 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri

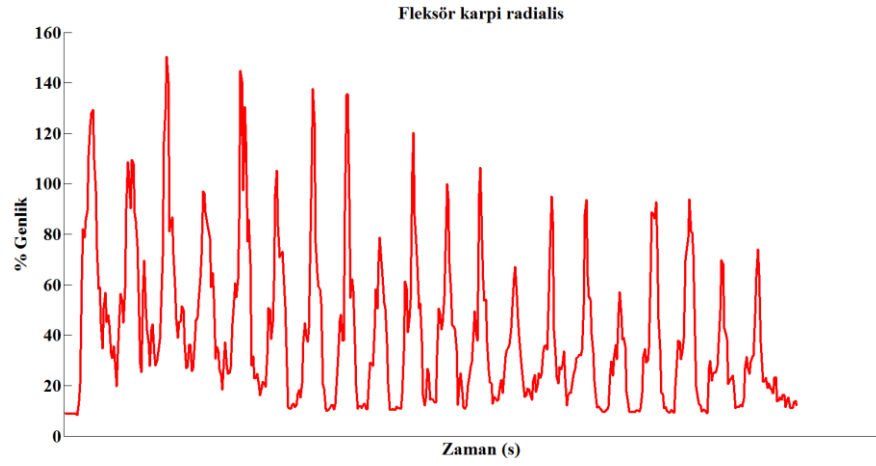


Denek 7 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri

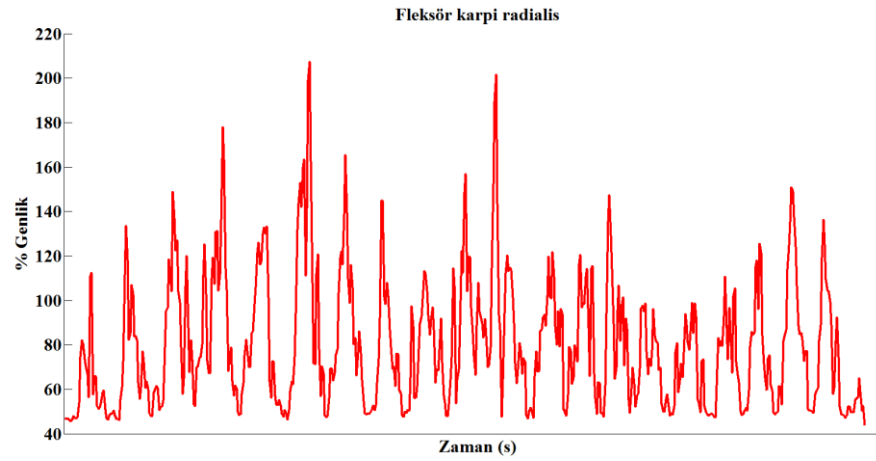




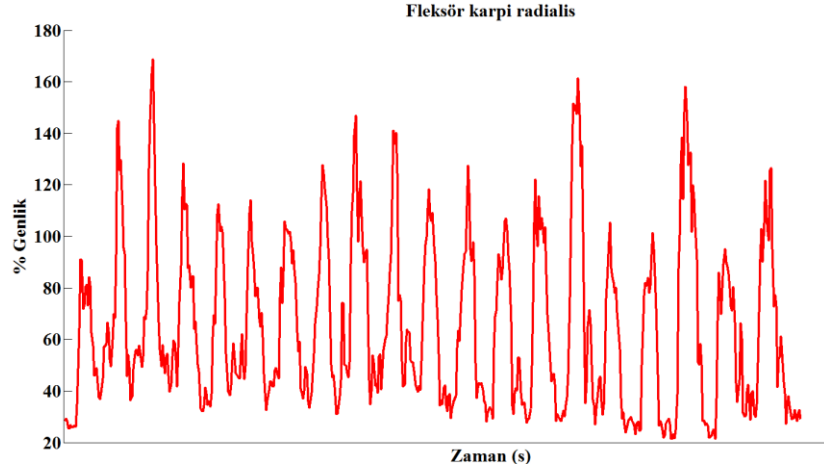
Denek 8 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



