

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EL REHABİLİTASYONU AMAÇLI DIŞ İSKELET SİSTEMİNİN TASARIMI
VE ÖN ÜRETİMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Alper Yasin SERİM

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Teyfik DEMİR

Kasım 2018

Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....
Prof. Dr. Osman EROĞUL
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

.....
Doç. Dr. Murat Kadri AKTAŞ
Anabilimdalı Başkan

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 141511031 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Alper Yasin SERİM** 'nın ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**EL REHABİLİTASYONU AMAÇLI DIŞ İSKELET SİSTEMİNİN TASARIMI VE ÖN ÜRETİMİ**" başlıklı tezi **22,11,2018** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : **Doç.Dr. Teyfik DEMİR**
TOBB Ekonomive Teknoloji Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Osman EROĞUL (Başkan)**
TOBB Ekonomive Teknoloji Üniversitesi

Prof. Dr. Akif Muhtar ÖZTÜRK
Gazi Üniversitesi

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Alper Yasin SERİM

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

EL REHABİLİTASYONU AMAÇLI DIŞ İSKELET SİSTEMİNİN TASARIMI ve ÖN ÜRETİMİ

Alper Yasin Serim

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Teyfik Demir

Tarih: Kasım 2018

Yaşanan el fonksiyon kayıpları kişilerin günlük hayatta gerçekleştirdikleri aktiviteleri olumsuz şekilde etkilemektedir. Rehabilitasyon, hastanın kısmen veya tamamen kaybına uğradığı motor fonksiyonlarının tedavi amacına yönelik bir terapidir. Bu fonksiyon kaybından dolayı oluşan kas kontrol etme yitimi rehabilitasyon cihazları veya fizik tedavi uzmanları tarafından iyileştirilebilmektedir. Rehabilitasyon amaçlı kullanılan dış iskelet sistemleri ile ilgili çalışmalar son yıllarda hızla gelişen alanlar arasında yer almaktadır.

Bu tez çalışmasında, el rehabilitasyonu amaçlı bir dış iskelet sisteminin tasarımı ve ön üretimi yapılmıştır. Tüm donanımının el ve ön kola konumlandırılacak şekilde tasarlanması ile cihaz taşınabilir hale getirilmiştir. Kolay taşınabilirliğin temini için elemanların mümkün olduğunca hafif olması hedeflenmiştir. Parmaklara kuvvetiletimi için bir mekanizma tasarlanmış ve bu mekanizmanın kinematik ve kinetik analizleri yapılmıştır. Sistem ergonomik bir kullanım için 3 boyutlu ortamda modellenmiş ve 3 boyutlu yazıcı ile üretilebilmiştir.

Çalışmada kullanılan dış iskeletin mekanizması eksik tahrik prensibine sahiptir. Bu prensibe göre dış iskelet kavranan cisme göre adapte olabilmekte ve günlük yaşantıda sıklıkla kullanılan el hareketlerini yapmayı mümkün kılabilir. Mekanizmanın kinematik yapısı her bir parmak için 2 pasif ve 1 aktif olmak üzere toplam 3 serbestlik derecesine sahiptir. Aktif serbestlik derecesi servo motorlar tarafından sürülür ve parmağın yeterli fonksiyonel hareket alanını sağlamaktadır. Sistem ön kolda bulunan ve el hareketinden sorumlu olan kasların fleksiyon olması durumunda oluşturdukları kollektif elektrik sinyali ile aktive olmaktadır. Bu sinyal, ilgili kas grupları üzerine yerleştirilen yüzey elektromiyografi (sEMG) sensörleri tarafından ölçülmekte ve mikroişlemcide bulunan gömülü yazılım vasıtasıyla servo motorlar tarafından dış iskelet sistemini sürerek el hareketini desteklemektedir.

Anahtar Kelimeler: El rehabilitasyonu, Dış iskelet, Biyomekanik, sEMG

ABSTRACT

Master of Science

DESIGN and PROTOTYPING OF EXOSKELETON SYSTEM FOR HAND REHABILITATION

Alper Yasin Serim

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervisor Assoc. Prof. Dr. Teyfik Demir

Date: November 2018

Loss of the hand's motor abilities results in severe discomfort in the daily life activities that are performed. Rehabilitation is a therapy that has the aim to treat totally or partially the motor function of a patient. This loss of the function can be recovered by muscular functional rehabilitation devices or physical therapy specialists. Research on exoskeletal systems used for rehabilitation has attracted considerable attention in recent years. Within the scope of this study, design and prototyping of exoskeletal system for hand rehabilitation is proposed.

Exoskeleton hardware is designed to be positioned on the hand and forearm so that the device is in portable form. It is targeted that the parts should be as light as possible for the purpose of easy mobility. Power transmission of the exoskeleton to the fingertips is a linkage structure which kinematic and kinetic analysis are performed. For ergonomic use, the device was modeled in a 3D CAD software and prototype was produced with using a 3D printer.

In this study, the exoskeleton mechanism is designed according to the underactuation principle. This principle makes it adapt itself to whatever grasping

object which can do frequent hand movements in daily life. Mechanism has 3 degree of freedom for each finger that 2 DOFs are passive, and one DOF is active. Active DOF is driven by a servo motor which provides sufficient functional range of motion of the finger. The system is activated by the collective electrical signal generated by the muscles in the forearm, which are responsible for hand flexion motion. These signals are measured by surface electromyography sensors placed on the relevant muscle groups. According to these signals, embedded software in the microcontroller supports the hand motion by driving the exoskeleton system by servo motors.

Keywords: Hand rehabilitation, Exoskeleton, Biomechanic, sEMG



TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Doç.Dr.Teyfik Demir'e ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÇİZELGE LİSTESİ	xiii
KISALTMALAR	xiv
RESİM LİSTESİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. İNSAN ELİNİN ANATOMİSİ	3
2.1 Elin Yapısal Anatomisi.....	4
2.1.1 Kemikler ve eklemler	5
2.1.2 Kaslar ve tendonlar	7
2.1.2.1 Eldeki iç kaslar	7
2.1.2.2 Ön kol kasları	8
2.2 Elin Fonksiyonel Anatomisi	10
2.2.1 Parmak kısıtlamaları	12
2.2.1.1 Statik kısıtlamalar.....	12
2.2.1.2 Dinamik kısıtlamalar	15
2.3 Elde Kavrama	16
2.4 Elin Kapasitesi.....	18
2.5 Elin Motor Fonksiyonlarını Etkileyen Hastalıklar	20
2.5.1 Serebrovasküler olay	20
2.5.2 Omurilik yaralanmaları.....	20
2.5.3 Karpal tünel sendromu.....	20
2.5.4 El tendon yaralanmaları	21
3. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	25
3.1 El İçin Dış İskelet Sistemleri.....	26
3.1.1 Elektrikli ve pnömatik aktüatörler tarafından sürülen rehabilitasyon dış iskeletleri	26
3.1.2 Elektrikli ve pnömatik aktüatörler tarafından sürülen destek dış iskeletleri	38
3.2 Çalışmanın Amacı	44
4. EL REHABİLİTASYONU	47
4.1 Geleneksel Felç Sonrası Rehabilitasyon	47
4.2 Robotik Destekli Rehabilitasyon	48
5. DIŞ İSKELET SİSTEMİNİN TASARIMI	51
5.1 Antropometrik El Verisi	51
5.2 Dış İskelet Mekanizması	54
5.3 Kinematik Analiz.....	56

5.3.1 Aktüatör ve kuvvet iletimi	62
5.4 Kontrol Sistemi.....	65
5.4.1 sEMG sinyalleri ve sensörü	65
5.4.2 sEMG kontrol stratejisi	67
6. ÖN ÜRETİM.....	69
7. SONUÇLAR VE İLERİKİ ÇALIŞMALAR.....	75
KAYNAKLAR.....	77
EKLER.....	87
ÖZGEÇMİŞ.....	109



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : İnsan vücudunun eksen ve düzlemleri.....	3
Şekil 2.2 : İnsan elinin eksen ve düzlemleri.....	4
Şekil 2.3 : Elin kemikleri ve eklemleri.....	5
Şekil 2.4 : Elin iç kasları	8
Şekil 2.5 : Ön kol kaslarının, (a) anterior görünümü, (b) posterior görünümü.....	10
Şekil 2.6 : Parmakların doğrultuları, (a) tam ekstansiyon, (b) fleksiyon esnasında... 11	
Şekil 2.7 : Elin kavisleri.....	12
Şekil 2.8 : Parmakların temel eklem hareketleri.....	13
Şekil 2.9 : Başparmağın eklem hareketleri.....	13
Şekil 2.10 : 16 çeşit kavrama şeması.....	17
Şekil 2.11 : Başparmak konumuna göre 33 çeşit kavrama tablosu.....	18
Şekil 2.12 : Karpal tünel.....	21
Şekil 3.1 : Çeşitli kriterlere göre dış iskelet sistemlerinin sınıflandırılması.....	25
Şekil 4.1 : Pasif egzersiz şeması.....	48
Şekil 4.2 : Aktif egzersiz şeması.....	49
Şekil 4.3 : Aktif destek egzersiz şeması.....	49
Şekil 4.4 : Rezistif egzersiz	49
Şekil 4.5 : Pasif–Ayna egzersiz.....	50
Şekil 4.6 : Düzeltici egzersiz	50
Şekil 5.1 : Analiz edilen el boyutlarının referansı, (a) Elin uzuluğu, (b) Elin genişliği, (c) Bilek genişliği, (ç) Elin kalınlığı, (d) Elin derinliği	52
Şekil 5.2 : 3 Boyutlu katı el modeli, (a) genel el duruşu, (b) ekstansiyon, (c) fleksiyon.....	53
Şekil 5.3 : Dış iskeletin işaret parmak modülü.....	54
Şekil 5.4 : Aktarma mekanizmasının kinematik modeli	55
Şekil 5.5 : Kinematik yapının kavrama karakteri.....	56
Şekil 5.6 : Kinematik yapının ayrılmış hali.....	57

Şekil 5.7 : 4 kol mekanizmasının değişkenleri.....	57
Şekil 5.8 : 5 kol mekanizmasının değişkenleri.....	59
Şekil 5.9 : Kinematik yapının bütün hali.....	60
Şekil 5.10 : $\theta_1:0^\circ$ $\theta_2:0^\circ$ için θ_4 - θ_3 değişimi.	61
Şekil 5.11 : $\theta_1:40^\circ$ $\theta_2:40^\circ$ için θ_4 - θ_3 değişimi.	61
Şekil 5.12 : Dış iskelet mekanizmasının EHA.	62
Şekil 5.13 : Tower Pro MG90S servo motor boyutları.	63
Şekil 5.14 : Dış iskelet mekanizmasının yarı statik kuvvet analizi.	64
Şekil 5.15 : Silindirik kavrama esnasında parmak ucuna iletilen kuvvet.....	64
Şekil 5.16 : Dış iskelet sisteminin genel çalışma prensibi.	65
Şekil 5.17 : Ham sEMG sinyal değeri.	66
Şekil 5.18 : Elin fleksiyon kasılması esnasındaki sinyal değerleri ve eşik çizgisi.	67
Şekil 5.19 : Digital sinyal değerleri.....	68
Şekil 6.1 : Dış iskeletin ekstansiyon konumu.	69
Şekil 6.2 : Dış iskeletin fleksiyon konumu.	70
Şekil 6.3 : Parmakları eksen doğrultuları ve mafsalları.....	71
Şekil 6.4 : Sistemin elektronik devre şeması.....	72
Şekil 6.5 : Dış iskeletin 16 farklı kavramaya göre kinematik davranışı.	74

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Ön kolda bulunan fleksör kasları.....	9
Çizelge 2.2 : Parmakları eklem hareket açıklıkları.....	14
Çizelge 2.3 : Silindirik kavrama esnasındaki dinamik kısıtlamalar.....	15
Çizelge 2.4 : Prizmatik kavrama esnasındaki dinamik kısıtlamalar	16
Çizelge 2.5 : Silindirik ve silindire yakın kavrama esnasında parmak falanaklarının oluşturduğu ortalama kuvvetler	19
Çizelge 2.6 : Eklemlerin açısal hızları.....	19
Çizelge 5.1: Elin ortalama ölçüleri.....	51
Çizelge 5.2 : Parmak falanaklarının uzunlukları.....	53
Çizelge 5.3 : Tower Pro MG90S servo motor teknik özellikleri.....	63

KISALTMALAR

sEMG:	Yüzey Elektromiyografisi
MCP:	Metakarpalfalanaks
PIP:	Proksimal interfalanaks
DIP:	Distal interfalanaks
IP:	İnterfalanks
CMC:	Carpometacarpal
TMC:	Trapeziometacarpal
EHA:	Eklem hareket açıklığı
SVO:	Serebrovasküler olay
KTS:	Karpal tünel sendromu
KZHT:	Kısıtlayıcı-Zorunlu hareket tedavisi
PID:	Proportional Integral Derivative
ŞHA:	Şekil Hafızalı alışım

RESİM LİSTESİ

Sayfa

Resim 2.1 : Kleinert ateli	22
Resim 2.2 : Ekstansör kesi splinti	23
Resim 3.1 : (a) Ho ve arkadaşları, (b) Hand of hopes, (c) Cui ve arkadaşları, (d) Leonardis ve arkadaşları.	28
Resim 3.2 : (a) HEXOSYS II, (b) Ertaş ve arkadaşları.	29
Resim 3.3 : (a) Wege ve arkadaşları, (b) Li ve arkadaşları, (c) Yamaura ve arkadaşları, (d) Tang ve arkadaşları.	31
Resim 3.4 : (a) Mulas ve arkadaşları, (b) Pu ve arkadaşları, (c) Jones ve arkadaşları ,(d) Cempini ve arkadaşları.	33
Resim 3.5 : Arata ve arkadaşları tarafından yapılan dış iskelet rehabilitasyon cihazı	34
Resim 3.6 : (a) HANDEXOS dış iskelet rehabilitasyon cihazı, (b) dönme eksenleri aktüatör ve mekanik sistem, (c) kablo yolu, (d) 3 boyutlu katı model görünümü	35
Resim 3.7 : (a) Ueki ve arkadaşları tarafından yapılan dış iskelet rehabilitasyon cihazı, (b) HEXORR	36
Resim 3.8 : (a) Polygerinos ve arkadaşları, (b) Yap ve arkadaşları	37
Resim 3.9 : Gloreha rehabilitasyon robotu, (1) aktüatör bloğu, (2) kablo sistemi	37
Resim 3.10 : HWARD dış iskelet rehabilitasyon robotu	38
Resim 3.11 : (a) Destek dış iskelet sistemi, (b) İşaret parmağının tendon-sürme şeması	39
Resim 3.12 : Popov ve arkadaşlarının destek dış iskelet protatipi	40
Resim 3.13 : Shield ve arkadaşlarının astronotlar için protatıplediği destek dış iskeleti.	41
Resim 3.14 : Kodawaki ve arkadaşlarının destek dış iskelet sistemi.	42
Resim 3.15 : Tadano ve arkadaşlarının kauçuk yapay kas aktüatörlü destek dış iskeleti	43

Resim 3.16 : DiCicco ve arkadaşlarının ortez dış iskelet sistemi.	44
Resim 5.1 : sEMG sensörü	66
Resim 6.1 : Ön üretimi tamamlanmış olan dış iskelet sistemi.	72
Resim 6.2 : Ön üretimi tamamlanmış dış iskeletin ekstansiyon konumu.	73
Resim 6.3 : Ön üretimi tamamlanmış dış iskeletin fleksiyon konumu.	73



1. GİRİŞ

El, uygulayan, algılayan ve günlük hayatta kişinin çevre ile arasındaki etkileşimde önemli bir rol oynayan vücut organıdır. Yazı, müzik ve görsel sanatlar gibi birçok fonksiyonel alanda el, insan aklı için bir ifade aracı olarak hareket etmektedir. 20 serbestlik derecesi ile yüksek manevra kabiliyeti olan ve aynı zamanda kuvvet, hız ve kolaylık uyumu olan el, aktif bir hayat için önemli bir yere sahiptir. Omuz, dirsek, el bilek eklemleri ile birlikte el, kolun geniş bir yelpazede hareket kombinasyonlarına olanak sağlamaktadır. Bütün bunlarla birlikte el, insan motor fonksiyonlarını tamamlamada önemli derecede katkıda bulunmaktadır [1].

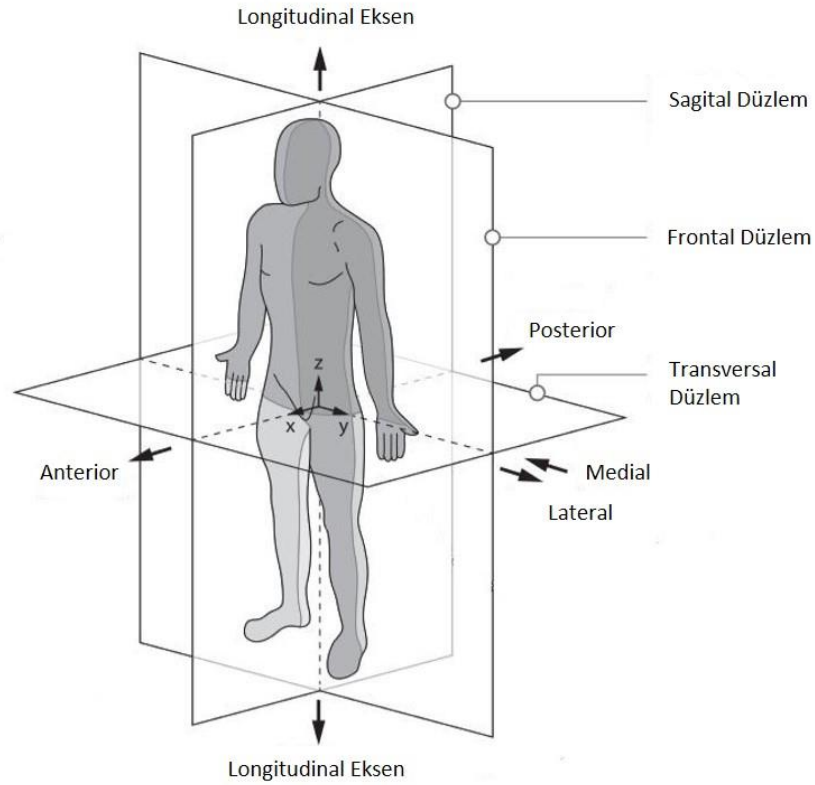
Günümüzde birçok insan geçirdikleri hastalıklar veya kazalar sonucunda el ve uzuv motor fonksiyon kayıplarına uğramaktadır. Bu kayıplar insan yaşamını son derece olumsuz etkilemektedir. El motor fonksiyon zayıflaması veya kaybının en yaygın nedeni serebrovasküler olaylar ve omurilik yaralanmaları sonrası kişinin felç geçirmesidir. Bu tür hastalıklar neticesinde kişiler genellikle bileklerinde, ellerinde ve parmak ekstremitelerinde bozulmalar yaşamaktadırlar [2]. Uygun tedavi ve rehabilitasyonlar bu rahatsızlıkları iyileştirmeyi hedeflemektedir [3].

