



T.C.

**BATMAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

GİYİLEBİLİR DIŞ İSKELET EL

Yunus HAZAR

YÜKSEK LİSANS

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

**Ağustos-2020
BATMAN
Her Hakkı Saklıdır**

TEZ KABUL VE ONAYI

Yunus HAZAR tarafından hazırlanan “GİYİLEBİLİR DIŞ İSKELET EL” adlı tez çalışması 28/08/2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Batman Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Başkan

Dr. Öğr. Üyesi Yılmaz KAYA

.....

Danışman

Doç. Dr. Ö. Faruk ERTUĞRUL

.....

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Emrullah ACAR

.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Doç. Dr. Şahnaz TİĞREK
FBE Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Yunus HAZAR

Tarih:28.08.2020

ÖZET

YÜKSEK LİSANS

GİYİLEBİLİR DIŞ İSKELET EL

Yunus HAZAR

**Batman Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

Danışman: Doç. Dr. Ömer Faruk ERTUĞRUL

2020, 91 Sayfa

Jüri

Doç. Dr. Ö. Faruk ERTUĞRUL

Dr. Öğr. Üyesi Yılmaz KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Emrullah ACAR

Bu tez çalışmasında, felç, omurilik yaralanmaları ve tendon yaralanmaları gibi birçok nedenden dolayı el fonksiyonlarının bir kısmını veya tamamını kaybetmiş hastaların rehabilitasyonunu sağlamak ve parmak hareketlerini desteklemek amacıyla kullanılabilecek bir el dış iskelet sistemi tasarlanmıştır. Elektrikli aktüatör kullanılarak tasarımı yapılan el dış iskelet sistemi, elin ön (dorsal) kısmına yerleştirilen ve 5 parmak hareketini aktif olarak destekleyen bir yapıya sahiptir. Yapılan tasarımda başparmakta 2, diğer parmaklar için 3 olmak üzere toplam 14 aktif ekstansiyon/fleksiyon serbestlik derecesi bulunmaktadır. Ayrıca her parmak için abdüksiyon/addüksiyon ve bilekte ekstansiyon/fleksiyon hareketlerini oluşturabilmek için toplam 6 pasif serbestlik derecesine sahiptir.

Elin antropometrik ölçüleri ve serbestlik dereceleri referans alınarak 3 boyutlu modelleme uygulamalarıyla iskelet sisteminin tasarımı yapılmıştır. Tasarımı basmak için hafif, dayanıklı, esnek ve tamamen doğada çözünebilen PLA (poliaktik asit) filament kullanılmıştır. 3 boyutlu yazıcıyla üretilen prototipin hafif ve taşınabilir olması hastaya evde rehabilitasyon ve günlük hayat aktivitelerinde yardımcı olma imkanı sağlayabilecek potansiyeldedir.

Tasarlanan sistem için geliştirilen android uygulama ile el dış iskeletinin kontrolü sağlanmaktadır. Fizik tedavi uzmanı önerileriyle tanımlanan rehabilitasyon egzersizlerini gerçekleştiren, el hareketlerini desteklemek amacıyla sEMG, GYRO, ACC ve ORI sinyallerini kullanarak niyet algılayan ve 32 farklı el hareketini gerçek zamanlı olarak yapay zeka algoritmalarıyla sınıflandırabilen el dış iskelet sisteminin tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Geliştirilen sistemde ön kola yerleştirilen MYO kol bandı ile EMG, GYRO, ACC ve ORI sensörleriyle alınan veriler kullanılarak niyet algılama sağlanmıştır. EMG sinyalleri MVC tekniğiyle normalize edilmiş ve bu sinyallerden MAV, STD, VAR, RMS, IEMG, ZC ve WL özellik vektörleri çıkarılarak etkin özellikler seçilmiştir. Sınıflandırma aşamasında makine öğrenmesi algoritmalarından doğrusal destek vektör makineleri (SVM) kullanılarak oluşturulan 5 sınıflandırıcı paralel olarak kullanılmıştır.

Anahtar Kelimeler: El Dış İskelet Sistemi, El Rehabilitasyonu, EMG Sinyalleri, Özellik Çıkarma, Özellik Seçme, MYO kol bandı.

ABSTRACT

MS THESIS

EXOSKELETON HAND

Yunus HAZAR

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
BATMAN UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE IN ELECTRICAL-ELECTRONICS
ENGINEERING**

Advisor: Assoc. Prof.Dr. Ömer Faruk ERTUĞRUL

2020, 91 Pages

Jury

Advisor Assoc. Prof.Dr. Ömer Faruk ERTUĞRUL

Dr. Öğr. Üyesi Yılmaz KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Emrullah ACAR

In this thesis, hand exoskeleton system is designed to provide rehabilitation and support finger movements for patients who have lost some or all of their hand functions due to many reasons such as stroke, stroke, spinal cord injuries, tendon injuries. The hand exoskeletal system, which designed using an electric actuator, has a structure that is placed on the front (dorsal) part of the hand and actively supports 5 finger movements. In the design, there are 14 active extension / flexion degrees of freedom, 2 of which are in the thumb and 3 for the other fingers. It also has a total of 6 passive degrees of freedom to create abduction / adduction and extension / flexion movements in the wrist for each finger. In addition, the design has 6 passive degrees of freedom to create abduction / adduction for each finger and extension / flexion movements for wrist.

The skeletal system was designed with 3D modeling applications by taking the anthropometric dimensions and degrees of freedom of the hand as reference. To print the design, PLA (polylactic acid) filament is used as a light, durable, flexible and completely biodegradable. The light and portable prototype produced with a 3D printer provides the opportunity to assist the patient in home rehabilitation and daily life activities.

Control of the hand exoskeleton is provided with the android application developed for the designed system. The hand exoskeleton system, which performs rehabilitation exercises defined by the recommendations of the physiotherapist, perceives intent using sEMG, GYRO, ACC and ORI signals to support hand movements and can classify 32 different hand movements with artificial intelligence algorithms in real time, has been designed.

In the developed system, intent detection was achieved by using the data received with EMG, GYRO, ACC and ORI sensors with the MYO armband placed on the forearm. EMG signals have been normalized with MVC technique and MAV, STD, VAR, RMS, IEMG, ZC and WL feature vectors have been removed and effective features have been selected. In the classification phase, 5 classifiers created using linear support vector machines (SVM), which is one of the machine learning algorithms, were used in parallel.

Keywords: Hand Exoskeleton, Hand Rehabilitation, EMG Signals, Feature Extraction, Feature Selection, MYO armband.

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans eğitimim boyunca ve tez çalışmamda, bilgi ve birikimleriyle her türlü yardımı ve desteği sağlayan, çalışmalarımda bana yardımcı olan, yol gösteren, akademik hayatı sevdiren ve araştırmacı kişilik kazandıran danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ömer Faruk ERTUĞRUL'a,

Yüksek Lisans eğitimim boyunca her türlü destek ve önerilerini sunan, akademik hayata teşvik eden, bilgi ve birikimlerini paylaşan Prof. Dr. Necmettin SEZGİN'e,

Yüksek Lisans tezim boyunca bilgi ve birikimleriyle çalışmalarımı takip edip yol gösteren, destek olup teşvik eden Doktor Ferit HAZAR'a ve Fizik Tedavi Uzmanı Özgür YILDIRIM'a,

Bu araştırmayı BTÜBAP-2019-YL-13 numaralı projeyle maddi olarak destekleyen Batman Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Hayatım boyunca her konuda yanımda olan beni destekleyen, cesaretlendiren aileme en samimi duygularımla sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yunus HAZAR
BATMAN-2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
ÖNSÖZ	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. İnsan Elinin Anatomik Yapısı	3
1.1.1. İnsan Elinin Yapısal Anatomisi	4
1.1.2. Eklem Hareket Açıklığı (EHA)	8
1.1.3. Elin Antropometrik Ölçüleri	9
1.2. El Rehabilitasyonu	10
1.2.1. Rehabilitasyon Egzersizleri	10
1.2.2. El Fonksiyonlarını Etkileyen Rahatsızlıklar	11
1.3. Elektromiyografi (EMG).....	18
1.3.1. EMG Sinyalinin Oluşumu	18
1.3.2. EMG Sinyallerinin Ölçülmesi	20
1.3.3. EMG Sinyalinin Yükseltilmesi	21
1.3.4. EMG Sinyalinin Filtrelenmesi	21
1.3.5. EMG Sinyallerinin Sayısallaştırılması.....	22
1.3.6. EMG Sinyalini Etkileyen Gürültüler ve Giderilmeleri	22
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	24
2.1. İskelet Sistemlerinin Tarihçesi	24
2.2. El Dış İskelet Sistemleri	25
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	33
3.1. El Dış İskelet Sistemi	33
3.1.1. El Dış İskelet Sisteminin Tasarımı	33
3.1.2. El Dış İskelet Sisteminin Kinematik Analiz	36
3.1.3. El Dış İskelet Sisteminin Kontrol Sistemi	37
3.2. Veri Setinin Oluşturulması.....	41
3.3. EMG Sinyallerinin Normalizasyonu	43
3.4. EMG Sinyallerinin Segmentasyonu (Pencerelenmesi)	44
3.5. EMG Sinyallerinden Özellik Çıkarma	45
3.5.1. Ortalama Mutlak Değer (MAV)	47
3.5.2. Standart Sapma (STD)	47

3.5.3.	Varyans (VAR)	47
3.5.4.	Kare Kök Ortalama Değeri (RMS)	47
3.5.5.	Entegre EMG (IEMG)	47
3.5.6.	Sıfır Geçiş Sayısı (ZC)	48
3.5.7.	Dalga Boyu (WL)	48
3.6.	EMG Sinyallerinden Özellik Seçme	48
3.7.	SVM ile Model Oluşturma (Sınıflandırma)	49
3.7.1.	Doğrusal Destek Vektör Makineleri	50
4.	ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....	53
4.1.	Araştırma Sonuçları	53
4.1.1.	EMG Sinyallerinin Normalizasyonu	54
4.1.2.	EMG Sinyallerinden Özellik Çıkarma ve Özellik Seçme	55
4.1.3.	SVM ile Model Oluşturma (Sınıflandırma).....	55
4.1.4.	Modellerin Test ve Analizi	57
4.1.5.	İskelet Sisteminin Klinik Denemeleri	58
4.2.	Tartışma.....	59
4.2.1.	Parmak Hareketlerinin Tanınması (Niyet Algılama).....	59
4.2.2.	Geliştirilen El Dış İskeletin Fizyoterapide Kullanım Olanakları.....	59
4.2.3.	Niyet Algılamada Literatür ile Karşılaştırma	60
5.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	62
5.1.	Sonuçlar.....	62
5.2.	Öneriler	63
KAYNAKLAR	64	
EKLER	73	
ÖZGEÇMİŞ	78	

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

Na^+	: Sodyum
K^+	: Potasyum
Cl^-	: Klor
cm	: Santimetre
mV	: Milivolt
Hz	: Hertz
ms	: Milisaniye
m/s	: Bir saniyede metre cinsinden alınan yol
kg	: Kilogram
$\bar{x}$	: Ortalama değer
ϵ	: Eşik değer
w	: Ağırlık vektörü
b	: Bias
λ	: Lagrange çarpanı

Kısaltmalar

GYRO	: Jiroskop
ACC	: İvmeölçer
ORI	: Oryantasyon
MAV	: Ortalama Mutlak Değer
STD	: Standart Sapma
VAR	: Varyans
RMS	: Kare Kök Ortalama Değeri
IEMG	: Entegre EMG
ZC	: Sıfır Geçiş Sayısı
WL	: Dalga boyu
SVM	: Destek Vektör Makineleri
EEG	: Elektroansefalografi
EMG	: Elektromiyografi
sEMG	: Yüzey Elektromiyografi

IP	: İnterphalangeal
MCP	: Metacarpophalangeal
CMP	: Carpometacarpal
PIP	: Proximal İnterphalangeal
DIP	: Distal İnterphalangeal
EHA	: Eklem Hareket Açıklıklarının
DOF	: Serbestlik Derecesi
AAOS	: Amerikan Ortopedik Cerrahlar Derneği
USAF	: Amerika Birleşik Devletleri Hava Kuvvetleri
SVO	: Serebrovasküler Olay
SP	: Serebral Palsi
AP	: Aksiyon Potansiyeli
iEMG	: Kas İçi Elektromiyografi
CMRR	: Yüksek Ortak Modu Bastırma Oranı
ADC	: Analog-Dijital Dönüştürücü
IMU	: Atalet Ölçüm Ünitesi
MVC	: Maksimum İstemli Kasılma
ML	: Makine öğrenmesi
SVM	: Destek vektör makineleri
SRM	: Yapısal Risk Minimizasyonu
RBF	: Radyal Bazlı Fonksiyon
OP	: İşlevsel Yükseltici

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 Klasik Rehabilitasyon Yöntemleri (Sabelskaya., 2017).....	1
Şekil 1.2 Robotik Rehabilitasyon Yöntemleri ((a) Preston, 2016, (b) Marinov, 2017, (c) Rehab-Robotics, 2018, (d) Hocoma, 2019)	2
Şekil 1.3 Parmak Hareketleri; (a) Fleksiyon (b) Ekstansiyon (c) Abdüksiyon (d) Addüksiyon (e) Oppozisyon (f) Repozisyon (Lippert, 2011).	4
Şekil 1.4 Eli Oluşturan Kemikler (Agarwal, 2018).	5
Şekil 1.5 Elde bulunan kaslar ve tendonlar (McLendon, 2011).	6
Şekil 1.6 Elin Eklemleri (Lippert, 2011).	7
Şekil 1.7 Brakial Pleaksus (Ueland, 2011).	11
Şekil 1.8 Omurilik (Minagar, 2019)	12
Şekil 1.9 Omurilik (Ben-Barak, 2018).	13
Şekil 1.10 Serebral Palsi (Pathak, 2015).	13
Şekil 1.11 Fleksör ve Ekstansör Tendonlar (Ficke, 2019).	14
Şekil 1.12 Fleksör Tendonları (Özçelik, 2020).	15
Şekil 1.13 Modifiye Duran Yöntemi.	16
Şekil 1.14 Kleinert Yöntemi.	16
Şekil 1.15 İzole Fleksör Tendon Kayma Egzersizleri (Abolfathi, 2008).	16
Şekil 1.16 Ekstansör Tendonları (Furness, 2016).	17
Şekil 1.17 Erken Pasif Hareket Yöntemi.	17
Şekil 1.18 EMG blok diyagramı.	18
Şekil 1.19 Aksiyon Potansiyelinin Oluşumu (Basmajian, 1985).	19
Şekil 1.20 Motor ünitenin yapısı (Fox, 2019).	19
Şekil 1.21 İğne Elektrot.	20
Şekil 1.22 Yüzey Elektrot.	20
Şekil 1.23 Enstrumantasyon yükselteci.	21
Şekil 1.24 EMG Spektrumu ve Gürültünün bu spektruma etkisi (Hewson vd., 2003). .	22
Şekil 2.1 Hardiman Dış iskeleti (Corliss ve Johnsen, 1968).	24
Şekil 2.2 Gelişmiş iskelet sistemleri (Zoss vd., 2006).	24
Şekil 2.3 El dış iskelet sistemlerinin sınıflandırma kriterlerinin şeması (Heo vd., 2012).	25
Şekil 2.4 Parmak hareket mekanizmaları (Heo vd., 2012).	26
Şekil 2.5 Ueki ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Ueki vd., 2010).	26
Şekil 2.6 Sandoval-Gonzalez ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Sandoval-Gonzalez vd., 2016).	27
Şekil 2.7 Zhang ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Zhang vd., 2014).	27
Şekil 2.8 Conti ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Conti vd., 2017).	28
Şekil 2.9 Polygerinos ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Polygerinos vd., 2015). ..	28
Şekil 2.10 Ho ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Ho vd., 2011).	29
Şekil 2.11 Yun ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Yun vd., 2016).	29
Şekil 2.12 Rub ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Rudd vd., 2019).	30
Şekil 2.13 Yun ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Yun vd., 2017).	30
Şekil 2.14 Wege ve Zimmermann el dış iskelet tasarımı (Wege ve Zimmermann 2017).	31
Şekil 2.15 Abdallah ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Abdallah vd., 2017).	31
Şekil 2.16 Tadano ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Tadano vd., 2010).	32
Şekil 2.17 Cui ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Cui vd., 2010).	32
Şekil 3.1 El dış iskeletinin tabanı. (a) Kontrol kutusu. (b) El tabanı	33

Şekil 3.2 El dış iskeletinin hareket ünitesi. (a) Mg90s servo motor	34
Şekil 3.3 Güç aktarma mekanizması.....	34
Şekil 3.4 Tasarlanan iskelet sisteminin görünümü.	35
Şekil 3.5 Tasarımı yapılan el dış iskelet sistemi	35
Şekil 3.6 Dış el iskeleti 2. Parmak ekstansiyon görünümü.....	36
Şekil 3.7 Dış el iskeleti 2. Parmak fleksiyon görünümü.....	36
Şekil 3.8 Geliştirilen android uygulama.	37
Şekil 3.9 Bluetooth kontrol arayüzü.	37
Şekil 3.10 Bağlantı kontrol arayüzü.	38
Şekil 3.11 Egzersiz kontrol arayüzü.	39
Şekil 3.12 Parmak egzersizi kontrol arayüzü.....	39
Şekil 3.13 Rehabilitasyon ve destek sistemi kontrol diyagramı.	40
Şekil 3.14 MYO Kol Bandı (Thalmic Labs Inc.)	41
Şekil 3.15 Veri seti oluşturulurken MYO kol bandının konumu.....	42
Şekil 3.16 Veri setini oluşturan el hareketleri.....	43
Şekil 3.17 MVC değerlerinin ölçülmesi.	44
Şekil 3.18 Üst Üste Pencereleme Yöntemi.	44
Şekil 3.19 Komşu Pencereleme Yöntemi	45
Şekil 3.20 Özellik çıkarma metodolojisi.....	46
Şekil 3.21 Özellik seçme blok diyagramı.	49
Şekil 3.22 Doğrusal destek vektör makineleri.	51
Şekil 3.23 Doğrusal destek vektör makineleri sınır düzlemleri.....	51

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Başparmak eklem hareket aralığı (Fizyoo, 2018).....	8
Tablo 1.2. Parmak eklem hareket aralıkları (Fizyoo, 2018).	8
Tablo 1.3. Ortalama parmak uzunlukları (Chen, vd., 2013).	9
Tablo 1.4. Ortalama el uzunluk ölçüleri (Chen, vd., 2013).	9
Tablo 3.1 Kullanılan malzemeler ve modelleri.	41
Tablo 3.2 Bir satır örnek veri.	42
Tablo 4.1 Oluşturulan Modeller.....	53
Tablo 4.2 Ölçülen maksimum istemli kasılma verileri.	54
Tablo 4.3 sEMG sinyallerinin normalizasyonundan önce ve sonra elde edilen sınıflandırma başarıları.	54
Tablo 4.4 Çıkarılan özelliklerin sınıflandırmaya etkisi.	55
Tablo 4.5 Oluşturulan modeller ve başarı yüzdeleri.	56
Tablo 4.6 Modellerin işlem süresi.	57
Tablo 4.7 Farklı kullanıcılarla yapılan analiz sonuçları.	57
Tablo 4.8 Geliştirilen iskelet sisteminin parmak eklem hareket aralığı ölçüleri	58
Tablo 4.9 Geliştirilen iskelet sisteminin başparmak eklem hareket aralığı ölçüleri	58
Tablo 4.10 EMG sinyalleriyle kontrol edilen el dış iskelet sistemleri.....	61

EK-1

EK-1 1. Boyutlu modellenmiş parçalar.	73
--	----

EK-2

EK-2 1. Boyutlu basılmış parçalar 1.....	73
EK-2 2. Boyutlu basılmış parçalar 2.....	74
EK-2 3. Boyutlu basılmış parçalar 3.....	74
EK-2 4. Tasarımı yapılan iskelet sistemi.	74

EK-3

EK-3 1. Java kodları.	76
----------------------------	----

EK-4

EK-4 1. Python kodları.	77
------------------------------	----

1. GİRİŞ

İnsanın günlük hayat aktivitelerini bağımsız bir şekilde yerine getirebilmesi için sağlıklı bir el oldukça önemli bir yere sahiptir. Elimiz nesneleri kavramamızı, tutmamızı, hissetmemizi, ayırt etmemizi sağlayan, jest ve mimikler yaparak sosyal çevremizle iletişim kurmak için kullandığımız hassas becerilere sahip en önemli organlarımızdan biridir. Hastalık, kaza, travma, omurilik zedelenmesi ve felç gibi bir çok neden elimizin fonksiyonlarının bir kısmını veya tamamını kaybetmesine neden olmaktadır. Ne yazık ki nüfusun artmasıyla eli doğrudan etkileyen kazalar ve hastalıklarda da bir artış görülmektedir (Rosberg ve Dahlin., 2018). Kaybedilen el fonksiyonlarının iyileştirilmesi ve yeniden kazanılmasında rehabilitasyon oldukça etkilidir. Literatür çalışmalarında rehabilitasyon sonrası hastaların %40-50'sinin kaybettikleri fonksiyonları yeniden kazandığı raporlanmaktadır (Shafi vd., 2013).

Rehabilitasyon, hastalık, kaza, felç ve travma gibi birçok nedenden dolayı kaybedilen motor fonksiyonlarının bir kısmını veya tamamının yeniden kazandırılmasına yönelik fizyoterapist denetiminde rehabilitasyon cihazları ve akıllı rehabilitasyon robotlarıyla gerçekleştirilen bir tedavi yöntemidir. Kliniklerde fizik tedavi uzmanları denetiminde klasik rehabilitasyon (Şekil 1.1) yöntemleriyle gerçekleştirilen egzersizler hastada motivasyon eksikliğine neden olduğu gibi uzun ve masraflı bir süreçtir. Ayrıca yürüyüş gibi hastanın bacak ve gövdesini hedef alan bazı egzersizler yoğun bir emek ve birden fazla fizik tedavi uzmanı gerektirmektedir. Bu da tedavi masraflarını arttırarak ülkenin sağlık ve bakım sisteminde bir yük oluşturmaktadır.



Şekil 1.1 Klasik Rehabilitasyon Yöntemleri (Sabelskaya., 2017)

Gelişen teknolojiyle beraber akıllı robotların rehabilitasyonda kullanımı artmaktadır (Meng vd., 2017; Zhang vd., 2014). Robotik rehabilitasyon (Şekil 1.2); egzersizlerin istenilen açı, pozisyon ve hastanın anatomik yapısına göre ayarlanması, evde rehabilitasyon olanağı, egzersizlerin daha iyi tekrarlanması, uzun süreli tedavi seansı, performans bilgilerinin analizi, sanal gerçeklik ve bilgisayar oyunları ile entegrasyonu sayesinde hastaya yüksek moral, motivasyon ve eğlenceli bir tedavi süreci sağlamaktadır. Ayrıca, fizyoterapistlerin iş yükünü azaltarak aynı anda birden fazla hastaya bakmasına olarak sağlar. Böylece robotik rehabilitasyon ile toplumun artan rehabilitasyon ihtiyacı karşılanmakta ve rehabilitasyonun maliyeti düşmektedir (Abdallah vd., 2017; Clark vd., 2019).



Şekil 1.2 Robotik Rehabilitasyon Yöntemleri ((a) Preston, 2016, (b) Marinov, 2017, (c) Rehab-Robotics, 2018, (d) Hocoma, 2019)

Literatür çalışmaları incelendiğinde rehabilitasyon alanında robotların kullanılması ilk olarak 1950’li yıllara dayanmaktadır (Edwards, 1950; Battye vd., 1955; Whitelaw, 1958). Son yüzyılda yapay zekâ ve giyilebilir sistemlerin birlikte kullanılmasıyla yapılan çalışmalarda insan vücudunun üretmiş olduğu elektriksel sinyallerin vücudumuzdaki sistemlerin çalışmasıyla ilgili önemli bilgiler içerdiğini göstermiştir. Yordanov ve arkadaşları elektroansefalografi (EEG) sinyallerini kullanarak insansı robot kontrolü üzerine çalışmışlardır (Yordanov vd., 2017). Ho ve arkadaşları yüzey elektromiyografi (sEMG) sinyallerini kullanarak inme sonrası el fonksiyonlarını

kaybetmiş hastaların el fonksiyonlarının iyileştirilmesi için çalışmalar yapmışlardır (Ho vd., 2011). Kundu ve arkadaşları el hareketlerinin sınıflandırılmasını temel alarak akıllı tekerlekli sandalye ile ilgili araştırma yapmışlardır (Kundu vd., 2018).

Vücudumuzda üretilen ve vücudumuzdaki sistemlerin çalışmasıyla ilgili önemli bilgiler içeren en yaygın sinyallerden biride Elektromiyografi (EMG) sinyalleridir.

Elektromiyografi, sinir sistemi tarafından kontrol edilen ve kasların kasılıp gevşemesi sırasında ortaya çıkan miyoelektrik sinyallerini gerilim olarak kaydeden deneysel bir yöntemdir (Podrug ve Subasi, 2015). Günümüzde EMG sinyalleri; dış iskelet cihazları, insan bilgisayar ara yüzü, nöromüsküler hastalıkların teşhisi, akıllı protezler, klinik uygulamalar, dış iskelet cihazları ve interaktif bilgisayar oyunları gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Kundu vd., 2018; Lenzi vd., 2012; Ramaekers vd., 1993; Zhang vd., 2009).

Bu çalışmada, EMG, ivmeölçer (ACC), jiroskop (GYRO) ve oryantasyon (ORI) sinyallerini kullanarak hem parmakların fiziksel rehabilitasyonu hem de eli güçlendirmek için kullanılabilecek giyilebilir dış el iskeletinin tasarımı ve imalatı hedeflenmiştir. Tasarlanan dış el iskeleti parmak uçlarından başlayarak ön kola kadar uzanmış ve yapımında kullanılan elastiklerle esnek bir yapı kazanıp insan elini kavraması sağlanmıştır. Dış el iskeleti için geliştirilen android uygulamayla kontrolü sağlanan sisteme fizik tedavi uzmanından görüş alınarak parmak egzersizleri eklenmiştir. Ayrıca gerçek zamanlı 32 farklı el hareketini yapay zekâ yöntemleriyle sınıflandıran dış el iskeleti istenildiğinde biyonomik el olarak kullanılabilecek potansiyeldedir.