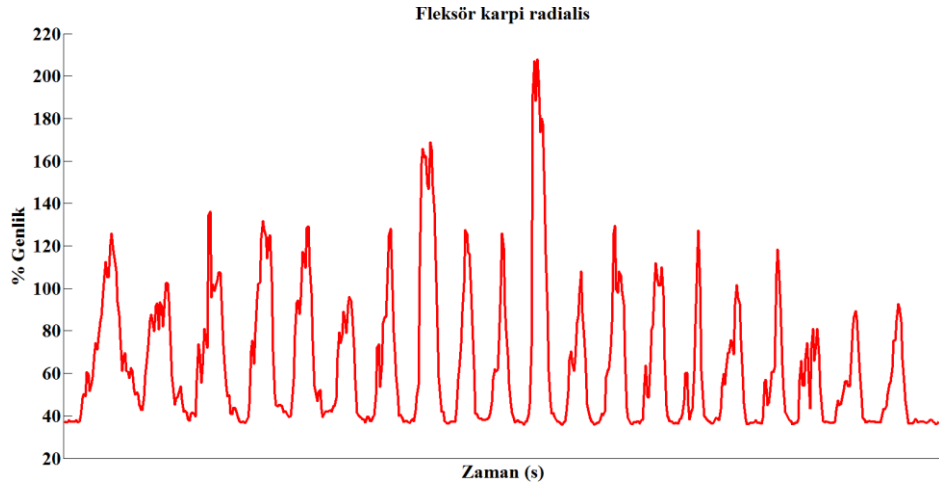
Denek 1 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



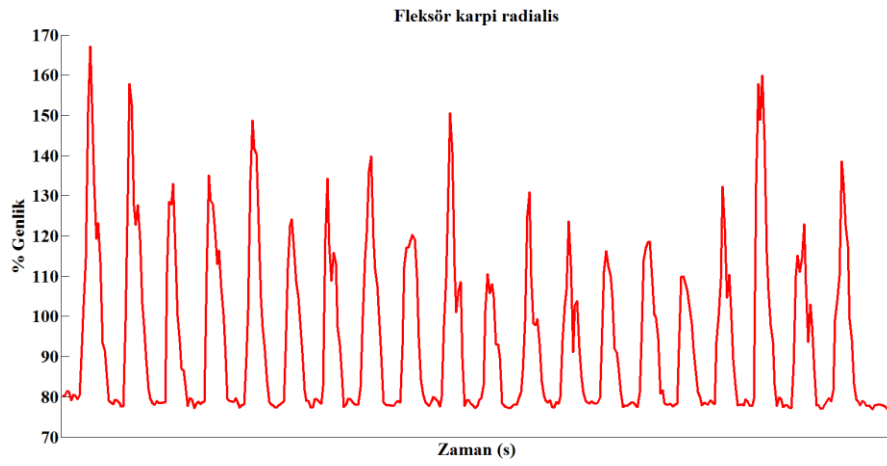
Denek 2 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



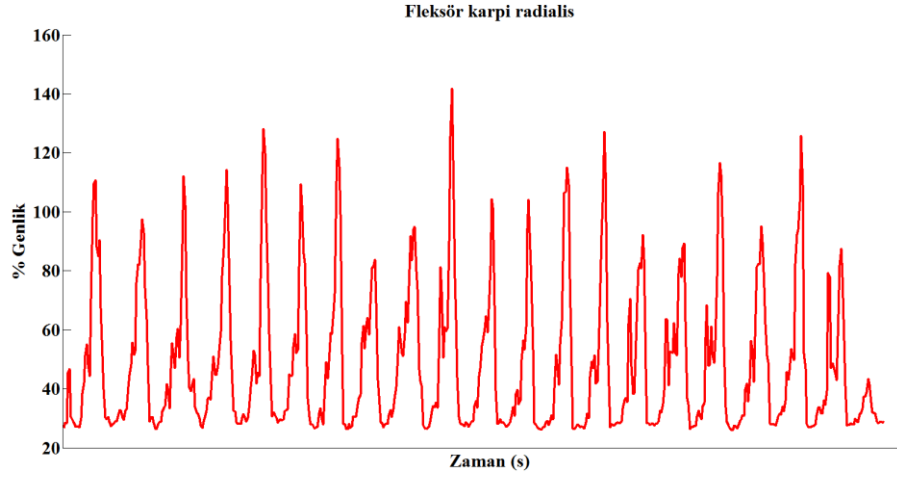
Denek 3 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