Ne yazık ki bu rahatsızlıkları geçiren hastalar eski yaşantılarına geri dönebilmeleri ve kaybettikleri el fonksiyonlarını geri edinebilmeleri için uzun süren ve masraflı bir tedavi süreci ile karşılaşmaktadırlar [4]. Rehabilitasyon amaçlı kullanılan dış iskelet sistemleri bu sınırlamaların üstesinden gelmeyi hedeflemektedir [5]. Bu dış iskeletler hastaya tekrarlanabilir ve kayıt edilebilir egzersiz sunarak tedaviyi daha etkili ve daha verimli bir hale getirmektedirler. Böylelikle, terapistlerin üzerindeki iş yükü azalırken rehabilitasyon sürecinde kısalmaktadır [6].



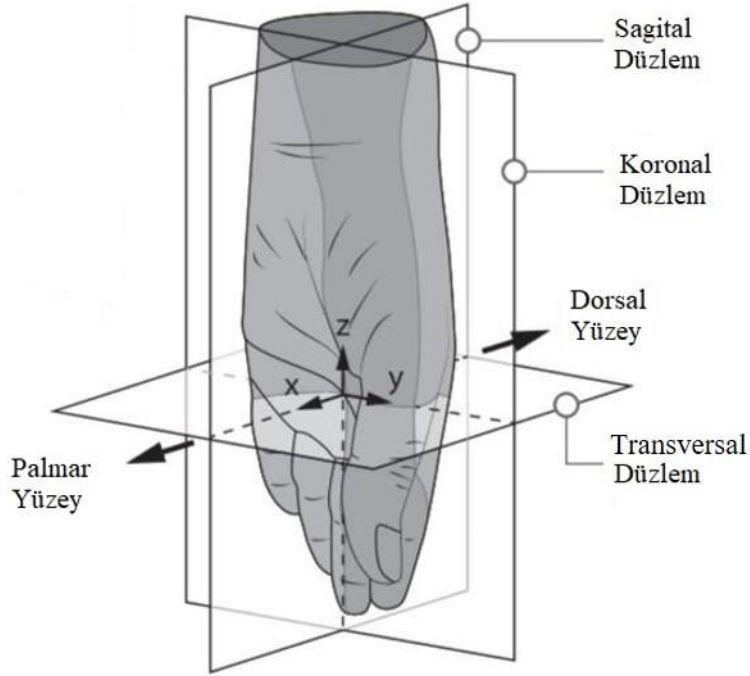
2. İNSAN ELİNİN ANATOMİSİ

Tıp terminolojisinde 3 sanal düzlem ve eksen insan vücudunu 2 boyutta tanımlamaktadır. Vücuttaki uzuv ve organlarının konumları ve hareketlerini bu düzlem ve eksenlere göre ifade edilir. Sagittal eksen, vücudu dikey olarak sol ve sağ yarımlara böler. Frontal düzlem, aynı zamanda koronal düzlem olarak da adlandırılır ve vücudu dikey olarak eşit kütleli ön ve arka (Anterior&Posterior) yarımlara böler. Yatay veya transverse düzlem ise gövdeyi eşit kütleli üst ve alt yarımlara ayırır [7]. Bu eksenler şekil 2.1'deki gibi gösterilebilir.



Şekil 2.1 : İnsan vücudunun eksen ve düzlemleri [7].

Aynı durum elin düzlem ve eksenleri içinde geçerlidir. Yalnızca Anterior yüzey palmar, posterior yüzeye ise dorsal olarak adlandırılır. Şekil 2.2’de insan elinin eksen ve düzlemleri gösterilmiştir.



Şekil 2.2 : İnsan elinin eksen ve düzlemleri [7].

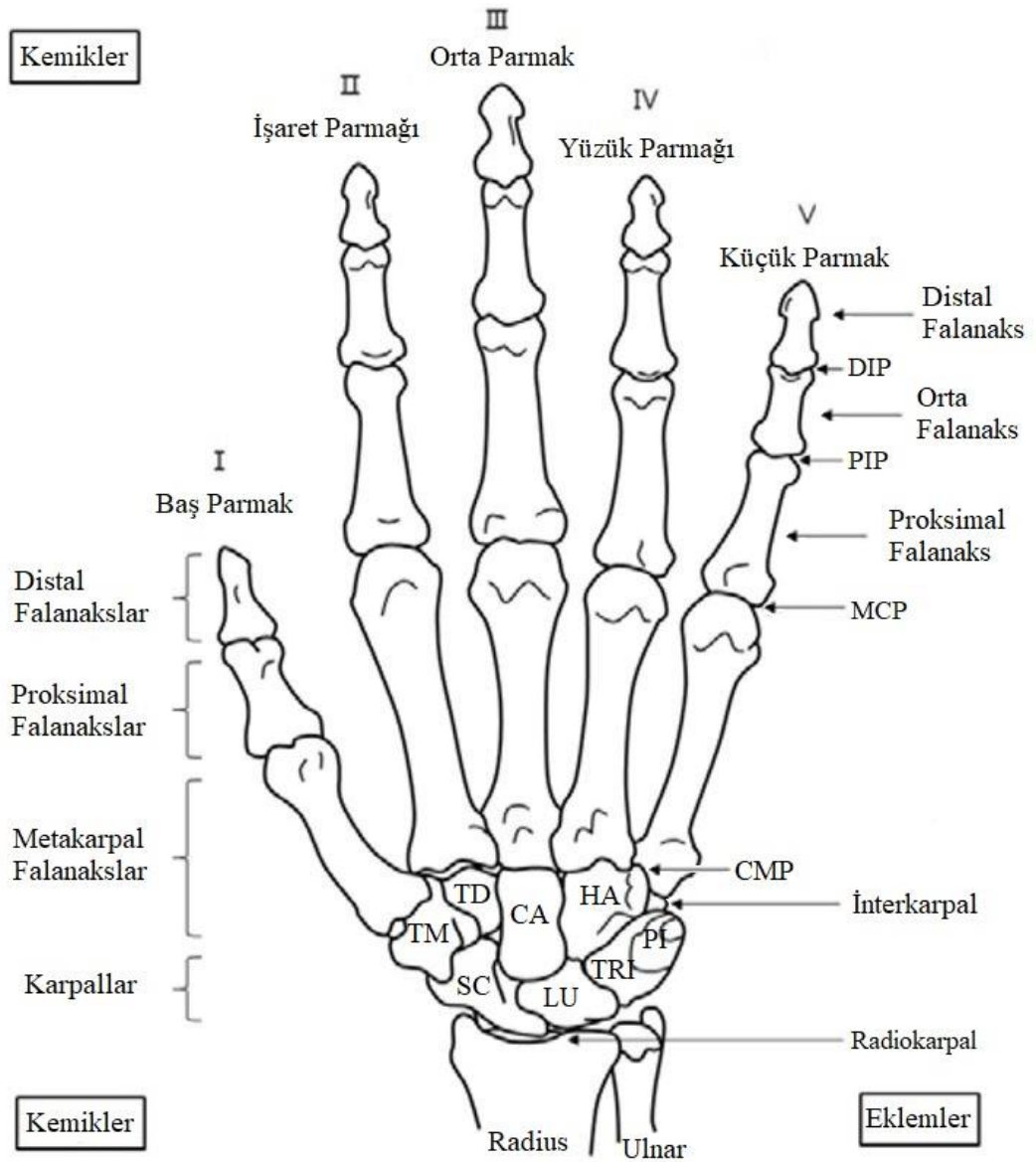
2.1 Elin Yapısal Anatomisi

Dış iskelet sistemlerinin tasarımında ve geliştirilmesinde biyomekanik açıdan cihazın ele olan uyumluluğunun sağlanması ve böylelikle etkin bir çalışmanın elde edilebilmesi için elin yapısal anatomisinin iyi kavranması gerekmektedir. Her eklemin serbestlik derecesi ve hareket sınırları dikkate alındığında güvenli yapının oluşturulabilmesi tasarımda önemli bir yere sahiptir [8].

El anatomisi bulundurduğu çok sayıda kas ve eklem sebebiyle karmaşık bir yapıya sahiptir. Ayrıca, elin çeşitli fonksiyon ve manipülasyonları gerçekleştirmesine olanak tanıyan çok çeşitli pozisyon ve hareket aralığını da üstlenmektedir. Elin yapısal anatomisi kemikler, eklemler, kaslar, ligamentler ve tendonlardan oluşmaktadır.

2.1.1 Kemikler ve eklemler

El kemikleri ön kolda bulunan ulnar ve radius kemiklerinin distal ucuna bağlanmış 8 adet karpal kemikten ve bu kemiklere bağlanmış 5 adet metakarpal (tarak) ve 14 adet falanaks kemiğinden meydana gelmektedir. Parmaklar radialinden ulnar tarafa doğru başparmak, işaret parmağı, orta parmak, yüzük ve küçük parmak olarak ifade edilmektedir. El karpal kemiklerinin distaline göre toplamda 19 kemik ve 14 eklemden meydana gelir. Şekil 2.3’de elin kemikleri ve eklemleri gösterilmiştir [9].



Şekil 2.3 : Elin kemikleri ve eklemleri [9].

Karpal kemikleri, metakarpal ve ulna, radial kemiklerine göre 2 grup halinde sıralanırlar. İnterkarpallar Trapezium (TM), Trapezoideum(TD), Capitatum(CA) ve Hamatum(HA) kemiklerinden oluşur ve metakarpallar ile artikülasyon yapmaktadırlar. Radiokarpallar Scaphoideum(SC), Lunatum(LU), Triquetrum(TRI) ve Pisiforme(PI), kemik grubundan meydana gelir. Bunlar ise ulna ve radial kemikleri ile artikülasyon yapmaktadırlar [9].

Falanakların proksimalinde bulunan metakarpal kemikleri ile interkarpallar arasında karpometakarpal eklemleri bulunur. Başparmağın metakarpalı TM karpal kemiği ile 2 serbestlik derecesine sahip bir eyer bağlantısı yapmaktadır. Bu eklem bağlantısı, fleksiyon, ekstansiyon, ve diğer parmaklara göre daha fazla abdüksiyon ve addüksiyon hareketlerini yapabilmesini sağlar. İşaret ve orta parmağın CMC eklemi TD ve CA karpallarına bağlıdır. İşaret parmağın metakarpal kemiğinin distal başı üçgen bir geometri sahiptir. Bu durum diğer parmaklara göre daha sabit bir yapı oluştursada eklem hareket açıklığı neredeyse hiç yoktur. Yüzük ve küçük parmağın metakarpal distali CA ve HA interkarpal kemiklerine bağlıdır. Bu parmaklar işaret ve orta parmaklara göre azda olsa fleksiyon ve ekstansiyon yapabilmektedirler [9].

Metakarpalfalanaks (MCP) eklemleri, falanakslar ve metakarpal kemikleri arasında bulunmaktadır. Bu eklemlerin tabanının eklem yüzeyi çift oyuklu sığ ve metakarpal kemikleri başından daha küçüktür. 2 serbestlik derecesine sahip olan MCP eklemleri fleksiyon, tam ekstansiyon, abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri yapabilmektedir. Başparmağın MCP eklemi ise sadece fleksiyon, ekstansiyon ve kısıtlı miktarda abdüksiyon/addüksiyon hareketleri yapabilmektedir [9].

Proksimal interfalanaks (PIP) eklemleri, proksimal falanaksların başı ve orta falanaks tabanı arasında bulunur. Tek serbestlik derecesi ile sadece fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini önemli ölçüde yapabilmesinin aksine tam ekstansiyon hareketini yapamamaktadır. İnterfalanaks (IP) eklemi başparmağın son eklemidir. Bu eklem ise fleksiyon ve tam ekstansiyon yapabilmektedir [9].

Distal interfalanaks (DIP) eklemleri ise orta falanaks ve distal falanaks arasında bulunur. PIP eklemi gibi tek serbestik derecesine sahiptir. Bu eklem parmak

fleksiyonu ve ekstansiyonu yapılırken PIP eklem ile senkron hareket etmektedir. Ayrıca, PIP eklemine aksine tam ekstansiyon yapabilmektedir [9].

2.1.2 Kaslar ve tendonlar

Kas, kasılıp gevşerken oluşan kuvvet ile eklem hareketini sağlayan dokudur. Tendon ise bu eklemlerin bağlı olduğu kemikler ile kas arasındaki dokuya denilmektedir. Kaslar oluşturdukları kuvveti tendonlar vasıtasıyla eklemlere iletebilmektedirler.

El ve parmak hareketlerini sağlayan kaslar 2 grupta incelenebilir. Bunlar elde bulunan iç (*eng, Intrinsic*) kaslar ve ön kolda bulunan dış (*eng, Extrinsic*) kaslardır.

2.1.2.1 Eldeki iç kaslar

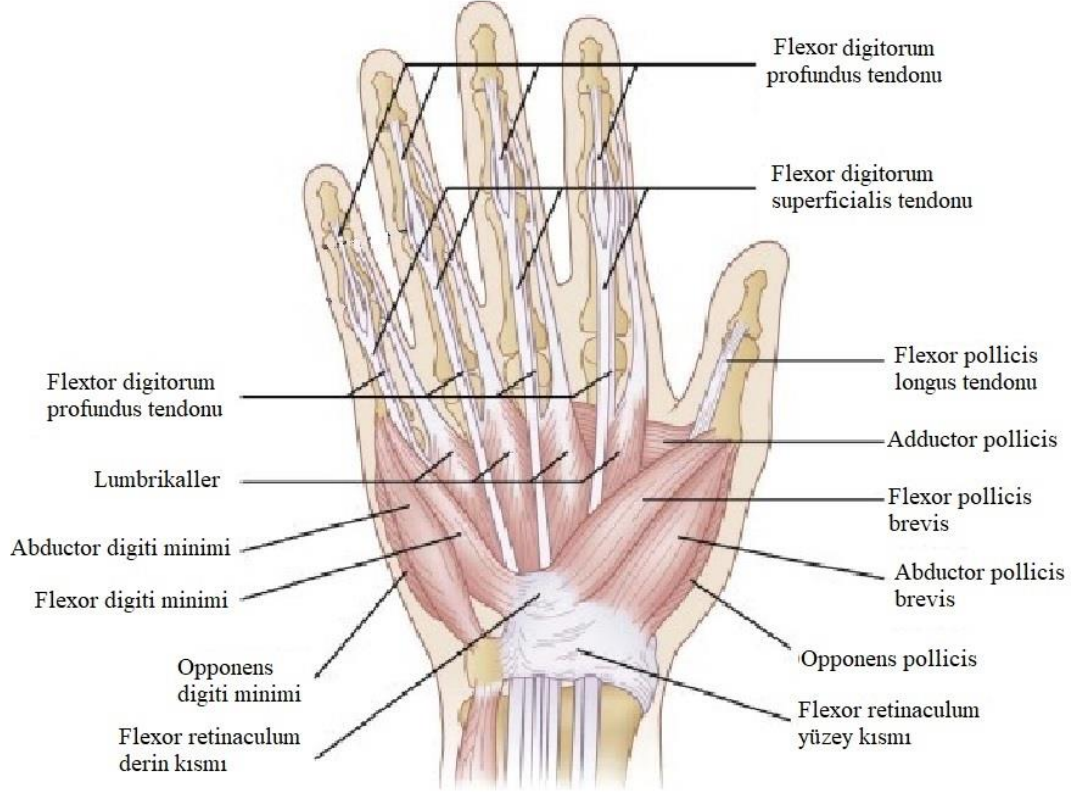
Elin iç kasları küçük kaslardır ve genellikle daha dar hareketler ile ilgilendirilir. Bu kaslarda kendi içlerinde 4 gruba ayrılırlar. Bunlar tenar kasları, hipotenar, lumbrikal ve dorsal interossei kaslarıdır. Şekil 2.4’de elin iç kasları gösterilmiştir.

Tenar kasları elin radial tarafında bulunur. Temel olarak başparmak hareketlerini kontrol eder. Bu grup abductor pollicis brevis, flexor pollicis brevis ve opponens pollicis’ten oluşur. Bunlar özellikle başparmak abduksiyonunu, metakarpal, proksimal falanaks fleksiyonunu ve başparmağı diğer parmaklardan uzaklaştırmayı sağlarlar [10].

Hipotener grubu küçük parmağı kontrol eder ve ulnar tarafında bulunur. Bu grup abductor digiti minimi, flexor digiti minimi ve opponens digiti minimi kaslarıdır. Bunların hepsi ulnar sinirleri tarafından yönlendirilir. Hipotenar kasları küçük parmağın metakarpalına ve proksimal falanaksına bağlıdır. Küçük parmakta kısıtlı miktarda abduksiyon ve MCP ekleminde fleksiyon hareketini sağlamaktadır [10].

Lumbrikal kasları asıl olarak flexor digitorum profundusun parmak ucuna doğru uzanan tendonunda çıkarlar. Kasıldıklarında MCP eklemlerinin fleksiyonuna, DIP ve PIP eklemlerinin ise ekstansiyonunu sağlarlar. Bu kaslar flexor digitorum profundus tendonu kasılırken MCP eklemine hareketi esnasında DIP ve PIP eklemlerini ekstansiyon halinde sabit tutarak elin “L” şeklinde durmasını mümkün kılabilirler [10].

İnterossei kas grubu elin volar yüzeyinde 3 dorsal yüzeyinde ise 4 adet kastan oluşur. Palmar interossei kasları parmak addüksiyon hareketlerinden sorumlu iken, dorsal kaslar parmaklara abdüksiyon hareketini yaptırır [10].



Şekil 2.4 : Elin iç kasları [11].

2.1.2.2 Ön kol kasları

Extrinsic kaslar ön koldan başlayıp parmak uçlarına kadar uzanan kaslardır. Çoğunlukla el ve bilek eklemlerinin fleksiyon ve ekstansiyonunu sağlayan bu kaslar uzun tendonları vasıtası ile parmak uçlarına kadar giderler. Şekil 2.5’de ön kolda bulunan kasların anterior ve posterior görünüşleri verilmiştir.