1.1. İnsan Elinin Anatomik Yapısı

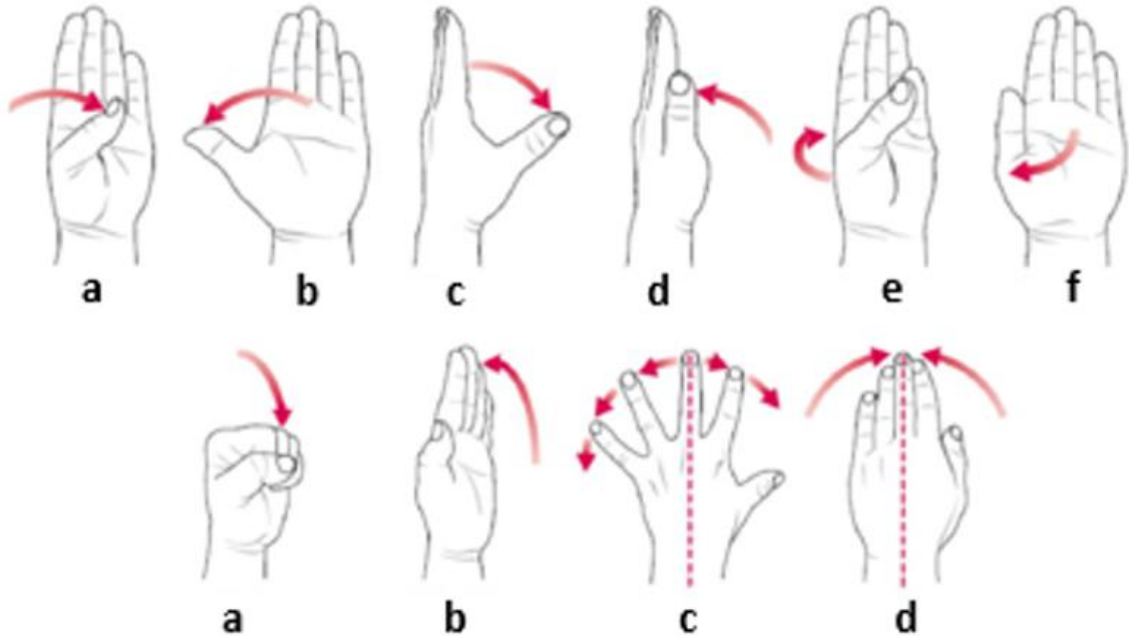
İnsan elinin fonksiyonel ve biyomekanik yapısı, el dış iskelet sistemlerinin gelişmesi için temel oluşturur ve yapay sistemlerin gelişimine yönelik birçok yaklaşım biyolojik olanı taklit eder. El dış iskelet sistemlerinin tasarlanmasında ve geliştirilmesinde anatomik ve biyomekanik açıdan cihazın el ile olan uyumluluğunun sağlanması ve etkin bir çalışmanın elde edilebilmesi için elin yapısal ve fonksiyonel anatomisinin iyi bilinmesi gerekmektedir.

1.1.1. İnsan Elinin Yapısal Anatomisi

Elin yapısal anatomisi incelendiğinde fizyolojisinin; kemikler, kaslar, tendonlar, eklemler ve diğer dokulardan oluştuğu görülmektedir. Kemikler, kaslar ve tendonlar bir araya gelerek fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon, addüksiyon, oppozisyon ve repozisyon parmak hareketlerini oluşturmaktadırlar (Suarez vd., 2018).

- **Fleksiyon(F):** Parmağın bükme, bükülme hareketidir.
- **Ekstansiyon(E):** Parmağın germe, gerilme hareketidir.
- **Abdüksiyon(Ab):** Parmağın uzaklaştırma hareketidir.
- **Addüksiyon(Ad):** Parmağın yakınlaşma hareketidir.
- **Oppozisyon(Opposition):** Başparmağının diğer parmaklara yaklaşma hareketidir.
- **Repozisyon(Reposition):** Başparmağının diğer parmaklardan uzaklaşma hareketidir.

Parmak hareketlerini gösteren terimler ve figürler **Şekil 1.3**'te gösterilmiştir.



Şekil 1.3 Parmak Hareketleri; (a) Fleksiyon (b) Ekstansiyon (c) Abdüksiyon (d) Addüksiyon (e) Oppozisyon (f) Repozisyon (Lippert, 2011).

1.1.1.1. Kemikler

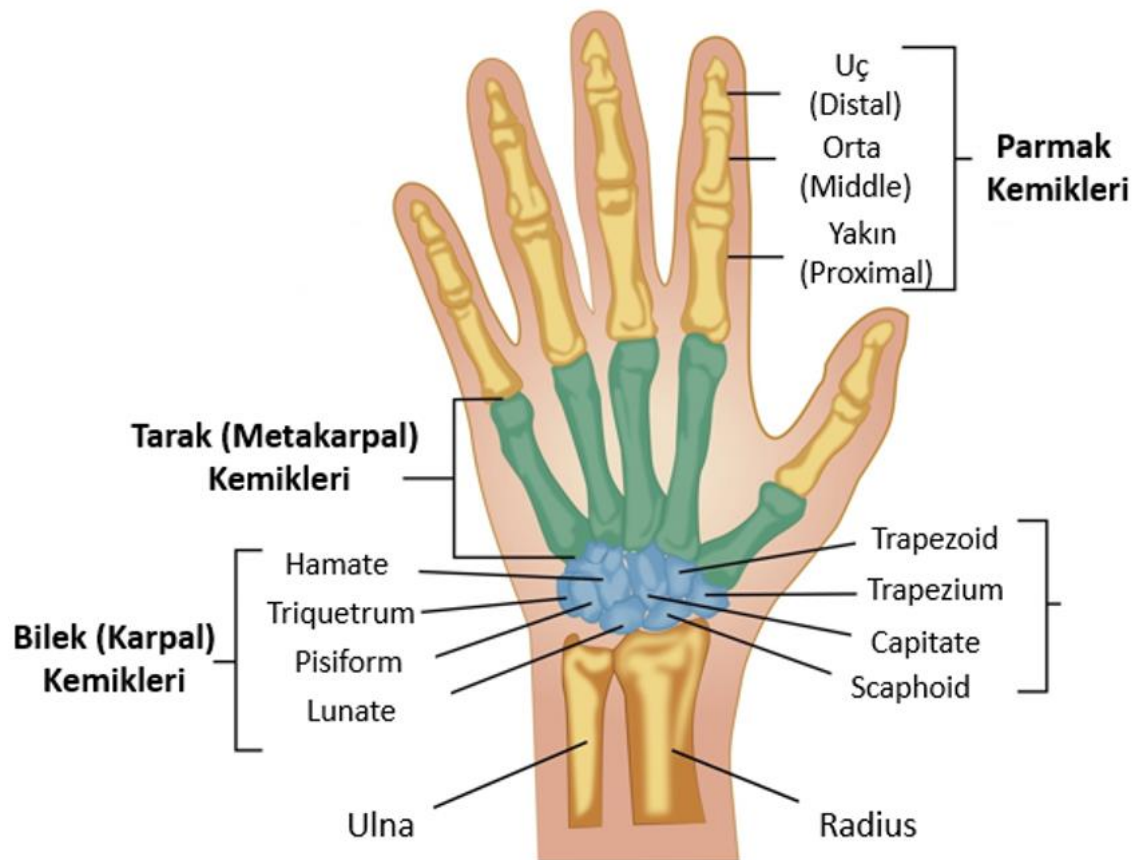
Kemik, vücudumuzu oluşturan en sert yapıda olan dokudur. Vücudumuza şeklini verir, organları korur, mekanik hareketi destekler. İnsan eli toplam 29 adet kemikten oluşur (Şekil 1.4). Bunlar aşağıda listelenmiştir (Pinto, 2017; Standring, 2015).

Ön Kol Kemikleri: Dış ön kol kemiği (Radius) ve iç ön kol kemiği (Ulna) olmak üzere 2 tane kemikten oluşur.

Bilek Kemikleri (Carpal Bones): 4 tane proksimal ve 4 tane distal olmak üzere toplam 8 tane kemik bulunur.

Tarak Kemikler (Metacarpal Bones): 5 tane kemikten oluşur. Bu kemikler avuç içini oluşturur. Yukarıda bilek kemikleriyle, aşağıda ise parmak kemikleri ile eklem yaparlar.

Parmak Kemikleri (Phalanges Bones): Başparmakta 2 tane, diğer parmaklarda 3 tane olmak üzere toplam 14 tanedir. Parmakları oluştururlar.

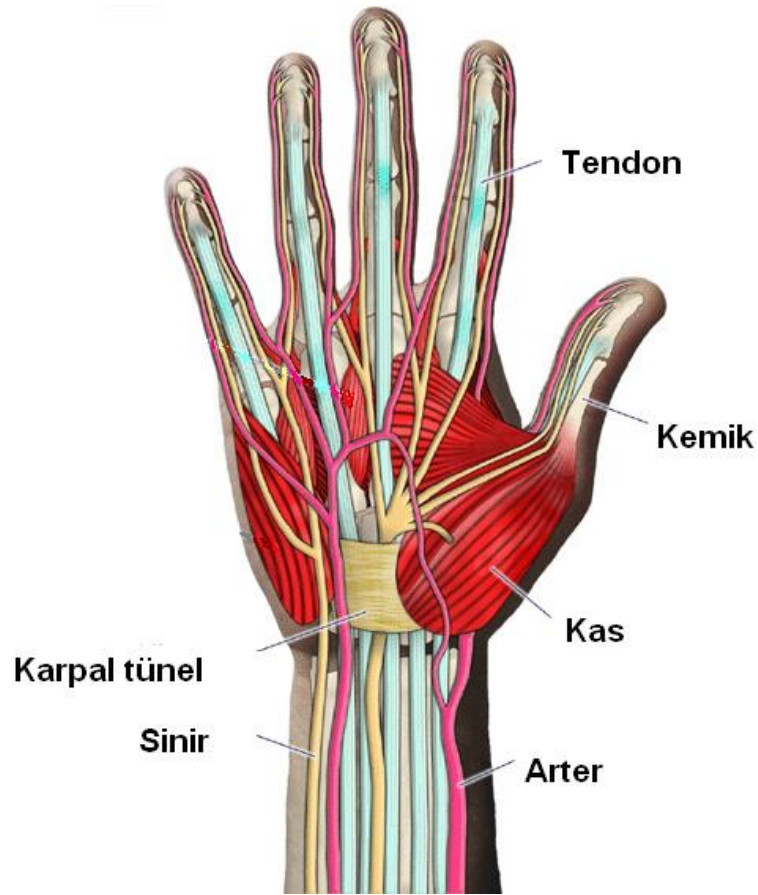


Şekil 1.4 Eli Oluşturan Kemikler (Agarwal, 2018).

1.1.1.2. Kaslar ve Tendonlar

Kas, vücut ve organların hareketini sağlayan dokudur. Tendon ise kemikler ile kas arasındaki beyaz renkli dokuya denilmektedir. Kaslar oluşturdukları kinetik enerjiyi tendonlar vasıtasıyla kemik ve eklemlere hareket olarak iletmektedir. Tendonun görevi insan vücudundaki eklem yerlerinin açılıp kapanmasını sağlamaktır.

El hareketlerinden sorumlu olan kasların çoğu koldan ve ön koldan çıkan dış kaslardır. El ve parmakların hareketlerini sağlayan kaslar bilek hareketlerini oluşturduğu gibi parmakların fleksiyon ve ekstansiyon eylemlerinin gerçekleşmesini de sağlar (Drake vd., 2019). Elde bulunan kaslar ve tendonlar **Şekil 1.5**'te gösterilmiştir.



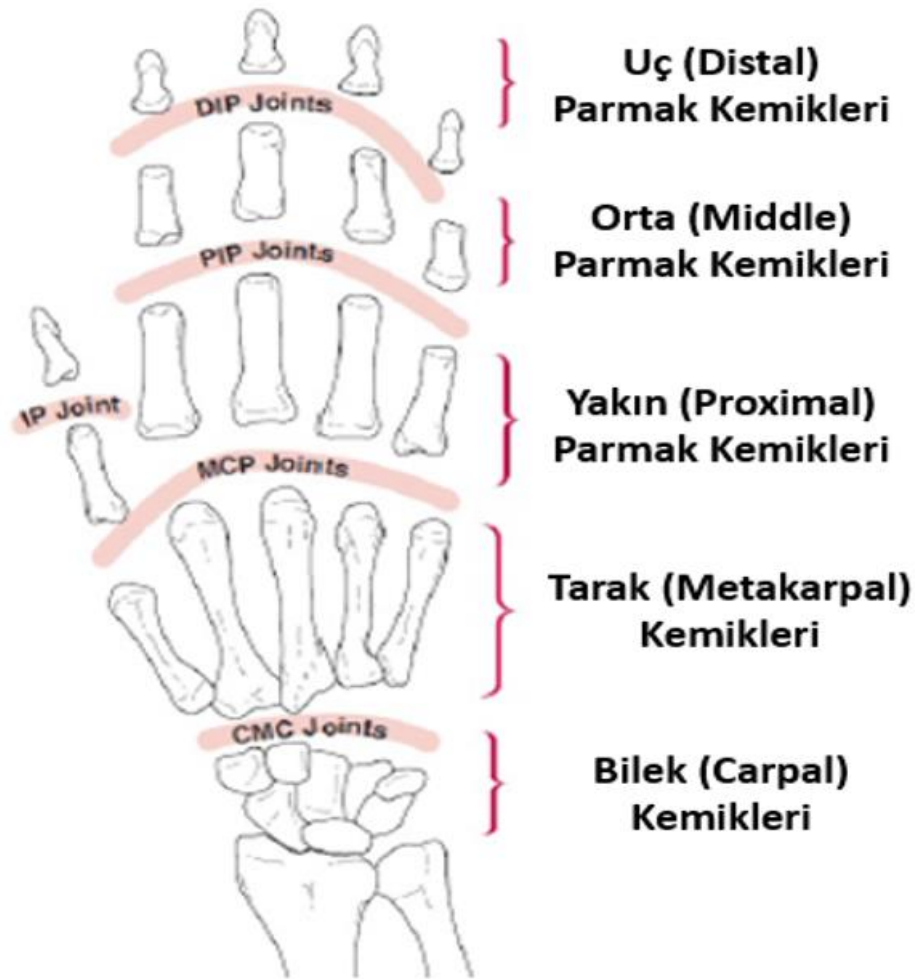
Şekil 1.5 Elde bulunan kaslar ve tendonlar (McLendon, 2011).

Parmakların hareketini sağlayan kaslar kol ve ön koldan başlayarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin oluşumunu sağlar (Collocott vd., 2016). Ön kolumuzun ön tarafında bulunan fleksör kasları fleksiyon hareketini, arka tarafında bulunan ekstansör kasları ise ekstansiyon hareketini sağlar. El hareketini sağlayan kaslar **Şekil 1.5**'te

gösterilmiştir. El dış iskelet sistemlerinin tasarımında genellikle kol veya ön kolda bulunan kaslardan ölçülen EMG sinyalleriyle parmak hareketleri sınıflandırılır (Lippert, 2006).

1.1.1.3. Eklemler

Eklem, iki kemiğin birleştiği ve hareketi sağlayan kısımdır. İnsan elinde toplam 14 tane eklem noktası bulunmaktadır. (Şekil 1.6) Elimizi oluşturan kemikler farklı anatomik yapıdaki eklemlerle birbirine bağlanmaktadır. Başparmağımızda bulunan eklem noktaları distalden proksimale doğru; İnterphalangeal (IP), metacarpophalangeal (MCP) ve carpometacarpal (CMP)'dir. Diğer parmaklarımızda bulunan eklemler ise; metakarpofalangeal (MCP), proximal interphalangeal (PIP) ve distal interphalangeal (DIP)'dir (Moital, 2015; Ma'touq, 2019).



Şekil 1.6 Elin Eklemleri (Lippert, 2011).

1.1.2. Eklem Hareket Açıklığı (EHA)

El dış iskelet sistemleri el ile yakından ilişkili olduğu için tasarımında elinin anatomik, fonksiyonel ve biyomekanik yapısının iyi bilinmesi gerekir. El, günlük hayat aktivitelerini yerine getirmek için dokunma, tutma, sıkıştırma ve kavrama gibi çeşitli fonksiyonel tutuşları gerçekleştiren karmaşık bir yapıdır. Tasarlanan iskelet sisteminin bu fonksiyonel hareketleri el ile uyumlu ve sağlıklı bir şekilde yerine getirmesi için bükülme noktalarındaki eklem hareket açıklıklarının (EHA) iyi bilinmesi gerekir. Ayrıca EHA'nın bilinmesi hareket kayıpları yaşayan hastaların rehabilitasyon sürecinde oldukça önemlidir (Abdallah, vd., 2017).

Başparmağımızda bulunan eklem noktaları distalden proksimale doğru; interphalangeal (IP), metacarpophalangeal (MCP) ve carpometacarpal (CMP)'dir. Bu eklem noktalarının serbestlik dereceleri (DOF) **Tablo 1.1**'de gösterilmiştir.

Aşağıdaki tablolarda verilen EHA ölçüleri Amerikan Ortopedik Cerrahlar Derneğinin (AAOS) belirlediği ortalama değerlerdir. EHA her insanda farklı değerler alabilmektedir.

Tablo 1.1. Başparmak eklem hareket aralığı (Fizyoo, 2018).

Başparmak	Hareket	Normal(Derece)
CMC	Ekstansiyon/Fleksiyon	20/15
CMC	Abdüksiyon	70
MCP	Ekstansiyon/Fleksiyon	-/50
IP	Ekstansiyon/Fleksiyon	20/80

Diğer parmaklarımızda bulunan eklemler ise; distalden proksimale doğru; distal interphalangeal (DIP), proximal interphalangeal (PIP) ve metakarpofalangeal (MCP)'dir. Bu eklem noktalarının serbestlik dereceleri **Tablo 1.2**'de gösterilmiştir.

Tablo 1.2. Parmak eklem hareket aralıkları (Fizyoo, 2018).

Parmak	MCP(E/F)	PIP(E/F)	DIP(E/F)
İşaret	45/90	0/100	0/90
Orta	45/90	0/100	0/90
Yüzük	45/90	0/100	0/90
Küçük	45/90	0/100	0/90

1.1.3. Elin Antropometrik Ölçüleri

Antropometri, insan vücudunun ölçüleriyle ilgilenen bir bilim dalıdır. Vücut ölçüleri insandan insana farklılık göstereceğinden tasarlanacak olan el dış iskelet sisteminin boyutlandırılmasında elin kinematik ve dinamik analizi, parmakların ve avuç içinin boyutlarıyla ilgilenen antropometri biliminden faydalanmak sistemin el ile uyumu açısından faydalı olacaktır (Chen, vd., 2013).

Tablo 1.3'te Amerika Birleşik Devletleri Hava Kuvvetleri (USAF) personeliyle yapılan çalışmada 148 erkek ve 211 kadından oluşan ortalama sağ el parmak ölçüleri verilmiştir.

Tablo 1.3. Ortalama parmak uzunlukları (Chen, vd., 2013).

	Erkek				Kadın			
Parmak	Ortalama(cm)	Std	<%5	<%95	Ortalama(cm)	Std	<%5	<%95
Başparmak	5.87	0.45	5.07	6.57	5.37	0.44	0.48	6.12
İşaret	7,53	0.46	6.83	8.19	6.90	0.52	6.10	7.80
Orta	8,57	0.51	7.82	9.74	7.79	0.51	7.01	8.68
Yüzük	8,0	0.47	7.44	8.93	7.31	0.52	6.52	8.22
Küçük	6.14	0.47	5.44	6.99	5.46	0.44	4.80	6.24

USAF personelinden alınan, 148 erkek ve 211 kadınla yapılan ölçümde ortalama el uzunluk ölçüleri **Tablo 1.4'**te verilmiştir.

Tablo 1.4. Ortalama el uzunluk ölçüleri (Chen, vd., 2013).

	Ortalama Uzunluk(cm)	
	Erkek	Kadın
El Uzunluğu	19.72	17.93
El Genişliği	8.96	7.71
El Çevresi	21.59	18.71
El Kalınlığı	3.29	2.76
El Derinliği	6.19	5.17

1.2. El Rehabilitasyonu

Rehabilitasyon çeşitli nedenlerden dolayı hastanın fonksiyon kaybına uğradığı motor sinir fonksiyonlarının yeniden kazanılması için belirli hareketlerle yapılan tedavi yöntemidir. Karpal tünel sendromu, tetik parmak sendromu, felç, hastalık ve kazalar gibi birçok neden el fonksiyonlarının kaybedilmesine neden olur. El fonksiyonlarının kaybedilmesi bireyin günlük hayat aktivitelerini olumsuz etkileyerek yaşamındaki bağımsızlığı kısıtlar. Rehabilitasyon sürecinin erken ve etkili bir şekilde başlaması kaybedilen fonksiyonların kazanılması için süreci hızlandırır (Ueki vd., 2010).

Rehabilitasyon alanında robotların kullanılması hastanın ekonomik olarak tedavi masrafını azaltarak hastaya daha uzun süreli bir tedavi imkanı sağlar. Ayrıca robotik rehabilitasyonda hem fonksiyonel kazanım olarak hem de sanal gerçeklik uygulamaları kullanılarak eğlenceli terapilerle hastanın moral ve motivasyonunun kazanılması açısından başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Díaz, vd., 2011; Maciejasz, vd., 2014).

1.2.1. Rehabilitasyon Egzersizleri

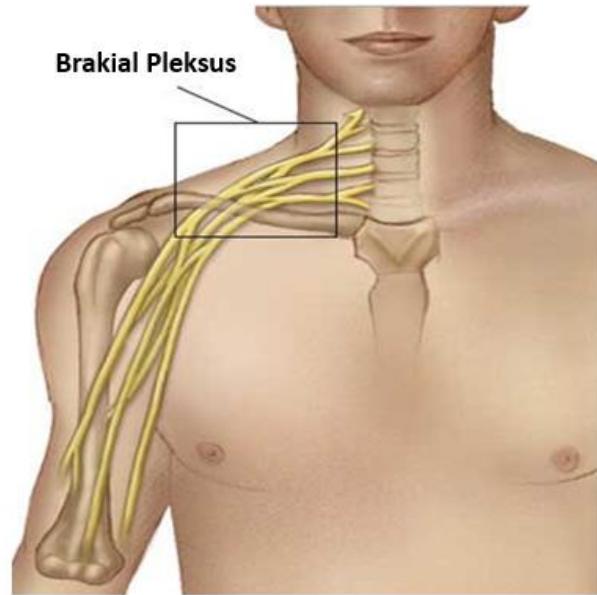
Rehabilitasyon sürecinde uygulanan 4 egzersiz yöntemi vardır. Bunlar aşağıda listelenmiştir (AKDOĞAN ve ADLI, 2004);

- **Aktif Egzersizler:** Herhangi bir zorlayıcı etkisi bulunmayan hastanın kontrolünde kendisi tarafından yapılan egzersizlerdir.
- **Aktif Destek Egzersizleri:** Hastanın gücünü arttırmaya yönelik fizik tedavi uzmanı kontrolünde, hastaya aktif egzersiz yapma yeteneği kazandırılana kadar yapılan egzersizlerdir.
- **Pasif Egzersizler:** Genellikle kas gücü bulunmayan hastalarda fizik tedavi uzmanı, hemşire veya robotik cihazlar yardımıyla gerçekleştirilen egzersizlerdir.
- **Rezisif Egzersizler:** Fizik tedavi uzmanı kontrolünde harekete direnç eklenilerek tekrarlanan egzersizlerdir.

1.2.2. El Fonksiyonlarını Etkileyen Rahatsızlıklar

1.2.2.1. Brakial Pleksus Yaralanması

Brakial pleksus (Şekil 1.7), omurilikten başlayarak boynumuzdan kolumuza doğru uzanan sinir köklerinin üç büyük dal halinde devam eden ve birbirleri ile bağlantı oluşturarak koltuk altı bölgesinde yer alan büyük bir sinir topluluğudur. Vücudumuzda sağ ve sol kolda olmak üzere iki adet brakial pleksus sinir topluluğu bulunmaktadır. Bu sinirler kürek kemiği, omuz, kol ve parmak kaslarının hareketini ve duyusunu sağlamaktadır. Zedelenmesi durumunda kürek kemiği, omuz, dirsek, el bileği, el ve parmak kasları olumsuz etkilenmektedir. Zedelenmenin şiddetine ve sinirin zedelenen bölümlerine göre çalışmayan veya etkilenen kaslar değişiklik göstermektedir.

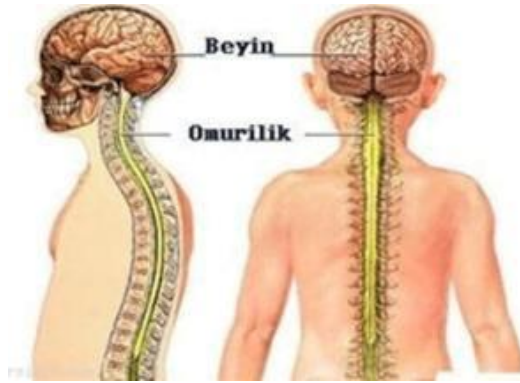


Şekil 1.7 Brakial Pleksus (Ueland, 2011).

Brakial pleksus yaralanmaları sıklıkla doğum sırasında oluşur ve tıp dilinde ‘obstetrik’ brakial pleksus yaralanması olarak adlandırılmaktadır. Doğumsal nedenlerin dışında; travma, torakal çıkış sendromu, radyasyon, tümör yayılımı, brakial nöritis ve basıya neden olan anevrizma gibi damarsal sorunlara bağlı olarak da yaralanma gelişebilir. Brakial pleksus rahatsızlıklarının %80-90 ‘ı fizik tedavi uzmanı kontrolünde gerçekleştirilen egzersizler veya mikro cerrahi operasyonlarla iyileştiği görülmektedir (LEBLEBICIOGLU, 2005).