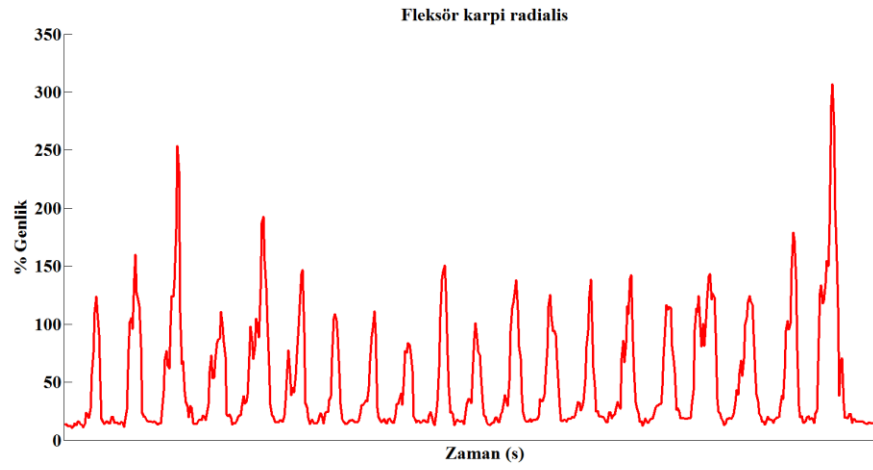
Denek 4 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



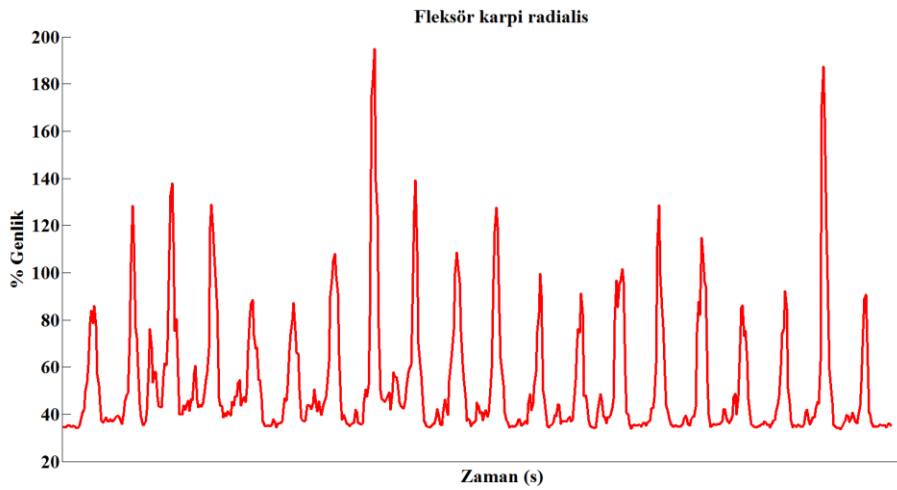
Denek 5 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