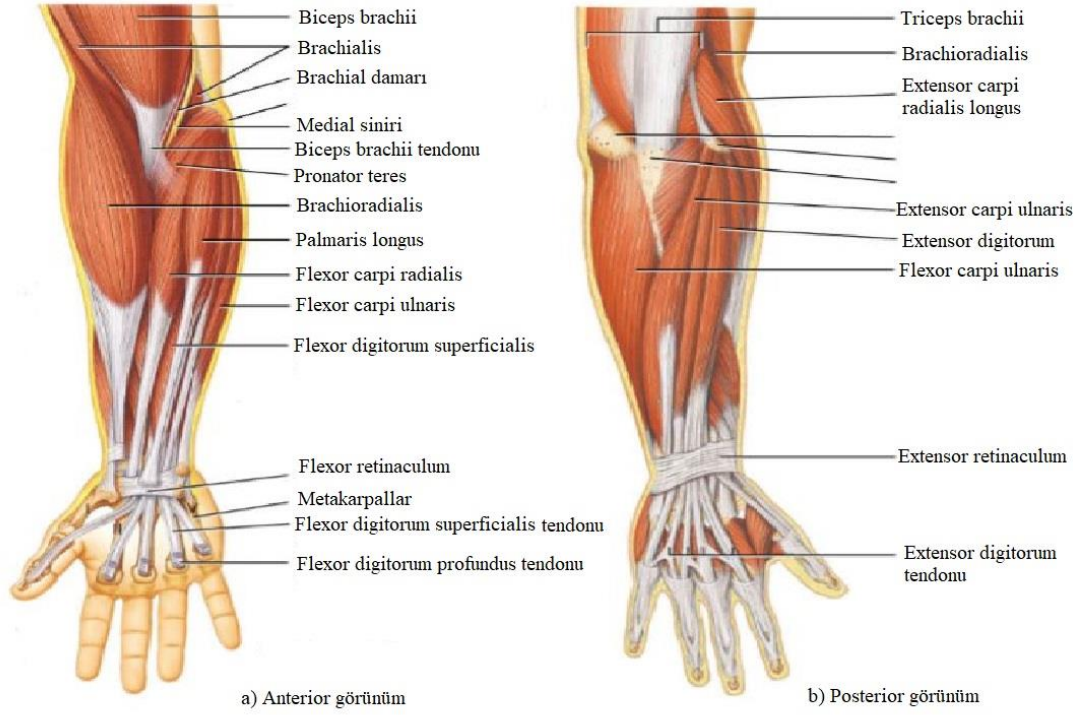
Ön kol kaslarının yapısı anterior ve posterior bölümlere ayrılarak düzenlenebilir. İnsan eli anatomik duruşdayken süpinasyon halindedir. Bu duruşun ön yüzüne anterior arka yüzüne ise posterior denilmektedir. Elin anterior bölümünde fleksör kasları bulunurken posterior bölümünde ekstansör kasları bulunmaktadır [12].

Çizelge 2.1 : Ön kolda bulunan fleksör kasları [47].

	Bağlandığı kemikler	Fonksiyonu
Flexor digitorum superficialis	2. – 5. parmakların orta falanaksları	MCP ve PIP fleksiyonu
Flexorcarpi radialis	1.parmağın metakarpal proksimali	Bilek fleksiyon ve radial deviasyon
Flexorcarpi ulnaris	5. metakarpal proksimali ve hamate kancası	Bilek fleksiyonu ve ulnar deviasyon
Flexor digitorum profundus	2. – 5. parmakların distal falanaksları	MCP, PIP ve DIP fleksiyonu
Flexor pollicis longus	1. parmağın distal falanaksı	CMC, MCP ve IP fleksiyonu ve CMC radial deviasyon
Palmaris longus	Palmar fasya	Bilek fleksiyonu ve fasya gerginliği

Flexor digitorum superficialis kasının PIP ekleminin hareketini sağlarken deri yüzeyinin derininde bulunan Flexor digitorum profundus kası DIP ekleminin hareketini sağlamaktadır [12].

Ekstansör kaslarında elin dorsal (posterior) tarafında bulunur. Extensor digitorum orta ve yüzük parmağının ekstansiyon hareketini yaptırmaktadır. Extensor indicis ve extensor digiti minimi ise işaret ve küçük parmakların ekstansiyonunu sağlamaktadır. Bu kasların tendonları hem orta hemde distal falanakslara bağlanarak PIP ve DIP eklemlerini hareket ettirebilmektedirler. PIP ve DIP eklemleri paylaşılan bu kas fonksiyonları nedeniyle çift olarak hareket edebilmektedir [12].

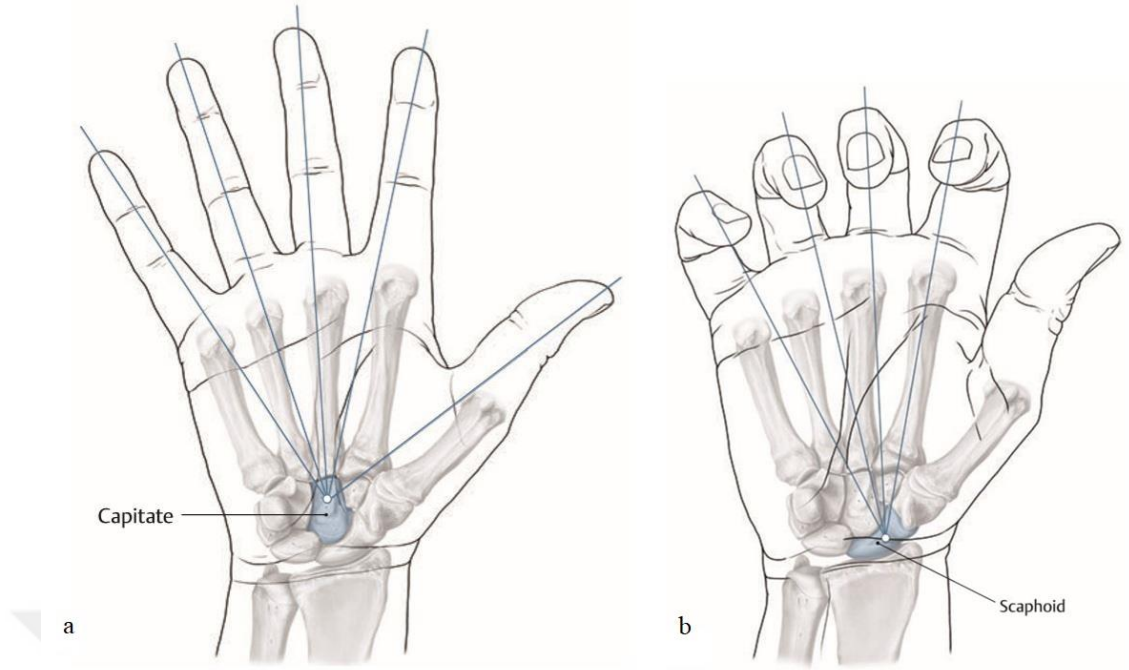


Şekil 2.5 : Ön kol kaslarının, (a) Anterior görünümü, (b) Posterior görünümü [11].

2.2 Elin Fonksiyonel Anatomisi

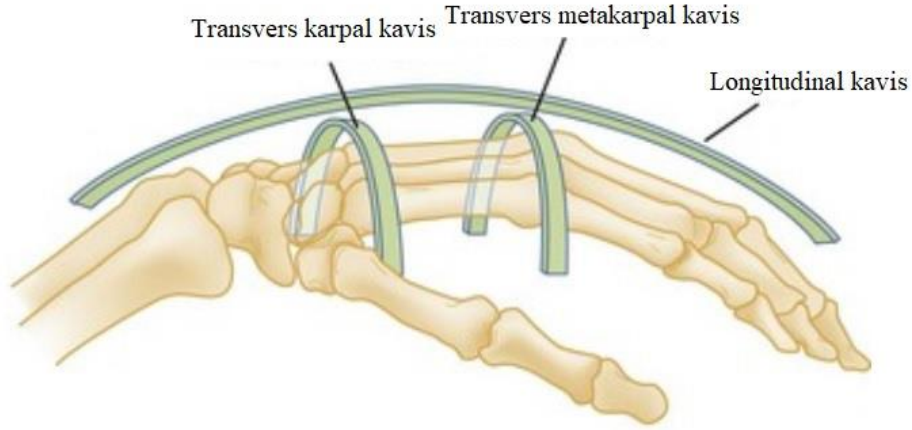
Parmak iskeleti, karpal, metakarpal, proksimal, orta ve distal falanaks olmak üzere 5 sıralı bir kemik dizininden oluşur. Sadece başparmakta 2 falanksa sahiptir. Toplamda oluşan bu kemik dizinleri elin toplam fonksiyonel ve yapısal anatomisini oluşturmaktadır.

El tam ekstansiyon halindeyken her bir parmağın distal falanaksının z eksenleri (şekil 2.6 göre Longitudinal) merkezi capitatum karpal kemiği olacak şekilde bir daire geometrisi almaktadır. Başparmağın metakarpal kemiği trapezium ve scaphoideum karpalları ile sıralı eklemlenmektedir. Trapezium kemiğinin elin sagittal eksenine göre işaret parmağının metakarpalı ile 45° açı yapmaktadır. Bu durum, diğer parmakların başparmak ile karşı karşıya konumlanmasını sağlamaktadır. Elin kavrama hareketi, parmaklar arasındaki uzunluk farkı ve başparmağı konumu ile merkezi scaphoideum olacak şekilde gerçekleşmektedir [12]. Şekil 2.6'da parmak doğrultularının elin hareketi esnasındaki çakışma noktasının değişimi gösterilmiştir.



Şekil 2.6 : Parmakların doğrultuları, (a) tam ekstansiyon, (b) fleksiyon esnasında [12].

Elin fonksiyonel yapısında 3 adet kavis bulunur. Bunlar transvers karpal kavis, transvers metakarpal kavis ve longitudinal kavistir. Transvers karpal kavisin referans noktası capitatumdur ve karpal kemiklerin distalinden geçmektedir. Metakarpal kavis, metakarpal kemiklerin distalinden yelpaze şeklinde geçmektedir. Birinci, dördüncü ve beşinci parmakların metakarpalları fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon ve addüksiyon hareketlerinin miktarına göre metakarpal kavisi genişletip daraltarak kavrama hareketini destekler. Bu durum ikinci ve üçüncü parmaklarda gerçekleşmemesinin sebebi CMC eklemlerinin hareket açıklıklarının olmamasından kaynaklanır. Longitudinal kavis ise karpallardan distal falanaksa kadar uzanır. Bu kavis falanaksların doğal pozisyonunu sağlar. Kavisin karpal ve metakarpal tarafı sabitken parmaklar tarafı hareketli bölümdür. Bu hareketlilik elin işaret ve orta parmağın karmaşık tutuşlar yapmasına olanak sağlarken yüzük ve küçük parmağın ise başparmakla beraber uyumunu arttırmaktadır. [12]. Şekil 2.7’de elin kavisleri gösterilmiştir [13].



Şekil 2.7 : Elin kavisleri [13].

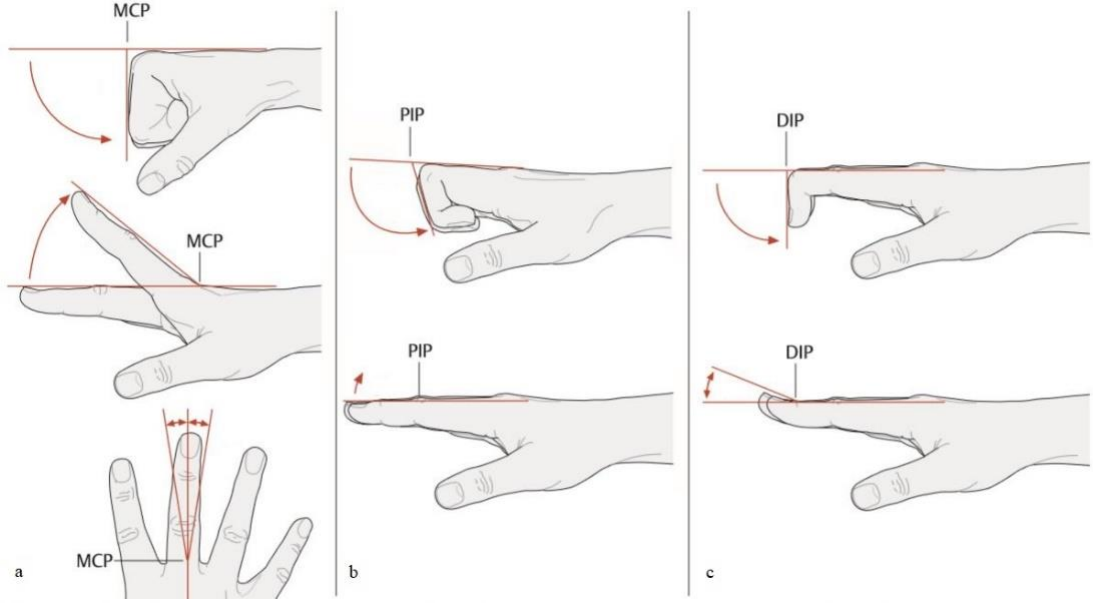
2.2.1 Parmak kısıtlamaları

Her gün çevre ile etkileşimde olan el ve parmak hareketlerimizin birbirlerinden bağımsız olmadıklarını fark etmek zor değildir. Nesnelere kavrarırken parmaklarımız birbirleri ile bir uyum içinde hareket ederler. Basit ve tamamen kontrollü bir harekette bile, planlanmamış diğer eylemlerin gerçekleşebildiği dikkate değerdir.

Bu hareketler elin yapısında bulunan eklemler, ligamentler, tendonlar ve yumuşak dokular sayesinde belirli açısal kısıtlamalar aralığında hareket etmektedir. Bu el ve parmak kısıtlamaları statik ve dinamik kısıtlamalar olarak 2 grupta incelenmektedir.[14,15].

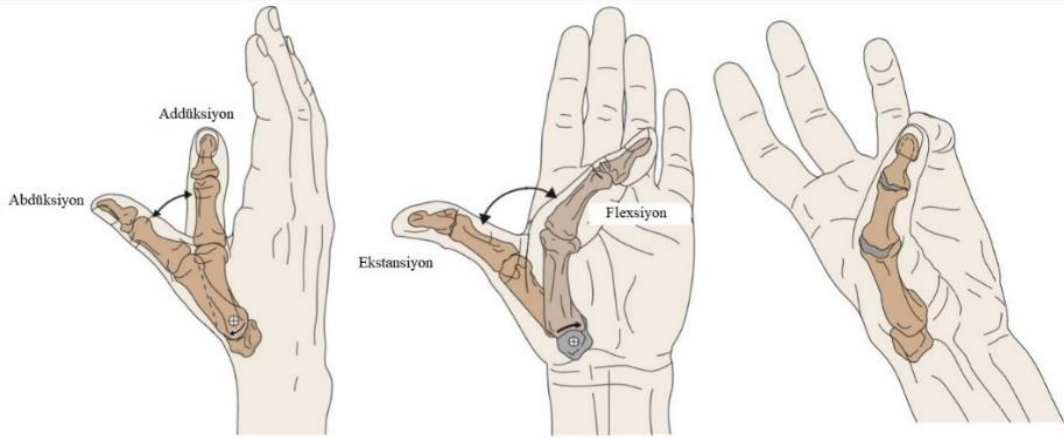
2.2.1.1 Statik kısıtlamalar

Eldeki statik kısıtlama, diğer eklemlerden bağımsız şekilde parmak eklemlerinin sahip olduğu hareket açıklığına denilmektedir. El eklemlerinin hareket açıklıkları (EHA) statik kısıtlamalar ile fizyolojik açıdan maksimum ve minimum hareket aralığını belirler. Fizyolojik eklem açıklığı kişisel özelliklere bağlı olup kapalı formda ifade edilmesi son derece zor olan farklı unsurlar içermektedir [14,15]. Şekil 2.8'de parmakların temel eklem hareketleri gösterilmiştir [12].



Şekil 2.8 : Parmakların temel eklem hareketleri [12].

Başparmak ise diğer parmak hareketlerinin opozisyonlarını karşılaması sebebiyle addüksiyon/abduksiyon hareketlerini daha geniş açıda yapabilmektedir. Şekil 2.9'de başparmak hareketleri gösterilmektedir [12].



Şekil 2.9 : Başparmağın eklem hareketleri [12].

Çizelge 2.2'de yukarıda bahsedilen parmak hareketlerinin EHA detaylı olarak listelenmiştir [14].

Çizelge 2.2 : Parmakları eklem hareket açıklıkları [14].

Parmaklar	Eklemler	Fleksiyon	Ekstansiyon	Addüksiyon ve Abdüksiyon
Başparmak	TMC	50 ° - 90 °	15 °	45 ° - 60 °
	MCP	75 ° - 90 °	0 °	5 °
	IP	75 ° - 80 °	5 ° - 10 °	5 °
İşaret parmağı	CMC	5 °	0 °	0 °
	MCP	90 °	30 ° - 40 °	60 °
	PIP	110 °	0 °	0 °
	DIP	80 ° - 90 °	5 °	0 °
Orta parmak	CMC	5 °	0 °	0 °
	MCP	90 °	30 ° - 40 °	45 °
	PIP	110 °	0 °	0 °
	DIP	80 ° - 90 °	5 °	0 °
Yüzük parmağı	CMC	10 °	0 °	0 °
	MCP	90 °	30 ° - 40 °	45 °
	PIP	120 °	0 °	0 °
	DIP	80 ° - 90 °	5 °	0 °
Küçük parmak	CMC	15 °	0 °	0 °
	MCP	90 °	30 ° - 40 °	50 °
	PIP	135 °	0 °	0 °
	DIP	90 °	5 °	0 °

2.2.1.2 Dinamik kısıtlamalar

Dinamik kısıtlama, elin kavrama esnasındaki eklem hareketinin açıklaması ve modellenmesi olarak ifade edilir. Bu kısıtlamada kendi içinde parmak içi ve parmak arası kısıtlamaları olarak ikiye ayrılır. Parmak içi kısıtlamaları aynı parmağın üzerindeki farklı eklem sınırlamalarına denir. Ayrıca bu kısıtlama silindirik ve prizmatik kavrama gibi tutuşları da incelemektedir. Parmak arası ise farklı parmaklara ait eklem kısıtlamalarıdır. Bu kısıtlamalar esas olarak işaret, orta, yüzük ve küçük parmaklar arasındaki eklemlerin bağımlılığını meydana çıkarmaktadır. Bu bağımlılık parmakların birbirleri arasındaki başlangıç konfigürasyonunu tanımlamaktadır [14]. Çizelge 2.3 ve çizelge 2.4 de silindirik ve prizmatik(çimdiklemek) kavrama esnasındaki parmak arası ve içi kısıtlamaları verilmiştir. Çizelgelerde kullanılan θ karakteri eklem açısını, fleksiyon/ekstansiyon (f/e), addüksiyon, abdüksiyon ise (ad/ab) olarak ifade edilmektedir [15].

Çizelge 2.3 : Silindirik kavrama esnasındaki dinamik kısıtlamalar [15].

	CMC	MCP		PIP
Başparmak	$\theta_{B_{TMC}} = \frac{11}{10} \theta_{B_{MCP}}$	$\theta_{B_{TMC}} = \frac{4}{5} \theta_{B_{PIP}}$		
İşaret parmağı	$\theta_{i_{CMC}} = \theta_{o_{MCP}}$	$\theta_{i_{MCP_{f/e}}} = \frac{4}{3} \theta_{i_{PIP}}$		$\theta_{i_{PIP}} = \frac{3}{2} \theta_{i_{DIP}}$
Orta parmak	$\theta_{o_{CMC}} = \theta_{y_{MCP}}$	$\theta_{o_{MCP_{ad/ab}}} = \frac{1}{5} \theta_{i_{MCP_{ad/ab}}}$	$\theta_{o_{MCP_{f/e}}} = \frac{4}{3} \theta_{o_{PIP}}$	$\theta_{o_{PIP}} = \frac{3}{2} \theta_{o_{DIP}}$
Yüzük parmağı	$\theta_{y_{CMC}} = \theta_{k_{MCP}}$	$\theta_{y_{MCP_{ad/ab}}} = \frac{1}{2} \theta_{k_{MCP_{ad/ab}}}$	$\theta_{y_{MCP_{f/e}}} = \frac{4}{3} \theta_{y_{PIP}}$	$\theta_{y_{PIP}} = \frac{3}{2} \theta_{y_{DIP}}$
Küçük parmak	---	$\theta_{k_{MCP_{f/e}}} = \frac{4}{3} \theta_{k_{PIP}}$		$\theta_{k_{PIP}} = \frac{3}{2} \theta_{k_{DIP}}$

Çizelge 2.4 : Prizmatik kavrama esnasındaki dinamik kısıtlamalar [15].