1.2.2.2. Omurilik Yaralanmaları

Omurilik (Şekil 1.8), beyin sapının sonunda başlayan, kuyruk sokumuna kadar uzanan ve neredeyse vücudun bütün bölgelerine erişen sinir topluluğudur. 33 kaburga kemiğinin birleşmesiyle oluşan ve omurga kanalı adı verilen yapı kemik yapı tarafından korunur. Omurilik, beyin ve vücudun geri kalanı arasında gelen ve giden mesajları taşıyan sinirlerden oluşur. Ayrıca diz sarsıntısı refleksi gibi reflekslerin merkezidir.



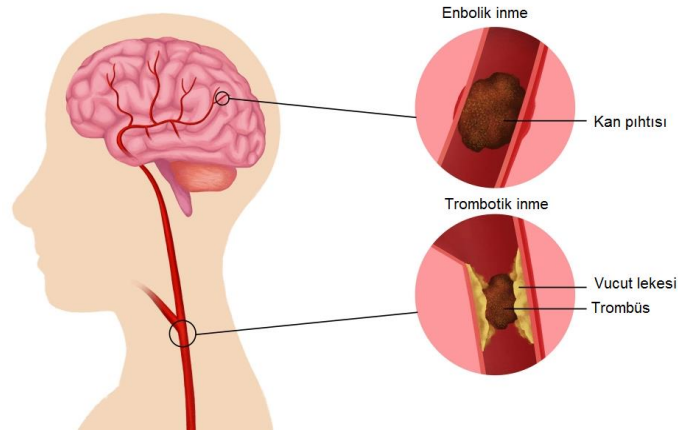
Şekil 1.8 Omurilik (Minagar, 2019)

Omurilikte herhangi bir şekilde meydana gelen ezilme veya kırılma gibi yaralanmalar sonucunda felç adı verilen ve zedelenen omurilik bölgesine bağlı olarak vücudun belirli kısımlarında his, hareket ve duyu kayıpları meydana gelmektedir.

Omurilik zedelenmelerinde rehabilitasyon programının tanı sürecinden hemen sonra hastanın durumu stabil hale gelir gelmez başlatılması rehabilitasyon başarısı için oldukça önemlidir. Ayrıca son yıllarda gelişen robotik rehabilitasyon sistemleri hastanın iyileşme süresini kısaltarak hızlı bir şekilde sağlıklı yaşama kavuşmasını sağlamaktadır (DEMİR, 2015).

1.2.2.3. Serebrovasküler Olay (SVO)

Serebrovasküler Olay (SVO) (Şekil 1.9), beyni besleyen damarların aniden tıkanması veya kanaması ile ortaya çıkan, hasar gören beyin bölgesi ile ilgili belirtiler gösteren bir beyin damar hastalığıdır. Hasarlı bölgeye kan akışı sağlanamadığı için yeterli oksijen alınamaz bu da sinir ölümlerine neden olarak yüksek oranda kalıcı hasara (kısmi felç, tam felç) yol açmaktadır. SVO en sık rastlanılan nörolojik hastalıklar arasında yer almakta ve halk arasında inme olarak bilinmektedir (Erol, vd., 2016).

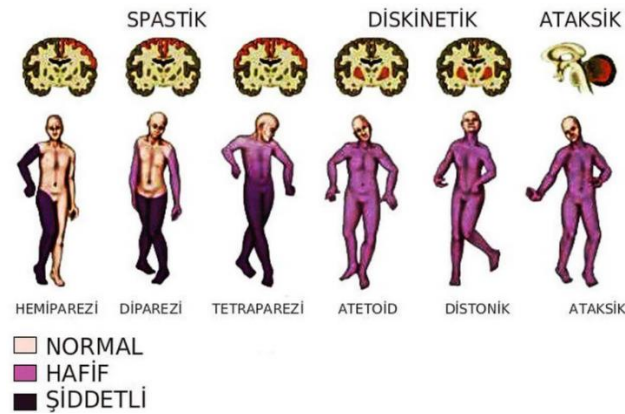


Şekil 1.9 Omurilik (Ben-Barak, 2018).

SVO tedavisinde; cerrahi yöntem, anjiyografi ve balon şişirme yöntemleri uygulanmakta, rehabilitasyon süreciyle fonksiyonları düzeltmek, komplikasyonları önlemek ve bireyin günlük yaşamda bağımsızlığının kazanılması amaçlanmaktadır (BEYDOĞAN, 2008).

1.2.2.4. Serebral Palsi (SP)

Serebral Palsi (Şekil 1.10), beyinde oluşan bir hasar nedeniyle, bireyin belirli kasları kullanmakta güçlük çekmesi halidir. Hasarın beyin hangi bölgesinde ve ne kadar yaygın olduğuna bağlı olarak belirtileri değişir.



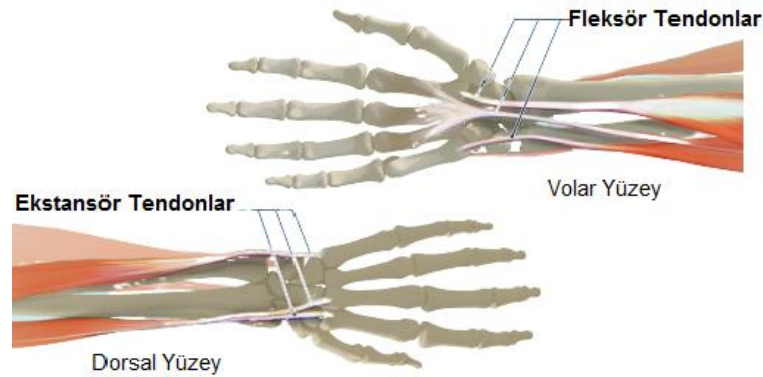
Şekil 1.10 Serebral Palsi (Pathak, 2015).

Hareket bozuklukları ve kaslarda spastisite ile kendini belli eden bir hastalıktır. SP'nin nedenleri arasında oksijen yetersizliği, enfeksiyonlar, kafa darbeleri ve yüksek ateş nedeniyle oluşabilecek beyin hasarları sayılabilir. Belirtiler fark edilmeyecek kadar hafif olabileceği gibi bir veya daha fazla uzuvda önemli hareket bozuklukları ve hareket

edemeyecek kadar sert hale gelen eklemlere kadar uzanır. SP'nin kesin bir tedavisi yoktur. Fakat fizik tedavi uzmanı ve ergoterapistler baş ve gövde kontrolü, yuvarlanma, yürüme ve kavrama gibi konularda destek sağlayarak sınırlamaların iyileştirilmesini ve komplikasyonların önlenmesini amaçlar (BERKER ve YALÇIN, 2001).

1.2.2.5. El Tendon Yaralanmaları

İnsan günlük hayat aktivitelerini yerine getirirken dış çevre ile etkileşiminde en sık kullandığı organı ellerdir. Eller beyin ve arasındaki mükemmel uyum sayesinde düşündüklerimizi gerçekleştirmektedir. Dış dünya ile sürekli etkileşim halinde olan ellerimiz çeşitli cisimler tarafından yaralanıp fonksiyon kaybına uğramaktadır. El yaralanmalarının önemli bir bölümünü tendon (Şekil 1.11) kesikleri oluşturmaktadır. El ve el bileklerinin volar yüzündeki kesiklerde parmakların fleksör tendonları, dorsal yüzündeki kesiklerinde ise ekstansör tendonları etkilenmektedir.



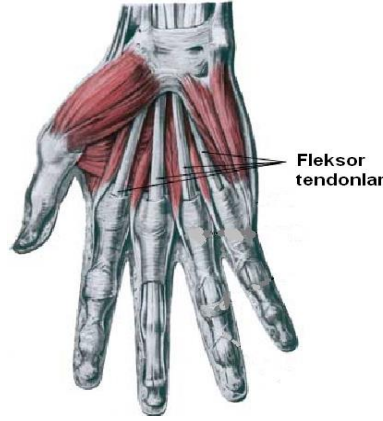
Şekil 1.11 Fleksör ve Ekstansör Tendonlar (Ficke, 2019).

Elimizde bulunan fleksör ve ekstansör tendonları el bileğinden parmak uçlarına kadar uzanır ve elin tutma, kavrama, abduksiyon, addüksiyon, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde önemli rol alırlar. Bu tendonlarda meydana gelecek kesik yayılım bölgesine bağlı olarak elimizde ve parmaklarımızda fonksiyon kaybına neden olmaktadır (Peters, vd., 2017).

El tendon kesikleri mikro cerrahi operasyonlarla onarıldıktan sonra doktorun uygun gördüğü tarihte fizik tedavi uzmanı kontrolünde gerçekleştirilen rehabilitasyon kaybedilen fonksiyonların geri kazanımı açısından çok önemlidir (Coady-Fariborzian ve Mueller, 2020)

1.2.2.5.1 Fleksör Tendon Yaralanmaları

Parmakların içeriye bükülmesini sağlayan kaslara fleksör kaslar denir. Ön kolda mevcut kaslardan çıkan tendonlar ile parmak kemiklerine bağlanırlar. Fleksör kaslar dirsek veya önkoldan başlar ve kolun orta kısımlarında tendonlara dönüşerek parmak uçlarına kadar uzanırlar (Şekil 1.12).



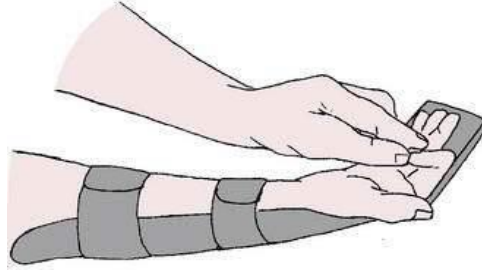
Şekil 1.12 Fleksör Tendonları (Özçelik, 2020).

Fleksör tendon yaralanmalarında mikro cerrahi operasyondan sonra 12 haftalık bir rehabilitasyon süreci başlar.

Erken Dönem (1-4 hafta): İmmobilizasyon ve erken mobilizasyon olarak iki başlık altında toplanır.

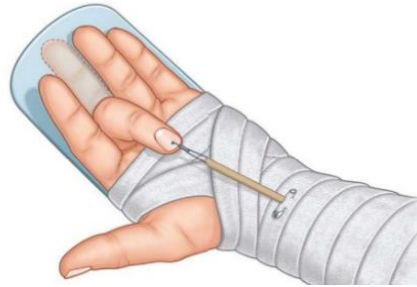
1. **İmmobilizasyon:** El bileği 30-40 derece fleksiyonda, metakarpofalengiyele eklemler 40-60 derece fleksiyonda ve interfalengiyele eklemler nötr pozisyonda olacak şekilde dorsal bölgeden ön kola dayanan atel yapılır. Bu yöntem çok tercih edilmemesine rağmen 10 yaş altı çocuklarda ve rehabilitasyon programına katılması mümkün olmayan hastalarda uygulanır.
2. **Erken Mobilizasyon:** Tendonda kopma ve uzama olmadan yapışıklıkları önlemek ve tendonda maksimum bir kayma elde etmektir. Erken aktif mobilizasyon ve erken pasif mobilizasyon olmak üzere iki bölümde incelenir.

I. Erken Pasif Mobilizasyon: Modifiye duran yöntemi (Şekil 1.13) ve kleinert yöntemi (Şekil 1.14) olarak ikiye ayrılır. Modifiye duran yönteminin kontrollü pasif hareket esasına dayanır. Eklemlerin pasif olarak hareket etmesiyle onarım alanına fazla yük bindirmeden tendonlar birbirlerinin üzerinde ve çevre doku içinde kayarlar. Bu sayede iyileşme sırasında meydana gelen yapışıklıkların tendon hareketini kısıtlaması önlenir.



Şekil 1.13 Modifiye Duran Yöntemi.

Kleinert yöntemi pasif fleksiyon, aktif ekstansiyon hareketi esasına dayanır. Parmak uçlarına eklenen lastiklerle fleksiyon hareketi pasif olarak, kas gücüyle ekstansiyon hareketi aktif olarak gerçekleştirilir.

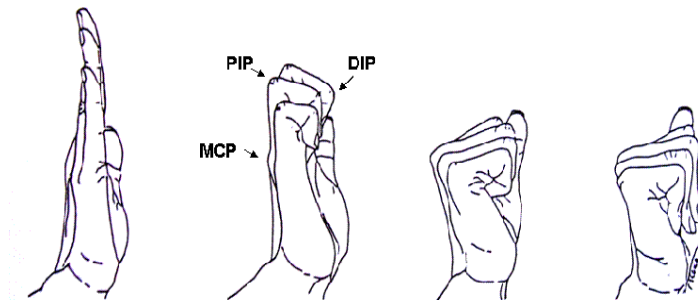


Şekil 1.14 Kleinert Yöntemi.

- II. Erken Aktif Mobilizasyon: Fleksör tendon onarımı sonrası erken aktif hareket programını kapsar onarılmış tendonun tekrar kopma olasılığından dolayı bu yöntemi uygulayan cerrahın ve rehabilitasyon ekibinin deneyimli olması gerekir.

Erken Ara Dönem (4-6 hafta): Atel çıkartılır, ödem kontrolü ve skar tedavisi yapılır. Parmaklar pasif olarak fleksiyon konumundayken aktif bilek ekstansiyonu yapılır.

Ara Dönem (6-8 hafta): Bütün tendonlarda kayma sağlayabilmek amacıyla izole fleksör tendon kayma egzersizleri (Şekil 1.15) yapılır. Bu egzersizler çengel, düz yumruk ve tam yumruk şeklindedir.

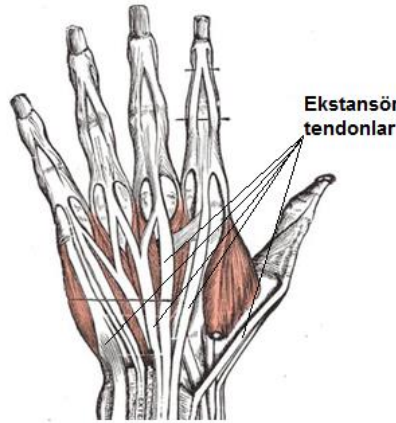


Şekil 1.15 İzole Fleksör Tendon Kayma Egzersizleri (Abolfathi, 2008).

Geç Dönem (8-12 hafta): 8. haftadan sonra kuvvetlendirici egzersizler ve dirençli fleksiyon egzersizleri verilir. 10. haftadan sonra hasta elini normal bir şekilde kullanmaya başlar (POLATKAN, 2007).

1.2.2.5.2 Ekstansör Tendon Yaralanmaları

Ekstansör tendonlar (Şekil 1.16) elin üst yüzeyinde yer alırlar, parmak hareketlerinin sağlanmasında ve koordinasyonunda önemli rol oynarlar. Ekstansör tendonlar cildin hemen altında yer aldıkları için küçük kesiklerde bile yaralanabilirler. Ekstansör tendon yaralanmaları sonrası parmakların yukarıya kaldırılması yapılamaz.



Şekil 1.16 Ekstansör Tendonları (Furness, 2016).

Ekstansör tendon yaralanmalarında kullanılan rehabilitasyon yöntemleri;

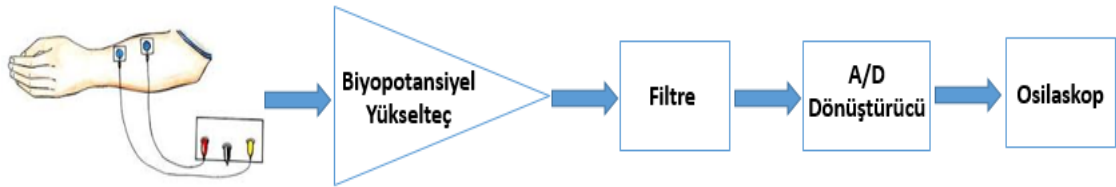
1. **İmmobilizasyon:** Yaralı bölgenin atel, alçı ve diğer yardımcı araçlarla hareketsiz hale getirilerek dinlendirilmesidir.
2. **Erken Pasif Hareket:** El bileğini 30-45 derece ekstansiyonda tutan, 2. ve 3. parmak MKF eklemlerine 30, 4. ve 5. parmak MCP eklemlerine 40 derece aktif fleksiyona izin veren ve IP eklemleri ekstansiyona çeken splintleme uygulanır (Şekil 1.17). (Aydemir ve Yazıcıoğlu, 2011).



Şekil 1.17 Erken Pasif Hareket Yöntemi.

1.3. Elektromiyografi (EMG)

İnsan vücudu, diğer tüm karmaşık sistemler gibi mümkün olan en dengeli şekilde işlemek için kendi iletişim yollarına sahiptir. Bu iletişim yolları kimyasal, elektrik, mekanik, akustik veya optik olabilir. Vücudumuzda gerçekleşen bir takım elektrokimyasal olaylar sonucunda biyoelektrik sinyalleri oluşur. Oluşan bu biyoelektrik sinyallerinin ölçülmesine elektromiyogram, gerilim değeri olarak kaydedilmesine ise elektromiyografi (EMG) adı verilir. EMG devrelerinin blok yapısı **Şekil 1.18**'de gösterilmiştir.



Şekil 1.18 EMG blok diyagramı.

1.3.1. EMG Sinyalinin Oluşumu

İnsan vücudu, çok sayıda farklı elektrolit iyonlar içeren sıvı hücrelerden meydana gelir. Hücrelerin iç sıvısı sodyum (Na^+), potasyum (K^+) ve klor (Cl^-) iyonlarını içerir. EMG sinyallerinin oluşması hücrelerimizin içinde ve dışında bulunan iyon dengesinin değişmesiyle başlar.

Vücudumuzda bir hareket gerçekleştirmek istediğimizde beyin tarafından uyarılan sinir hücrelerinde iyon dengesinin değişmesiyle aksiyon potansiyeli (AP) adı verilen bir elektriksel potansiyel oluşur. AP'leri Na^+ ve K^+ iyonlarının hücre zarından geçişiyle oluşur (Şekil 1.19). Sinir hücresinde oluşan bu AP kendisine bağlı diğer sinir hücrelerinin de iyon dengesini değiştirerek AP oluşturur. Bu şekilde beyinden gelen uyarı omurilikten hedef bölgeye kadar motor sinirler aracılığıyla iletilir. Motor sinirlerin uç kısmında bulunan kas liflerine iletilen AP liflerin depolarizasyon eşiğine ulaştığında kasların kasılıp gevşemesiyle harekete dönüştürülür (Basmajian, 1985).

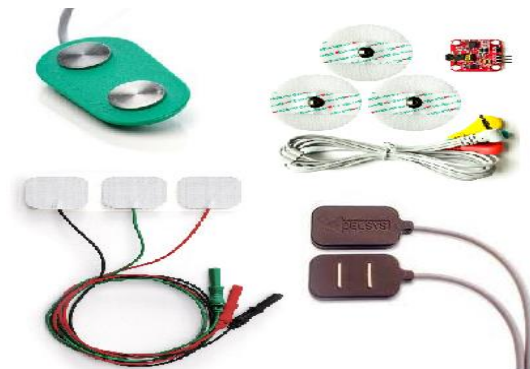
1.3.2. EMG Sinyallerinin Ölçülmesi

EMG sinyallerinin ölçümü genel olarak iki farklı elektrot yapısının kullanımıyla gerçekleştirilir. Derinin üstüne yerleştirilen yüzey elektrotları aracılığıyla ölçülen yüzey elektromiyografi (sEMG) ve iğne elektrotları aracılığıyla ölçülen kas içi elektromiyografi (iEMG)'dir. iEMG sinyalleri genellikle kas ve sinir hastalıklarının teşhisinde hekim kontrolünde iğne elektrotlarının (Şekil 1.21) derinin içine yerleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Ağrılı bir yöntem olmasına rağmen elde edilen sonuçların doğruluk oranı sEMG sinyallerine göre daha yüksektir.



Şekil 1.21 İğne Elektrot.

sEMG sinyalleri ise derinin üstüne yerleştirilen yüzey elektrotlar (Şekil 1.22) aracılığıyla kaslarda oluşan biyoelektrik sinyallerinin ölçülmesidir. sEMG elektrotları derinin iç kısmında bulunan ve yüzeye uzak kaslara ulaşamadığından sinyal kalitesi iEMG 'ye kıyasla daha düşüktür. İnsan bilgisayar etkileşimi, akıllı protez ve giyilebilir iskelet sistemleri gibi birçok kullanım alanı vardır (Reaz vd., 2006; Chowdhury vd., 2013).

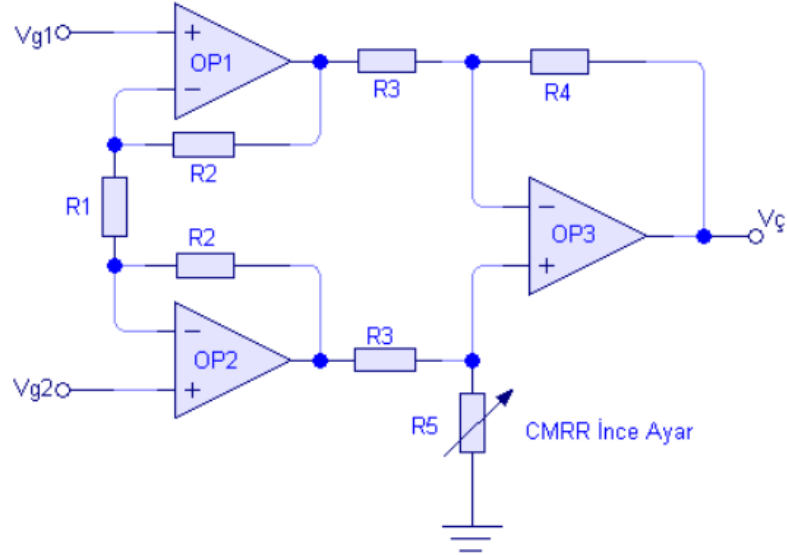


Şekil 1.22 Yüzey Elektrot.

1.3.3. EMG Sinyalinin Yükseltilmesi

EMG sinyallerinin genliği mikro volt (1-10 mV) düzeyinde olduğundan dolayı gürültülerden oldukça kolay bir şekilde etkilenmektedir. Bu sinyallerin işlenmeden önce gürültülerden temizlemesi için yükselteçlerle yükselterek filtreleme işlemi uygulanır.

Yükselteç, girişine uygulanan sinyali istenilen düzeyde güçlendirmek için kullanılan, akım ya da gerilim kazancı sağlayan elektronik bir düzendir. Biyolojik sinyallerin yükseltilmesinde genellikle enstrumantasyon yükseltici (Şekil 1.23) adı verilen yükselteçler kullanılır. EMG sinyallerinin yükseltilmesinde düşük frekanslı sinyalleri yükseltecek bant genişliği ve yüksek ortak modu bastırma oranı (CMRR) en önemli parametrelerdir (Day, 2002; Wang vd., 2013).



Şekil 1.23 Enstrumantasyon yükseltici.

1.3.4. EMG Sinyalinin Filtrelenmesi

EMG sinyalleri ölçülürken elektrot ve kabloların hareketi, şebeke gerilimi, manyetik alan ve kullanılan devre elemanlarından kaynaklı birçok gürültü sinyale karışır. Bu sinyallerin kullanılmadan önce yükseltilmesi ve filtrelenmesi gürültülerden temizlenmesi açısından oldukça önemlidir. EMG sinyalinin genel olarak 0-500 Hz, baskın genliğin ise 50-150 Hz frekans aralığında olduğu görülmektedir. Bu aralıktaki frekansı gürültülerden temizlemek için yükseltecin çıkışına alçak geçiren, devrenin son çıkışına ise yüksek geçiren filtre uygulanmalıdır (Wang vd., 2013).

1.3.5. EMG Sinyallerinin Sayısallaştırılması

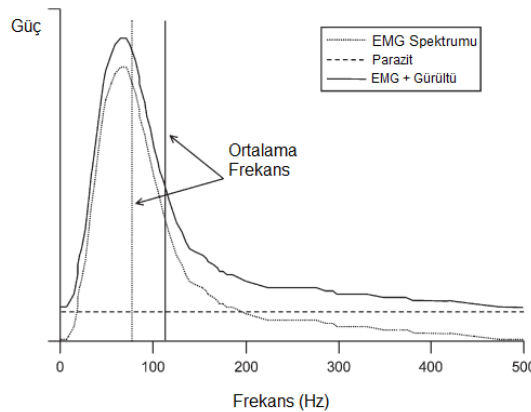
EMG sinyalleri yükseltilip filtrelendikten sonra bilgisayar ortamında analizi için dijital değerlere dönüştürülmeleri gerekmektedir. Analog sinyalleri dijital değerlere dönüştürmek için analog-dijital dönüştürücü (ADC) devreler kullanılır. ADC dönüştürücüler, analog sinyalleri sayısallaştırarak bu sinyallerin depolanmasını, gürültülerden temizlenmesini ve kolaylıkla hatalardan ayıklanmasını sağlar. Bu devrelerin performansını etkileyen 2 önemli parametre vardır. Bunlar;

Örnekleme Frekansı: 1 saniyedeki örnek sayısını temsil eder ve Nyquist oranı kullanılarak belirlenir. Analog sinyalin tekrar elde edilmesi için oldukça önemlidir. Nyquist Oranı (Hz): Frekans hatalarına neden olmayacak minimum örnekleme frekanstır. Sinyal frekansının iki katı olmalıdır. EMG sinyallerinin frekans aralığı 0-500 Hz aralığında olmasından dolayı örnekleme frekansı en az 1000 Hz olmalıdır.

Çözünürlük: Analog girişteki en küçük değişime karşılık gelen aralığın kaç bit ile ifade edileceğini belirtir. Çözünürlüğün yüksek olması ADC' nin kalitesini artırır (Merlo, vd., 2010).

1.3.6. EMG Sinyalini Etkileyen Gürültüler ve Giderilmeleri

EMG sinyallerinin frekans aralığına (0-500 Hz) düşen ve sinyalin yapısını bozan gürültülerin temizlenmesi için bu gürültülerin karakteristiğini anlamak oldukça önemlidir. EMG sinyalinin spektrumu ve gürültülerin bu spektruma etkisi **Şekil 1.24**'te gösterilmiştir.