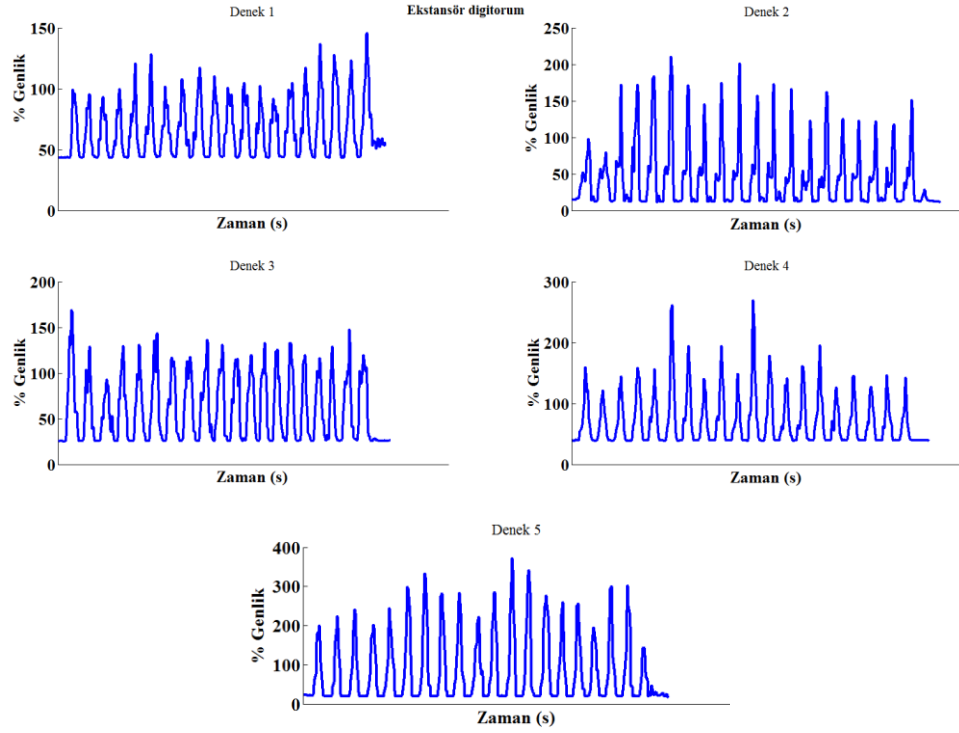
Denek 6 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



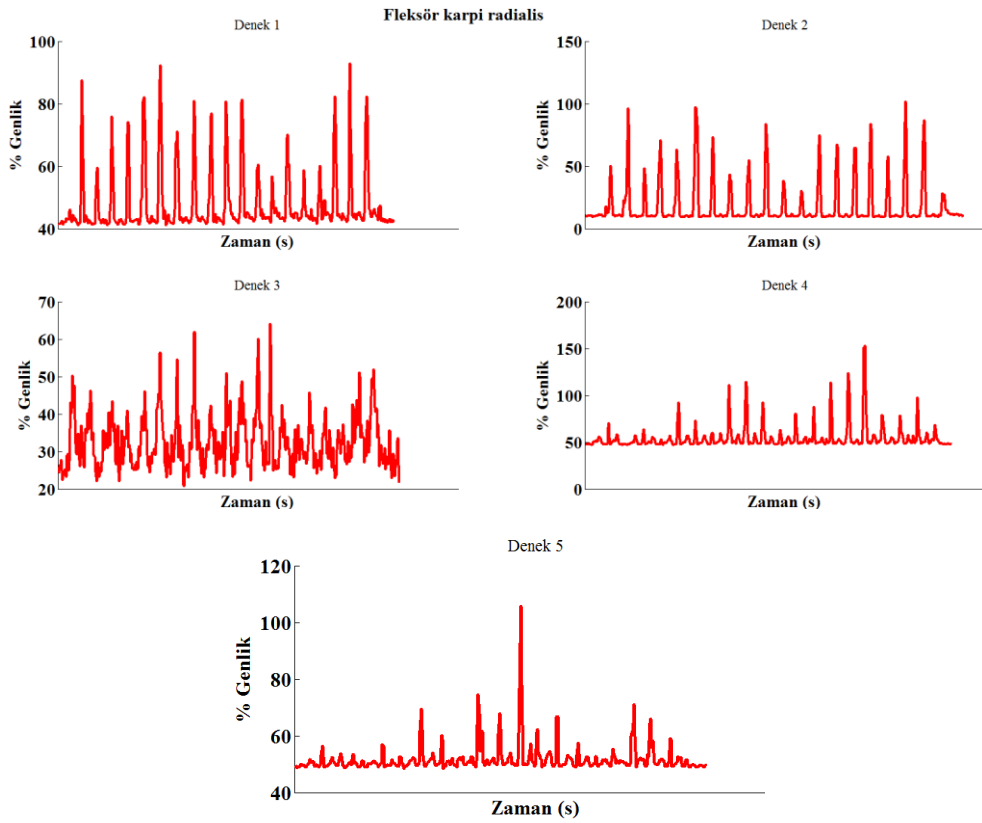
Denek 7 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



Denek 8 genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Parmak egzersizleri



Genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Bilek egzersizleri



Genlik analizi (eldivenli/eldivensiz): Bilek egzersizleri

**EK 11: Tez Kapsamındaki Yayın Çalışmaları**

## Makale çalışmaları

Yazarlar	Makale Başlığı	Dergi	Cilt/Sayfa	Tarih
Serbest K, Çilli M, Eldoğan O	A single degree of freedom dynamic orthosis design for rehabilitation of hand flexor and extensor muscles	Global Journal on Advances in Pure & Applied Sciences	4 / 32-37	2014
Serbest K, Eldoğan O	İskelet Kaslarının Yapısı ve Biyomekaniği	Akademik Platform Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi	2(3) 41-51	2014
Serbest K, Çilli M, Yıldız M Z, Eldoğan O	İnme rehabilitasyonunda kullanılacak kablo ve yay tahrikli giyilebilir bir el bileği egzersiz cihazı tasarımı	Politeknik Dergisi	-	Baskıda
Serbest K, Çilli M, Yıldız M Z, Eldoğan O	A virtual human hand model for estimating joint torques during the wrist and fingers movements	Applied Bionics and Biomechanics	-	Hakemlerde

## Bildiri çalışmaları

Yazarlar	Bildiri Başlığı	Etkinlik	Yer	Tarih
Serbest K, Çilli M, Yıldız M Z, Eldoğan O	Development of a human hand model for estimating joint torque using MATLAB tools	6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics	Singapur	2016
Serbest K, Çilli M, Yıldız M Z, Eldoğan O	A Kinematic Model of the Index Finger and the Joint Torque Estimation for Cylindrical Grip	8. Ulusal Biyomekanik Kongresi	Ankara	2016
Serbest K, Yıldız M Z, Çilli M, Karayel D, Tekeoğlu İ, Eldoğan O	Hemiplejik El Rehabilitasyonu İçin Giyilebilir Bir Egzersiz Cihazı Geliştirilmesi	20. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı	İzmir	2016

Serbest K, Ateş S, Stienen A H A	El Rehabilitasyonunda Kullanılabilecek Yay Mekanizmalı Bir Egzersiz Eldiveni Tasarımı	20. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı	İzmir	2016
Serbest K, Yıldız M Z, Çilli M, Karayel D, Tekeoğlu İ, Eldoğan O	Dinamik, Giyilebilir ve Evde Kullanıma Uygun Bir El Bileği Egzersiz Cihazı Geliştirilmesi	4. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ortopedi ve Travmatoloji Günleri	İzmir	2016
Serbest K, Eldoğan O, Yıldız M Z, M	El Bileğinin Ekstansiyon ve Fleksiyon Hareketinin Analizi için Çilli Biyomekanik Model Geliştirilmesi	18. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı	İstanbul	2014
Serbest K, Çilli M, Eldoğan O	A single degree of freedom dynamic orthosis design for rehabilitation of hand flexor and extensor muscles	World Conference on Health Science	Antalya	2014