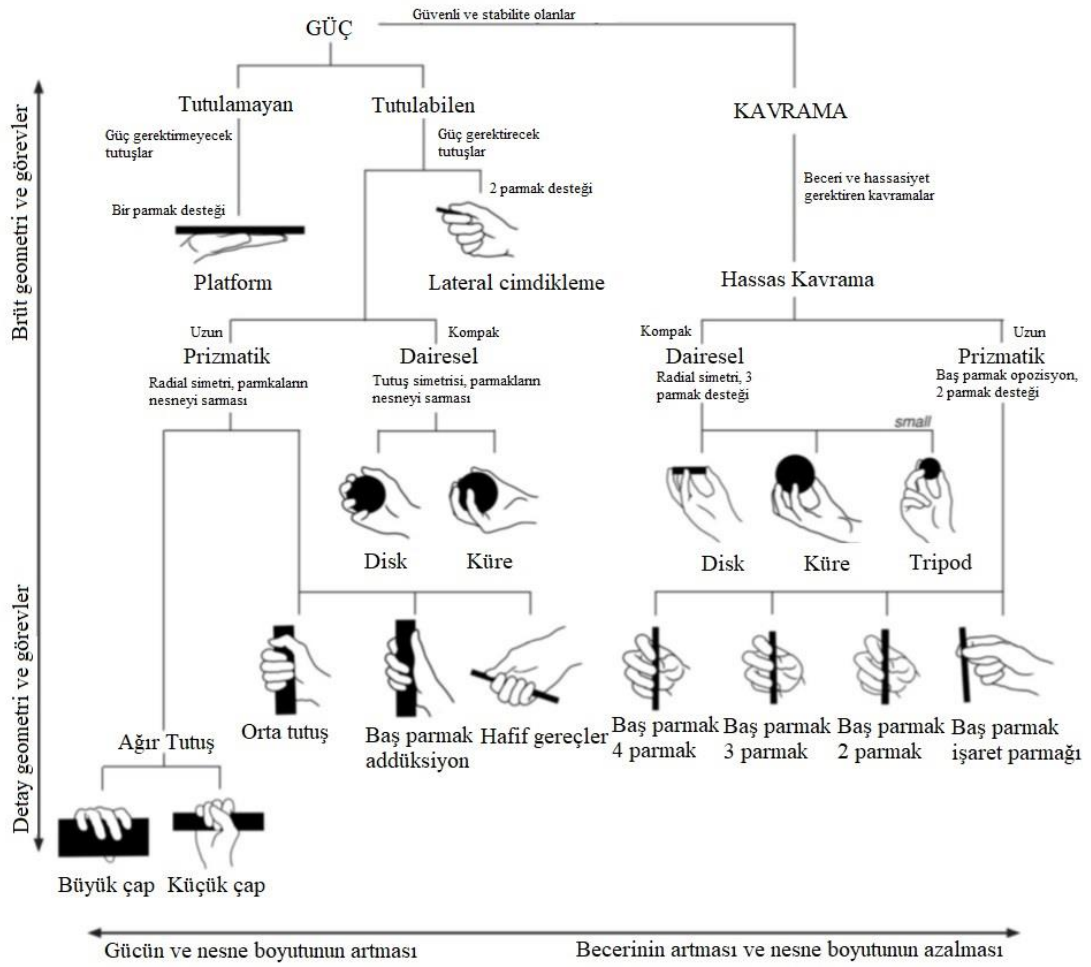
	CMC	MCP		PIP
Başparmak	$\theta_{BTMC} = \frac{10}{11}\theta_{BMCP}$	$\theta_{BTMC} = \frac{6}{5}\theta_{BIP}$		
İşaret parmağı	$\theta_{iCMC} = \theta_{OMCP}$	$\theta_{iMCP_{f/e}} = \frac{3}{2}\theta_{iPIP}$		$\theta_{iPIP} = 2\theta_{iDIP}$
Orta parmak	$\theta_{OCMC} = \theta_{YMCP}$	$\theta_{OMCP_{ad/ab}}$ $= \frac{1}{5}\theta_{iMCP_{ad/ab}}$	$\theta_{OMCP_{f/e}}$ $= \frac{3}{2}\theta_{OPIP}$	$\theta_{OPIP} = 2\theta_{ODIP}$
Yüzük parmağı	$\theta_{YCMC} = \theta_{KMCP}$	$\theta_{YMCP_{ad/ab}}$ $= \frac{1}{2}\theta_{KMCP_{ad/ab}}$	$\theta_{YMCP_{f/e}}$ $= \frac{3}{2}\theta_{YPIP}$	$\theta_{YPIP} = 2\theta_{YDIP}$
Küçük parmak		$\theta_{KMCP_{f/e}} = \frac{3}{2}\theta_{KPIP}$		$\theta_{KPIP} = 2\theta_{KDIP}$

Statik ve dinamik kısıtlamalar olan insan elinin sınırlarını ve parmakların kavrama esnasındaki yörüngeleri, dış iskeletin mekanizma tasarımı açısından atlanmaması gereken değişkenlerdendir. Çizelge 2.3 ve 2.4 de verilmiş olan değerler her tutuş için genellenmemelidir.

2.3 Elde Kavrama

İnsanların nesnelere kavrayış şekillerini ve her kavrayışa ilişkin kinematik etkileri rehabilitasyon alanındaki bir ürün tasarımında önemli bir yere sahiptir. Elin kavrama sınırlarını bilmek, el ile etkileşim halinde olan dış iskeletlerin güvenilirliğinin tayin edebilmeyi sağlamaktadır. El yapısının karmaşıklığı elin tutma, kavrama gibi hareketlerinin standart bir sınıflandırmada tanımlamayı zorlaştırır. Elde kavrama, Feix ve arkadaşları [16] tarafında şöyle tanımlanmıştır: “bir nesnenin bir elle güvenli bir şekilde tutulabileceği her statik el duruşuna kavrama denir.” Bu tanım doğrultusunda, literatürde bu konuyla ilgili eldeki kavrama çeşitlerini standartlaştırmaya yönelik bazı çalışmalar bulunmaktadır. Şekil 2.10’de verilen

şemada Cutkosky ve arkadaşlarının hazırladığı nesne geometrisine ve tutuş becerisine göre 16 kavrama çeşidi sınıflandırılmıştır [17].



Şekil 2.10 : 16 çeşit kavrama şeması [17].

Kavramanın fonksiyonel olarak değerlendirmesinde başparmağın önemli bir yeri vardır. Diğer parmaklarla ile opozisyon halde konumlanan başparmak nesneye zıt kuvvet ileterek kavrama hareketini gerçekleştirir. Şekil 2.11’de ise başparmağın addüksiyon ve abdüksiyon durumlarına göre farklı bir kavrama sınıflandırılması verilmiştir [16].

Zıt parmak desteği:	Güç					Ara			Hassas					
	Avuç içi		El pedi			Yan yüz			El pedi			Yan yüz		
	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3
Baş Parmak Abduksiyonu	1: Büyük çap 2: Küçük çap 3: Orta çap 10: Güç diski 11: Güç küresi	31: Halka	28: 3 parmak küre	18: Ekstansiyon cesidi 26: 4 parmak küre	19: Distal	23: Addüksiyon Kavrama			21: Farklı Tripod	9: Palmar cimdikleme 24: Uc cimdik 33: inferior cimdikleme	8: Prizmatik 2 parmak 14: Tripod	7: Prizmatik 3 parmak 27: 4-pod	6: Prizmatik 4 parmak 12: Hassas disk 13: Hassas küre	20: Yazma tripod
Baş Parmak Addüksiyonu	17: İşaret parmak ekstansiyonu 4: Baş parmak addüksiyonu 5: Hafif eerec 15: Sabit Kanca tutuşu 30: Avuç içi					16: Lateral 29: Çubuk 32: Ventral	25: Lateral Tripod						22: Paralel ekstansiyon	

Şekil 2.11 : Başparmak konumuna göre 33 çeşit kavrama tablosu [16].

2.4 Elin Kapasitesi

Bu alt başlıkta el parmaklarının uygulayabildiği kuvvetler ve hızlar ile ilgili çalışmalardan bahsedilmiştir. Bu bilgiler parmakların dış iskeleti tarafından uygun manipüle edilebilmesi için önemlidir. Ayrıca, bu veriler bize insanların parmaklarının kuvvet ve hız kapasiteleri hakkında fikir vermektedir.

Lowea ve arkadaşları [18] tarafından yapılmış olan çalışmada falanaks ortalarına yerleştirilmiş 20 adet kuvvet sensörülü bir deri eldiven kullanmışlardır. Deneyde çekiç sapı, tornavida, el testeresi gibi aletlerin silindirik ve silindire yakın saplarının kavrama esnasındaki kuvvetleri ölçmüşlerdir. Bu değerler çizelge 2.5’de verilmiştir [18].

Çizelge 2.5 : Silindirik ve silindire yakın kavrama esnasında parmak falanakslarının oluşturduğu ortalama kuvvetler [18].

Kuvvet(Newton)	Metakarpal falanaks distali	Proksimal falanaks	Orta falanaks	Distal falanaks
İşaret parmağı	17.3	21	26.1	45.9
Orta parmak	24.2	29.3	36.5	64.1
Yüzük parmağı	18.4	22.3	27.8	48.8
Küçük parmak	9.6	11.6	14.5	25.4

Yukarıda verilen tablolarda görüldüğü üzere orta parmak elin kavrama kuvvetinin büyük bir kısmını oluşturmaktadır. Başparmak ise diğer parmakların kuvvet vektörlerine tepki kuvveti oluşturduğu için etki eden parmak ve falanaks sayısına göre oluşan kuvvet değişebilmektedir.

Eklemlerde oluşan açısal hızlar Darling ve arkadaşları [19] tarafında 3 durumda ölçülmüştür. Çizelge 2.6’da MCP ve PIP eklem hızları 3 farklı açısal hız durumuna göre verilmiştir.

Çizelge 2.6 : Eklemlerin açısal hızları [19].

Açısal Hız (rad/s)	Pik	Doğal	Yavaş
MCP	18	10	3-6
PIP	12	10	3-6

2.5 Elin Motor Fonksiyonlarını Etkileyen Hastalıklar

2.5.1 Serebrovasküler olay

Serebrovasküler olay (SVO) ,çoğunlukla felç olarak atfedilmektedir. Hastalık, beyne veya merkezi sinir sisteminin diğer bölgelerine kan akışı kesildiğinde meydana gelmektedir. Bu kesinti, beynin bazı bölümlerinin yeterli oksijenli kan almaması sonucunda bölgedeki nöronların ölümüne neden olmaktadır. Felç (inme) genellikle beyinde görülsede, omurilik gibi merkezi sinir sisteminin diğer bölgelerinde de görülme olasılığı vardır. Felç, iskemik ve hemorajik olarak 2 temel katagoride sınıflandırılır. İskemik inme, kan dolaşım bozukluğuna sebep olmaktadır. Bu bozukluk oksijen eksikliği ile beyin dokusunun nekrozuna ve işlev bozukluğuna neden olur. Diğer tür ise hemorajik felçtir. Bu durum beyinde veya kafatasında kan birikmesiyle oluşmaktadır. Birikme sonucunda oluşan basınç, beyin damarlarında yırtılmalara ve işlev bozukluklarına yol açar. Bu hastalıklar sonucunda oluşan en yaygın durum hastaların felç geçirmesidir. Felç, vücudun kontrolateral tarafda oluşan motor fonksiyon bozulması gibi bir dizi nörolojik rahatsızlıklara sebep olur. Hem iskemik hemde hemorajik felçler benzer semptomlara neden olmaktadır. Genellikle üst ekstrimite motor fonksiyon kayıpları felçli hastaların çoğunluğunda oluşmaktadır [20].

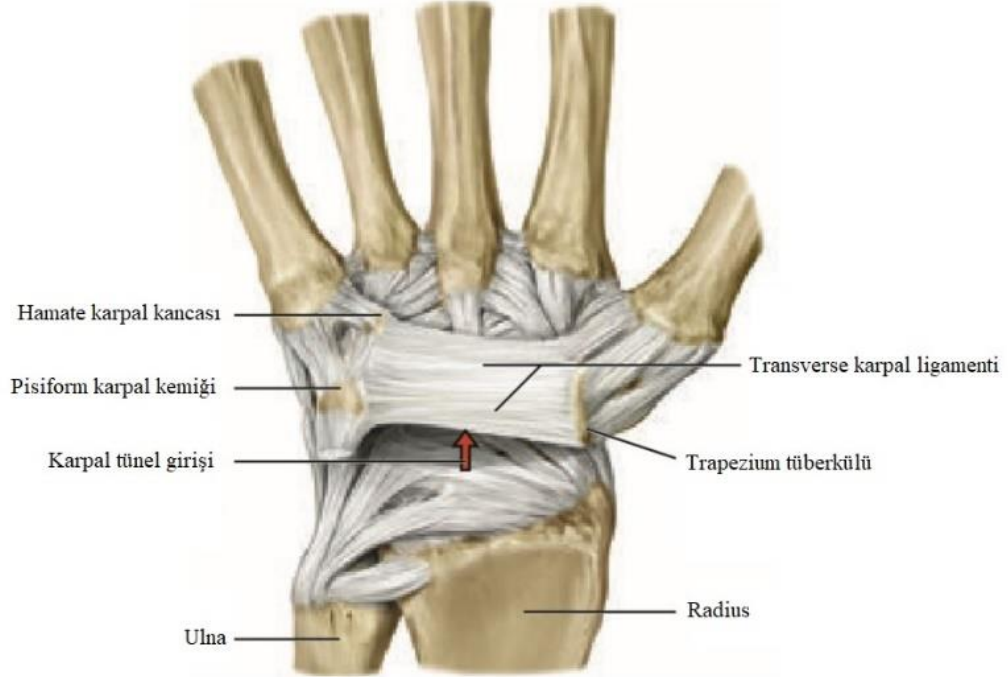
2.5.2 Omurilik yaralanmaları

Felcin nedeni genellikle beyinde görülsede, omurilik gibi merkezi sinir sisteminin diğer bölgelerinde görülme olasılığında vardır. Omurilikde, herhangi bir şekilde oluşan ezilme veya kırılma gibi yaralanmalar sonucunda vücudün belirli kısımlarında his ve duyu kayıpları meydana gelebilir. Bu kısımlar omurganın hangi bölgesinden yaralandığına göre değişkenlik göstermektedir [21].

2.5.3 Karpal tünel sendromu

Karpal tünel sendromu (KTS) vakaları %85'i 3. Palmar tendon kılıfının iltihaplanması (*eng, tendosinovit*) sonucu kalınlaşmasından kaynaklanır. Karpal tüneli, karpal kemikleri arasında bulunan transversal karpal ligamentinin altında bulunmaktadır. Şekil 2.12'da karpal tünel gösterilmiştir. Bu kalınlaşma median

sinirine baskı uygulamasıyla elde uyuşma, hissizlik gibi durumlar ortaya çıkmaktadır. Yaygın olarak el hareketlerinin statik gerginlik durumunda uzun süre durmasından kaynaklanmaktadır [22,12].



Şekil 2.12 : Karpal tüneli [12].

Klinik belirtilerde kişinin uykusu esnasında elinin uyuşması veya şişmesi ile anlaşılır. KTS’da 2 çeşit tedavi yöntemi kullanılmaktadır. Konservatif tedavi genellikle hafif-orta şiddette KTS semptomlarından muzdarip olan hastalara önerilir. Vitaminler, steroidler, anti-enflamatuar ilaçları ve ultrasonik yöntemler bu tedavide kullanılmaktadır. Diğer tedavi ise karpal tüneli cerrahi yöntem ile gevşetmedir. Transversal karpal ligamenti kesilerek bölge genişletilir ve median sinirinin üzerindeki baskı azalır. Erken tanıda bu tedavi iyi sonuç vermektedir. Cerrahi yöntemden sonraki 1 aylık süreçte pasif ve aktif rehabilitasyonlar ile elin normale dönmesi sağlanmaktadır [22].

2.5.4 El tendon yaralanmaları

El bileği ve parmaklarının hareketini sağlayan ekstansiyon ve fleksiyon kaslarının tendonları avuç içinden geçerek parmak uçlarına bağlanmaktadır. Bu tendonlar

herhangi bir derin kesilmede yaralanabilir veya kopabilmektedir. Tendon yaralanmaları ameliyat ile tedavi edilmektedir [22].

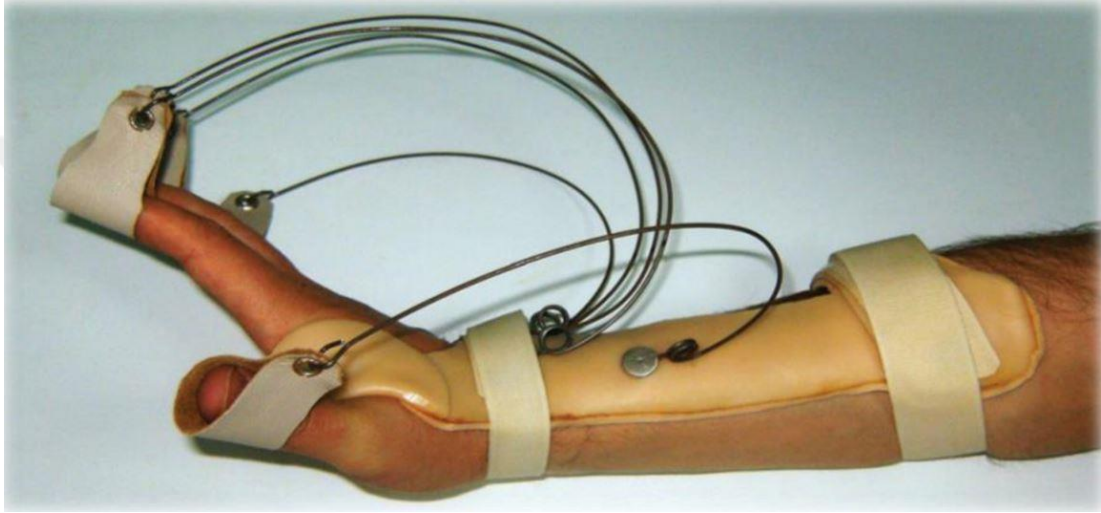
Ameliyat sonrası rehabilitasyon sürecinde erken immobilizasyon (tam hareketsizlik) ve erken pasif mobilizyon yöntemleri kullanılmaktadır. Fleksör tendon yaralanmalarında erken immobilizasyon, hastanın 3 hafta boyunca MCP ekleminin 40°-60°, bilek ekleminin 10°-20° fleksiyonda ve IP ekleminde tam ekstansiyonda tam hareketsiz kalarak tendonlarının iyileşmesi sağlanmaktadır [23].