Şekil 1.24 EMG Spektrumu ve Gürültünün bu spektruma etkisi (Hewson vd., 2003).

EMG sinyalini etkileyen gürültüler;

Elektriksel Aygıtların İçsel Gürültüsü: Elektrikle çalışan bütün cihazlar 0-1000 Hz aralığında bir gürültü üretir. Bu gürültüden kurtulmak imkânsızdır fakat kaliteli devre elamanlarıyla bu gürültü azaltılabilir.

Ortam Gürültüsü: Vücudumuz ve bulunduğumuz ortam elektromanyetik radyasyona sürekli maruz kaldığı için bu radyasyon EMG sinyalleri üzerinde sinyalin 1-3 katı genliğe sahip bir gürültü oluşturabilir (Reaz vd., 2006).

Hareket Gürültüsü: Bu gürültü 0-20 Hz frekans aralığında, elektrotla cilt arasındaki sürtünme veya elektrotla amplifikatör arasındaki kabloun hareketinden kaynaklanır. Cilt ile elektrot arasına sürülen sıvı ve düzgün devre kurulumu ile azaltılabilir (Reaz vd., 2006).

Sinyalin Yapısal Kararsızlığı: EMG sinyalinin genliğinin rastgele olmasından kaynaklanır. 0-20 Hz frekans aralığında çalışan motor ünitelerinden etkilenir. Bu tip gürültünün sinyalden çıkarılması önemlidir (Reaz vd., 2006).

Diğer Beden Elektriksel Etkinlikleri: Vücudumuzda gerçekleşen elektrokimyasal olaylar, iç organların ve ölçülmesini istemediğimiz kasların hareketlerinden oluşmaktadır.

EMG sinyalleri ölçülürken oluşan bu gürültülerden temizlenmesi daha başarılı sinyallerin elde edilmesi için oldukça önemlidir. Gürültü giderme işlemi sinyal yükseltilirken analog filtrelerle, ADC devrelerle sayısallaştırıldıktan sonra dijital filtrelerle giderilir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. İskelet Sistemlerinin Tarihçesi

Son yüzyılda teknolojinin gelişmesiyle giyilebilir robotik sistemler sağlık, askeri, sanayi ve eğlence gibi birçok sektörde kullanılmaya başlandı. Ulaşılmak istenen amaç insan vücuduyla eşzamanlı çalışabilen, güçlü, hızlı ve dayanıklı sistemler tasarlamaktır. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde ilk olarak 1960'ların başında General Electric insanların fiziksel yeteneklerini artırabilecek, güçlendirilmiş giyilebilir iskelet sistemi üzerine bir araştırma başlattı. Ralph Mosher, Hardiman (Şekil 2.1) adlı robotik bir dış iskelet geliştirdi. Fakat geliştirilen sistemin hassasiyeti düşük, kaba ve aşırı ağır olmasından dolayı kullanışlı değildi.



Şekil 2.1 Hardiman Dış iskeleti (Corliss ve Johnsen, 1968).

Bilgisayar sistemleri, yapısal malzeme bilimi, enerji depolama pilleri ve çalıştırma teknolojilerindeki gelişmeler dış iskeletlerin boyutlarını önemli ölçüde küçültürken performanslarını arttırdı. Kaliforniya Üniversitesinde yapılan çalışmayla geliştirilen BLEEX (Şekil 2.2) hiçbir yük olmadan 1.3 m/s, 75 kg yük ile 0.9 m/s yol yürüyebilmektedir.

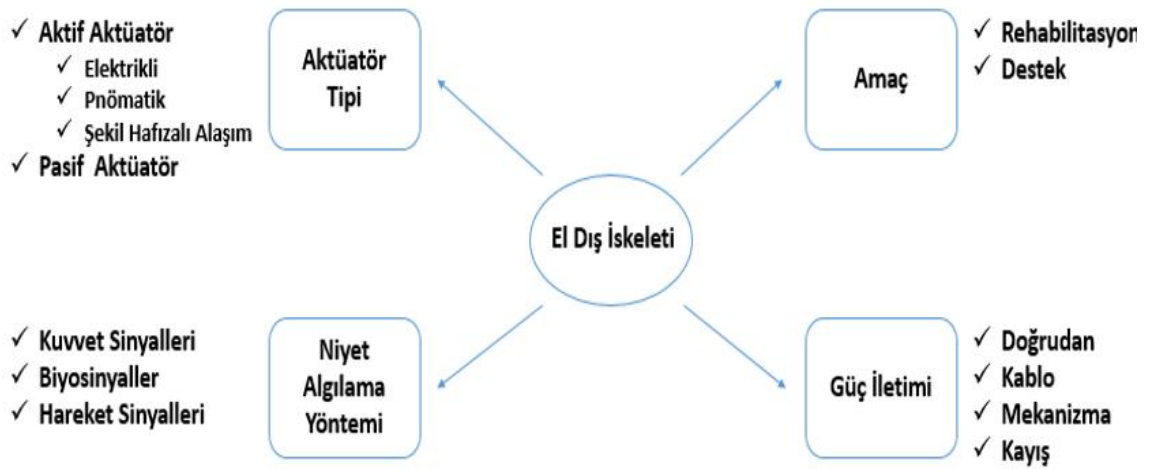


Şekil 2.2 Gelişmiş iskelet sistemleri (Zoss vd., 2006).

2.2. El Dış İskelet Sistemleri

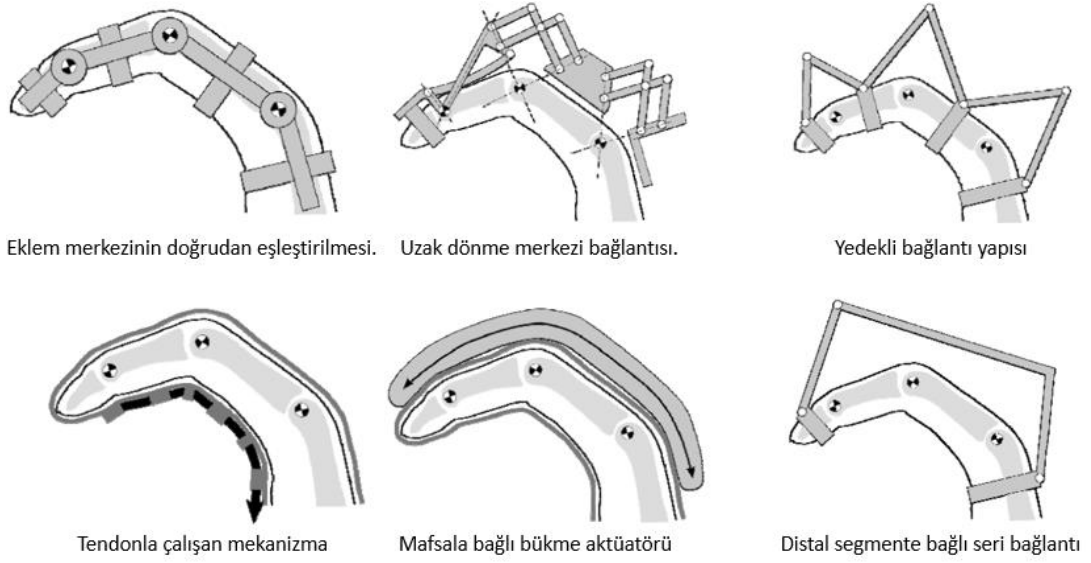
Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde geliştirilen el dış iskelet sistemleri genellikle rehabilitasyon sistemleri ve destek sistemleri olmak üzere iki kategoride karşımıza çıkmaktadır. Rehabilitasyon amacıyla geliştirilen sistemler hastanın motor fonksiyonlarının geri kazanımını hedeflemektedir. Bu sistemler gerçekleştirilecek olan egzersizlere uygun aktif ve pasif hareketleri sağlamaktadır. Destek sistemleri ise elin fonksiyonlarını destekleyerek ve güçlendirerek hastanın günlük yaşam aktivitelerine yardımcı olmak amacıyla geliştirilen sistemlerdir. Bu sistemlerin hafif ve güçlü olması asıl önceliktir.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde geliştirilen sistemler kullanılan aktüatör tipi, güç iletimi yöntemi, niyet algılama yöntemi ve kontrol sistemi kriterleri kullanılarak sınıflandırılmıştır. Yapılan sınıflandırmanın şeması **Şekil 2.3**'te gösterilmiştir.



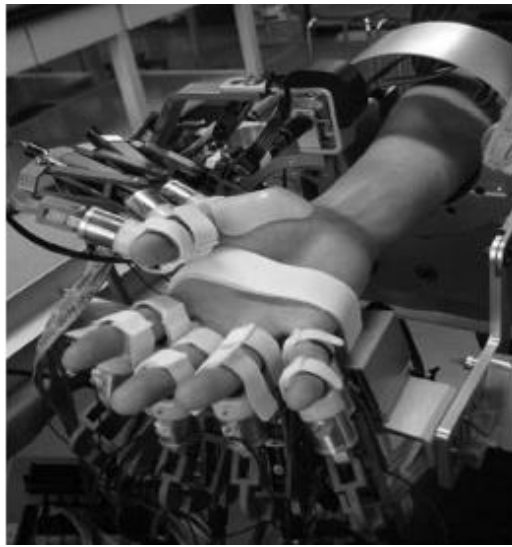
Şekil 2.3 El dış iskelet sistemlerinin sınıflandırma kriterlerinin şeması (Heo vd., 2012).

Ayrıca literatür çalışmalarında geliştirilen el dış iskelet sistemleri farklı hareket mekanizmaları yardımıyla aktüatör tarafından iletilen kuvvet ile parmakların hareketi sağlanmıştır. Literatürde bulunan hareket mekanizmaları **Şekil 2.4**'te gösterilmiştir.



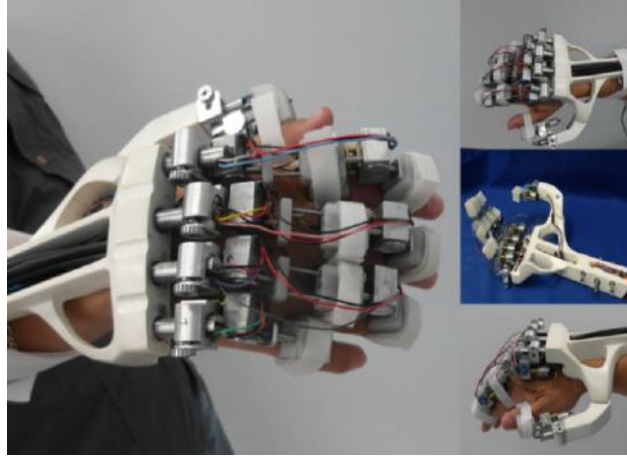
Şekil 2.4 Parmak hareket mekanizmaları (Heo vd., 2012).

Ueki ve arkadaşları (Şekil 2.5) felç sonrası kaybedilen el fonksiyonlarının rehabilitasyonu amacıyla sanal gerçeklik uygulamalarını kullanarak hastanın tek başına egzersiz yapmasına olanak sağlayan el dış iskelet sistemi geliştirmişler. Elektrikli aktüatör kullanılan cihaz; başparmak için 4, diğer parmaklar için 3 ve bilek için 2 olmak üzere toplam 18 serbestlik derecesine sahiptir. Cihaz sanal gerçeklik ortamında eldiven ile hasarsız olan elden eklem hareket açıklıklarını ölçerken 3 boyutlu hareket sensörleri ile duruş açısını hesaplar ve bu verilerin simetriğini kullanarak hasarlı olan elin rehabilitasyonunda kullanır.



Şekil 2.5 Ueki ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Ueki vd., 2010).

Sandoval-Gonzalez ve arkadaşları (Şekil 2.6) hem aktif hem de pasif el rehabilitasyonunu amaçlayan, başparmak için 2 diğer parmaklar için 3 serbestlik derecesine sahip el dış iskelet sistemi tasarlamıştır. Tasarlanan sistemde elektrikli aktüatör kullanılmış ve her parmağa yerleştirilen konum sensörlerinden alınan verileri kullanarak Arduino mikro denetleyiciyle kontrol edilmektedir.



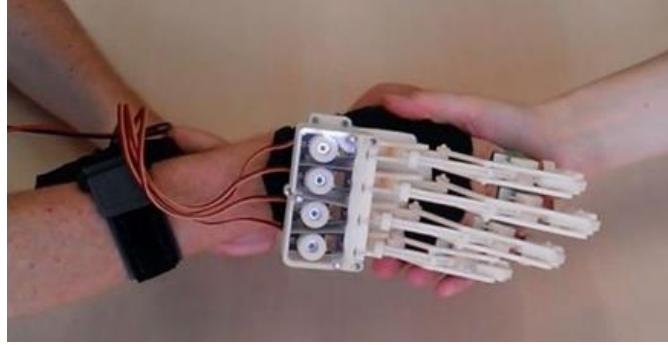
Şekil 2.6 Sandoval-Gonzalez ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Sandoval-Gonzalez vd., 2016).

Zhang ve arkadaşları (Şekil 2.7) elin rehabilitasyonu amacıyla 4 parmak için ve her bir parmakta 3 serbestlik derecesine sahip, elektrikli aktüatör kullanarak, bowden kabloluyla parmaklara hareketi ileten el dış iskelet sistemi tasarlamışlardır. Tasarlanan sistemin kontrolü önceden belirlenen rehabilitasyon egzersizlerinin kuvvet ve konum sensörleri yardımıyla desteklenmesiyle gerçekleştirilir.



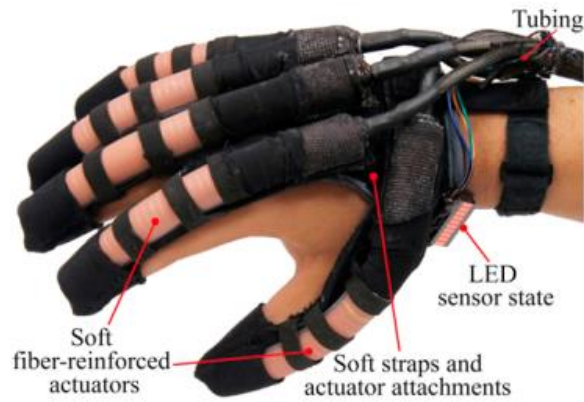
Şekil 2.7 Zhang ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Zhang vd., 2014).

Conti ve arkadaşları (Şekil 2.8) günlük yaşam aktivitelerinde el açma ve kapatma fonksiyonlarını yerine getiremeyen hastalara yardımcı olması amacıyla işaret, orta, yüzük ve küçük parmak için taşınabilir el dış iskelet sistemi tasarlamışlar. Her parmak için 1 serbestlik derecesine sahip olan tasarım elektrikli aktüatör kullanarak hareket oluşturmaktadır. Sistemin kontrolü bilek kısmında bulunan 2 buton yardımıyla sağlanmaktadır. Butonlardan biri elin açılmasını sağlarken diğeri kapanmasını sağlamaktadır.



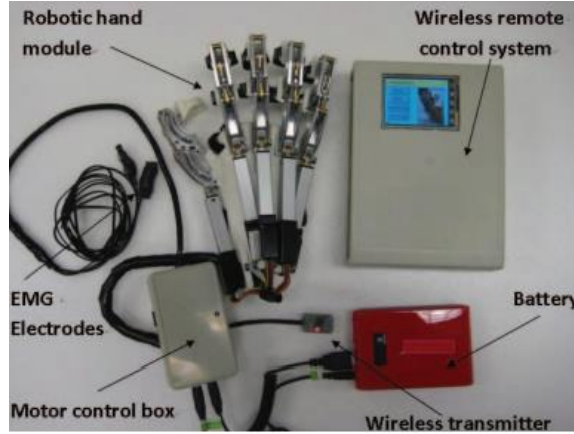
Şekil 2.8 Conti ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Conti vd., 2017).

Polygerinos ve arkadaşları (Şekil 2.9) elin kavrama fonksiyonlarının rehabilitasyonu amacıyla robotik eldiven geliştirmişlerdir. Geliştirilen eldiven başparmak için 2 diğ er parmaklar için 3 serbestlik derecesine sahiptir. Tork sensörleriyle kontrol edilen sistem borular aracılığıyla sıvı basıncını kullanarak hareket oluşturmaktadır. Oluşturulan hareket ile yumuşak aktüatör bükülme ve uzama eğilimi göstererek parmakların hareketini sağlamaktadır.



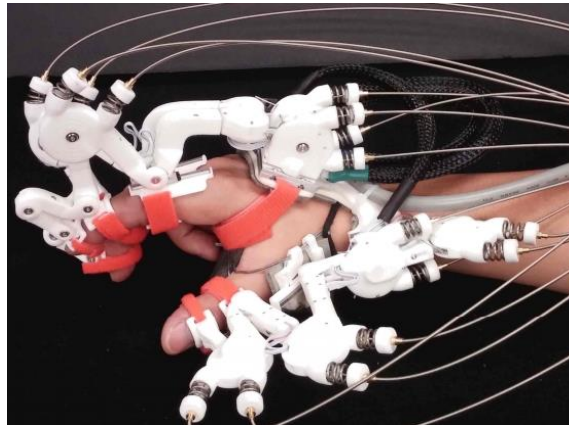
Şekil 2.9 Polygerinos ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Polygerinos vd., 2015).

Ho ve arkadaşları (Şekil 2.10) felç sonrası kaybedilen el fonksiyonlarının rehabilitasyonu amacıyla hem aktif hem de pasif rehabilitasyon egzersizlerine olanak sağlayan el dış iskelet sistemi tasarlamışlar. Tasarlanan sistem her parmak için 2 serbestlik derecesine sahiptir. Lineer aktüatör kullanılarak oluşturulan hareket parmaklara doğrudan iletilmektedir. Sistemin kontrolü sEMG sinyalleriyle niyet algılayarak gerçekleşmektedir.



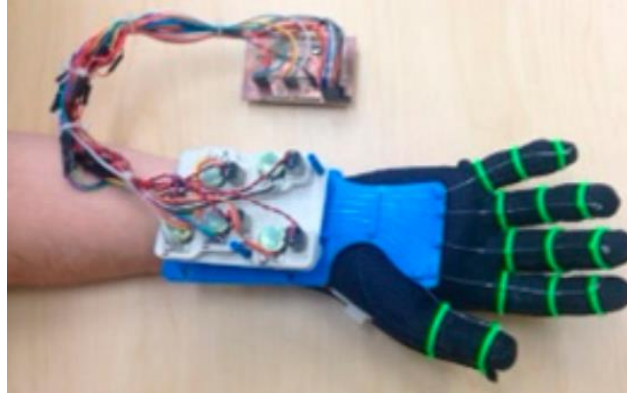
Şekil 2.10 Ho ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Ho vd., 2011).

Yun ve arkadaşları (Şekil 2.11) tele operasyon ve el rehabilitasyonu amacıyla başparmak, işaret parmağı ve orta parmak modüllerini kapsayan ve her parmak için 4 serbestlik derecesine sahip el dış iskelet sistemi tasarlamışlardır. Tasarlanan sistem tork sensörleriyle kontrol edilip, elektrikli aktüatör ile oluşturulan hareket bowden kablusuyla parmaklara iletilmektedir.



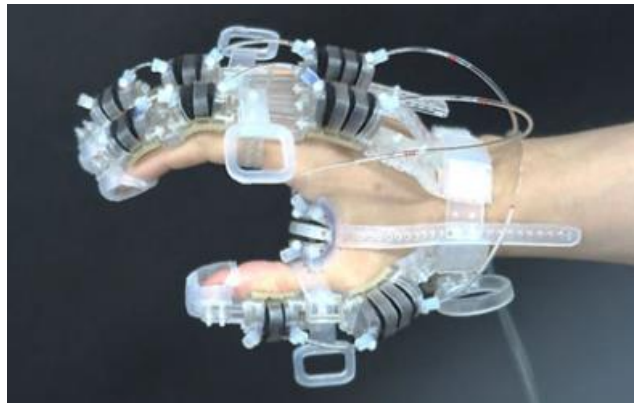
Şekil 2.11 Yun ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Yun vd., 2016).

Rudd ve arkadaşları (Şekil 2.12) el yaralanmalarının rehabilitasyonu amacıyla kullanılmak üzere el dış iskelet sistemi tasarlamıştır. Tasarlanan sistem başparmak için 2 diğer parmaklar için 3 serbestlik derecesine sahiptir. Elektrikli aktüatör kullanılarak oluşturulan hareket kablo bağlantısıyla parmaklara iletilmektedir. Arduino Mega mikro denetleyicisiyle kontrol edilen sistem geliştirilen android uygulama aracılığıyla kumanda edilmektedir.



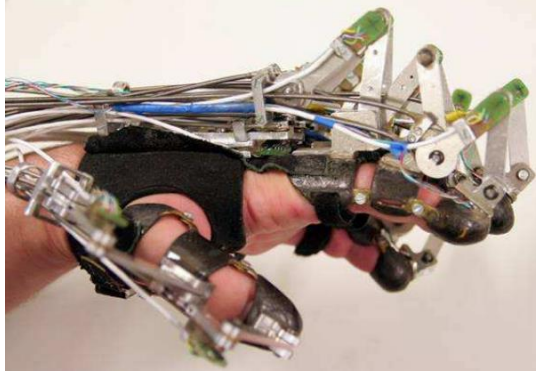
Şekil 2.12 Rub ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Rudd vd., 2019).

Yun ve arkadaşları (Şekil 2.13) el fonksiyonlarının rehabilitasyonu amacıyla başparmak, işaret parmağı ve orta parmak için el dış iskelet sistemi tasarlamışlar. Tasarlanan sistem pnömomatik aktüatör kullanarak hareket oluşturmaktadır. Arduino mikro denetleyicisi ile geliştirilen sistem, 3 buton ile kontrol edilmektedir. Sistemde bulunan her buton için önceden tanımlanan egzersizi çalıştıracak şekilde devre tasarımı yapılmıştır.



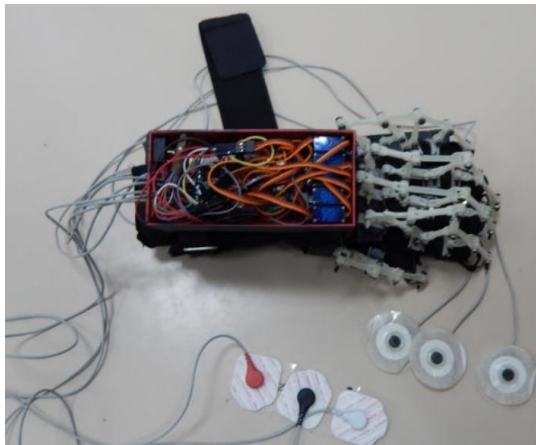
Şekil 2.13 Yun ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Yun vd., 2017).

Wege ve Zimmermann (Şekil 2.14) el yaralanmaları ve felç sonrası kaybedilen el fonksiyonlarının rehabilitasyonu amacıyla el dış iskelet sistemi tasarlamışlar. Tasarlanan sistem her parmak için 4 serbestlik derecesine sahiptir. Elektrikli aktüatör kullanarak oluşturulan hareket tel bağlantısıyla parmaklara iletilerek parmakların hareketi sağlanmıştır. Geliştirilen sistem sEMG sinyalleriyle kontrol edilmektedir. Fakat bu çalışmada sadece sEMG sinyalleri parmak hareketleri için yetersiz kalmıştır.



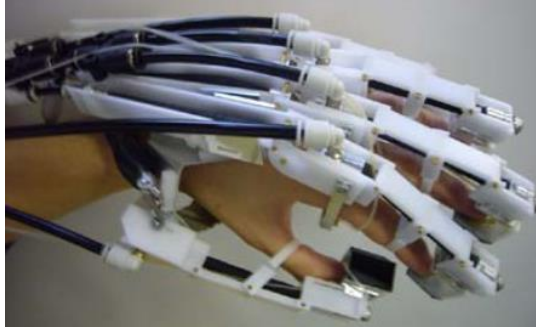
Şekil 2.14 Wege ve Zimmermann el dış iskelet tasarımı (Wege ve Zimmermann 2017).

Abdallah ve arkadaşları (Şekil 2.15) felç sonrası kaybedilen el fonksiyonlarının rehabilitasyonu ve günlük yaşam aktivitelerine yardımcı olması amacıyla taşınabilir el dış iskelet sistemi tasarlamışlar. Tasarlanan sistem her parmak için 3 serbestlik derecesine sahiptir. Elektrikli aktüatör kullanılan sistem sEMG sinyalleriyle el açık ve el kapalı hareketlerini algılamaktadır. Arduino mikro denetleyicisiyle algılanan niyete göre sistemin kontrolü sağlanmaktadır.



Şekil 2.15 Abdallah ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Abdallah vd., 2017).

Tadano ve arkadaşları (Şekil 2.16) el fonksiyonlarını kaybetmiş hastaların günlük yaşam aktivitelerine yardımcı olmak amacıyla el dış iskelet sistemi tasarlamışlar. Tasarlanan sistemde daha çok elin kavrama fonksiyonlarını yerine getirmeye odaklanılmıştır. Yapılan tasarımda her parmakta 2 serbestlik derecesi olmak üzere 10 serbestlik derecesi bulunmaktadır. Pnömatik suni kauçuk kaslar aktüatör olarak kullanılan sistem parmak uçlarına yerleştirilen balon sensörleriyle uygulanan basıncı algılayarak kontrol edilmektedir.



Şekil 2.16 Tadano ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Tadano vd., 2010).

Cui ve arkadaşları (Şekil 2.17) kaybedilen el fonksiyonlarının rehabilitasyonu amacıyla el dış iskelet sistemi tasarlamışlardır. Tasarlanan sistemde her parmak için 1 serbestlik derecesi vardır. Lineer aktüatör kullanarak parmakların hareketini sağlayan tasarımın kontrolü Arduino mikro denetleyicisiyle sağlanmaktadır. SolidWorks ortamında geliştirilen grafik ara yüzü yardımıyla her bir motorun konumu gerçek zamanlı olarak kumanda edilebilmektedir. Ayrıca geliştirilen sistem fizik tedavi uzmanı tarafından yapılan egzersizleri kaydedip tekrar etme özelliğine sahiptir.