## EK 12: Tez Kapsamındaki Proje Çalışmaları

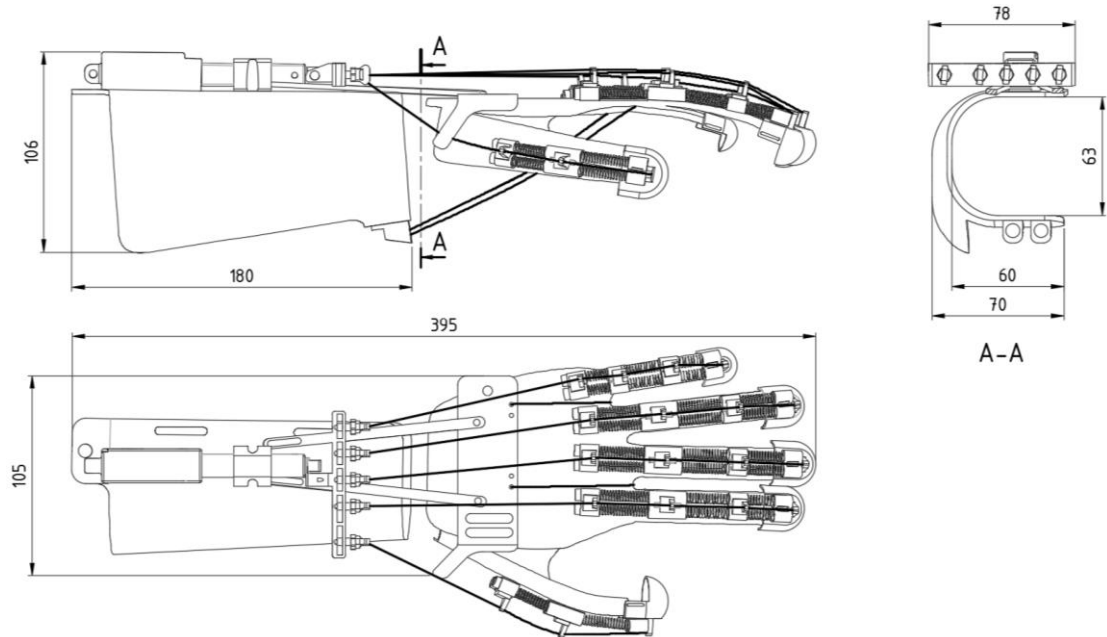
Proje çalışmaları					
Destekleyen	Görevi	Proje no	Proje adı	Tarihler	Bütçe
TÜBİTAK ARDEB 1005	Araştırmacı	115M622	El kaslarının rehabilitasyonu için aktif, dinamik ve taşınabilir bir cihaz tasarımı	Eylül 2015 Mart 2017	131077 TL
SAÜ BAP	Araştırmacı	2014-09-18-001	Fleksör ve ekstansör el bileği kaslarının rehabilitasyonu için aktif ortez tasarımı ve imalatı	Eylül 2014 Eylül 2016	23381 TL
SAÜ BAP Tez	Tez Öğrencisi	2014-50-02-032	El kaslarının rehabilitasyonu için aktif dinamik el – el bileği ortezi tasarımı	Aralık 2014 Devam ediyor	9920 TL
Fonds NutsOhra	Misafir yardımcı araştırmacı	558695	MyHand Project	Tem. 2014 Tem. 2016	200000 €