Fleksör tendon yaralanmaları için erken pasif mobilizyonda 2 yaygın yöntem kullanılmaktadır. Bunlar Kleinert yöntemi ve Duran Hauser yöntemidir. Kleinert yöntemi, pasif fleksiyon ve aktif ekstansiyonu hedeflemektedir. Kleinert ateli, parmak uçlarına yerleştirilen lastikler ile hastanın ekstansiyon hareketini dirençli bir şekilde, fleksiyon hareketi ise pasif olarak yapılmasını sağlar. Duran Hauser yöntemi ise sadece pasif egzersizler ile hastanın rehabilitasyonunu sağlamaktadır [23]. Resim 2.1'de Kleinert ateli görülmektedir.



Resim 2.1 : Kleinert ateli [23].

Ekstansör tendon yaralanmalarında da benzer yöntemler kullanılmaktadır. Ekstansör tendonları elin dorseline yakın olması nedeniyle sık yaralanmalara sebep olmaktadır. İmmobilizasyon yöntemi, fleksör yaralanmalarındaki gibi elin belirli süre tam hareketsiz kalmasıdır. Erken pasif hareket yöntemi ise bilek eklemini 30°- 40° ekstansiyonda tutan ve parmak uçlarından ön kolun dorsal yüzeyine gerilen tork yayları ile MCP eklemlerin 30°-40° dirençli aktif fleksiyonlarına izin veren bir splint (sabitleyici) ile gerçekleştirilir. Resim 2.2’de bir ekstansör kesi splinti gösterilmektedir [23].



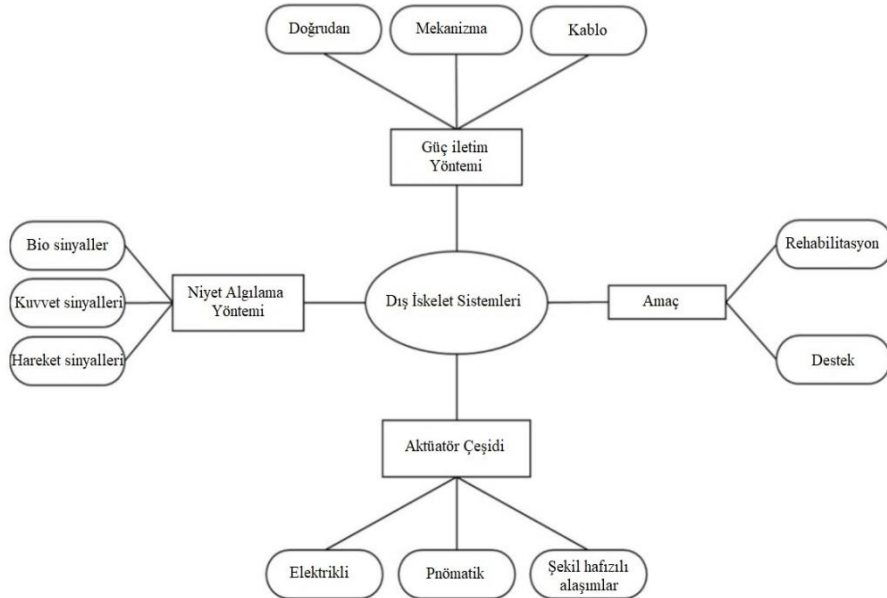
Resim 2.2 : Ekstansör kesi splinti [23].



3. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Geliştirilen dış iskelet sistemleri çoğunlukla rehabilitasyon ve destek sistemi olarak literatürde karşımıza çıkmaktadır. Rehabilitasyon dış iskeletleri hastanın el motor işlevinin tedavisine yardımcı olmak için egzersizler sağlar. Bunlar, dış iskelet tarafından yönlendirilen pasif hareketler veya direnç kuvvetine karşı aktif hareketlerdir. Buna göre sistemde kullanılacak olan sensör ve aktüatör çeşidi uygulanacak olan egzersiz yöntemine göre değişmektedir. Destek dış iskelet sistemleri ise kullanıcının niyetini algılayarak yapılacak olan el hareketine yardımcı bir kuvvet sağlamaktadır. Her iki sistemde hastanın günlük el aktivite desteği veya rehabilitasyon sürecinde el fonksiyonlarının yarar görmesini hedeflemiştir [24].

Literatürde bulunan dış iskelet sistemleri kullanılan aktüatör çeşidi, güç iletim yöntemi ve niyet algılama yöntemi gibi çeşitli kriterler kullanılarak sınıflandırılabilir. Şekil 3.1 de sınıflandırma şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.1 : Çeşitli kriterlere göre dış iskelet sistemlerinin sınıflandırılması.

Bu tez çalışmasında, literatürde bulunan dış iskelet sistemlerinin temel olarak kullanım amacı ve kullanılan aktüatör çeşidine göre 2 kısımda incelenmiştir. Bunlar, elektrikli ve pnömatik aktüatörler tarafından sürülen rehabilitasyon ve destek dış iskeletleridir.

3.1 El İçin Dış İskelet Sistemleri

3.1.1 Elektrikli ve pnömatik aktüatörler tarafından sürülen rehabilitasyon dış iskeletleri

Bu kısımda 2005 yılından bu yana geliştirilmiş olan felç sonrası, el hastalıkları veya yaralanmaları için elektrikli ve pnömatik aktüatörler tarafından sürülen el rehabilitasyon dış iskelet sistemlerinden bahsedilmektedir. Bu çalışmalarda sürekli pasif egzersiz ve/veya sanal gerçeklik ortamı gibi hastanın iyileşme sürecinde motivasyonunu arttıracak egzersiz yöntemleri kullanılmaktadır [25].

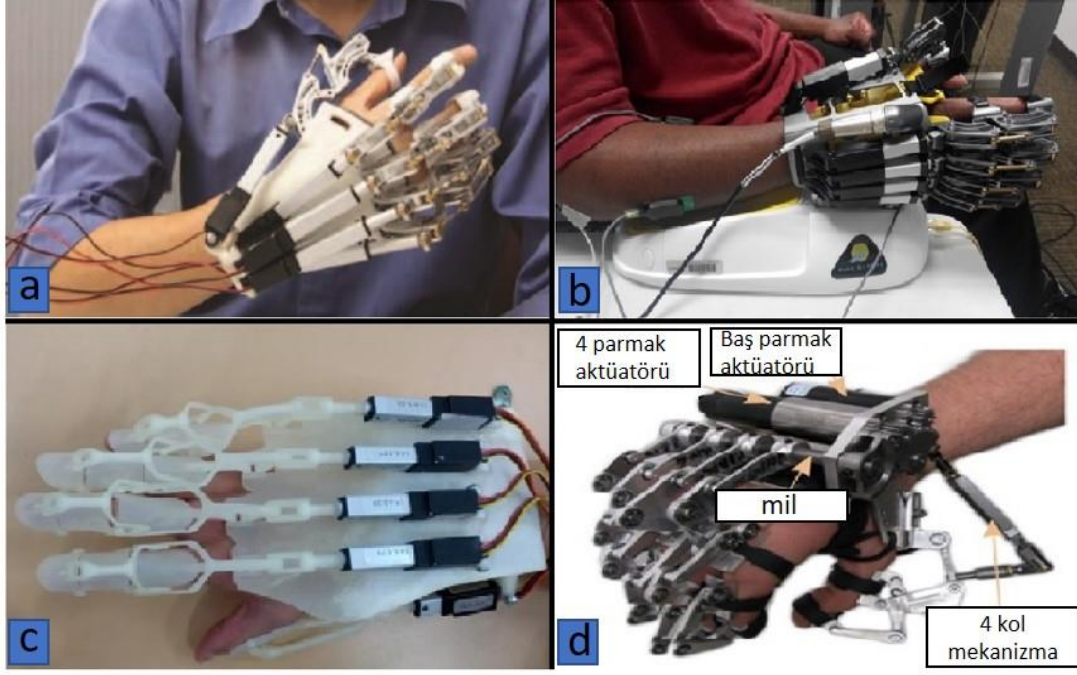
Ho ve arkadaşları [26] her bir parmak için 2 serbestlik derecesine sahip MCP ve PIP eklemlerini destekleyen bir dış iskelet egzersiz cihazı tasarlamışlardır. Cihaz 5 adet lineer aktüatör vasıtası ile 5 parmağı destekleyerek ele açma ve kapatma egzersizleri yaptırmaktadır. Bu robotik cihaz temel olarak hastanın zayıflamış olan el kaslarından alınan sEMG sinyaller vasıtası ile sürülmektedir. Hasta eli açma veya kapama niyeti doğrultusunda oluşan kas aktivasyonu sEMG sensörler tarafından algılanır ve sistem parmakları destekleyerek egzersizi gerçekleştirir. sEMG sensörleri abductor pollicis brevis (fleksiyon) ve extensor digitorum (ekstansiyon) kaslarına yerleştirilmiştir. sEMG sinyal kanalı ise 1kHz olarak belirlenmiştir. Cihaz 3 adet egzersiz moduna sahiptir. Bunlardan ilki hastanın belirli bir sEMG sinyal eşiğini aştığında gerçekleşen harekettir. İkinci mod, kullanıcının kas kasılma eforuna bağlı olarak hareketi yapabilme durumudur. Son mod ise fleksiyon ve ekstansiyonu temsil eden iki kasdan gelen sEMG sinyallerinin karşılaştırılmasına göre cihazın fleksiyon veya ekstansiyon olma durumudur. Resim 3.1 (a)'da cihaz gösterilmektedir.

Rehab-Robotics [27] tarafından geliştirilen Hand of Hope, el rehabilitasyonu için geliştirilmiş bir dış iskelet sistemidir. Ho ve arkadaşları [26] tarafından geliştirilen dış iskelet sistemi rehab-robotics firması ile nihayi bir ürün haline gelmiştir. Cihaz

mekanik yapı, aktüatör ve sensör kısımları değiştirilmemiş daha çok rehabilitasyon ve sanal gerçeklik egzersizleri konusunda adımlar atılmıştır. 4 kanallı bir sEMG sensöre sahip olan cihaz başparmak, işaret parmak ve orta parmak fleksiyon ve ekstansiyonu yapabildiği gibi orta, yüzük ve küçük parmak hareketlerini de ayrı şekilde gerçekleştirebilmektedir. Ayrıca, sEMG sensörü takmaksızın PC ile sanal gerçeklik ortamında kullanıcıya rehabilitasyon sunmaktadır. Resim 3.1 (b)'de dış iskelet gösterilmektedir

Cui ve arkadaşları [28] rehabilitasyon için 3 boyutlu yazıcı ile üretilebilir, 5 parmağı destekleyen bir dış iskelet tasarlamış ve geliştirmişlerdir. Tasarladıkları mekanizma yapısı 8 kol, 10 eklemlilik tek serbestlik derecesine sahip olmakla beraber parmaklarda bulunan 3 eklemede (MCP, PIP, DIP) desteklemektedir. Önerdikleri mekanik yapı sürüş bağlantıları ve eklem yapıları tek parça halinde 3 boyutlu yazıcı ile reçine baskı alınabilmektedir. Her bir parmak 1 adet lineer aktüatör vasıtasıyla kuvveti parmaklara aktarmaktadır. Dış iskelet sistemini süren lineer aktüatörün bulundurduğu enkoder sayesinde mutlak konum bildirimini alınabilmektedir. SolidWorks yazılımı ile programlama arayüzleri kullanılarak bir grafik arayüzü geliştirmişlerdir. Böylelikle, bu dış iskelet sisteminde terapistin hastalara uygulamış olduğu egzersiz hareketlerini kayıt edebilmekte ve tekrar edebilmektedir. Resim 3.1 (c)'de cihaz gösterilmektedir.

Leonardis ve arkadaşları [29] silindirik kavrama için geliştirdikleri "Bravo" isimli dış iskelet sistemi başparmak ve parmaklar olmak üzere 2 serbestlik derecesine sahiptir. MCP, PIP, ve DIP eklemlerini tek serbestlik dereceli 5 adet planar mekanizması tarafından 2 adet dişli kutulu elektrik motoru ile sürülmektedir. Dış iskelet sisteminin mekanizma yörüngesi 55-120mm çapındaki silindirik numuneler ile deneysel olarak belirlenmiştir. Hastanın sağlıklı elindeki extensor digitorum longus, flexor digitorum longus ve abductor pollicis brevis kaslarından alınan sEMG sinyalleri ile cihaz aktive olmaktadır. Hastanın sağlıklı eli ile kavradığı cismin üzerinde bulunan kuvvet sensörleri ile elinden alınan sEMG sinyalleri filtre edilerek ve yapay sinir ağları ile işlenilerek elin uyguladığı kavrama kuvveti belirlenir. Bu kuvvet referans alınarak dış iskelet sistemide aynı kuvveti üretir. Resim 3.1 (d)'de cihaz gösterilmektedir.

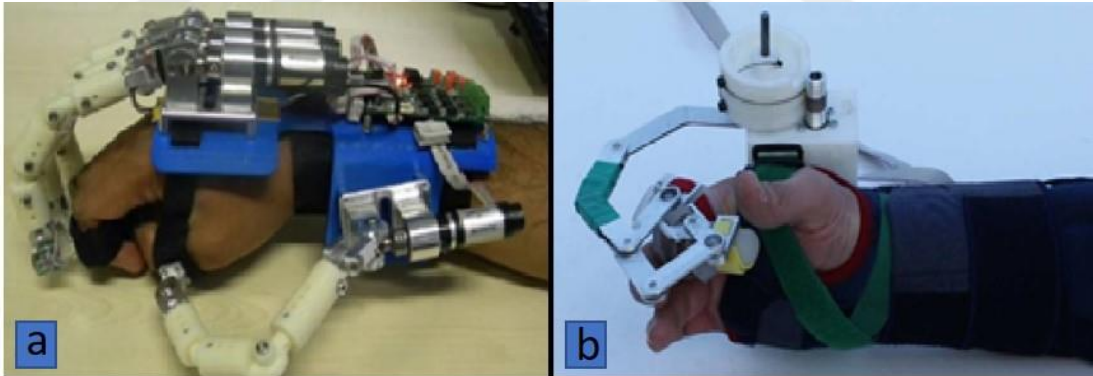


Resim 3.1 : (a) Ho ve arkadaşları [26], (b) Hand of hopes [27], (c) Cui ve arkadaşları [28], (d) Leonardis ve arkadaşları [29].

Ertaş ve arkadaşları [30] tendon yaralanmalarının tedavisi için bir dış iskelet geliştirmişlerdir. İşaret parmağına giyilen cihaz hastanın parmak tendonuna zarar vermeyecek şekilde parmağa doğal parmak fleksiyonu ve ekstansiyonu yaptırmayı amaçlamaktadır. Dış iskeletin kinematiği 4 ve 6 kol mekanizmalarından oluşur ve sarkaç kolları 2 adet çekme yayı ile iskelet gövdesine bağlanmıştır. Yaylar parmak eklem kordinasyonunu sağlamaktadır. Yaylar 1. falanaks mekanik limite erişmeden 2. ve 3. falanaksın ekstansiyona gelmelerini sağlar. Mekanizma parmaklara takılan silikon bir yüzüğün üzerinde bulunur. Optik enkoderli bir DC motor ile sürülen dış iskeletin pozisyon kontrolüde böylelikle sağlanmış olmaktadır. Cihazın 4 adet terapi modu bulunmaktadır. Bunlar: pasif, aktif, aktif-destek ve aktif-kısıtlı modlardır. Pasif mod belirli bir parmak yörünge hareketi yapmaktadır ve hasta bu modda tamamen pasif durumdadır. Aktif modda ise cihaz pasifdir ve hasta isteğine bağlı olarak bir parmak yörüngesi belirler. Bu mod hastanın parmak hareketini kendi kendine yapabildiği zaman uygulanan bir egzersizdir. Aktif-destek modu hastanın parmağı fleksiyon veya ekstansiyon halinde iken ona destek olur. Aktif-kısıtlı mod ise ,hastanın fleksiyon veya ekstansiyon durumunda cihazın harekete zıt bir direnç

kuvvet uygulayarak egzersizi gerçekleştirmesidir. Bu egzersizler esnasında parmaklara konumlandırılan kuvvet sensörleri ve belirli kaslara yerleştirilen sEMG sensörler ile kuvvet geribildirim ve kas aktivasyonları ölçülebilmektedir. Resim 3.2 (b)'de dış iskelet gösterilmektedir.

Iqbal ve arkadaşları [31,32] HEXOSYS II ismini verdikleri dış iskelet sisteminin tahrik mekanizma ölçülerini, insan eline uyumlu hale getirmek için çeşitli ebatlarda insan elleriyle yapılan deneyler sonucunda belirlemişlerdir. Kullandıkları mekanizma uzuvları üzerinde bulunan delikler ile farklı el ölçülerine göre ayarlanabilmektedir. Bu cihaz küçük parmak hariç 4 parmağa yerleştirilen ve her bir parmak için eksiktahrikli 1'i aktif olmak üzere toplam 4 serbestlik dereceli bir mekanizma tarafından desteklenir. Böylelikle cihaz kullanıcıya aktif fleksiyon, ekstansiyon, pasif abduksiyon ve addüksiyon egzersizleri sağlamaktadır. Aktüatör olarak elektrik motoru kullanılan dış iskelet sistemi motor tarafında bulunan enkoder ve parmak tarafında bulunan kuvvet sensörü sayesinde kapalı döngü bir konum kontrol ve kuvvet geribildirimine sahiptir. Resim 3.2 (a)'da HEXOSYS II gösterilmektedir.



Resim 3.2 : (a) HEXOSYS II [31], (b) Ertaş ve arkadaşları [30].