Şekil 2.17 Cui ve arkadaşlarının el dış iskelet tasarımı (Cui vd., 2010).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

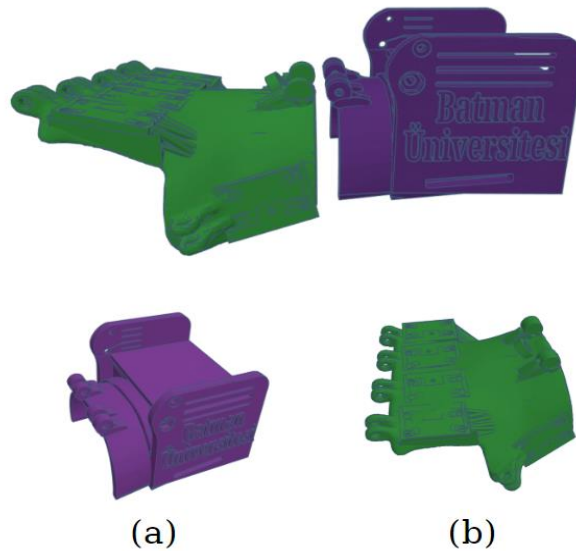
3.1. El Dış İskelet Sistemi

El rehabilitasyonunda fizik tedavi uzmanları her parmak ekleminin fleksiyon/ekstansiyon hareketini birbirinden bağımsız olarak belli hareket aralıklarıyla gerçekleştirir. Bu durum hastalara bu tür parmak egzersizlerini sağlayacak yardımcı bir cihaz ihtiyacını ortaya çıkarır. Elin rehabilitasyonunda bu ihtiyacın üstesinden gelmek için başparmakta IP ve MCP diğer parmaklarda ise DIP, PIP ve MCP eklemlerinin fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini sağlayacak el dış iskelet sistemi geliştirildi.

El dış iskelet sistemini, insan elinin rehabilitasyonu ve güçlendirilmesi amacıyla kullanabilmek için elin fonksiyonel yapısıyla sistemin fonksiyonel yapısının uyuşması gerekmektedir. Bu bölümde tasarlanan el dış iskeletinin bileşenleri ve kinematik analizi incelenecektir.

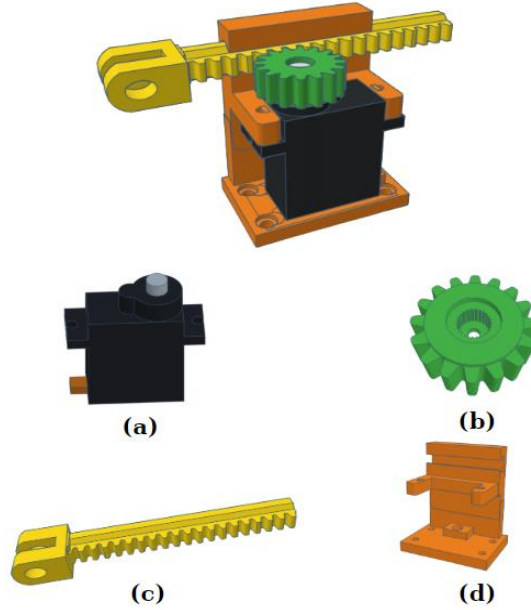
3.1.1. El Dış İskelet Sisteminin Tasarımı

Bu çalışmada tasarlanan el dış iskelet sistemi elin ön (dorsal) kısmına yerleştirilen ve 5 parmak hareketini aktif olarak destekleyen bir yapıya sahiptir. Her parmak için yerleştirilen MG90s servo motoruyla oluşturulan hareket güç aktarma mekanizmasıyla parmaklara iletir. Geliştirilen el dış iskelet sisteminin tabanı; kontrol devrelerinin bulunduğu kontrol kutusu (Şekil 3.1 (a)) ve el tabanının (Şekil 3.1 (b)) birleşmesinden oluşmaktadır.



Şekil 3.1 El dış iskeletinin tabanı. (a) Kontrol kutusu. (b) El tabanı

Geliştirilen sistemde elektrikli aktüatör ile oluşturulan hareket enerjisi mg90s servo motor (Şekil 3.2 (a)), mg90s için geliştirilen dişli (Şekil 3.2 (b)) ve tasarımı yapılan doğrusal ray (Şekil 3.2 (c)) yardımıyla parmakların hareketini sağlayan çubuk mekanizmasına aktarılmaktadır. Ayrıca tasarımı yapılan mg90s motor yuvasıyla (Şekil 3.2 (d)) geliştirilen aktüatör sisteminin hareketi desteklenmiş ve el tabanı üzerine montajı sağlanmıştır.



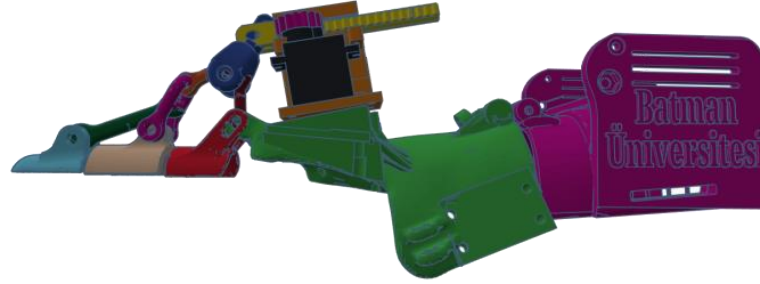
Şekil 3.2 El dış iskeletinin hareket ünitesi. (a) Mg90s servo motor
(b) Mg90s dişlisi. (c) Tasarlanan ray. (d) Mg90s yuvası

Hareket ünitesi tarafından oluşturulan doğrusal hareket güç aktarma mekanizmasına iletilir. Burada eklem noktalarını harekete geçirecek çubuklara (Şekil 3.3) aktarılan güç parmakların hareketini sağlar.



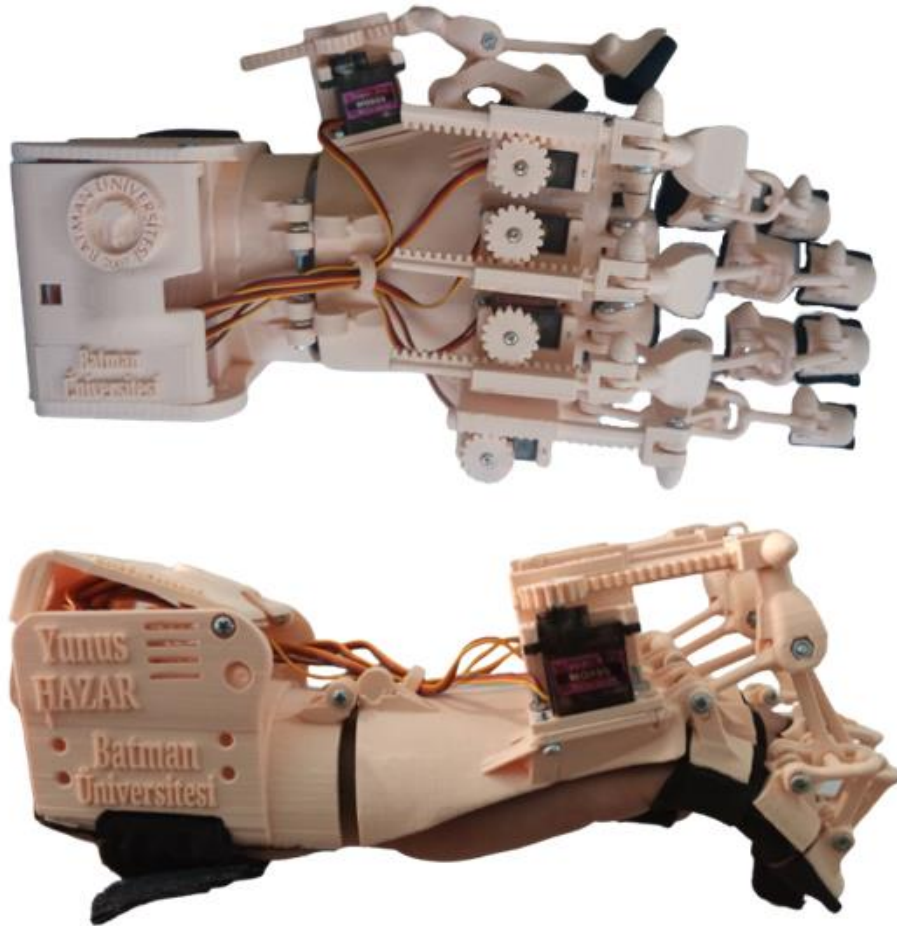
Şekil 3.3 Güç aktarma mekanizması.

Tasarımı yapılan el dış iskelet sisteminin görünümü **Şekil 3.4**'te gösterilmiştir. Tasarlanan sistem güç aktarma mekanizması, hareket ünitesi, el tabanı ve devre kartlarının muhafaza edildiği kontrol kutusu olmak üzere 4 ana ünitelerden oluşmaktadır.



Şekil 3.4 Tasarlanan iskelet sisteminin görünümü.

Tasarımı yapılan ve 3 boyutlu yazıcı ile basılan el dış iskelet sistemi **Şekil 3.5**'te gösterilmiştir.

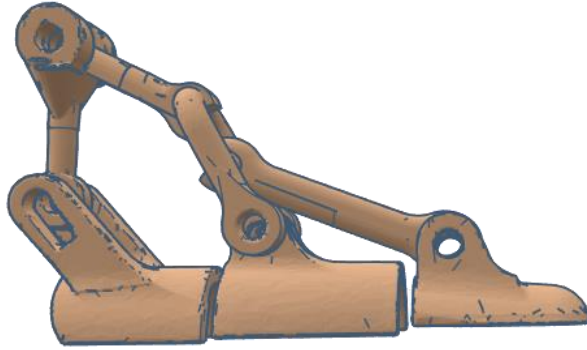


Şekil 3.5 Tasarımı yapılan el dış iskelet sistemi

3.1.2. El Dış İskelet Sisteminin Kinematik Analiz

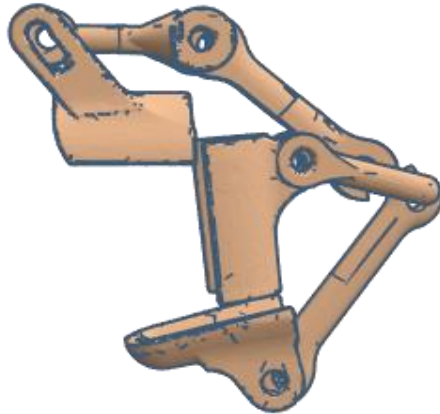
Tasarlanan el dış iskelet sistemi başparmak için 2, diğer parmaklar için 3 olmak üzere 14 aktif ekstansiyon/fleksiyon serbestlik derecesine sahiptir. Ayrıca tasarlanan model her parmak için abdüksiyon/addüksiyon ve bilekte ekstansiyon/fleksiyon hareketini oluşturabilmek için 6 pasif serbestlik derecesine sahiptir.

Literatür çalışmalarından elde edilen EHA ve elin antropolojik ölçüsü dikkate alınarak 3 boyutlu dış el iskelet modeli oluşturulmuştur. Parmakların iskelet sistemine tutunması ve elin anatomik yapısından kaynaklanan farklı ölçülerle uyumlu çalışmasını sağlamak için elastik bant ve pasif serbestlik dereceleri kullanılmıştır. Oluşturulan modelin ekstansiyon görünümü **Şekil 3.6**'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6 Dış el iskeleti 2. Parmak ekstansiyon görünümü

Parmak eklemlerinin bükülme açıları ve dönme eksenleri el ile uyumlu çalışacak şekilde tasarlanmıştır. **Şekil 3.7**'de tasarlanan sistemin 2. parmak fleksiyon görünümü gösterilmiştir.



Şekil 3.7 Dış el iskeleti 2. Parmak fleksiyon görünümü

3.1.3. El Dış İskelet Sisteminin Kontrol Sistemi

Geliştirilen el dış iskelet sisteminin kontrol edilmesi amacıyla Java programlama dili kullanılarak Android Studio ortamında **Şekil 3.8**'de gösterilen android uygulama geliştirilmiştir. Geliştirilen uygulama 4 bölümden oluşmaktadır.



Şekil 3.8 Geliştirilen android uygulama.

3.1.3.1. Bluetooth Kontrol Paneli

Bu bölümde (Şekil 3.9) el dış iskelet sistemine bağlanmak için kullandığımız bluetooth cihazının kontrolünü sağlıyoruz. Eklenen switch buton ile telefonumuzun bluetooth cihazını açıp cihaza bağlanmak için hazır hale getiriyoruz.



Şekil 3.9 Bluetooth kontrol arayüzü.

3.1.3.2. Bağlantı Kontrol Paneli

Bu bölüm (Şekil 3.10) sol tarafta telefonumuz ile el dış iskelet sistemi arasındaki bağlantının durumunu gösteren simge ve sağ tarafta bağlantının kontrolünü sağlan

butondan oluşmaktadır. Sol taraftaki ‘Bağlan’ butonuyla android cihaz ile el dış iskelet sistemi arasındaki bağlantı başlatılır ve aynı şekilde ‘Bağlantıyı Kes’ ile durdurulur.



Şekil 3.10 Bağlantı kontrol arayüzü.

3.1.3.3. Egzersiz Kontrol Paneli

Bu bölümde fizik tedavi uzmanı önerileriyle belirlenen kayıtlı egzersizleri listeleyen combobox, çalışmakta olan egzersizi gösteren textview ve seçili egzersizi çalıştırıp durduran butondan oluşmaktadır (Şekil 3.11). Egzersizlerin çalıştırılabilmesi için bluetooth cihazının açık konuma getirilmesi ve bağlantı kontrol panelinden “BAĞLAN” butonu ile el dış iskelet sistemine bağlanması gerekmektedir. Bağlantı sağlandıktan sonra sol taraftan çalıştırılmak istenilen egzersiz veya niyet algılama seçilerek ‘Çalıştır’ butonu ile çalıştırılır. Bu bölümde bulunan egzersizler;

Egzersiz 1: Myo kol bandından bağımsız olarak bütün parmakları aynı anda kasılıp 2 saniye sonra tüm parmaklar gevşer. ‘Çalıştır’ butonuna bastıktan sonra ‘Çalıştır’ butonu ‘Dur’ butonuna dönüşür ve ‘Dur’ butonuna basılana kadar bu işlem devam eder.

Egzersiz 2: Myo kol bandından bağımsız olarak teker teker bütün parmakları başparmaktan başlayarak kasıp 2 saniye bekleyerek gevşetir.

Egzersiz 3: Myo kol bandından bağımsız olarak baş ve işaret parmağı kasıp 2 saniye bekletip gevşetir. Ardından baş ve orta parmağı kasıp 2 saniye bekleyip gevşetir. Bu şekilde başparmak ve diğer parmakları sırasıyla kasıp gevşeterek devam eder.

Model 1: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**’de gösterilen model 1’i niyet algılayarak çalıştırır.

Model 2: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**’de gösterilen model 2’yi çalıştırır.

Model 3: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 3'ü çalıştırır.

Model 4: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 4'ü çalıştırır.

Model 5: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 5'i çalıştırır.

Tüm Modeller: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 1, model 2, model 3, model 4 ve model 5'i eş zamanlı olarak paralel bir şekilde çalıştırır.



Şekil 3.11 Egzersiz kontrol arayüzü.

3.1.3.4. Parmak Egzersiz Kontrol Paneli

Bu bölüm parmaklar için kayıtlı egzersizleri listeleyen combobox, çalışmakta olan egzersizi gösteren textview ve seçili egzersizi çalıştırıp durduran butondan oluşmaktadır (Şekil 3.12). Sol taraftan çalıştırılmak istenilen egzersiz seçilerek 'Çalıştır' butonu ile çalıştırılır. Bu bölümde bulunan egzersizler;

Başparmak: Başparmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

İşaret Parmak: İşaret parmağı kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

Orta Parmak: Orta parmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

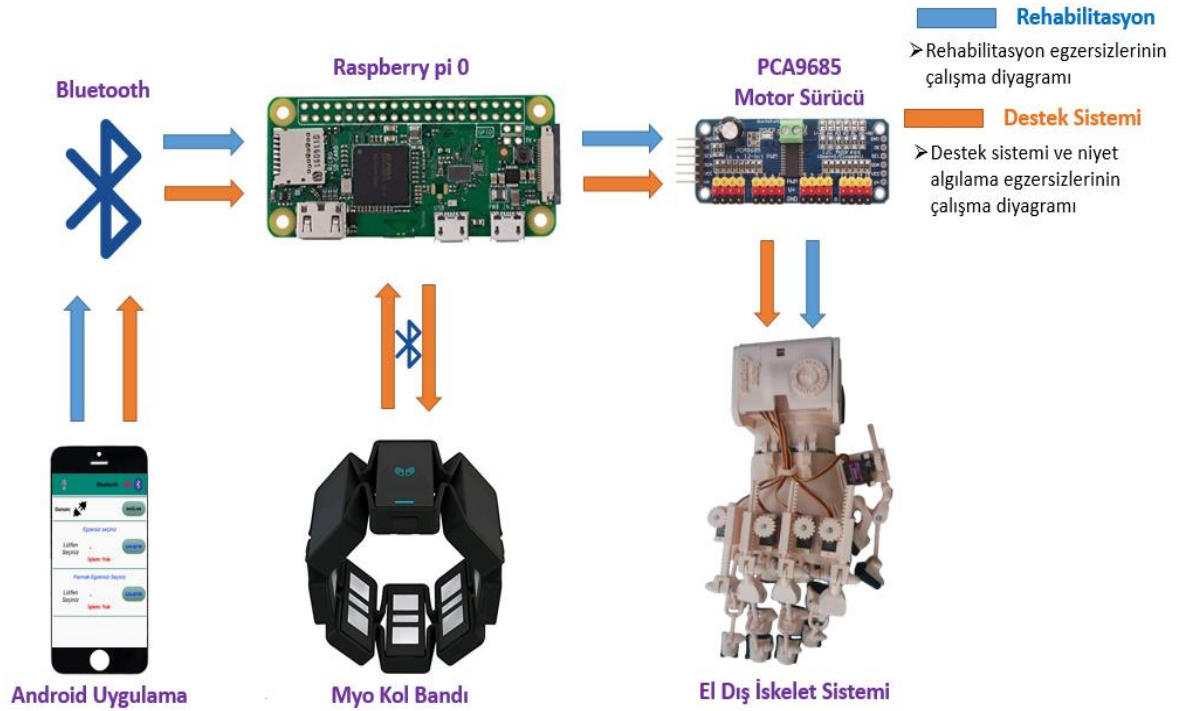
Yüzük Parmak: Yüzük parmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

Küçük Parmak: Küçük parmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.



Şekil 3.12 Parmak egzersizi kontrol arayüzü.

Tasarlanan sistemin rehabilitasyon ve destek sistemi olarak kontrol diyagramı Şekil 3.13'te gösterilmiştir.



Şekil 3.13 Rehabilitasyon ve destek sistemi kontrol diyagramı.

Şekil 3.13'te görüldüğü gibi android uygulama ile bir rehabilitasyon egzersizi seçildiğinde raspberry pi'de önceden tanımlanan ilgili egzersizi çalıştıracak fonksiyon tetiklenir. Tetiklenen fonksiyon seçilen egzersizi gerçekleştirmek üzere motor sürücüyü harekete geçirerek iskelet sisteminin çalışmasını sağlar. Android uygulamadan bir destek sistemi (niyet algılama) egzersizi seçildiğinde seçilen niyet algılama modeli raspberry pi tarafında tetiklenir. Myo kol bandı ile bağlantı sağlanılarak niyet algılama gerçekleştirilir. Elde edilen tahmine göre ilgili fonksiyon tetiklenerek motor sürücü aracılığıyla iskelet sistemi kontrol edilir. Raspberry pi kısmında bluetooth server yetkisine sahip iken android uygulama ve myo kol bandı tarafı client olarak yetkilendirilmiştir. Bu da bize raspberry pi'nin hem telefon hemde myo kol bandı ile aynı anda bağlantı halinde olmasına olanak sağlamaktadır.

El dış iskelet sisteminin tasarımında ve yapımında kullanılan malzemeler ve modelleri **Tablo 3.1**'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1 Kullanılan malzemeler ve modelleri.

Materyal	Model
3 Boyutlu Yazıcı	Creality Ender 3 Pro
Filament	PLA
Mikro İşlemci	Raspberry Pi 0
EMG, GYRO, ACC, ORI Sensörleri	MYO Armband
Elektrik Motoru	MG90s Servo
Motor Sürücü	PCA9685
Batarya	3.7 V 1S Lipo Batarya
Batarya Şarj Devresi	TP4056 1A
DC-DC Güç Modülü	MT3608

3.2. Veri Setinin Oluşturulması

Bu tez çalışmasında Batman Üniversitesi 02.05.2019 tarihli ve 2019 / 3-2 sayılı etik kurul onayıyla el hareketlerinin tanınması için 6 farklı el hareketi MYO kol bandı (Şekil 3.14) kullanılarak kaydedildi.

**Şekil 3.14** MYO Kol Bandı (Thalmic Labs Inc.)

MYO kol bandı üzerinde bulunan 8 adet paslanmaz medikal EMG sensörleriyle kaslarda oluşan biyoelektrik sinyallerini ölçerek elimizin hangi hareketi yapacağını algılar. Ayrıca üç eksenli jiroskop, üç eksenli ivmeölçer, üç eksenli manyetometre içeren 1 adet 9 eksenli Atalet Ölçüm Ünitesi (IMU) ile kolumuzun açısını ve hareket yönünü

anlayabilir. MYO kol bandı EMG sensörleri için 200 Hz, IMU sensörleri için 50 Hz örnekleme frekansına sahiptir (Visconti vd., 2018).

El dış iskelet sisteminin gerçek zamanlı 32 el hareketini tanıması için 6 el hareketinin veri kümesi oluşturuldu. Her hareket için 10 farklı kayıt alındı, her kayıtta 10 000 satır, her hareket için 100 000 satır EMG, jiroskop (GYRO), ivmeölçer (ACC) ve oryantasyon (ORI) verileri kayıt edildi. Veriler kayıt edilirken MYO kol bandının koldaki konumu Şekil 3.15’te verilmiştir.



Şekil 3.15 Veri seti oluşturulurken MYO kol bandının konumu

Kayıt edilen her satır veri 8 kanal EMG, 4 kanal ORI, 3 kanal ACC ve 3 kanal GYRO olmak üzere toplam 18 kanal veriden (Tablo 3.2) oluşturuldu.

Tablo 3.2 Bir satır örnek veri.

Kanal	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Veri	EMG								ORI				ACC			GYRO		

Veri seti oluşturulurken 6 farklı el hareketinden (Şekil 3.16) kayıt alındı. Bunlar;

Hareket 1: Tüm parmaklar açık.

Hareket 2: Başparmak kapalı, diğer parmaklar açık.

Hareket 3: İşaret parmağı kapalı, diğer parmaklar açık.

Hareket 4: Orta parmak kapalı, diğer parmaklar açık.

Hareket 5: Yüzük parmak kapalı, diğer parmaklar açık.

Hareket 6: Küçük parmak kapalı, diğer parmaklar açık.



Şekil 3.16 Veri setini oluşturan el hareketleri.

3.3. EMG Sinyallerinin Normalizasyonu

Yüzey elektromiyografi (sEMG) sinyalleri mikro volt seviyesinde oldukları için ölçüm koşullarından çok çabuk etkilenirler. Örneğin, elektrotun bulunduğu bölge, elektrot yerleşimi, katılımcılar, kas yorgunluğu ve hatta deney günü gibi birçok faktör sEMG sinyalini değiştirebilir. sEMG sinyalleri kullanıcı temelli bir yapıya sahip olduğu için aynı kişiden ve aynı bölgeden birkaç kez alınırken bile, elektrot yerleşimi aynı değilse farklı sonuçlar elde edilir. Mikro volt ölçekli parametrelerin bu belirsiz karakterini aşmak için sinyaller belirlenen referans değerine normalleştirilir. sEMG sinyallerinin normalleştirilmesinde kullanılan en etkili ve en popüler yöntem Maksimum İstemli Kasılma (MVC) tekniğidir.

MVC normalizasyonuna tabi tutulan veriler belirli bir iş veya egzersiz için harcanan nöromüsküler eforun ölçülmesinde önemlidir. Mikro voltlarla normalize edilmiş genlik verileri çok hassas bir şekilde kullanılmalıdır. MVC ile normalize edilmiş veriler; kasın hangi kapasitede çalıştığını, kasların ne kadar etkili olduğunu ve bir eforun ergonomik olarak ne kadar çaba gerektirdiğini gösterir. MVC değeri ilgili kasın fiziksel eforunun %100' ünü temsil eder ve diğer efor seviyeleri MVC'nin % si olarak ifade edilir. Normalleştirilmiş sEMG verileri farklı aktivitelerin karşılaştırılmasına olanak sağladığı gibi aktif kasın maksimum kapasitesine göre nasıl olduğu hakkında bilgi verir (Cahyadi vd., 2018).

Bu tez çalışmasında sEMG verilerinin normalleştirilmesinde kullanılacak MVC değerleri ölçülürken MYO kol bandı Şekil 3.17'de gösterildiği gibi ön kola takıldı, parmaklar ve el maksimum düzeyde kasılarak kolda bulunan 8 kanal sEMG sensörleri ile kasların maksimum kasılma değerleri ölçülmüştür.