**EK 13: Tez Kapsamında Alınan Ödüller**

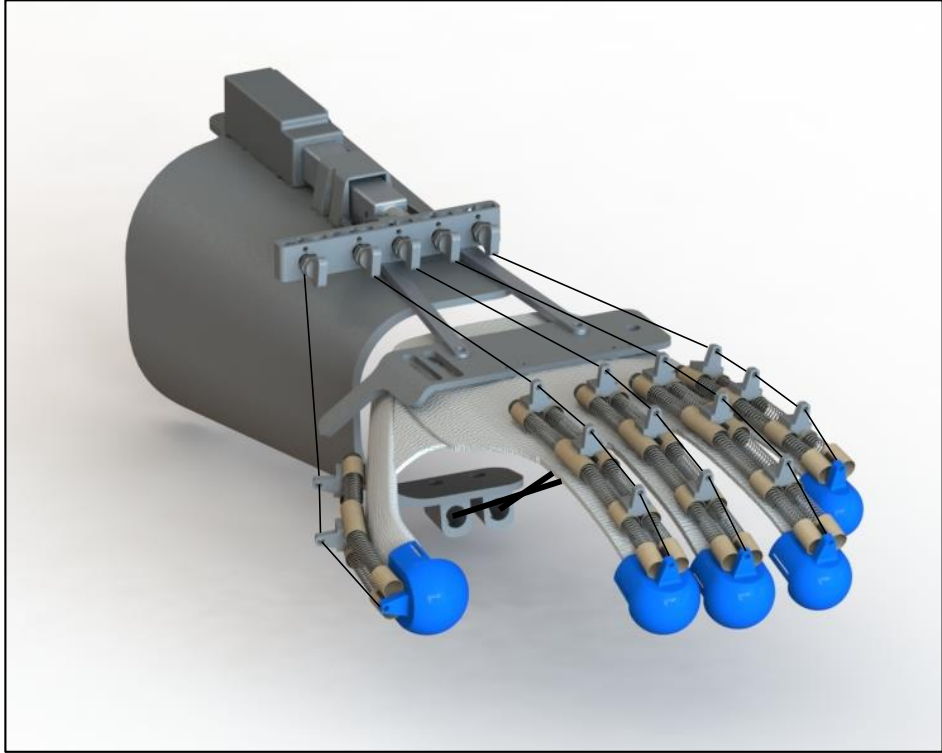
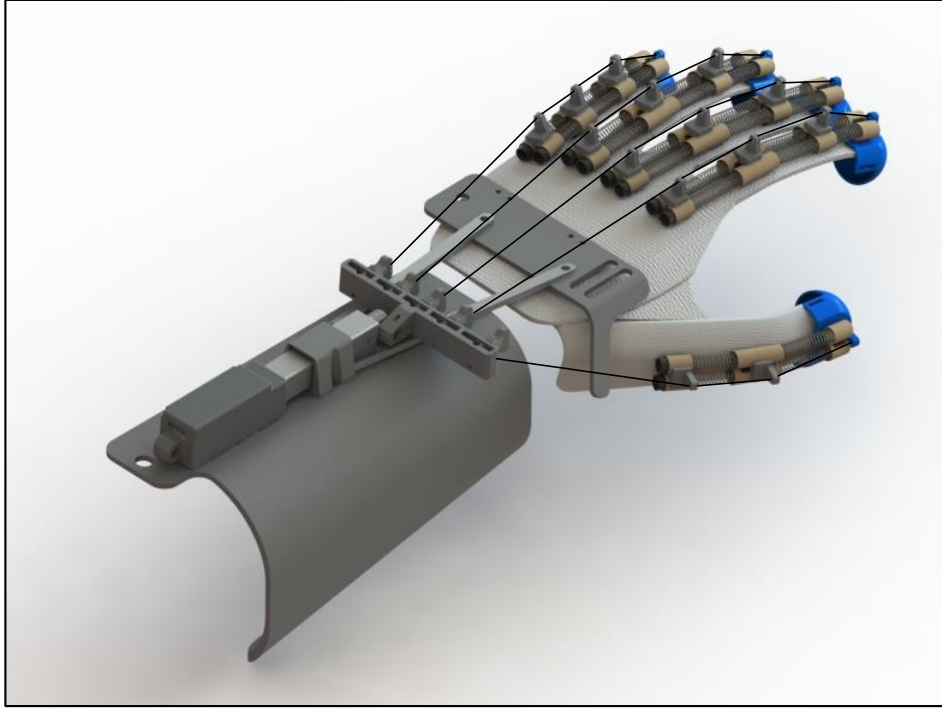
Ödül bilgileri				
Türü	Adı	Ödülü veren	Derece	Tarih
Doktora Tez Teşvik Proje	2211-C Öncelikli Alanlara Yönelik Doktora Tez Teşvik Bursu	TÜBİTAK BİDEB	Bursiyer	2016
Proje	Yıldızlı Projeler Yarışması	Yıldız Teknik Üniversitesi IEEE Öğrenci Kulübü	Finalist	2015

**EK 14: Doktora Tezi Yurtdışı Araştırma Bilgileri**

Araştırma bilgileri				
Kurum	Bölüm	Davet Eden	Destekleyen	Tarih
University of Twente	Laboratory of Biomechanical Engineering, Enschede, Hollanda	Dr. Arno H. A. STIENEN	SAÜ BAP	Tem. 2015 Ocak 2016