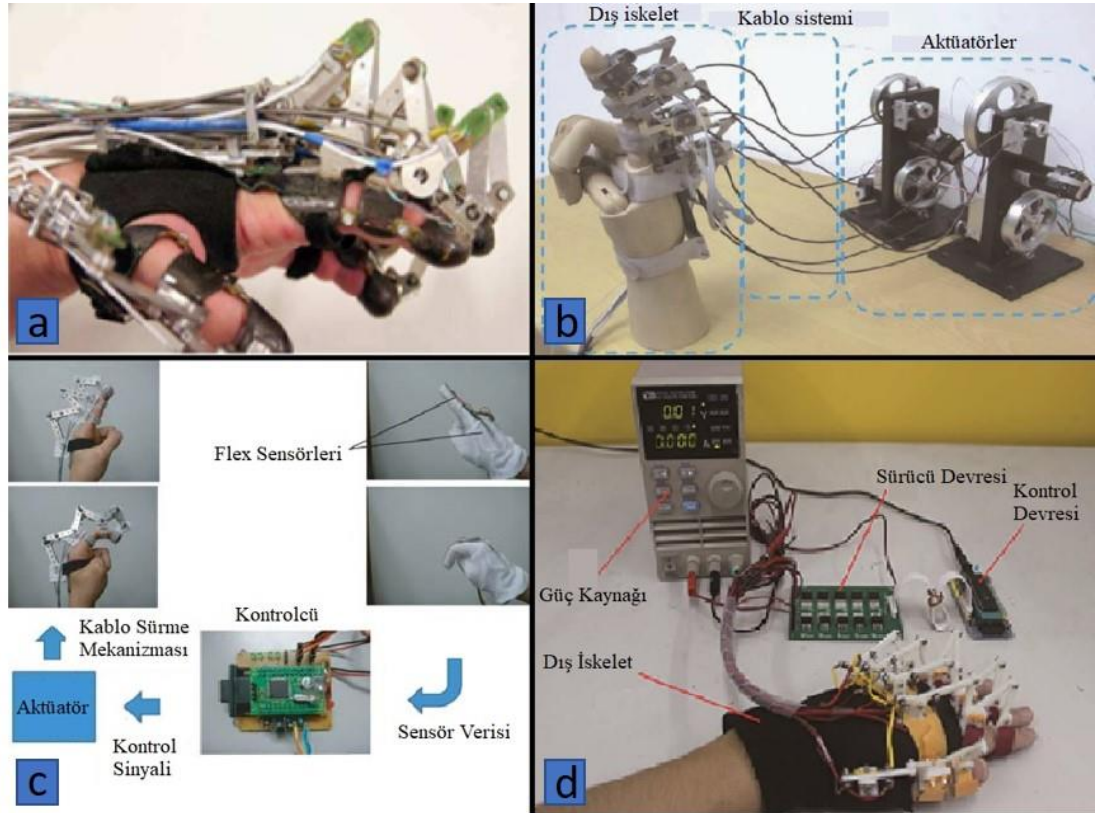
Wege ve arkadaşları [33,34] el yaralanmalarının rehabilitasyonu için geliştirdikleri dış iskelet 5 parmağı destekler ve her parmak için 4 aktif serbestlik derecesine sahiptir. Parmak eklemleri bowden kablolu ve kaldıraç kollu bir tahrik sistemi bulunmaktadır. Mekanizma eklemlerinde bulunan 2 adet kasnak ve kaldıraç ile 2 yönlü hareketi parmak eklemlerine aktarabilmektedir. Ayrıca, motorlarda bulunan optik enkoder ve kaldıraçlara yerleştirilen hall sensörleri ile eklem açıları ölçülebilmektedir. Her falanaksa yerleştirilen kuvvet sensör dirençleri ile ise

uygulanan kuvvetler ölçülebilmektedir. sEMG sinyalleri ile kontrol edilen cihazın hastanın kas aktivasyonu ile doğrusal bir kuvvet hesaplanarak parmaklara uygulayabilmektedir . Ayrıca sistem bilgisayar üzerinde oluşturulan bir arayüz sayesinde kullanılabilir ve ilgili fizik tedavi uzmanı tarafından denetlenebilmektedir. Resim 3.3 (a)'da Wege ve arkadaşlarının tasarladıkları dış iskelet gösterilmektedir.

Li ve arkadaşları [35] tarafından tasarlanan iHandRehab, işaret parmağı ve başparmak rehabilitasyonu için aktif ve pasif hareketler yaptırmayı amaçlamaktadır. İşaret parmak ve başparmak modülleri MCP eklemi için 2, PIP ve DIP eklemleri için ise 1'er serbestlik derecesine sahiptir. Dış iskelet mekanizması her eklem için tek serbestlik dereceli paralelogram 4 kol yapısındadır. Kablo sistemi vasıtası ile sürülen mekanizmanın krank kolunun dönme ekseninde bulunan açı sensörleri ile parmak eklemlerinin konum bildirimleri yapılabilmektedir. Ayrıca, parmak uçlarında bulunan sensörleri ile etkileşim kuvvetleri ölçülebilmektedir. Kontrol ünitesi bilgisayar vasıtası ile sensörlerden alınan bilgiler doğrultusunda sanal rehabilitasyon ortamı sağlamaktadır. Cihaz kullanıcıya aktif, pasif ve yardımcı hareketleri sunmaktadır. Aktif modda, kullanıcının parmaklarına dirençli bir kuvvet uygulamak için bir kuvvet kontrol şeması uygulanmaktadır. Yardımcı mod ise egzersiz sırasında dış iskeletin aktif moddan pasif moda geçmesidir. Resim 3.3 (b)'de cihaz gösterilmektedir.

Yamaura ve arkadaşları [36] tarafından felç sonrası rehabilitasyon için "Tokyo Hand" isimli bir dış iskelet tasarlanmıştır. Dış iskeletin 3 adet 4 kol mekanizması 3 parmak eklemide desteklemektedir. Mekanizma kolları dönme eksenlerinde bulunan kasnaklı kablo sistemi ile 2 adet servo motor tarafından tahriklenir. Aktif serbestlik derecelerinin ilki MCP eklemi hareketini ikincisi ise çift halinde PIP ve DIP eklem hareketlerini sağlamaktadır. Sağlıklı ele giyilen eldiven üzerine yerleştirilen MCP ve PIP/DIP çifti için 2 adet esneklik sensörü ile cihazın kontrolü hastanın kendi niyeti ile sağlanmaktadır. Resim 3.3 (c)'de "Tokyo hand" gösterilmektedir.

Tang ve arkadaşları [37] geliştirilen şekil hafıza alaşım (ŞHA) yaylar ile sürülen dış iskelet sistemi MCP ve PIP eklemlerini desteklemektedir. Parmak falanaksarı ile oluşan 4 kol mekanizması ile kuvvet iletimi sağlanmıştır. MCP mekanizmasının krankına bağlı olan 2 adet zıt yönlü ŞHA yaylarının ısınması ve soğuması ile parmağa fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sağlanmaktadır. Yaylar MCP eklemi sürerken MCP eklemi ise PIP eklemi ile arasında bulunan $\frac{3}{4}$ dişli oranı ile güç aktarımı yapmaktadır. Toplamda her parmak için 10 adet ŞHA yay kullanılan sistem 5 aktif serbestlik derecesine sahiptir. 10 kanallı bir kontrol devresi ile ŞHA yayları üzerindeki amper ayarlanabilmektedir. Rehabilitasyon sürecinde sisteme giriş sinyali ise sEMG tabanlıdır. Resim 3.3 (d)'de dış iskelet gösterilmektedir.



Resim 3.3 : (a) Wege ve arkadaşları [34], (b) Li ve arkadaşları [35], (c) Yamaura ve arkadaşları [36], (d) Tang ve arkadaşları [37].

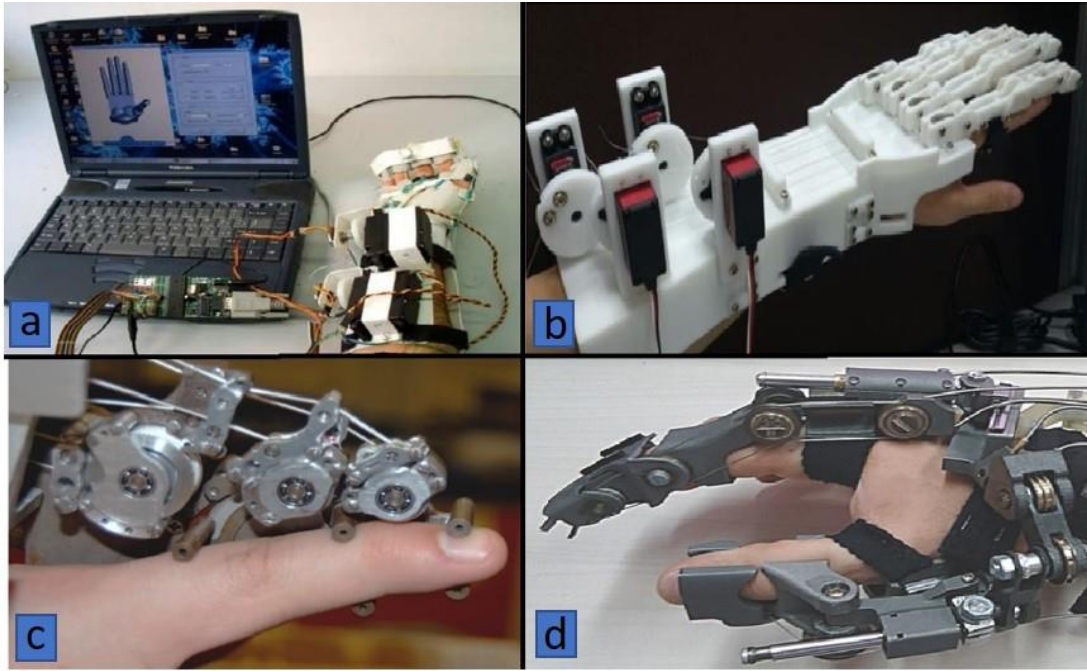
Mulas ve arkadaşları [38] tarafından geliştirilen cihaz, iki adet servo motor ile başparmak ve parmaklara fleksiyon hareketini, elin palmar kısmına yerleştirilen tendon sürme sistemi ile yaptırmaktadır. Ekstansiyon hareketi ise herhangi bir

aktüatör ile sağlanmaz ve pasif olarak elin dorsal yüzeyine yerleştirilen çekme yayları vasıtası ile gerçekleşmektedir. Bu cihaz kullanıcının iradesine göre el hareketlerini başlatmak için bir yüzey elektromiyografi (sEMG) sinyalleri temel alınarak kontrol edilir. sEMG sensörler 4 parmağın fleksiyonu için flexor digitorum superficialise, başparmağın fleksiyonu için ise flexor pollicis longus'a konumlandırılmışlardır. Hastanın kas aktivasyonunu doğru ölçebilmek için sEMG sinyallerini rektife ve filtre etmişlerdir. Resim 3.4 (a)'da dış iskelet gösterilmektedir.

Jones ve arkadaşlarının [39] 3 aktif serbestlik dereceli bir rehabilitasyon dış iskeleti yapmışlardır. İşaret parmağının MCP, PIP ve DIP eklemlerini destekleyen sistem parmağın radyal eksenine konumlandırılır. Cihaz kablo sistemi ile süren bir pinyon ve çeyrek bir dişli döndürerek parmak ekleminin fleksiyon veya ekstansiyon yapmasını sağlar. Bu modül her eklemden aynıdır. Optik enkoderli elektrikli motoru ile tahriklenen dış iskelet sistemi eklemlerdeki açılarda ölçülebilmektedir. Ayrıca, kablo sistemi üzerindeki gerilme kuvvetinin bir mini çelik köprü üzerine yerleştirilmiş strain gauge ölçülmektedir. Dış iskelet sistemdeki sürtünme kuvvetini kompanze edebilmek için 3 PID kontrol döngüsü kullanmışlardır. Resim 3.4 (b)'de cihaz gösterilmektedir.

Pu ve arkadaşları [40] tarafından 4 parmağı destekleyen bir dış iskelet prototipi yapılmıştır. İskelet sistemi MCP, PIP ve DIP eklemlerini desteklemektedir. Her parmak için tek servo motor ile sürülen mekanizma, kablo sistemi ile 2 yönlü hareketi sağlayabilmektedir. Toplamda 4 aktif serbestlik derecesi olan dış iskelet her parmağı bağımsız bir şekilde fleksiyon ve ekstansiyon yaptırabilmektedir. Mekanizmanın parmağa yaptırdığı yörüngede PIP ve DIP eklemleri çift olarak hareket ederken MCP eklem hareketi PIP ekleminin kendi yörüngesini bitirmesi ile başlamaktadır. MCP ekleminin fleksiyonu bitimi ise DIP eklemi ile eş zamanlı gerçekleşir. Cihaz hastanın sağlıklı eline giydiği ve her parmak için esneklik sensörü yerleştirilmiş bir eldiven ile kontrol edilmektedir. 3 boyutlu yazıcı ile üretilmiş olan dış iskelet motorlarla beraber 700 gram ağırlığındadır. Resim 3.4 (c)'de Pu ve arkadaşları tarafından üretilen dış iskelet gösterilmektedir.

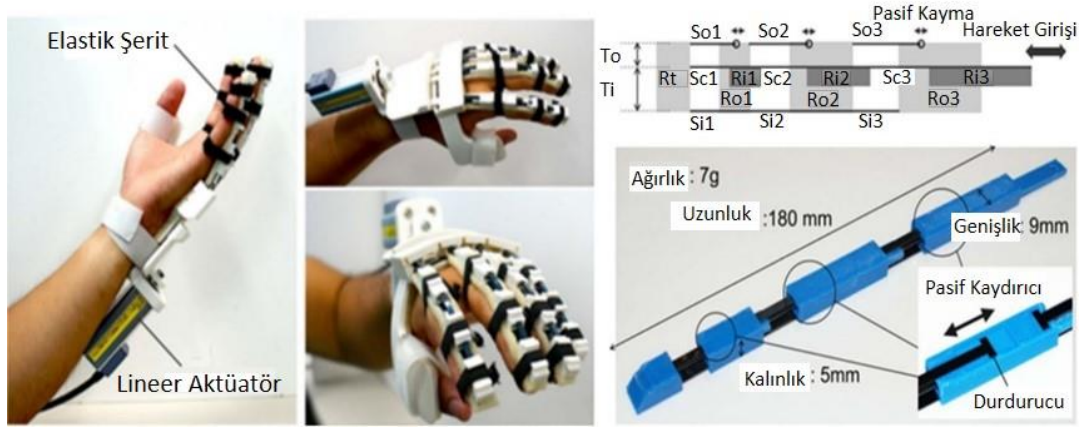
Cempini ve arkadaşları [41] 3 ve 4 serbestlik dereceli baş ve işaret parmak rehabilitasyonu için bir dış iskelet sistemi yapmışlardır. Bowden kablo sistemi ile sürülen dış iskelet eksik-tahrikli olarak nitelendirilebilir. Bunun sebebi tek bir kablo birden fazla eklemi sürebilmektedir. Mekanizma yapısı ise PRR(prismatic–revolute–revolute) manipülatörü olan dış iskelet sistemi aktif addüksiyon, abdüksiyon, fleksiyon ve ekstansiyon egzersizleri yapabilmektedir. Resim 3.4 (d)'de dış iskelet gösterilmektedir.



Resim 3.4 : (a) Mulas ve arkadaşları [38], (b) Pu ve arkadaşları [40], (c) Jones ve arkadaşları [39],(d) Cempini ve arkadaşları [41].

Arata ve arkadaşları [42] 3 katmanlı sürgülü-yaprak yay mekanizmalı ve taşınabilir bir rehabilitasyon cihazının protatipini yapmışlardır. Sundukları mekanizma diğer güç iletim metodlarına göre daha yumuşak bir destek sistemi sağlamaktadır. Parmak mekanizması 3 katmanlı yaprak yay (S_i , S_c , S_o) ve 3 sabit gövde (R_t , R_i , R_o) parçasından meydana gelmektedir. S_i parmak yüzeyine yakın olan yaydır ve R_t ve R_o sabit gövdelerine bağlıdır. Her bir S_{i1} , S_{i2} ve S_{i3} yaylarının sonu sabit gövdelere bağlıdır. Orta yay (S_c) R_o gövdesiden geçerek sürülür. İç sabit gövde (R_i) yaylara ayrı ayrı bağlı olduğu için yaylar bağımsız bir fonksiyona sahip olurlar. S_o yayı ise R_o sabit gövdesine bağlıdır. S_o yaylarının proksimal tarafları pasif kaymaya ve

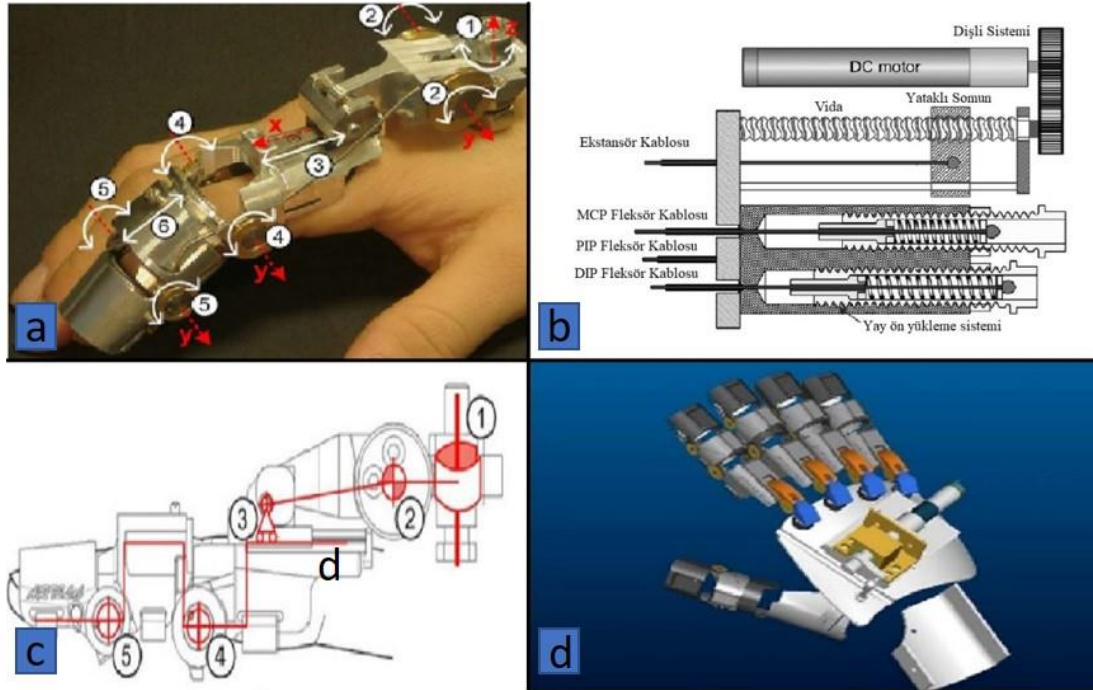
mekanik stopa sahiptir. Ri3 gövdesine uygulanan lineer kuvvet ile toplam mekanizma bükülerek el hareketi gerçekleştirir. Tek elektrikli lineer aktüatör ile 4 parmağa doğal parmak flexiyon ve ekstansiyonu sağlayan dış iskelet MPC, PIP ve DIP eklemlerini desteklemektedir. Baş parmak ise iskelet sistemine bağlı bir konsol ile sabitlenir. Kontrol şeması, entegre sEMG sinyalini kullanarak basit PID kontrolü ile donatılmıştır. Resim 3.5’de dış iskelet gösterilmektedir.



Resim 3.5 : Arata ve arkadaşları tarafından yapılan dış iskelet rehabilitasyon cihazı [42].

Chiri ve arkadaşları [43] tarafında yapılan HANDEXOS dış iskelet her bir parmak için 5 adet modülden meydana gelmektedir. Bu modüllerin her biri 3 aktif ve 3 pasif serbestlik derecesine sahiptir. Aktif serbestlik dereceleri resim 3.6’ya göre MCP, PIP ve DIP dönme eksenlerinde bulunan 2., 4. ve 5. bağlantılar flexiyon ve ön yüklemeli ekstansiyon yaptırmaktadırlar. Pasif serbestlik dereceleri ise resim 3.6’ya göre 1., 3. ve 6. hareket noktalarıdır. 1.dönme eksenini pasif addüksiyon ve abdüksiyon hareketine izin verirken 3. prizmatik eksenini ise aktif MCP’sın dönme esnasında proksimal falanksın tork iletmesini sağlamaktadır. Son pasif hareket ise resim 3.6’da işaret edilen 6.numaralı hareket eksenidir. Bu orta falanks üzerinde konumlanan kabuk boyunun ayarlanabilir olmasını mümkün kılmaktadır. Dış iskelet sistemi her parmak sistemi için tek dc motor ile sürülmektedir. Modüller 3 aktif serbestlik derecesine sahip olsa da tek aktüatör tarafından sürüldüğü için eksik tahrikli olarak adlandırılır. Her bir parmak falanksını destekleyen dış iskelet kabuklarının iç kısımlarına yerleştirilen kuvvet sensör dirençleri ile etkileşim kuvvetleri ölçülerek sistemin hareket kontrolünü sağlamaktadır.