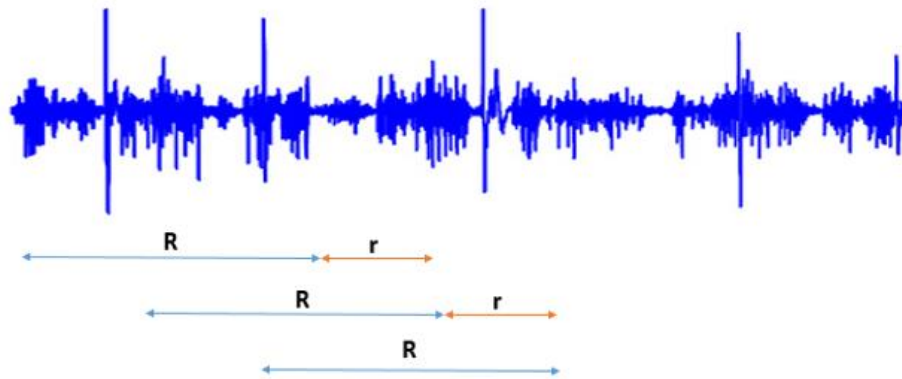


Şekil 3.17 MVC değerlerinin ölçülmesi.

3.4. EMG Sinyallerinin Segmentasyonu (Pencerelenmesi)

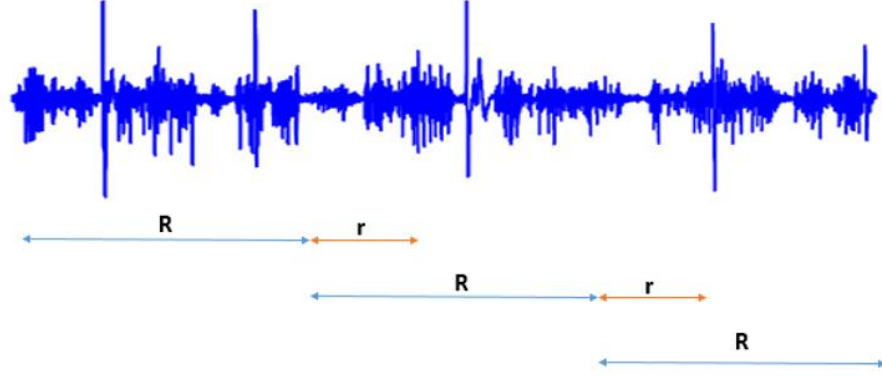
sEMG sinyallerine özellik çıkarma işlemi uygulanmadan ve gerçek zamanlı uygulamalarda kullanılmadan önce belirli aralıklarla segmentlere (pencere) ayrılarak sinyalin analizinin bu segmentler içerisinde yapılması gerekmektedir. sEMG sinyalleri segmentlere ayrılırken segmentin genişliğinin belirlenmesi çok önemlidir. Segmentin genişliği olması gerekenden büyük seçilirse özellik çıkarmada sapma ve varyanslara sebep olur, sistemin çalışmasında gecikme meydana getirerek sistem gerçek zamanlı çalışmaz. Segmentin genişliği olması gerekenden küçük seçilirse segmentin içinde sinyale ait daha az özellik yer alacağı için sınıflandırma başarısı azalacaktır (ÖZMEN vd., 2014).

sEMG sinyallerinin segmentlere ayrılmasında üst üste (overlap) pencereleme ve komşu (adjacent) pencereleme en yaygın kullanılan yöntemlerdendir. Üst üste pencereleme yönteminde (Şekil 3.18), R uzunluğunda parçalara ayrılan sinyalin her bir penceresi r uzunluğunda basamaklarla üst üste kesişir (Akgun vd., 2013).



Şekil 3.18 Üst Üste Pencereleme Yöntemi.

Komşu pencereleme yönteminde (Şekil 3.19) ise, R uzunluğunda parçalara ayrılan sinyalin her parçası komşu ve başlangıç noktalarında r kadar kesişir (Akgun vd., 2013).



Şekil 3.19 Komşu Pencereleme Yöntemi

Bu tez çalışmasında sEMG sinyalleri üst üste pencereleme yöntemiyle segmentlere ayrılmış. Her bir basamak (r), bir örnek 5 ms periyotla ilerleyerek (200 Hz örnekleme frekansı), 15 örnek ile segmentin uzunluğu (R) 75 ms'de tamamlanmıştır.

3.5. EMG Sinyallerinden Özellik Çıkarma

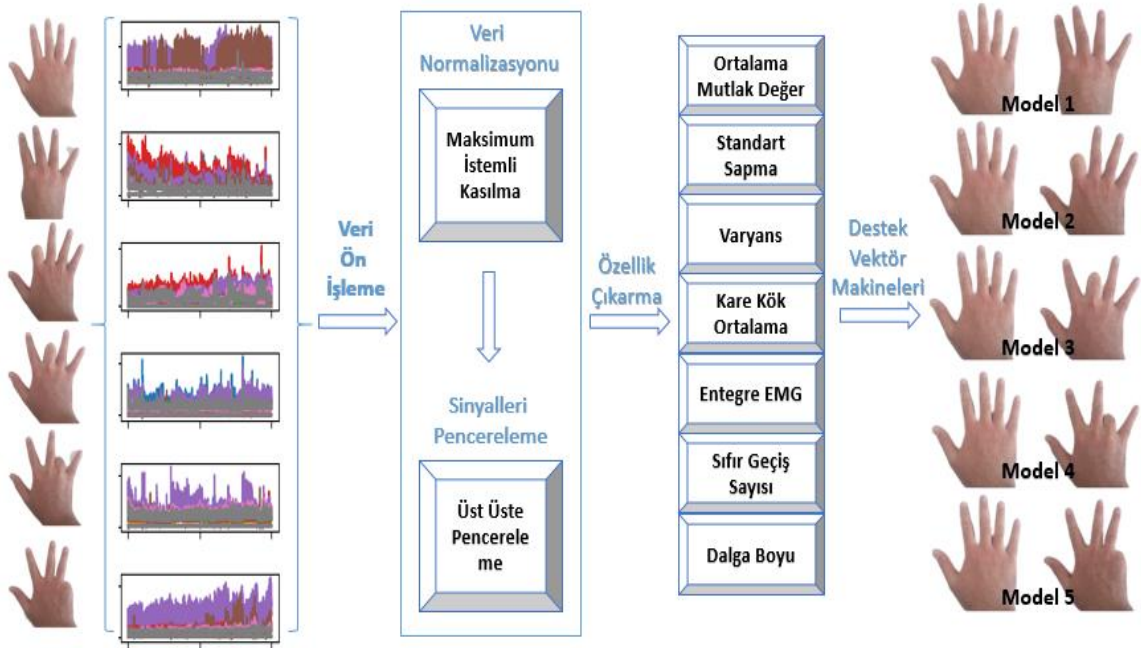
Elektromiyografi (EMG) sinyalleri ölçülürken sinyal ile beraber elektriksel aygıtlardan, ortamdaki sarsıntı ve sinyalin kararsızlığından kaynaklanan gürültülerde ölçülmektedir. Özellikle gürültünün frekans özelliği rastgele olduğunda sinyallerin sınıflandırma başarısı düşmektedir. Sınıflandırma başarısı doğrudan özellik çıkarma işlemine bağlıdır. Bu sebeple özellik çıkarma yöntemi uygun bir biçimde yapılmalıdır (Phinyomark vd., 2009).

Özellik çıkarma işlemi sinyali gürültülerden temizlemek, önemli verileri vurgulamak ve yeni sinyali özellik vektörü adı verilen ilgili veri yapısına dönüştürmek için uygulanan işlemdir. Literatürde zaman düzlemi, frekans düzlemi ve zaman-frekans düzlemi olmak üzere birçok öznel özellik çıkarma yöntemi vardır. Ancak bu yöntemler çok fazla işleme ihtiyaç duyma, uzun işlem süresi, fazla sayıda kontrol parametresi bulundurma gibi birçok dezavantaja sahiptir. Özellikle gerçek zamanlı hareket tanıma uygulamalarında, düşük işlem süresi ve düşük yük gerektiren özellikleri seçmek daha avantajlıdır (Rechy-Ramirez vd., 2011; Ertuğrul vd., 2020).

EMG sinyallerinin zaman düzlemi özellikleri herhangi bir dönüşüm olmadan doğrudan EMG zaman serisinden çıkarılır, bu nedenle bu gruptaki özelliklerin işlem süresi kısa, işlem yükü az ve uygulanması kolaydır. Bu avantajlarından dolayı yapılan tez çalışmasında zaman düzlemi özellik çıkarma yöntemlerinden en çok kullanılan ve en etkili olan 7 özellik çıkarma yöntemi kullanılmıştır. Bunlar;

1. Ortalama Mutlak Değer (MAV)
2. Standart Sapma (STD)
3. Varyans (VAR)
4. Kare Kök Ortalama Değeri (RMS)
5. Entegre EMG (IEMG)
6. Sıfır Geçiş Sayısı (ZC)
7. Dalga boyu (WL)

Bu bölümde kullanılan özellik çıkarma yöntemleri incelenmiştir. Özellik çıkarma metodolojisi **Şekil 3.20**'de özetlenmiştir.



Şekil 3.20 Özellik çıkarma metodolojisi.

3.5.1. Ortalama Mutlak Değer (MAV)

Ortalama Mutlak Değer (MAV), sEMG sinyalinin mutlak değerinin ortalaması alınarak hesaplanır. Myoelektrik kontrol uygulamalarında sık kullanılan çok etkili ve popüler bir özelliktir (Rechy-Ramirez vd., 2011). Aşağıdaki formül ile hesaplanır;

$$MAV_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (1)$$

3.5.2. Standart Sapma (STD)

Standart Sapma (STD), değer kümesinin varyasyon veya dağılım miktarının bir ölçüsüdür (Rechy-Ramirez vd., 2011). Aşağıda verilen formül ile elde edilir;

$$x_{std} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (2)$$

3.5.3. Varyans (VAR)

Varyans, kasların ortaya çıkardığı kuvvete bağlı olarak değişir. sEMG işaretinin varyansı gücünün bir ölçüsüdür. Genel olarak VAR, standart sapmanın karesi olarak hesaplanır. Burada $\bar{x}$ ortalama değerdir (Rechy-Ramirez vd., 2011). Aşağıda verilen formül ile elde edilir;

$$VAR_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (3)$$

3.5.4. Kare Kök Ortalama Değeri (RMS)

Kare Kök Ortalama (RMS), sabit kuvvet ve yorulmayan kasılma ile ilişkili olan genlik modülasyonlu rasgele süreç olarak modellenmiştir. Standart sapma ile ilgilidir (Rechy-Ramirez vd., 2011). Aşağıda verilen formül ile elde edilir;

$$RMS_k = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4)$$

3.5.5. Entegre EMG (IEMG)

Entegre EMG (IEMG) bir sinyalin güç tahmincisi olarak değerlendirilebilir. IEMG, sEMG sinyallerinin mutlak değerlerinin toplanmasıyla bulunur (Rechy-Ramirez vd., 2011). Aşağıda verilen formül ile elde edilir;

$$IEMG_k = \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (5)$$

3.5.6. Sıfır Geçiş Sayısı (ZC)

Sıfır Geçiş Sayısı (ZC), sEMG sinyalinin genlik değerinin sıfıra çarpma sayısını gösterir. Bir başka ifadeyle sinyalin kaç kere işaret değiştirdiğini gösterir. Gürültüye bağlı sıfır geçişlerini azaltmak için sıfır geçiş hesaplamasına bir eşik ε eklenmelidir (Rechy-Ramirez vd., 2011). Aşağıda verilen formül ile elde edilir;

$$zc = \{x_i > 0 \text{ and } x_{i+1} < 0\} \text{ or } \{x_i < 0 \text{ and } x_{i+1} > 0\} \text{ and } |x_i - x_{i+1}| \geq \varepsilon \quad (6)$$

3.5.7. Dalga Boyu (WL)

Dalga boyu (WL), sinyalin örnekleri arasındaki değişimlerin toplanmasıyla elde edilir. WL sinyalin dalga biçimi, genliği, frekansı ve zamanı ile ilişkilidir (Rechy-Ramirez vd., 2011). Aşağıda verilen formül ile elde edilir;

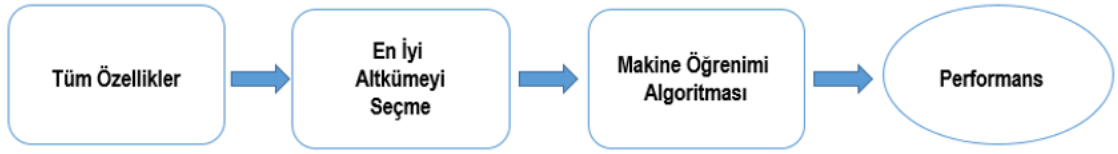
$$WL_k = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (7)$$

3.6. EMG Sinyallerinden Özellik Seçme

Makine öğrenmesi (ML) yöntemleri temel olarak girdi verilerini kullanarak bir çıktı değeri üretme ilkesiyle çalışır. Bu nedenle girdi verileri makine öğrenmesi uygulamalarında oldukça önemlidir. Özellik sayısı çok fazla olduğunda daha da önemli hale gelir. Makine öğrenmesi yöntemleriyle algoritma oluşturmak için her özelliği kullanmamıza gerek yoktur. Sadece önemli özellikleri besleyerek algoritmayı başarılı ve hızlı bir hale getirebiliriz. Çok büyük verilerin anlamlı bir şekilde azaltılması özellik seçme algoritmalarının temel işlevidir. EMG ile hareket tanıma uygulamalarının başarısı sınıflandırma için ham EMG sinyalini temsil eden özelliklerin seçimine bağlıdır (Ertuğrul vd., 2017; Chandrashekar ve Sahin, 2014).

Özellik seçimi, veri kümesini temsil eden en iyi alt kümenin seçilmesini sağlayarak; modelin başarısını arttırır, daha iyi tahmin performansı sağlar, eğitim süresini azaltır, algoritmayı hızlandırır, gereksiz özellikleri ortadan kaldırır, verilerin daha iyi anlaşılmasını sağlar ve yorumu kolaylaştırır (Ertuğrul ve Tağluk, 2017; Zengin vd., 2019; Ertuğrul vd., 2020).

Bu tez çalışmasında, en iyi özellikleri seçmek için scikit-learn kütüphanesinden tek değişkenli özellik seçme yöntemi kullanıldı. En iyi özellikleri seçmenin avantajı düşük boyutlu verilerle çalışabilmemizdir. Buda, hesaplama karmaşıklığını azaltarak algoritmayı hızlandırır. Tek değişkenli özellik seçimi tek değişkenli istatistiksel testlere dayalı en iyi özellikleri seçerek çalışır. İstatistiksel testler gerçekleştirildikten sonra en yüksek performans gösteren özellikleri özellik vektöründen çıkarır. Tek değişkenli istatistiksel testler, tek bir değişkenin dahil olduğu analiz tekniklerini ifade eder. Bu çalışmada kullanılan SelectKbest algoritması en yüksek performans gösteren k adet özelliği seçer. İstatistiksel hesaplamalar için ise scikit-learn kütüphanesinde bulunan chi2 fonksiyonu kullanıldı. Özellik seçiminin blok diyagramı **Şekil 3.21**'de verilmiştir. Elde edilen skorlar **Tablo 4.4**'te gösterilmiştir.



Şekil 3.21 Özellik seçme blok diyagramı.

3.7. SVM ile Model Oluşturma (Sınıflandırma)

Destek vektör makineleri (SVM), tıbbi teşhis, optik karakter tanıma, elektrik yükü tahmini, ses analizi, yüz tanıma, zaman serilerinin tahmini ve diğer alanlarda iyi sonuçlar veren, umut verici, doğrusal ve parametrik olmayan bir sınıflandırma tekniğidir. Genel olarak bütün sınıflandırma tekniklerinin temel amacı sınıfları birbirinden maksimum doğrulukla ayıran bir işlev geliştirmektir. SVM'ler hiçbir parametre almazlar ve verilerin dağılımı hakkında bilgi sahibi değildirler. Eğitim sırasında girdi ve çıktıları eşleyerek karar fonksiyonlarını oluştururlar (Auria ve Moro, 2008).

Destek vektör makineleri temel olarak iki sınıfa ait verileri birbirinden en uygun biçimde ayırmak için kullanılır. SVM'ler sınıfları birbirinden ayırmak için hiper düzlemler veya karar sınırları belirler. Sınıfları birbirinden ayırmak için sonsuz sayıda karar sınırları belirlenebilir. Fakat sınıflar arasında maksimum sınıra sahip sadece bir karar sınırı bulunmaktadır. SVM'ler yapısal risk minimizasyonu (SRM) prensibini

kullanarak en büyük sınır genişliğine sahip düzlem ile sınıflandırma yaparak eğitim hatasını ve eğitim sırasındaki genelleme hatasını minimize eder (Küçük vd., 2013; Liu vd., 2007).

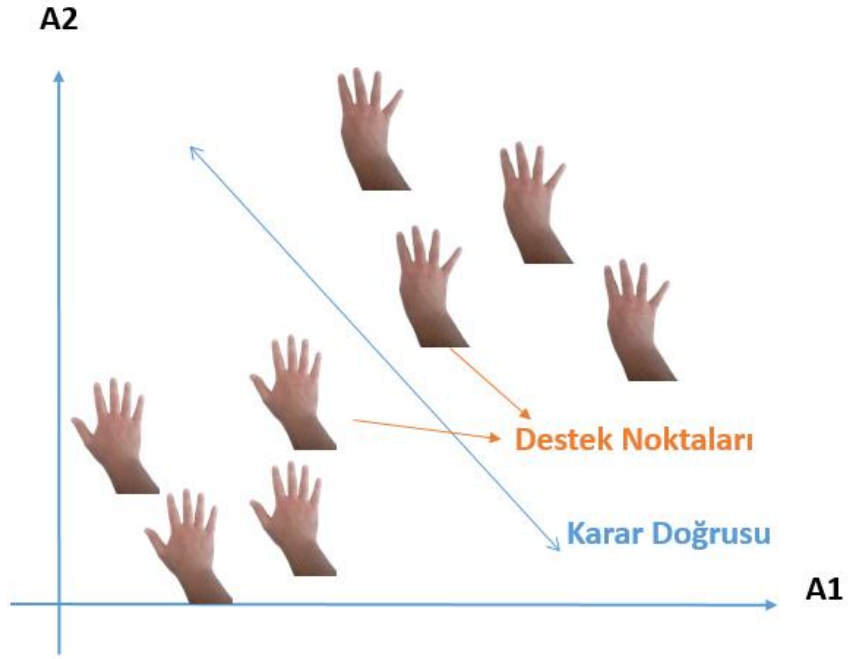
Destek vektör makinelerin temel avantajları:

- ✓ Uygulanması kolaydır.
- ✓ Yüksek boyutlu uzaylarda etkilidirler.
- ✓ Belirli durumların sınırlı bir örneğini oluşturur ve amacı örnek sayısı sonsuza eğilimliken en uygun değeri bulmak değil, mevcut bilgiler altında en uygun çözümü elde etmektir.
- ✓ Karar fonksiyonlarında bir takım eğitim noktaları oluşturularak bellek verimli bir şekilde kullanılmış olur.
- ✓ Overfitting sorunu yoktur.
- ✓ Yüksek doğruluk oranına sahiptir.
- ✓ Hem doğrusal hem de doğrusal olmayan verilere uygulanabilirler (Yang, G., ve Yang, S., 2010; Yoshikawa vd., 2007).

Veriler düzenli olarak dağıtılmadığında veya bilinmeyen bir dağıtıma sahip olduğunda SVM'ler kullanılır. EMG sinyalleri doğrusal olmayan rastgele genlik özelliğine sahip olduğundan bu tez çalışmasında doğrusal destek vektör makineleri sınıflandırıcı olarak kullanılmıştır (Auria ve Moro, 2008; Chang ve Lin, 2008).

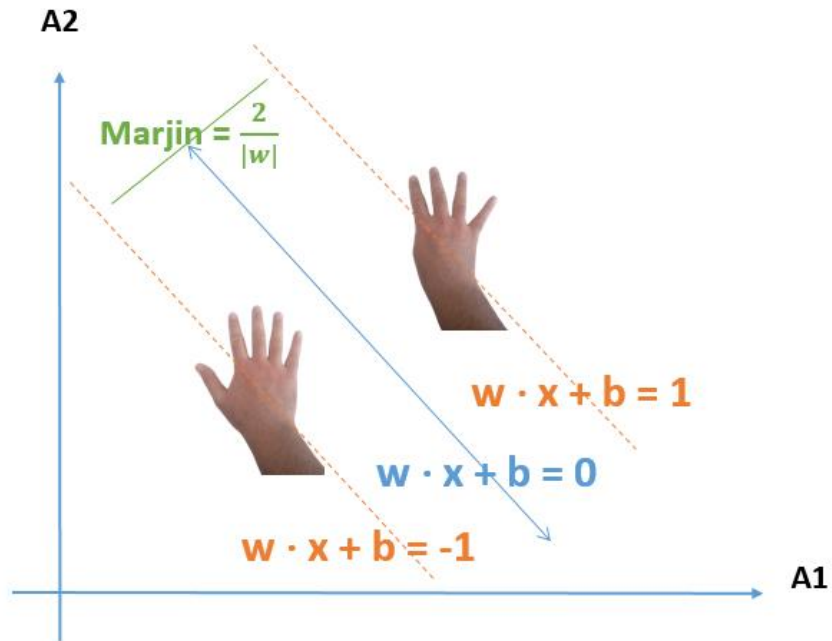
3.7.1. Doğrusal Destek Vektör Makineleri

Doğrusal destek vektör makineleri (Şekil 3.22), veri setinde bulunan sınıflara ait örneklerin doğrusal olarak karar doğrusu yardımıyla birbirinden ayrılmasında kullanılır. İki sınıfa ait örneklerin ayrıştırılmasında sonsuz tane karar doğrusu çizilebilir, burada önemli olan sınıflandırma hatasını minimum yapacak karar doğrusunu belirlemektir. Karar doğrusunun yeni katılacak olan veriye karşı dayanıklı olabilmesi için sınır çizgisinin iki sınıfın sınır çizgilerine en yakın uzaklıkta olması gerekmektedir. Bu sınır çizgisine en yakın noktalara destek noktaları denilmektedir (Auria ve Moro, 2008).



Şekil 3.22 Doğrusal destek vektör makineleri.

Destek vektörlerinin (Şekil 3.23) üzerinde bulunduğu ve kesikli çizgilerle gösterilen düzlemlere sınır düzlemleri adı verilir. Sınır düzlemlerinin tam ortasından geçen ve her iki düzleme de eşit uzaklıkta bulunan düzleme ise hiper düzlem veya karar sınırı adı verilir (Osuna, 1997; Kavzoğlu ve Çölkesen 2010).



Şekil 3.23 Doğrusal destek vektör makineleri sınır düzlemleri.

SVM sınıflandırıcılar sınıfları bölen hiper düzlemleri hesaplar. En iyi hiper düzlem, iki sınıf arasında en büyük marja sahip olanıdır (Kawano vd., 2009). Buna karşılık gelen hiper düzlem aşağıda verilen formül ile elde edilir.

$$w * x + b = 0 \quad (8)$$

Yukarıda verilen formülde; W ağırlık vektörü, b bias, x herhangi bir veridir.

SVM'ler eğitim örneklerinden EMG sinyallerini sınıflandıran bir karar fonksiyonu üretirler. İki sınıflandırma probleminde bilinmeyen örüntü x'in özellik vektörünü sınıflandıran karar fonksiyonu aşağıda verilen formül ile elde edilir.

$$f(x) = \text{sign}(\sum_{i=1}^n \lambda_i y_i K(x_i, x) + b) \quad (9)$$

Yukarıda verilen formülde; x_i destek vektörüne karşılık gelen etiket y_i olarak gösterilmiştir ve λ lagrange çarpanlarıdır. Öğrenmenin amacı beklenen riskin en aza indirildiği lagrange çarpanı λ ve bias b'yi bulmaktır. Bu çalışmada çekirdek fonksiyonu K olarak radyal bazlı fonksiyon (RBF) çekirdeği kullanılmıştır.

$$K(x_i, x) = \exp(-\gamma \|x_i - x\|^2) \quad (10)$$

Yukarıda verilen formülde; γ bir çekirdek parametresidir. RBF çekirdeği doğrusal olmayan bir şekilde örnekleri daha yüksek boyutlu bir alana eşler ve bu alandaki doğrusal sınıflandırmaya izin verir (Yoshikawa vd., 2006).

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

4.1. Araştırma Sonuçları

Myo kol bandı kullanılarak 8 kanal EMG, 4 kanal ORI, 3 kanal ACC ve 3 kanal GYRO olmak üzere toplam 18 kanaldan oluşan bir veri seti oluşturuldu. Oluşturulan veri setinin 8 kanal EMG sinyalleri MVC yöntemi kullanılarak normalize edildi. Normalize edilen EMG sinyalleriyle beraber 18 kanaldan oluşan veri setiden MAV, STD, VAR, RMS, IEMG, ZC ve WL özellik çıkarma yöntemleri kullanılarak özellik vektörleri çıkarıldı. Özellik vektörleri çıkarılan sinyaller tek değişkenli özellik seçme yöntemiyle her bir özelliğin sonuca etkisi hesaplandı. Sistemi gereksiz işlem yükünden kurtarmak ve algoritmayı hızlandırmak amacıyla en etkin özellikler seçildi. Sınıflandırmak için hazır hale getirilen veri seti makine öğrenmesi metotlarından olan doğrusal destek vektör makineleri kullanılarak 5 model oluşturuldu. Oluşturulan modeller **Tablo 4.1**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 Oluşturulan Modeller

Model İsmi	Görsel
Model 1	
Model 2	
Model 3	
Model 4	
Model 5	

Tablo 4.1'de gösterilen modeller el dış iskelet sisteminin destek sistemi (niyet algılama) egzersizlerinin yapılmasında kullanmak üzere raspberry pi kartına kayıt edildi. Android uygulamadan seçilen niyet algılama egzersizini yapmak için myo kol bandından alınan sinyaller bu modellerle işlenerek elde edilen sonuca göre ilgili fonksiyon tetiklenir. Çalıştırılan fonksiyon motor sürücü aracılığıyla el dış iskelet sisteminin seçilen egzersizi yapmasını sağlar.