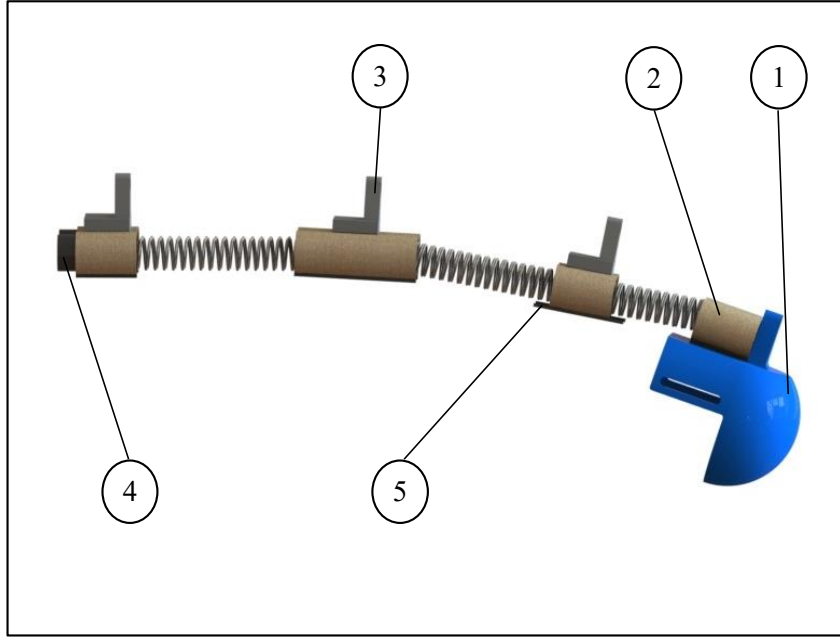
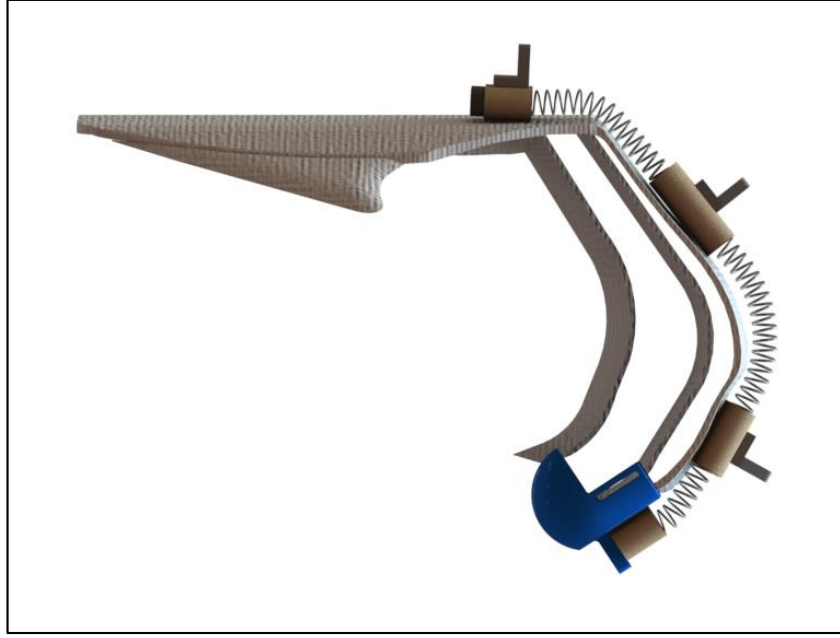
**EK 15: V2'nin Teknik Çizimleri**

V2'nin montaj resmi



V2'nin gncellenmiş versiyonu





Yay sistemi bileşenleri. 1, parmak ucu bağlantı parçası; 2, fiberglas kılıf; 3, çekme ipi kılavuzu; 4, yay arka bağlantı parçası; 5, fiberglas kılıf sabitleme parçası

## ÖZGEÇMİŞ

Kasım Serbest, 1985 yılında Kırcaali’de doğdu. İlköğretimini tamamladıktan sonra Buca Anadolu Teknik Lisesi Makine Bölümü’nde orta öğretime başladı ve 2005 yılında mezun oldu. Aynı yıl Gazi Üniversitesi Makine Resim ve Konstrüksiyon Öğretmenliği Bölümü’nde lisans eğitimine başladı. Bir yıllık İngilizce hazırlık eğitimiyle beraber Haziran 2010’da mezun oldu. Eylül 2010’da Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü’nde başladığı yüksek lisans eğitimini, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Bölümü’nde Temmuz 2012’de tamamladı. 2015 yılında Sakarya Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünden lisans derecesini aldı. Ocak 2013’de başladığı doktora araştırmalarını Mayıs 2017’de tamamladı. Aralık 2010’da Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsüne Araştırma Görevlisi olarak atandı ve halen bu görevde çalışmaktadır. Temmuz 2015 – Ocak 2016 döneminde University of Twente’de misafir Araştırma Görevlisi olarak görev yaptı. Serbest’in araştırma alanları arasında rehabilitasyon mühendisliği, insan hareketinin biyomekaniği ve mühendislik tasarımı yer almaktadır.