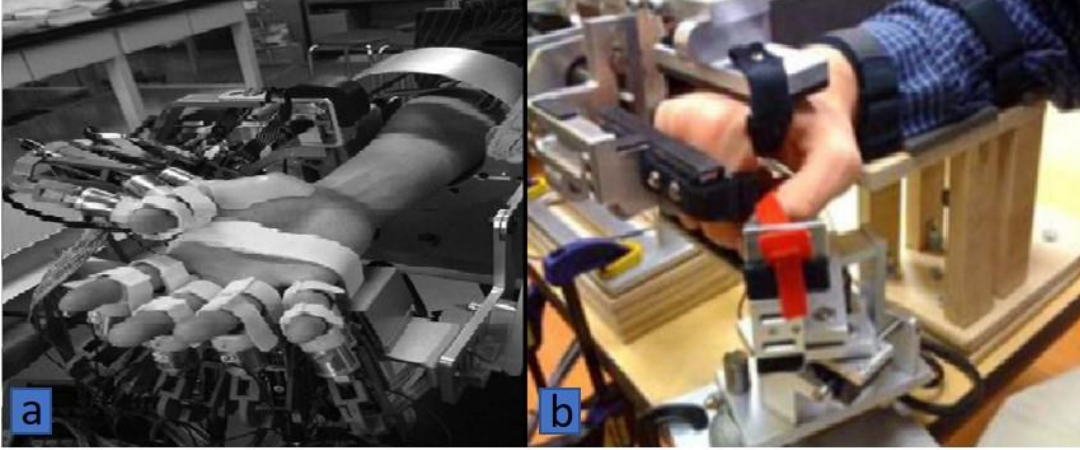
HEXORR adındaki el rehabilitasyon robotu Schabowsky ve arkadaşları [44] tarafından geliştirilmiştir. Toplamda 2 modülden oluşan cihazın 1. modülü başparmağı 2. modül ise diğer parmakları destekler. Parmaklar MCP ve PIP eklemlerini eş zamanlı destekleyen bir 4 kol mekanizma tarafından sürülür. Her bir modül 2 adet fırçasız enkoderli elektrik motoru ile tahriklenir. Ayrıca motor ve mekanizma arasında yerleştirilen tork sensörü ile hastanın elde fleksiyon veya ekstansiyon isteğini algılar. Geliştirdikleri algoritma ile dış iskeletin ağırlığını ve hareket esnasında oluşan sürtünme kuvveti kompanze edilmiştir. Bu durum rehabilitasyon esnasında sistemin hastanın üzerinde oluşturduğu istemsiz hareket komutlarını geri çevirmektedir. Resim 3.7 (b)'de HEXORR gösterilmektedir.



Resim 3.6 : (a) HANDEXOS dış iskelet rehabilitasyon cihazı, (b) dönme eksenleri aktüatör ve mekanik sistem, (c) kablo yolu, (d) 3 boyutlu katı model görünümü [43].

Ueki ve arkadaşları [45] hemiplejik hastalar için bir el dış iskeleti yapmışlardır. Cihaz her bir parmak için 3, bilek eklemi için ise 2 ile toplamda 18 serbestlik derecesine sahiptir. MCP eklemi 2 adet elektrikli motor ile fleksiyon/ekstansiyon ve abduksiyon/addüksiyon hareketlerini yaptırmaktadır. PIP eklemi ise tek elektrikli motor ile fleksiyon/ekstansiyon yapabilmektedir. Motorlar parmakların dorsal yüzeyine dik bir biçimde konumlanır ve kaldıraç kolu ile kuvvet iletimini

sağlamaktadırlar. Hastanın sağlıklı eline giydiği siber eldiven ile kullanılan eklem açıları hesaplanarak rehabilitasyon cihazına referans olmaktadır. Ayrıca hastaya rehabilitasyon esnasında sanal gerçeklik ara yüzü ile kavrama ve tutuş egzersizleride yapılabilmektedir. Resim 3.7 (a)'da cihaz gösterilmektedir.

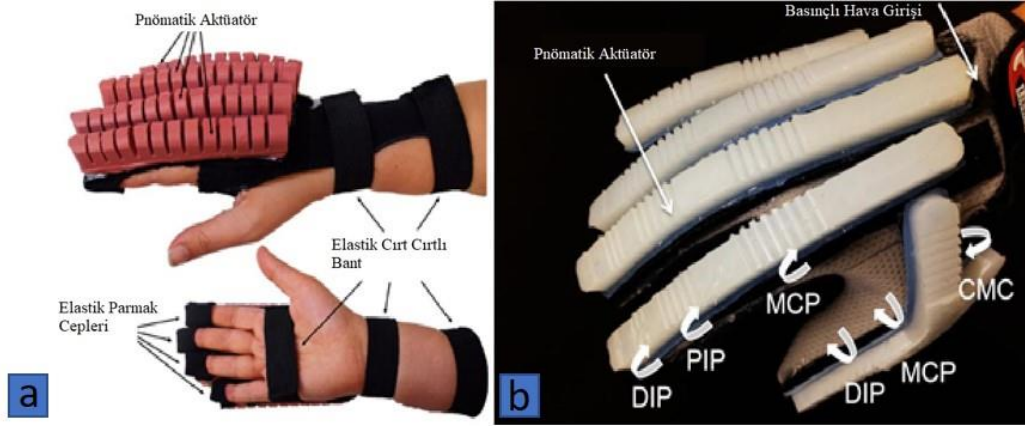


Resim 3.7 : (a) Ueki ve arkadaşları [45] tarafından yapılan dış iskelet rehabilitasyon cihazı, (b) HEXORR [44].

Yap ve arkadaşları [46] tarafından 5 aktif serbestlik dereceli pnömatik aktüatörlü giyilebilir bir dış iskelet sistemi geliştirmişlerdir. Elastomer malzeme ile hazırladıkları aktüatör şeritler belirli bir hava basıncı altında şekil değiştirerek parmaklara silindirik ve prizmatik kavrama yaptırabilmektedir. Her parmağa cırt cırtlar vasıtası ile yerleştirdikleri pnömatik aktüatörler eklem bölgelerinde bulunan körük geometrisi sayesinde gerekli hava basıncı altında parmaklara fleksiyon hareketi yaptırmaktadırlar. Mikroişlemci ile solenoid valfler kontrol edilerek pnömatik aktüatörlerin şekil değiştirme miktarı ayarlanabilmektedir. Geliştirdikleri bu sistem ile el rehabilitasyonu ve destek için yeterli miktarda kuvvet ve eklem hareket açıklığı sağlamaktadırlar. Resim 3.8 (b)'de dış iskelet gösterilmektedir

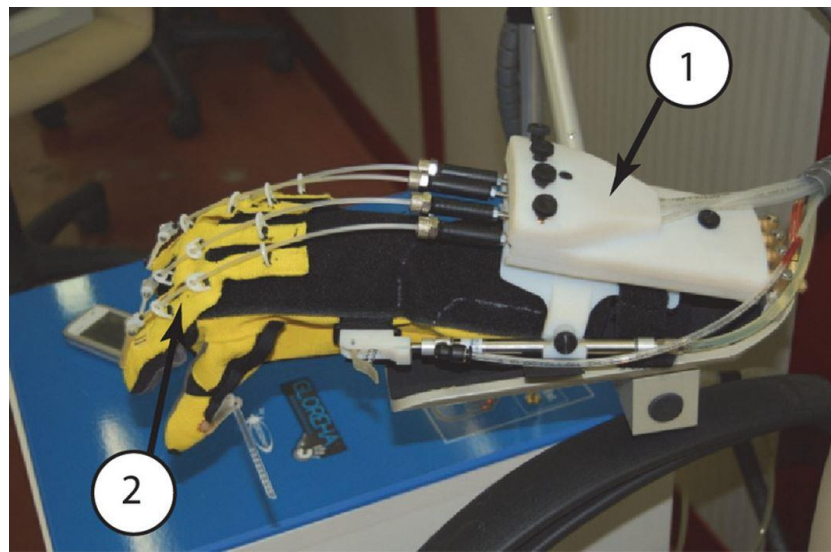
Benzer bir uygulamayı ise Polygerinos ve arkadaşları da [47] yapmıştır. El rehabilitasyonu için geliştirilen bu dış iskelet 4 parmağı destekleyen elastomer malzemedен üretilmiş pnömatik aktüatörler ile hareketi desteklemektedir. Bu aktüatör verilen hava basıncı kanallara dolarak konkav yönde şekil değiştirme meydana gelmektedir. Bu şekil değişikliğine uğrayan elastomer yapının basınc-şekil

değiştirme miktar grafiklerini sonlu elemanlar analizi ile ve deneysel olarak karşılaştırmışlardır. Resim 3.8 (a)'da dış iskelet gösterilmektedir



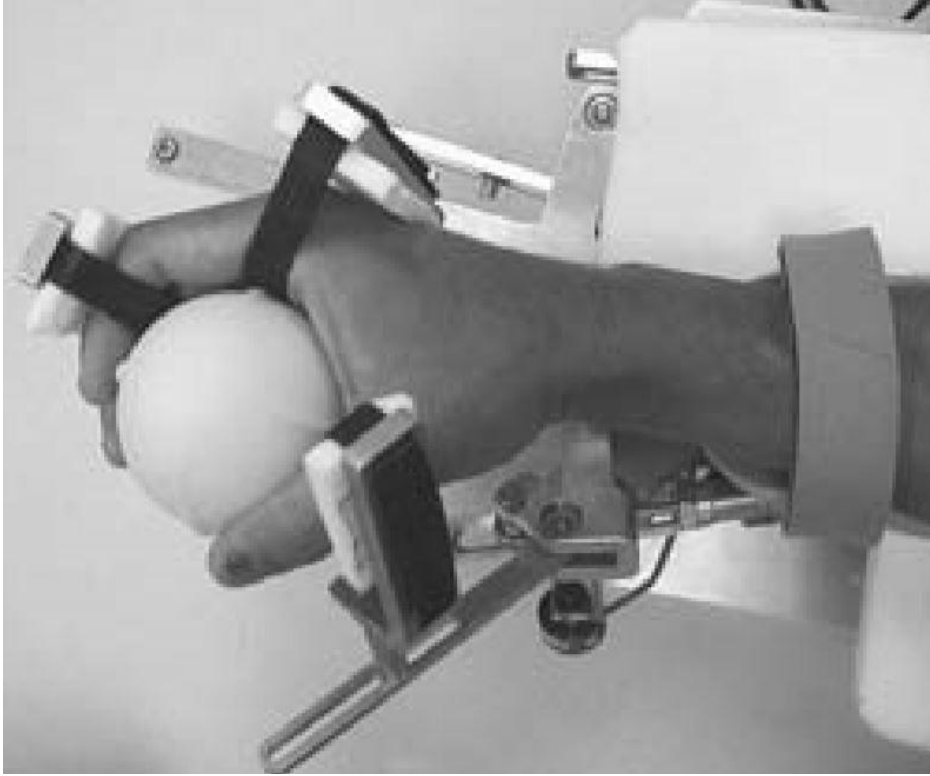
Resim 3.8 : (a) Polygerinos ve arkadaşları [46], (b) Yap ve arkadaşları [47].

Idrogenet tarafında geliştirilen Gloreha [48], ticari bir el rehabilitasyon robotudur. Eldiven üzerine konumlanmış ve parmak uçlarına sabitlenmiş kablo sistemi ile bir pnömomatik aktüatör bloğu tarafından sürülmektedir. Aktüatör bloğu, cihazdan bağımsız bir kompresör birimi tarafından beslenmektedir. Her parmak için tek serbestlik derecesine sahip olan cihaz parmaklara fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sağlamaktadır. Dış iskelet robotunun kontrol sistemi görev odaklı rehabilitasyon ve sanal gerçeklik ortamında egzersizler sunmaktadır. Resim 3.9'da Gloreha gösterilmektedir.



Resim 3.9 : Gloreha rehabilitasyon robotu, (1) aktüatör bloğu, (2) kablo sistemi [48].

HWARD adlı robot Takahashi ve arkadaşları [49] tarafından el ve bilek rehabilitasyonu için geliştirilmiştir. Toplamda 3 serbestlik derecesine sahip olan dış iskelet sistemi başparmağa, parmaklara, ve bilek eklemlerine fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini pnömatrik pistonlar vasıtası ile sağlamaktadır. Rotary potansiyometreler ile eklem açılarını, mikroyapısal basınç sensörleri ile ise pnömatrik pistonların eklemlere uyguladığı kuvvetleri ölçebilmektedirler. Resim 3.10'da HWARD dış iskeleti gösterilmektedir.

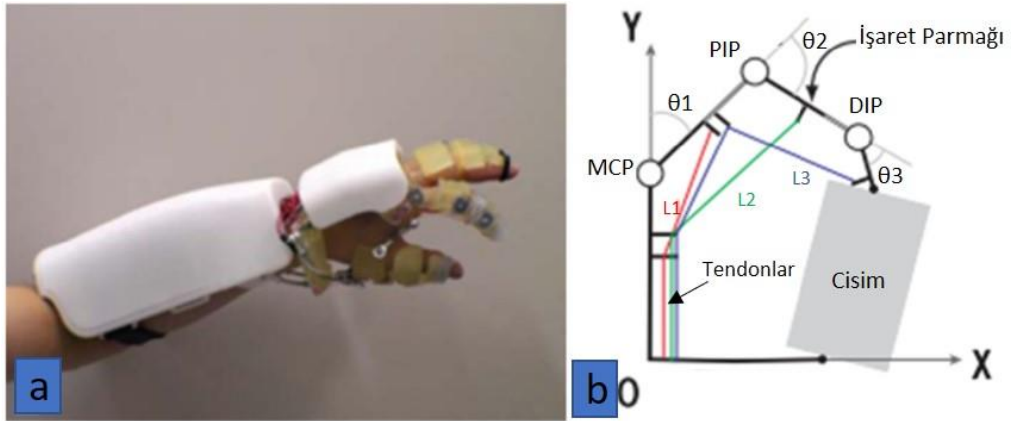


Resim 3.10 : HWARD dış iskelet rehabilitasyon robotu [49].

3.1.2 Elektrikli ve pnömatrik aktüatörler tarafından sürülen destek dış iskeletleri

Bu kısımda ise literatürde bulunan destek dış iskelet cihazlarının tasarımı ve geliştirilmesinden bahsedilmiştir. Bu cihazlar engelli ve yaşlı kişilerin günlük yaşam aktivitelerinde kavrama kuvvetlerinin yetersiz kalması durumunda parmaklara destek olmaktadır. Destek cihazları, kullanan kişilerin el niyetlerine göre mekanizma sistemleri aktif olmaktadır. Bu işlevsellik, sistemde sensör ve aktüatör donanımını zorunlu kılmaktadır [8].

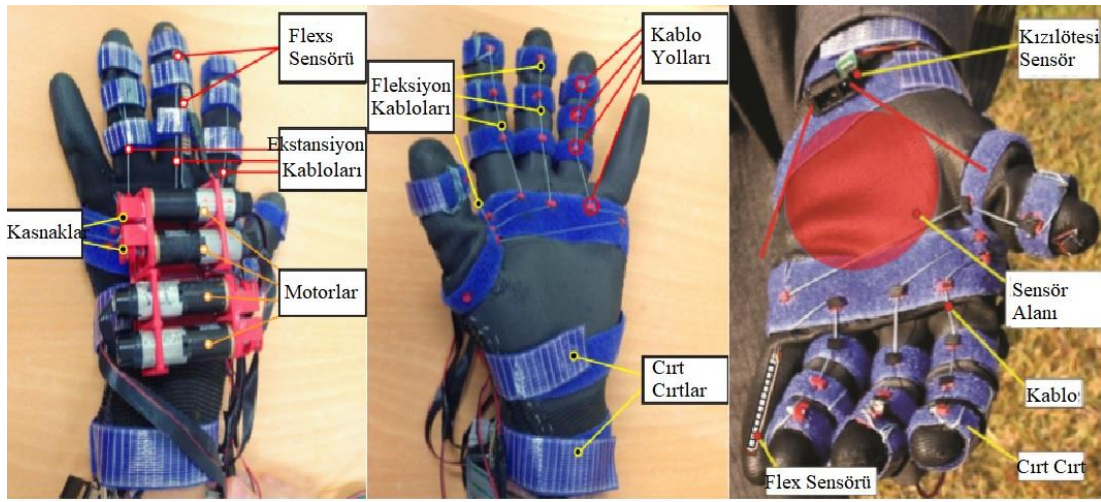
Hasegawa ve arkadaşları [50] tarafından sunulan dış iskelet destek sistemi el hareketleri için toplamda 8 serbestlik derecesine sahiptir. 3 serbestlik derecesi işaret parmağının hareketlerini ve diğer 3 serbestlik derecesi ise orta, yüzük ve küçük parmaklarının konbine halinde hareketlerini sağlamaktadır. Geriye kalan 2 serbestlik derecesi ise baş parmak hareketlerini sağlamaktadır. Elin üstüne konumlandırılan elektrik motorları ile tendon-sürme sistemi kullanmışlardır. Cihazda kullanılan dış iskelet sistemi parmaklara radyal eksenden yerleştirilmiştir. Resim 3.11’de görüldüğü üzere motorlardan gelen 3 tendonun ilki (L1) MCP (θ_1) eklemine ikincisi (L2) PIP (θ_2) eklemine, üçüncüsü (L3) tendon ise hem MCP (θ_1) eklemine hemde DIP (θ_3) eklemine bağlıdır. İşaret parmak ve diğer konbine parmakları arasında üniversal (kardan) mafsalı ile sistem pasif addüksiyon ve abdüksiyon hareketlerini yapabilmektedir. Bilek eklemi desteği için ise 5 paralel kol mekanizması kullanılmıştır. 3 serbestlik derecesi ile sürülen bilek fleksiyon, ekstansiyon, pronasyon, süpinasyon, ulnar ve radyal deviasyon hareketleri yapabilmektedir. Kavrama hareketi, lumbrikal kaslarının bio elektrik potansiyeli belirlibir eşiği üstüne çıkması ve buradan alınan sinyallerin enkoderli dc motorlara iletilmesi ile gerçekleşmektedir. Hem eklemlerde bulunan rotary potansiyometreleri ile hem de motorlarda bulunan enkoderleri ile kapalı döngü bir kontrol sistemi sağlamışlardır.



Resim 3.11 : (a) Destek dış iskelet sistemi, (b) İşaret parmağının tendon-sürme şeması [50].