4.1.1. EMG Sinyallerinin Normalizasyonu

Bölüm 3.3'te detaylı olarak açıklanan MVC tekniği, kasın hangi kapasitede çalıştığını, kasların ne kadar etkili olduğunu ve bir eforun ergonomik olarak ne kadar çaba gerektirdiğini gösteren teknik, kullanılarak 8 kanal sEMG sensörleri ile ölçülen veriler normalize edildi. Verilerin normalizasyonu için kullanılan parametreler el yumruk pozisyonunda ve bütün parmaklar maksimum kasılma durumundayken sEMG sensörleriyle ölçülen maksimum değerler kaydedildi. Elde edilen sonuçlar **Tablo 4.2**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2 Ölçülen maksimum istemli kasılma verileri.

Sensör	Emg1	Emg2	Emg3	Emg4	Emg5	Emg6	Emg7	Emg8
MVC	498	227	399	474	620	895	833	296

Yapılan çalışmada sEMG sinyallerinin normalizasyonu oluşturulan modellerin başarısını arttırdığı görülmüştür. sEMG sinyallerinin normalizasyonundan önce ve normalizasyonundan sonra SVM ile oluşturulan modellerin başarıları **Tablo 4.3**'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3 sEMG sinyallerinin normalizasyonundan önce ve sonra elde edilen sınıflandırma başarıları.

MVC'den önce		MVC'den sonra	
Model	Başarı (%)	Model	Başarı (%)
Model 1	88,498	Model 1	99,8615
Model 2	91,8865	Model 2	99,8445
Model 3	99,404	Model 3	99,966
Model 4	98,9745	Model 4	99,9375
Model 5	99,1595	Model 5	99,9345

Tablo 4.3'te de görüldüğü gibi EMG sinyallerinin normalizasyonu model 1'in başarısını %88,498'den %99,8615'e yükselmiştir. Aynı şekilde model 2, model 3, model 4 ve model 5'in de başarı oranının yükseldiğini **Tablo 4.3'**te görmekteyiz.

4.1.2. EMG Sinyallerinden Özellik Çıkarma ve Özellik Seçme

Yüzey elektromiyografi sinyallerinin sınıflandırılmasında kısa işlem süresi ve az işlem yükü avantajlarından dolayı zaman düzlemi özelliklerinden; MAV, STD, VAR, RMS, IEMG, ZC ve WL özellik vektörleri çıkarılmıştır. sEMG sinyallerinin sınıflandırılmasında modelin başarısı doğrudan çıkarılan özelliklere bağlıdır. Bu nedenle özellikleri temsil eden en iyi altkümenin seçilmesi sistemin performansını ve doğruluğunu artırmak için çok önemlidir.

Tablo 4.4 Çıkarılan özelliklerin sınıflandırmaya etkisi.

Özellikler	Puan
VAR	6,948222e+08
IEMG	2,320189e+08
WL	1,955773e+08
RMS	4,814946e+06
STD	4,105734e+06
MAV	2,558488e+06
ZC	7,697748e+02

Tablo 4.4'te gösterilen sonuçlarda VAR, IEMG ve WL özelliklerinin sEMG sinyallerinin sınıflandırılmasında diğer özelliklere kıyasla daha etkili olduğu görülmektedir. Varyans özelliğinin diğer özelliklere kıyasla sınıflandırmada daha etkili olmasının nedeni sinyalin dağılımı ve karakterizasyonu ile ilgilidir. Veri setindeki değişimlere karşı varyans daha hassas bir özelliktir.

4.1.3. SVM ile Model Oluşturma (Sınıflandırma)

Bu çalışmada, makine öğrenmesi algoritmalarından SVM sınıflandırıcı olarak kullanılmış ve 32 farklı el hareketinin gerçek zamanlı sınıflandırılması amacıyla 5 farklı

model oluşturulmuştur. Oluşturulan 5 model paralel olarak çalıştırılarak gerçek zamanlı niyet algılama sağlanmıştır. Her model 1 parmağın açık veya kapalı olma durumunu kontrol eder ve her model için 2 durum söz konusudur. Oluşturulan 5 modelin paralel bağlanmasıyla $2^5 = 32$ farklı el hareketinin algılanması sağlanmıştır.

Oluşturulan veri setine 3. bölümde detaylı olarak açıklanan normalizasyon, segmentasyon, özellik çıkarma ve özellik seçme işlemleri uygulanarak sınıflandırılmaya hazır hale getirilmiştir. Scikit-learn kütüphanesinden makine öğrenmesi algoritması olan destek vektör makinaları kullanılarak oluşturulan modellerde kullanılan parametreler aşağıda verilmiştir.

```
class sklearn.svm.SVC(*, C=1.0, kernel='rbf', degree=3, gamma='scale', coef0=0.0,
shrinking=True, probability=False, tol=0.001, cache_size=200, class_weight=None,
verbose=False, max_iter=-1, decision_function_shape='ovr', break_ties=False,
random_state=None).
```

Oluşturulan modellerin başarı yüzdeleri **Tablo 4.5**'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5 Oluşturulan modeller ve başarı yüzdeleri.

Model İsmi	Başarı (%)
Model 1	99,8615
Model 2	99,8445
Model 3	99,966
Model 4	99,9375
Model 5	99,9345

Oluşturulan modeller android uygulama aracılığıyla ayrı ayrı kontrol edilebileceği gibi birden fazla parmağın durumuda modellerin paralel çalıştırılmasıyla kontrol edilebilmektedir. Örneğin tüm modellerin çalıştırıldığı durumda kullanıcı başparmak ve küçük parmağı kastığı zaman Model 1 ve Model 5 output olarak 1 değerini geri kalanlar ise 0 değerini gönderecektir. Model 1 ve Model 5'ten gelen 1 değerleri başparmak ve küçük parmağı kontrol eden motorları harekete geçirerek parmakların kasılmasını sağlayacaktır.

4.1.4. Modellerin Test ve Analizi

Gerçek zamanlı sınıflandırma sistemlerinde, çıktıyı zamanında tahmin etmek çok önemlidir. Aksi takdirde sistem gerçek zamanlı olmayacak ve senkronizasyon sorunu ortaya çıkacaktır. Bu çalışmada her parmağın durumunu kontrol etmek için 1 toplam 5 model paralel olarak kullanılmıştır. Bu modeller arasındaki işlem süresinin kısa olması sistemin gerçek zamanlı çalışması açısından çok önemlidir. Her model için çıktıyı tahmin etme süresi hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar **Tablo 4.6** 'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6 Modellerin işlem süresi.

Model	İşlem Süresi (ms)
Model 1	15,38
Model 2	17,37
Model 3	2,15
Model 4	1,8
Model 5	15,25

Tablo 4.6 'da görüldüğü gibi, tahminde harcanan toplam gecikme süresi 51,95 ms'dir. Bu süre gerçek zamanlı sistemler için kabul edilebilirdir. Ayrıca model 3 ve model 4 için tahminde harcanan süre diğer modellere kıyasla daha kısadır. Bunun nedeni orta ve yüzük parmağımızı sık kullanmadığımız için bu parmakların kasılması sırasında elimizde meydana gelen titremelerden kaynaklanmaktadır.

Tasarlanan sistem 4 farklı kullanıcı üzerinde test edilmiştir. Elde edilen ortalama sonuçlar **Tablo 4.7**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7 Farklı kullanıcılarla yapılan analiz sonuçları.

Kullanıcı	Doğruluk (%)
Kullanıcı 1	99,08
Kullanıcı 2	76,58
Kullanıcı 3	72,04
Kullanıcı 4	78,44

Tablo 4.7'de görüldüğü gibi, farklı kişilerden elde edilen test sonuçları 1. Kullanıcı için makul düzeyde olsada 2, 3 ve 4. Kullanıcılardan elde edilen sonuçlar bize sistemin maksimum verimle çalışması için kişiye özel kalibrasyonunun yapılması gerektiğini göstermektedir.

4.1.5. İskelet Sisteminin Klinik Denemeleri

Geliştirilen el dış iskelet sistemi fizik tedavi uzmanı denetiminde yapılan ölçümler sonucu elde edilen eklem hareket açıklıkları **Tablo 4.8'**de gösterilmiştir.

Tablo 4.8 Geliştirilen iskelet sisteminin parmak eklem hareket aralığı ölçüleri

Parmak	MCP(E/F)	PIP(E/F)	DIP(E/F)
İşaret	0/60	0/70	0/60
Orta	0/60	0/70	0/60
Yüzük	0/60	0/70	0/60
Küçük	0/60	0/70	0/60

İskelet sisteminin başparmak için yapılan eklem hareket aralığı ölçümleri **Tablo 4.9'**da gösterilmiştir.

Tablo 4.9 Geliştirilen iskelet sisteminin başparmak eklem hareket aralığı ölçüleri

Başparmak	Hareket	Normal(Derece)
CMC	Ekstansiyon/Fleksiyon	-/-
MCP	Ekstansiyon/Fleksiyon	-/15
IP	Ekstansiyon/Fleksiyon	10/50

4.2. Tartışma

4.2.1. Parmak Hareketlerinin Tanınması (Niyet Algılama)

Geliştirilen el dış iskelet sisteminin destek sistemi egzersizlerinde kullanılmasını sağlamak için EMG, ACC, GYRO ve ORI sinyallerinden veri seti oluşturuldu. Oluşturulan veri setinin maksimum tahmin performansını sağlamak amacıyla normalizasyon, özellik çıkarma ve özellik seçme işlemlerinden geçirildi. Sınıflandırılmaya hazır hale gelen sinyaller 32 sınıflı 1 sınıflandırıcı yerine 2 sınıflı 5 sınıflandırıcı ile sınıflandırıldı. Oluşturulan 5 sınıflandırıcının paralel çalıştırılmasıyla yine 32 sınıf elde edildi. Böylece sınıflar arasındaki geçiş daha keskin ayrılarak model başarısı arttırılmış oldu.

4.2.2. Geliştirilen El Dış İskeletin Fizyoterapide Kullanım Olanakları

4.2.2.1. Rehabilitasyon Egzersizleri

Bu kısımda bulunan egzersizler fizik tedavi uzmanının önerileriyle kaybedilen el fonksiyonlarının rehabilitasyonu amacıyla kliniklerde uygulanan tedavi egzersizleri belirlenmiş ve el dış iskelet sistemine entegre edilmiştir. Bu bölümde bulunan rehabilitasyon egzersizleri myo kol bandından bağımsız olarak niyet algılama kullanılmadan yapılan egzersizlerdir. Bunlar;

Egzersiz 1: Myo kol bandından bağımsız olarak bütün parmakları aynı anda kasıp 2 saniye sonra tüm parmaklar gevşer.

Egzersiz 2: Myo kol bandından bağımsız olarak teker teker bütün parmakları başparmaktan başlayarak kasıp 2 saniye bekleyerek gevşetir.

Egzersiz 3: Myo kol bandından bağımsız olarak baş ve işaret parmağı kasıp 2 saniye bekletip gevşetir. Ardından baş ve orta parmağı kasıp 2 saniye bekleyip gevşetir. Bu şekilde başparmak ve diğer parmakları sırasıyla kasıp gevşeterek devam eder.

Yukarıda belirtilen egzersizler dışında her bir parmağın ayrı ayrı kasılıp gevşetilmesini sağlayan ve elde meydana gelen kısmi fonksiyon kayıplarında kullanılacak birbirinden bağımsız parmak egzersizleri mevcuttur. Bunlar;

Başparmak: Başparmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

İşaret Parmak: İşarek parmağı kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

Orta Parmak: Orta parmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

Yüzük Parmak: Yüzük parmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

Küçük Parmak: Küçük parmak kasılıp 2 saniye beklenir ve tekrar gevşetilir.

4.2.2.2. Destek Sistemi Egzersizleri (Niyet Algılama)

Bu kısımda bulunan egzersizler kullanıcının ön koluna yerleştirilen myo kol bandından alınan sinyallere göre oluşturulan yapay zeka modellerinin kullanıcının niyetini algılamasıyla ilgili egzersiz gerçekleştirilir. Bu bölümde bulunan egzersizler;

Model 1: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 1'i niyet algılayarak çalıştırır.

Model 2: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 2 yi çalıştırır.

Model 3: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 3 ü çalıştırır.

Model 4: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 1.1**'de gösterilen model 4 ü çalıştırır.

Model 5: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 5 i çalıştırır.

Tüm Modeller: Myo kol bandından alınan sinyale bağlı olarak önceden oluşturulan ve **Tablo 4.1**'de gösterilen model 1, model 2, model 3, model 4 ve model 5'i paralel bir şekilde çalıştırır.

4.2.3. Niyet Algılamada Literatür ile Karşılaştırma

Literatürde yapılan el dış iskelet sistemi tasarımlarında, sEMG sinyallerini niyet algılamada kullanan ve destek sistemi amacıyla yapılan çalışmalar **Tablo 4.10**'da gösterilmiştir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde sEMG sinyallerinden RMS, MAV ve WL özellik vektörlerinin çıkarıldığını görmekteyiz. Çıkarılan özelliklerin sınıflandırılmasında; önceden belirlenen eşik noktasını referans alan sistemler, yapay sinir ağları, rastgele orman ve bulanık mantık algoritmalarının sınıflandırıcı olarak kullanıldığını görmekteyiz. Ayrıca yapılan literatür çalışmaları sınırlı sayıda el

hareketlerini tanıyabildiği için bu alanda hastaların ihtiyaçlarını karşılayamamaktadır. Bu tez çalışmasında bu alandaki boşluğu doldurmak ve hem rehabilitasyon hem de destek sistemi olarak hastalara hizmet verecek el dış iskelet sistemi tasarlanmıştır.

Tablo 4.10 EMG sinyalleriyle kontrol edilen el dış iskelet sistemleri.

Referans	Parmak Sayısı	Kontrol	Özellik Çıkarma	Sınıflandırıcı	#Niyet Algılama
Jeong vd., 2013	3	EMG	RMS	Eşik Noktası	-
Biggar ve Yao 2016	3	EMG	-	Eşik Noktası	-
Orlando vd., 2010	1	EMG	RMS, WL	Yapay Sinir Ağları	1
Bouteraa vd., 2019	5	EMG	MAV, RMS	Bulanık Mantık	1
Ho vd., 2011	5	EMG	-	Eşik Noktası	1
Wege vd., 2007	5	EMG	-	Eşik Noktası	4
Loconsole vd., 2013	5	EMG	MAV	Yapay Sinir Ağları	1
Meeker vd., 2017	5	EMG	-	Rastgele Orman	1
Mulas vd., 2005	5	EMG	-	Eşik Noktası	2
Lince vd., 2017	4	EMG	RMS	Eşik Noktası	1
Lucas vd., 2004	1	EMG	-	Eşik Noktası	1
Lu vd., 2017	5	EMG	MAV	Eşik Noktası	6
Yun vd., 2017	3	EMG	-	Yapay Sinir Ağları	5
Leonardis vd., 2015	5	EMG	-	Yapay Sinir Ağları	1
Ochoa vd., 2011	5	EMG	-	Eşik Noktası	1
Bu çalışmada	5	EMG, GYRO, ACC, ORI	MAV, STD, VAR, RMS, IEMG, ZC ve WL	Destek Vektör Makineleri	32

Tablo 4.4'te görüldüğü gibi bu çalışmada VAR, IEMG, WL, RMS, STD, MAV ve ZC özellik vektörlerinin sEMG sinyallerinden çıkarıldı. SVM algoritmasıyla sınıflandırılan özellikler **Tablo 4.5'**te gösterildiği gibi ortalama %99,90 başarıyla 32 farklı el hareketinin gerçek zamanlı olarak tanınması sağlandı. Geliştirilen sistemin normalizasyonu MVC tekniğiyle yapılarak sistemin performansı artırıldı.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar

Bu tez çalışmasında, el fonksiyonlarının bir kısmını veya tamamını kaybetmiş hastaların hem rehabilitasyonu hemde günlük hayat aktivitelerinde el fonksiyonlarını desteklemek amacıyla elin anatomik ve biyomekanik yapısı dikkate alınarak beş parmak hareketini destekleyen el dış iskelet sistemi tasarlanmış ve 3 boyutlu yazıcıyla ön üretimi yapılmıştır. Yapılan tasarım başparmak için 2 diğer parmaklar için 3 olmak üzere 14 aktif fleksiyon/ekstansiyon serbestlik derecesine sahiptir. Tasarımın el ile olan uyumunu, rahat kullanımını ve farklı el ölçülerine sahip hastalarla adaptasyonunu sağlamak amacıyla yapılan el dış iskelet sistemi her parmak için bir abdüksiyon/addüksiyon ve bilek için bir fleksiyon/ekstansiyon olmak üzere 6 pasif serbestlik derecesine sahiptir.

Elektrikli aktüatör kullanılarak tasarlanan sistem güç aktarma mekanizması, hareket ünitesi, el tabanı ve devre kartlarının muhafaza edildiği kontrol kutusu olmak üzere 4 ana üniteden oluşmaktadır. Myo kol bandı kullanılarak EMG, GYRO, ACC ve ORİ sinyalleri kaydedilmiş ve bu sinyaller gerçek zamanlı niyet algılamada kullanılmak üzere sınıflandırmadan önce normalizasyon, özellik çıkarma ve özellik seçme işlemlerine tabi tutulmuştur.

Yapılan tasarımın beş parmak hareketini destekleyen mekanik yapısı, farklı el boyutlarına adaptasyonu, hafif, taşınabilir, esnek ve kullanışlı olması avantajlarına ek olarak geliştirilen android uygulama ile kullanıcıya sunulan ara yüz sayesinde kolay kontrol edilebilir. Ayrıca tasarlanan sistem yapay zeka algoritmalarıyla gerçekleştirdiği kapsamlı niyet algılama sistemiyle literatürde yapılan benzer çalışmalardan ayrılmaktadır.

Fizik tedavi uzmanı tarafından uygun görülen egzersizler sisteme eklenmiş ve geliştirilen android uygulama ile ilgili egzersizlerin kontrolü sağlanmıştır. Geliştirilen sistemin kolay programlana bilirliliği sayesinde farklı hastalara özgü açılarla kişiye özel rehabilitasyon imkanı sağlamaktadır. El fonksiyonları zayıflayan hastalar için geliştirilen niyet algılama sistemi 32 farklı el hareketini sınıflandırabilmekte ve hastaların günlük hayat aktivitelerine yardımcı olmaktadır.

5.2. Öneriler

Kaybedilen el fonksiyonlarının rehabilitasyonu ve desteklenmesi amacıyla yapılan bu tez çalışmasında literatüre kazandırılan yöntemler vücudumuzun farklı uzuvlarının rehabilitasyonu ve desteklenmesi için yapılacak olan çalışmalarda kullanılabilir. İleriki çalışmalarda cihaz klinik testlere tabi tutularak hastalar üzerinde denemeler yapılır ve seri üretim aşaması başlatılır.

Tasarlanan sistemin geliştirilmesi ve iyileştirilmesi için önerilen yöntemler aşağıda belirtilmiştir.

- Sisteme eklenecek olan biyomekanik modelleme, simülasyon ve analiz uygulamaları sayesinde rehabilitasyon sürecinin yakın takibi sağlanılabilir.
- Hastaya yönelik ev rehabilitasyon egzersizleri çoğaltılabilir. Oluşturulan veritabanında bu egzersizlere yönelik istatistikler tutularak fizik tedavi uzmanları açısından hasta performans takibi ve internet üzerinden terapi seansları yapılarak elde edilen istatistiklerin fizik tedavi uzmanıyla paylaşılması sağlanılabilir.
- Yapılan tasarım geliştirilerek hastaya aktif parmak abdüksiyon/addüksiyon egzersizleri sağlanılabilir.
- Sisteme entegre edilecek sanal gerçeklik oyun veya uygulamalarıyla rehabilitasyon süreci hasta açısından yüksek motivasyon ve eğlenceli bir hale getirilebilir.

KAYNAKLAR

- Abdallah, I. B., Bouteraa, Y., & Rekik, C., 2017. Design and development of 3d printed myoelectric robotic exoskeleton for hand rehabilitation. *International Journal on Smart Sensing & Intelligent Systems*, 10(2).
- Agarwal, A., 2018, Hand Bones [online], <https://www.knowyourbody.net/hand-bones.html> [Ziyaret Tarihi: 25 Mayıs 2020].
- Akdoğan, E., & Adlı, M. A., 2004. An Exoskeletal robot manipulator for lower limbs rehabilitation. *Mechatronics, The 9th Mechatronics Forum International Conference*.
- Akgun, G., Demetgül, M., & Kaplanoglu, E., 2013. EMG Sinyallerinin Öznitelik Çıkarımı ve Geri Yayılımlı Yapay Sinir Ağı Algoritması İle Sınıflandırılması. *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, İnönü Üniversitesi, Malatya*.
- Auria, L., & Moro, R. A., 2008. Support vector machines (SVM) as a technique for solvency analysis. *DIW Discussion Papers*, No. 811, Deutsches Institut für Wirtschaftsforschung (DIW), Berlin
- Aydemir, K., & Yazıcıoğlu, K., 2011. Üst Ekstremité Tendon Yaralanmalarının Rehabilitasyonu. *Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Sciences/Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilimleri Dergisi*, 14.
- Basmajian, J., 1985. *Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography*. *Academic Medicine*, 37(8), 802.
- Battye, C. K., Nightingale, A., & Whillis, J., 1955. The use of myo-electric currents in the operation of prostheses. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 37(3), 506-510.
- Ben-Barak, I., 2018, Ischaemic stroke [online], <https://healthand.com/tr/topic/general-report/ischaemic-stroke> [Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2020].
- Berker, N., & Yalçın, S., 2001. *Serebral Palsi ile Yaşamak*. İstanbul, *Pediyatrik Ortopedi ve Rehabilitasyon Dizisi 4. Kitap*
- Beydoğan, A., & Öneş, K., 2008. *Serebrovasküler Olay Geçiren Hastalarda Volar Statik El-El Bileği Ortez Kullanımının Etkinliği*. Uzmanlık tezi, İstanbul.
- Biggar, S., & Yao, W., 2016. Design and evaluation of a soft and wearable robotic glove for hand rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(10), 1071-1080.
- Bouteraa, Y., Abdallah, I. B., & Elmogy, A. M., 2019. Training of hand rehabilitation using low cost exoskeleton and vision-based game interface. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 96(1), 31-47.

- Cahyadi, B. N., Zunaidi, I., Bakar, S. A., Khairunizam, W., Majid, S. H., Razlan, Z. M., & Mustafa, W. A., 2018. Upper limb muscle strength analysis for movement sequence based on maximum voluntary contraction using EMG signal. In 2018 International Conference on Computational Approach in Smart Systems Design and Applications (ICASSDA) (pp. 1-5). IEEE.
- Chandrashekar, G., & Sahin, F., 2014. A survey on feature selection methods. *Computers & Electrical Engineering*, 40(1), 16-28.
- Chang, Y. W., & Lin, C. J., 2008. Feature ranking using linear SVM. In *Causation and Prediction Challenge* (pp. 53-64).
- Chen Chen, F., Appendino, S., Battezzato, A., Favetto, A., Mousavi, M., & Pescarmona, F., 2013. Constraint study for a hand exoskeleton: human hand kinematics and dynamics. *Journal of Robotics*.
- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G., 2013. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 13(9), 12431-12466.
- Clark, W. E., Sivan, M., & O'Connor, R. J., 2019. Evaluating the use of robotic and virtual reality rehabilitation technologies to improve function in stroke survivors: A narrative review. *Journal of rehabilitation and assistive technologies engineering*, 6, 2055668319863557.
- Coady-Fariborzian, L., & Mueller, B., 2020. Application of Hand Therapy Extensor Tendon Protocol to Toe Extensor Tendon Rehabilitation. *Federal Practitioner*, 37(1), 33.
- Collocott, S., Kelly, E., Ellis, R., Foster, M., & Myhr, H., 2016. Can Relative Motion Extension Splinting Provide Earlier Return to Hand Function Than a Controlled Active Motion Protocol? A Randomized Clinical Trial. *HAND*, 11, 141S-142S.
- Conti, R., Meli, E., Ridolfi, A., Bianchi, M., Governi, L., Volpe, Y., & Allotta, B., 2017. Kinematic synthesis and testing of a new portable hand exoskeleton. *Meccanica*, 52(11-12), 2873-2897.
- Corliss, W. R., & Johnsen, E. G., 1968. Teleoperator Controls. An AEC-NASA Technology Survey (No. NASA-SP--5070). National Aeronautics and Space Administration, Washington, DC.
- Cui, L., Phan, A., & Allison, G., 2015. Design and fabrication of a three dimensional printable non-assembly articulated hand exoskeleton for rehabilitation. In 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 4627-4630). IEEE.
- Day, S., 2002. Important factors in surface EMG measurement. Bortec Biomedical Ltd publishers, 1-17.

- DEMİR, S. Ö., 2015. Omurilik Yaralanmalı Hastalarda Robot Yardımlı Yürüme Eğitimi. Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi, 61.
- Díaz, I., Gil, J. J., & Sánchez, E., 2011. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. Journal of Robotics.
- Drake, R., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W., 2019. Gray's Anatomy for Students Flash Cards E-Book. Elsevier Health Sciences.
- Edwards, H. T., 1950. U.S. Patent No. 2,535,489. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Erol, F., Tanrikulu, F., & Dikmen, Y., 2016. Serebrovasküler olay geçiren bir olgunun Henderson Hemşirelik Modeli'ne göre değerlendirilmesi: Olgu sunumu. Çağdaş Tıp Dergisi, 6(1-Ek (Olgu Sunumları)), 94-103.
- Ertuğrul, Ö. F., & Tağluk, M. E., 2017. A fast feature selection approach based on extreme learning machine and coefficient of variation. Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences, 25(4), 3409-3420.
- Ertuğrul, Ö. F., Tağluk, M. E., & Kaya, Y., 2017. A basic and brief scheme of an application of a machine learning process. Journal of Engineering and Technology, 1(1), 16-22.
- Ertuğrul, Ö.F., Dal, S., Hazar, Y., 2020. Determining Relevant Features in Activity Recognition Via Wearable Sensors on the MYO Armband. Arab J Sci Eng. <https://doi.org/10.1007/s13369-020-04628-x>
- Marinov, B., 2017. Exoskeleton Report [online], <https://exoskeletonreport.com/product/nx-a2/> [Ziyaret Tarihi: 20 Mayıs 2020].
- Ficke, B., 2019, Soft Tissues of the Wrist [online], <https://www.sports-health.com/sports-injuries/hand-and-wrist-injuries/soft-tissues-wrist> , [Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2020].
- Fox, J., 2019, Mind Muscle Connection: 5 Tips to Train Your Brain for Gains [online], <https://www.bodybuildingmealplan.com/mind-muscle-connection/> [Ziyaret Tarihi: 27 Mayıs 2020].
- Furness, P., 2016, Particulars of Forearm Inflammation [online], <https://maxremedial.com/blog/2016/4/3/hqog9igje71rbba3ehkqxhts2ulcku>, [Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2020].
- Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K., & Kim, J., 2012. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 13(5), 807-824.

- Hewson, D. J., Hogrel, J. Y., Langeron, Y., & Duchêne, J., 2003. Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 273-279.
- Ho, N. S. K., Tong, K. Y., Hu, X. L., Fung, K. L., Wei, X. J., Rong, W., & Susanto, E. A., 2011. An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation. In 2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics (pp. 1-5). IEEE.
- Jeong, U., In, H. K., & Cho, K. J., 2013. Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise using wearable robotic hand. *Intelligent Service Robotics*, 6(4), 181-189.
- Kavzoğlu, T., & Çölkesen, İ., 2010. Destek vektör makineleri ile uydu görüntülerinin sınıflandırılmasında kernel fonksiyonlarının etkilerinin incelenmesi. *Harita Dergisi*, 144(7), 73-82.
- Kawano, S., Okumura, D., Tamura, H., Tanaka, H., & Tanno, K., 2009. Online learning method using support vector machine for surface-electromyogram recognition. *Artificial Life and Robotics*, 13(2), 483-487.
- Konrad, P., 2005. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA.
- Kundu, A. S., Mazumder, O., Lenka, P. K., & Bhaumik, S., 2018. Hand gesture recognition based omnidirectional wheelchair control using IMU and EMG sensors. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 91(3-4), 529-541.
- Küçük, H., Tepe, C., & Eminoğlu, İ., 2013. Classification of EMG signals by k-Nearest Neighbor algorithm and Support vector machine methods. In 2013 21st Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU) (pp. 1-4). IEEE.
- LEBLEBICIOGLU, G., 2005 Brakial Pleksus Yaralanmaları. *Türk Noroşirürji Dergisi* 15(3), 227-249
- Lenzi, T., De Rossi, S. M. M., Vitiello, N., & Carrozza, M. C., 2012. Intention-based EMG control for powered exoskeletons. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 59(8), 2180-2190.
- Leonardis, D., Barsotti, M., Loconsole, C., Solazzi, M., Troncossi, M., Mazzotti, C., ... & Bergamasco, M., 2015. An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. *IEEE transactions on haptics*, 8(2), 140-151.
- Lince, A., Celadon, N., Battezzato, A., Favetto, A., Appendino, S., Ariano, P., & Paleari, M., 2017. Design and testing of an under-actuated surface emg-driven hand exoskeleton. In 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) (pp. 670-675). IEEE.
- Lippert, L., 2006. *Clinical kinesiology for physical therapist assistants*. 4th ed. Philadelphia: F. A. Davis Company.

- Lippert, L.S., 2011. *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 5th edition. Philadelphia: F. A. Davis Company.
- Liu, Y. H., Huang, H. P., & Weng, C. H., 2007. Recognition of electromyographic signals using cascaded kernel learning machine. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(3), 253-264.
- Loconsole, C., Leonardis, D., Barsotti, M., Solazzi, M., Frisoli, A., Bergamasco, M., ... & Castelli, V. P., 2013. An emg-based robotic hand exoskeleton for bilateral training of grasp. In *2013 World Haptics Conference (WHC)* (pp. 537-542). IEEE.
- Hocoma, 2019. Lokomat Therapy [online], <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/#intro> [Ziyaret Tarihi: 20 Mayıs 2020].
- Lu, Z., Tong, K. Y., Shin, H., Li, S., & Zhou, P., 2017. Advanced myoelectric control for robotic hand-assisted training: outcome from a stroke patient. *Frontiers in Neurology*, 8, 107.
- Lucas, L., DiCicco, M., & Matsuoka, Y., 2004. An EMG-controlled hand exoskeleton for natural pinching. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 16, 482-488.
- Ma'touq, J., 2019. Human hand neuromechanics for the design of robotic intelligent upper limb prostheses (Doctoral dissertation, Hannover: Institutionelles Repositorium der Leibniz Universität Hannover).
- Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., & Leonhardt, S., 2014. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 3.
- McLendon, A., 2011, Give Your Busy Hands A Break [online], <https://patch.com/california/cupertino/give-your-busy-hands-a-break> [Ziyaret Tarihi: 27 Mayıs 2020].
- Meeker, C., Park, S., Bishop, L., Stein, J., & Ciocarlie, M., 2017. EMG pattern classification to control a hand orthosis for functional grasp assistance after stroke. In *2017 international conference on rehabilitation robotics (ICORR)* (pp. 1203-1210). IEEE.
- Meng, Q., Xiang, S., & Yu, H., 2017. Soft Robotic Hand Exoskeleton Systems: Review and Challenges Surrounding the Technology. In *2017 2nd International Conference on Electrical, Automation and Mechanical Engineering (EAME 2017)*. Atlantis Press.
- Merlo, A., & Campanini, I., 2010. Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *The open rehabilitation journal*, 3(1).

- Minagar, A., 2019, Central nervous system [online], <http://pennstatehershey.adam.com/content.aspx?productid=117&pid=2&gid=19588> [Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2020].
- Moital, A. R. B., 2015. Development of an EMG controlled hand exoskeleton: towards an application for post-stroke rehabilitation (Doctoral dissertation).
- Mulas, M., Folgheraiter, M., & Gini, G., 2005. An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. In 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. (pp. 371-374). IEEE.
- Ochoa, J. M., Kamper, D. G., Listenberger, M., & Lee, S. W., 2011. Use of an electromyographically driven hand orthosis for training after stroke. In 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (pp. 1-5). IEEE.
- Orlando, M. F., Akolkar, H., Dutta, A., Saxena, A., & Behera, L., 2010. Optimal design and control of a hand exoskeleton. In 2010 IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics (pp. 72-77). IEEE.
- Osuna, E. E., 1998. Support vector machines: Training and applications (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).
- Özçelik, İ.B., 2020, Fleksör Tendon Yaralanmaları [online], <https://ortopedidoktor.com/hasta-bilgilendirme/88-fleksor-tendon-yaralanmalari.html>, [Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2020].
- Özmen, G., Özbay, Y., & Ekmekci, A. H., 2014. EMG Sinyallerinde Kas Yorgunluğunun YSA ile Sınıflandırılması Muscle Fatigue Classification with ANN in EMG signals. Kapadokya: Perissia Hotel & Convention Center.
- Pathak, P., 2015, Cerebral palsy understanding early signs and classification [online], <https://swavalambanrehab.com/cerebral-palsy-understanding-early-signs-and-classification/> [Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2020].
- Peña Pitarch, E., 2008. Virtual human hand: Grasping strategy and simulation. Universitat Politècnica de Catalunya.
- Peters, S. E., Jha, B., & Ross, M., 2017. Rehabilitation following surgery for flexor tendon injuries of the hand. Cochrane Database of Systematic Reviews, (1).
- Phinyomark, A., Limsakul, C., & Phukpattaranont, P., 2009. A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition. arXiv preprint arXiv:0912.3973.
- Pinto, H. M. M. C., 2017. Robotic Exoskeleton Hand with Pneumatic Actuators (Doctoral dissertation).
- Podrug, E., & Subasi, A., 2015. Surface EMG pattern recognition by using DWT feature extraction and SVM classifier. In The 1st conference of medical and biological engineering in Bosnia and Herzegovina (CMBEBIH 2015) (pp. 13-15).

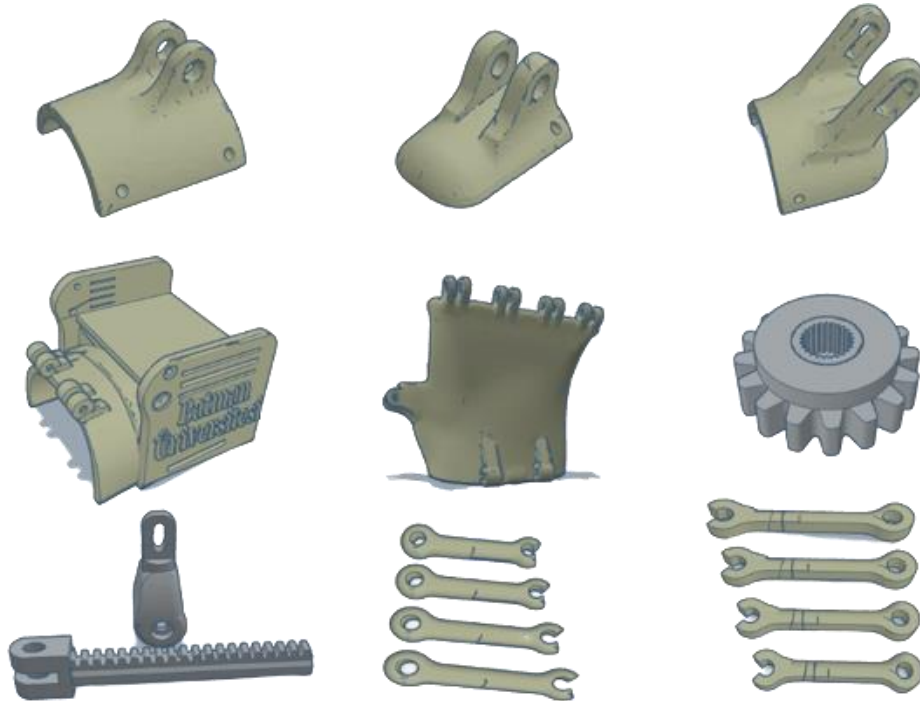
- Polatkan, S., 2007. Elin Tendon Yaralanmalarının Rehabilitasyonu. Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Turkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi, 53.
- Polygerinos, P., Wang, Z., Galloway, K. C., Wood, R. J., & Walsh, C. J., 2015. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. Robotics and Autonomous Systems, 73, 135-143.
- Preston, S., 2016, Sammons Preston ReoGo Robotic Therapy [online], <https://www.4mdmedical.com/reogo-robotic-therapy.html> [Ziyaret Tarihi: 20 Mayıs 2020].
- Ramaekers, V. T., Disselhorst-Klug, C., Schneider, J., Silny, J., Forst, J., Forst, R., & Rau, G., 1993. Clinical application of a noninvasive multi-electrode array EMG for the recording of single motor unit activity. Neuropediatrics, 24(03), 134-138.
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F., 2006. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biological procedures online, 8(1), 11-35.
- Rechy-Ramirez, E. J., & Hu, H., 2011. Stages for Developing Control Systems using EMG and EEG signals: A survey. School of Computer Science and Electronic Engineering, University of Essex, 1744-8050.
- Rehab-Robotics., 2018, Rehab-Robotics Company Limited [online], http://www.rehab-robotics.com.hk/experience-programme/index_eng.html [Ziyaret Tarihi: 20 Mayıs 2020].
- Rosberg, H. E., & Dahlin, L. B., 2018. An increasing number of hand injuries in an elderly population—a retrospective study over a 30-year period. BMC geriatrics, 18(1), 68.
- Rudd, G., Daly, L., Jovanovic, V., & Cuckov, F., 2019. A Low-Cost Soft Robotic Hand Exoskeleton for Use in Therapy of Limited Hand–Motor Function. Applied Sciences, 9(18), 3751.
- Sabelskaya., 2017, Tıbbi rehabilitasyon, fizik tedavi faaliyetleri [online], <https://tr.depositphotos.com/159052914/stock-illustration-medical-rehabilitation-physical-therapy-activities.html> [Ziyaret Tarihi: 20 Mayıs 2020].
- Sandoval-Gonzalez, O., Jacinto-Villegas, J., Herrera-Aguilar, I., Portillo-Rodriguez, O., Tripicchio, P., Hernandez-Ramos, M., ... & Avizzano, C., 2016. Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation. International Journal of Advanced Robotic Systems, 13(2), 66.
- Shafi, U. A., Pervez, A., Kamal, F. A., Ejaz, R., Khan, U. S., & Iqbal, J., 2013. Design and fabrication of an actuated hand exoskeleton for stroke and post traumatic rehabilitation. In International Conference on Innovations in Engineering and Technology (ICIET). Bangkok (pp. 176-80).

- Standring, S. (Ed.), 2015. Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice. Elsevier Health Sciences.
- Suarez-Escobar, M., & Rendon-Velez, E., 2018. An overview of robotic/mechanical devices for post-stroke thumb rehabilitation. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 13(7), 683-703.
- Tadano, K., Akai, M., Kadota, K., & Kawashima, K., 2010. Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle. In 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation (pp. 2363-2368). IEEE.
- Tavakoli, M., Benussi, C., Lopes, P. A., Osorio, L. B., & de Almeida, A. T., 2018. Robust hand gesture recognition with a double channel surface EMG wearable armband and SVM classifier. *Biomedical Signal Processing and Control*, 46, 121-130.
- Ueki, S., Kawasaki, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Abe, M., Aoki, T., & Mouri, T., 2010. Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 17(1), 136-146.
- Ueland, A., 2011, Court Awards \$1,080,465 for Injury to Brachial Plexus & Traumatic Brain Injury [online], <https://simpsonthomas.com/blog/2011/08/08/court-awards-1080465-for-injury-to-brachial-plexus-traumatic-brain-injury/> [Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2020].
- Visconti, P., Gaetani, F., Zappatore, G. A., & Primiceri, P., 2018. Technical features and functionalities of Myo armband: An overview on related literature and advanced applications of myoelectric armbands mainly focused on arm prostheses. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 11(1), 1-25.
- Wang, J., Tang, L., & Bronlund, J. E., 2013. Surface EMG signal amplification and filtering. *International Journal of Computer Applications*, 82(1).
- Wege, A., & Zimmermann, A., 2007. Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton. In 2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO) (pp. 1470-1475). IEEE.
- Whitelaw, S. H., 1958. Therapeutic device for use in manipulative treatment of joints of the human body. U.S. Patent No. 2,832,334. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Yang, G., & Yang, S., 2010. Emotion recognition of electromyography based on support vector machine. In 2010 Third International Symposium on Intelligent Information Technology and Security Informatics (pp. 298-301). IEEE.
- Yordanov, Y., Tsenov, G., & Mladenov, V., 2017. Humanoid robot control with EEG brainwaves. In 2017 9th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS) (Vol. 1, pp. 238-242). IEEE.

- Yoshikawa, M., Mikawa, M., & Tanaka, K., 2006. Real-time hand motion estimation using EMG signals with support vector machines. In 2006 SICE-ICASE International Joint Conference (pp. 593-598). IEEE.
- Yoshikawa, M., Mikawa, M., & Tanaka, K., 2007. A myoelectric interface for robotic hand control using support vector machine. In 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (pp. 2723-2728). IEEE.
- Yun, S. S., Kang, B. B., & Cho, K. J., 2017. Exo-Glove PM: an easily customizable modularized pneumatic assistive glove. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(3), 1725-1732.
- Yun, Y., Agarwal, P., Fox, J., Madden, K. E., & Deshpande, A. D., 2016. Accurate torque control of finger joints with UT hand exoskeleton through Bowden cable SEA. In 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (pp. 390-397). IEEE.
- Yun, Y., Dancausse, S., Esmatloo, P., Serrato, A., Merring, C. A., Agarwal, P., & Deshpande, A. D., 2017. Maestro: an EMG-driven assistive hand exoskeleton for spinal cord injury patients. In 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) (pp. 2904-2910). IEEE.
- Zengin, İ., Bozkurt, M. R., Uçar, M. K., 2019. Determining Effective Features to Use the EOG Sign as a Source Sign. *Sakarya university journal of computer and information sciences* Vol. 2, no. 3
- 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.
- Zhang, X., Chen, X., Wang, W. H., Yang, J. H., Lantz, V., & Wang, K. Q., 2009. Hand gesture recognition and virtual game control based on 3D accelerometer and EMG sensors. In *Proceedings of the 14th international conference on Intelligent user interfaces* (pp. 401-406).
- Zoss, A. B., Kazerooni, H., & Chu, A., 2006. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 11(2), 128-138.
- Fizyoo, 2018, Normal Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü [online], <http://fizyoo.com/normal-eklem-hareket-acikligi-olcumu/> [Ziyaret Tarihi: 28 Haziran 2020].

EKLER

EK-1 3 Boyutlu Modellenmiş Parçalar

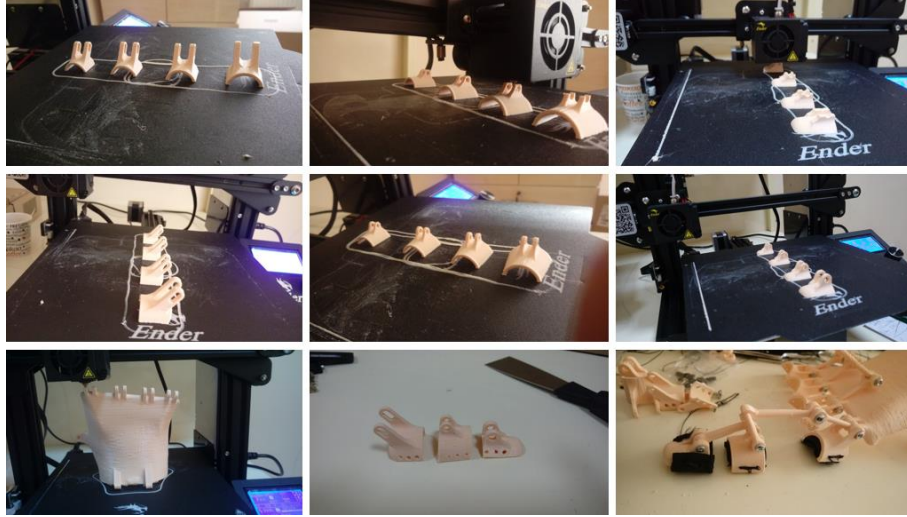


EK-1 1. Boyutlu modellenmiş parçalar.

EK-2 3 Boyutlu Basılmış Parçalar



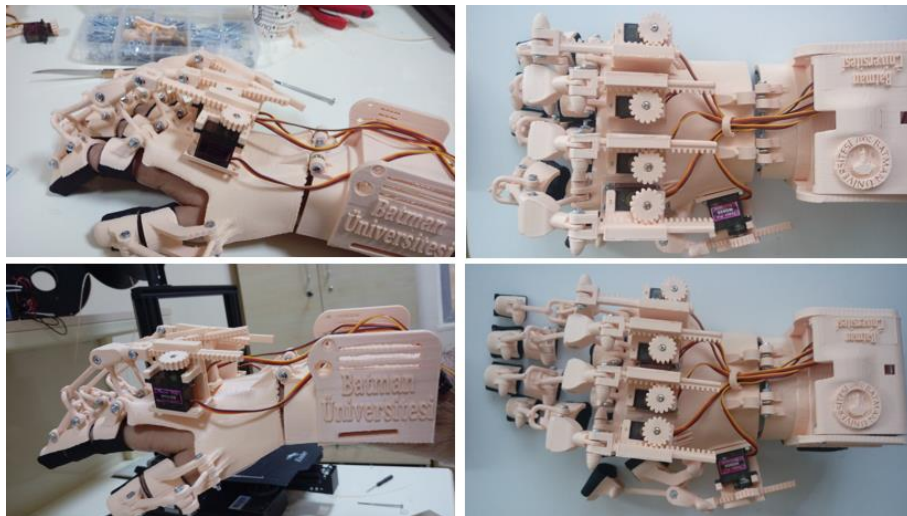
EK-2 1. Boyutlu basılmış parçalar 1.



EK-2 2. Boyutlu basılmış parçalar 2.



EK-2 3. Boyutlu basılmış parçalar 3.



EK-2 4. Tasarımı yapılan iskelet sistemi.

EK-3 Android Studio Ortamında Yazılan Java Kodları

```

package com.example.exoskeletonhand;

import ...

// Created by Yunus HAZAR for more info ynshazar@gmail.com

public class MainActivity extends AppCompatActivity {
    Button btn_connect, btn_execute_exercise, btn_execute_finger;
    TextView tv_processExercise, tv_processFinger;
    Toolbar toolbar;
    Switch switchButton;
    ImageView img_status, img_bluetooth;
    Spinner sp_exercise, sp_fingers;
    private boolean CONTINUE_READ_WRITE = true;
    private boolean CONNECTION_ENSTABLISHED = false;
    private static UUID MY_UUID = UUID.fromString("00001101-0000-1000-
8000-00805f9b34fb"); //SerialPortService ID // MY_UUID is the app's
UUID string, also used by the client code.
    private BluetoothAdapter adapter;
    private BluetoothSocket socket;
    private InputStream is;
    private OutputStream os;
    private BluetoothDevice remoteDevice;
    private Set<BluetoothDevice> pairedDevices;
    ArrayAdapter sp_adapter_exercise, sp_adapter_fingers;
    String[] exercises = { "Lütfen Seçiniz", "Egzersiz1", "Egzersiz2",
"Egzersiz3", "Model1",
"Model2", "Model3", "Model4", "Model5", "Model6", "Tüm Modeller"};
    String[] fingers = { "Lütfen Seçiniz", "Baş Parmak", "İşaret
Parmak", "Orta Parmak", "Yüzük Parmak", "Küçük Parmak"};
    boolean connection=false;
    boolean control_exercise_btn =false;
    boolean control_finger_btn =false;
    @Override
    protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {...}
    public void closeBT(View v) //for closing opened communications,
cleaning used resources
    {...}
    private Runnable serverListener = new Runnable() {
        public void run() {
            try //opening of BT connection
            {...}
            catch(Exception e) //obsolete way how to open BT
            {...}
        }
    }
    protected void onStart() {

    }
    private Runnable writer = new Runnable() {

        @Override
        public void run() {
            while (CONTINUE_READ_WRITE) //reads from open stream
            {...}
        }
    }
}

```

```

    public void sendBtnClick(String textToSend) //sends text from text
button
    {...}
    public void selectBTdevice(String name) //for selecting device
from list which is used in procedures
    {...}
    public static void buttonAnimation(Button button) {...}
}

```

EK-3 1. Java kodları.

EK-4 Python Kodları

```

import ...

// Created by Yunus HAZAR for more info ynshazar@gmail.com

pwm.set_pwm_freq(60)
servo_min = 150 # Min pulse length out of 4096
servo_max = 600 # Max pulse length out of 4096
def set_servo_pulse(channel, pulse): ...

def close_hand():... # Flex all fingers

def open_hand():... # Extend all fingers

def thumb():... # Flex thumb

def index():... # Flex index

def middle():... # Flex middle

def ring():... # Flex ring

def little():... # # Flex little

emg_values=[]
imu_values=[]
values=[[1],[2]]
last_values=[]
frame_values=[]
def process_emg(emg):... # Read 8 channels emg signals

def process_imu(quat, acc, gyro): # Read ori, acc, gyro signals

with open('model1' + '.pkl', 'rb') as f:
    model1 = pickle.load(f)

    ... # Load created models for predictions.

with open('model5' + '.pkl', 'rb') as f:
    model5 = pickle.load(f)

```

```

def extractFeature(signal): # Extract Features
    global np
    #MAV
    mav = np.mean(np.absolute(signal))
    #STD
    std = np.std(signal)
    #VAR
    var = np.var(signal)
    #RMS
    rms = np.sqrt(np.mean(np.square(signal)))
    #IEMG
    iemg= np.sum(signal)
    #zero crossings
    zero_crossings = np.where(np.diff(np.signbit(signal)))
    zc = (len(zero_crossings))
    #waveform length
    wl = np.sum(np.absolute(np.diff(signal)))
    return (mav,std,var,rms,iemg,zc,wl)

myo_device = myo.Device()
myo_device.services.sleep_mode(1) # never sleep
myo_device.services.set_leds([128, 128, 255], [128, 128, 255]) #
purple logo and bar LEDs)
myo_device.services.vibrate(1) # short vibration
myo_device.services.emg_filt_notifications()
myo_device.services.imu_notifications()
myo_device.services.set_mode(myo.EmgMode.FILT, myo.ImuMode.DATA,
myo.ClassifierMode.OFF)
myo_device.add_emg_event_handler(process_emg)
myo_device.add_imu_event_handler(process_imu)

while True:
    myo_device.services.waitForNotifications(1)
    for sublist in values:
        for val in sublist:
            last_values.append(val)

    if len(last_values)==18:
        frame_values.append(last_values)
        if (len(frame_values)==5):

prediction=model.predict(np.array(extractFeature(frame_values)).resh
ape(1,-1))
        if (prediction==0):
            ... # Extend selected finger/fingers
        else:
            ... # Flex selected finger/fingers
            frame_values=[]
    last_values=[]

```

EK-4 1. Python kodları.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Yunus HAZAR
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : ANKARA/28.02.1993
Telefon : 0505 527 68 83
Faks :
e-mail : ynshazar@gmail.com

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Batman Mesleki ve Teknik Anadolu Lisesi	2011
Üniversite	: Çukurova Üniversitesi, Merkez, ADANA	2017
Yüksek Lisans	: Batman Üniversitesi, Merkez, BATMAN	2020

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2020-Devam	Tekirdağ Emniyet Müdürlüğü	Elektrik-Elektronik Mühendisi

UZMANLIK ALANI

Makine Öğrenmesi, Sinyal İşleme, Python, Java, C#, Matlab, 3 Boyutlu Tasarım

YABANCI DİLLER

İngilizce

BELİRTMEK İSTEĞİNİZ DİĞER ÖZELLİKLER

YAYINLAR

Ertuğrul, Ö. F., Dal, S., Hazar, Y., & Aldemir, E., 2020, Determining Relevant Features in Activity Recognition Via Wearable Sensors on the MYO Armband. ARABIAN JOURNAL FOR SCIENCE AND ENGINEERING.