Popov ve arkadaşlarının [51] günlük yaşamda kullanılan el aktivitelerini destekleyen bir dış iskelet protatiplemişlerdir. Cihaz eldiven üzerine konumlanmış tendon sistemi

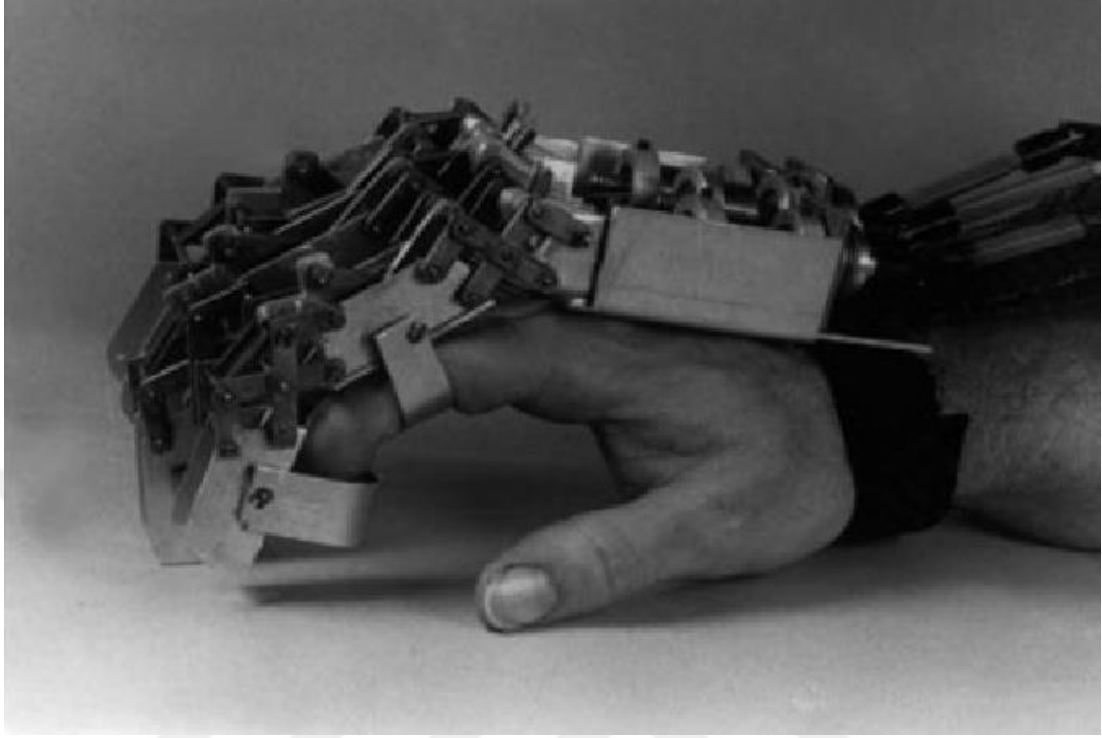
ile sürülmektedir. Küçük parmak hariç diğer parmaklar elin dorsal yüzeyine konumlanmış dc motorlar ile fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yapabilmektedirler. Hafif ve kompakt yapısı ile öne çıkmakta olan cihazın ağırlığı 250 ile 340 gram arasındadır. Prizmatik kuvveti 16N kadar çıkabilen cihaz, güç/ağırlık oranı olarak diğer destek sistemleri arasında en yüksek değeri almaktadır. Küçük parmakta bulunan esneklik sensörü ve elin palmar kısmında bulunan ve avuç içine bakan bir kızılötesi sensör ile kavranacak nesne algılanarak motorları fleksiyon hareketi için tetiklemektedir. Resim 3.12’de cihaz gösterilmektedir.



Resim 3.12 : Popov ve arkadaşlarının destek dış iskelet protatipi [51].

Shield ve arkadaşları [52] tarafından protatiplenen dış iskelet astronotların uzay aracı dışındaki el aktivitelerinde oluşan yorulmaya önlemeyi amaçlamaktadır. Astronot eldivenleri eklem hareket açıklığını kısıtlamakta ve parmak yorulmasını arttırmaktadır. Destek sistemi işaret, orta ve yüzük ile küçük parmağın kombine hareketini sağlamaktadır. Her parmak mekanizması tek serbestlik derecesine sahiptir. Destek mekanizması MCP ve PIP eklemlerinde bulunan ve birbirlerine bağlı çift 4 kol mekanizmaları ile kavramayı gerçekleştirmektedir. Ön kolun dorsal yüzeyine konumlandırılan 3 adet dc motorun eklemlerde bulunan 4 kol mekanizmasına bağlı bir kam koluna kablo aracılığıyla harekete geçirmesi ile kavrama sağlanmaktadır. Ekstansiyon hareketi ise uzay elbisesinin kendi pasif kuvveti ile gerçekleşmektedir. Sistemin kontrolü ise parmak uçlarında bulunan kuvvet sensörlerinin belirli bir eşik

seviyesini görmesi ile aktive olmaktadır. Resim 3.13’de Shield ve arkadaşlarının astronotlar için protatıplediği destek dış iskeleti gösterilmektedir.

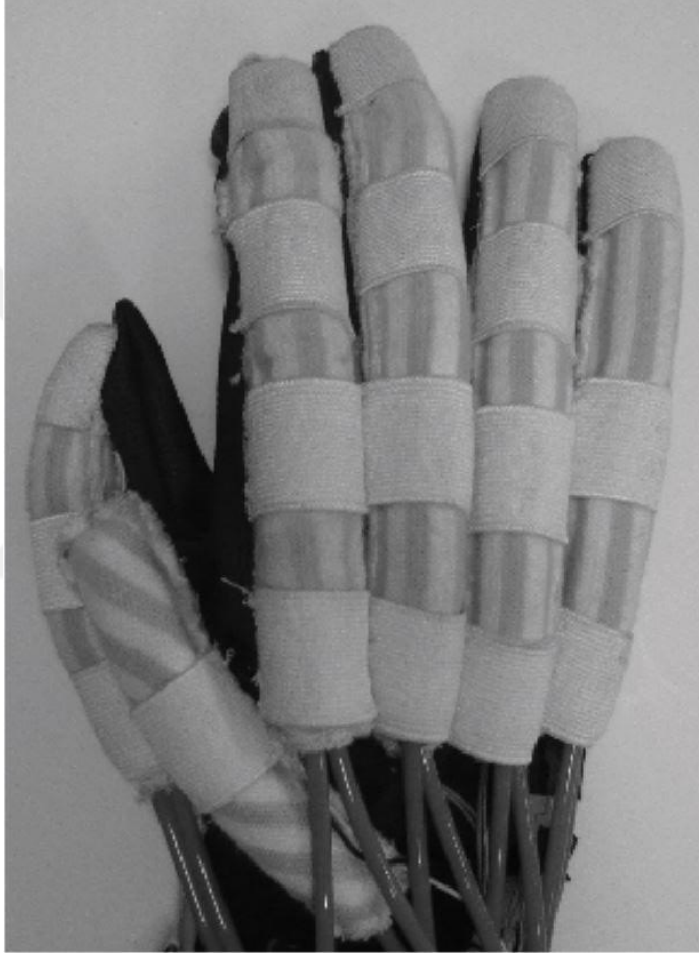


Resim 3.13 : Shield ve arkadaşlarının astronotlar için protatıplediği destek dış iskeleti [52].

Martiniz ve arkadaşarı [53] el fonksiyonları azalmış kişiler için tasarladıkları dış iskelet destek sistemi ve kavrama desteği sunmaktadır. Eksik tahrikli bir mekanizma kullanılan sistem kablo vasıtası ile sürülmektedir. Aktif fleksiyon lineer aktüatör tarafından yaptırılırken ekstansiyon hareketi pasif çekme yayların potansiyeli ile gerçekleşmektedir. Baş, işaret ve orta parmakların her biri lineer aktüatör tarafından bağımsız bir şekilde sürülebilmektedir. Yüzük ve küçük parmaklar ise orta parmak ile beraber hareket etmektedir. Sistem parmak uçlarına yerleştirilen kuvvet algılayıcı dirençler ile aktüatörün parmak fleksiyonu esnasında parmak uçlarında oluşturduğu kuvvetin geribildirimini alınabilmektedir.

Kadowaki ve arkadaşları [54] kavrama kuvvetini destekleyen bir eldiven geliştirmişlerdir. Aktüatörler olarak pnömötik kauçuk kaslar kullanılmış ve yapı her parmağı desteklemektedir. Kuvvet iletiminde 2 çeşit kauçuk kas geometrisi kullanılmıştır. Bunlar düz şeritli ve spiral şeritli kauçuk kaslarıdır. Bu kasların ilki

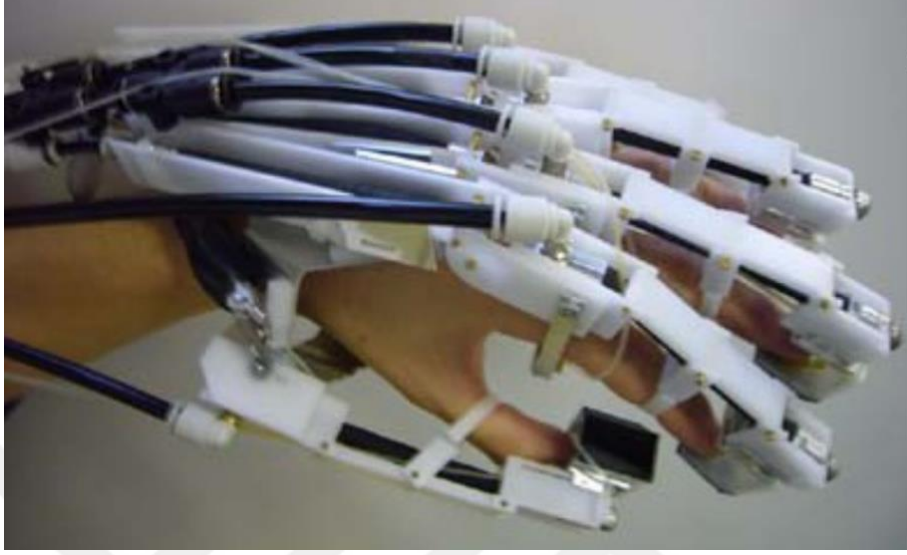
fleksiyon/ekstansiyonu diğer spiral şeritli olan ise başparmak abdüksiyon ve addüksiyonunu sağlamaktadır. Sistem, fleksiyon ve ekstansiyon için 1 serbestlik derecesine sahipken, başparmak bunlarla beraber abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri için 2 serbestlik derecesine sahiptir. Destek eldiveni hem şerit açılı sensörleri ile hemde ön koldan alınan sEMG sinyalleri ile kontrol edilebilmektedir. sEMG sinyalleri belirlenen eşik seviyesinin üstünde tetiklenir ve ele destek vermektedir. Resim 3.14’de destek sistemi gösterilmektedir.



Resim 3.14 : Kodawaki ve arkadaşlarının destek dış iskelet sistemi [54].

Tadano ve arkadaşları [55] yapay bir kauçuk kas ile sürülen dış iskelet geliştirmişlerdir. Eksik tahrik prensibine sahip olan dış iskelet her parmak için tek aktif ve tek pasif serbestlik derecesine sahiptir. Her parmak fleksiyonu için bi-artiküler bir bağlantı mekanizması pnömomatik kauçuk kasa bağlanır. Parmak uçlarında bulunan basınç sensörleri ile uygulanan kuvvet ölçülür ve buna göre aktüatörler

kuvvet arttırımı veya azaltımı yapmaktadır. Resim 3.15’de Tadano ve arkadaşlarının kauçuk yapay kas aktüatörlü destek dış iskeleti gösterilmektedir.



Resim 3.15 : Tadano ve arkadaşlarının kauçuk yapay kas aktüatörlü destek dış iskeleti [55].

DiCicco ve arkadaşları [56] tarafında C5/C6 omurilik yaralanmaları sonrası oluşan quadriplegic hastalar için bir dış iskelet ortezi geliştirmişlerdir. Prizmatik kavrama hareketi için geliştirilen sistem işaret parmağına 2 serbestlik derecesi ile desteklerken baş parmak sabit gövde ile desteklenmektedir. Dış iskeletin PIP ve DIP eklemlerini çift olarak hareket ederken, MCP eklemi diğer eklemlerden bağımsız bir şekilde fleksiyon ve ekstansiyon yapabilmektedir. PIP ve DIP eklemleri elin palmar yüzeyinde bulunan bir kablo sistemi ile sürülür. Aktüatör olarak 2 adet pnömatik piston kullanmışlardır. Tek yönlü sürülen mekanizma ve kablo sistemi fleksiyon hareketine zıt yay bağlantısı ile pasif ekstansiyon yapmaktadır. Cihaz 3 çeşit kontrol stratejisine sahiptir. İlki sEMG sensörler ile algılanan kollektif elektrik sinyallerinin belirli bir eşik üstüne çıktığı süre boyunca parmağa fleksiyon hareketi yaptırmasıdır. İkinci kontrol stratejisi, sEMG sensöründen alınan sinyal şiddetine göre pnömatik pistonun basıncının arttırılması veya azaltılmasıdır. Bu iki durumdada sEMG sinyalleri kontralateral biceps kasından alınmaktadır. Son kontrol ise hastanın

ipsilateral bicepsinden alınan sEMG sinyalleri ile hareketi gerçekleştirmesidir. Resim 3.16'da ortez dış iskelet sistemi gösterilmiştir.



Resim 3.16 : DiCicco ve arkadaşlarının ortez dış iskelet sistemi [56].

3.2 Çalışmanın Amacı

Literatür taramasındada görüldüğü üzere rehabilitasyon ve destek dış iskelet sistemlerinde birçok protatip bulunurken Hand of Hope [27] ve Gloreha [48] gibi nihayi bir ürün haline gelmiş ticari cihazlarda bulunmaktadır.

Dış iskelet sistemleri farklı donanımlara sahip olduğu gibi farklı serbestlik derecelerinde sahiplerdir. Bu serbestlik dereceleri literatürdede bahsedildiği gibi aktif (aktüatör tarafından sürülen) ve pasif(aktüatör tarafından sürülmeyen) serbestlik dereceli olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu durum tasarımlar üzerinde bazı avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Örnek olarak Jones ve arkadaşlarının [39] tasarladıkları dış iskelet her ne kadar aktif serbestlik derecesi bütün parmak eklemlerini sürebilsede bu aktüatör ve güç iletimin için gerekli eleman sayısını arttırdığı için ağır ve taşınması zor bir yapı oluşturmaktadır. Aktif serbestlik derecesinin artması sistemde kaçınılmaz aktüatör ve kontrol yükünde artmasına yol açmaktadır. Aktif serbestlik derecesinin azalması durumunda ise her ne kadar sistemin karmaşıklığı azaltsada Leonardis ve arkadaşlarının [29] geliştirdikleri dış iskelet mekanizmasında olduğu

gibi kullanıcıya silindirik kavrama gibi tek yörüngeli hareketler sağlayabilmektedir. Bu iki durum arasında bir üçüncü seçenek ise eksik tahrik prensibi ile tasarlanan dış iskelet mekanizmalarıdır. Robotikteki tanımıyla eksik-tahrik mekanizması, sistemin sahip olduğu aktüatör sayısının serbestlik derecesinden az olma durumudur. Bu durum dış iskelet mekanizmasının kavranacak nesneye göre şekil alarak (*eng, object-driven, self-adaptive*) geniş bir yelpazede kavrama imkanı sağlamaktadır. Ayrıca eksik tahrikli mekanizmalar sistemdeki aktüatör adetini düşürerek toplam ağırlığı azaltmakta, dolayısıyla taşınabilirliğe ve dış iskeletin ergonomisinde arttırmaktadır [57]. Iqbal ve arkadaşları [32], Cempini ve arkadaşarı [41], Chiri ve arkadaşları [43] gibi çalışmalarda doğrudan sürülen veya kablo ile sürülen mekanizmalar eksik tahrikli olarak örnek verilebilir.

Dış iskelet çalışmalarında insan ve mekatronik yapı arasındaki etkileşimi algılaya bilmek için literatürde görüldüğü üzere çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında bulunan yüzey elektromiyografik (sEMG) sensörleri dinamik ortezlerde ve dış iskelet sistemlerinde yaygın bir kullanıma sahiptir. Bu sensörler, sistemi kontrol edebilmesinin yanısıra rehabilitasyonu hastanın kendi çabası ile yaparak süreci daha verimli bir hale getirebilmesini sağlamaktadır. [58].

Yukarıda bahsedilen dış iskelet sistemlerinin mekanizma mimarisi, aktüatör seçimi, ve kontrol yöntemleri gibi tasarım farklılıkları içeren çalışmalar incelenmiştir. Bu araştırmanın sonucunda güç iletim yöntemi olarak eksik tahrikli bir mekanizma yapısı seçilmiştir. Bu yapının kinematiği işaret, orta, yüzük ve küçük parmak için 1 aktif ve 2 pasif olmak üzere 3 serbestlik derecesine sahiptir. Baş parmakta ise diğer parmalardan 1 pasif serbestlik derecesi daha fazladır. Kullanıcının kendi kas aktivasyonu ile dış iskeleti kontrol edebilmesi için sEMG sensörler kullanılmıştır. Ön kolda bulunan kaslardan alınan sEMG sinyaller kullanan kişiye kas aktivasyonu hakkında bilgi verebilecektir. Bu tez çalışmasında sEMG kontrollü rehabilitasyon egzersizi sağlayan bir dış iskelet sisteminin tasarımı ve ön üretiminin yapılması amaçlanmıştır. Tüm donanımın ergonomik bir kullanımı olabilmesi için antropometrik değerlere uygun olarak modellenmiş ve 3 boyutlu yazıcı ile ön üretimi gerçekleştirilmiştir.



4. EL REHABİLİTASYONU

Rehabilitasyon hastanın kısmen veya tamamen kaybına uğradığı motor fonksiyonlarının tedavi amacına yönelik bir terapidir. El rehabilitasyonu hastanın felç, karpal tünel sendromu, tendon yaralanmaları gibi hastalık ve kazalar sonucunda oluşan el motor fonksiyon kayıplarını geri kazandırmayı amaçlamaktadır [59].

Bu başlık altında felç sonrası geleneksel rehabilitasyon ve robotik rehabilitasyon olmak üzere 2 alt başlıkta incelenmiştir.

4.1 Geleneksel Felç Sonrası Rehabilitasyon

Felç sonrası motor fonksiyonlarında oluşan bozulmalar genellikle vücudun bir tarafını etkilemektedir. Bu durum tıp terminolojisinde hemiparezi olarak tanımlanır. Hemiparetik felçte yaygın olarak, kaslarda zayıflama, reflekslerin artması, kordinasyon kaybı ve spastik (kasların kasılı kalma durumu) gibi motor fonksiyonlarını etkileyen durumlar oluşmaktadır [60].

Felç rehabilitasyonu, hastanın felç geçirdikten birkaç gün sonraki aktif motor becerilerini tekrardan öğrenme sürecine denilmektedir. Birçok tedavi yöntemi motor fonksiyonlarını iyileştirmeyi hedeflemiştir. Langhorne ve arkadaşları [56] yüksek yoğunlukta, görev odaklı ve tekrarlayıcı egzersizlerin motor fonksiyonlarının iyileştirilmesi açısından umut vaat ettiği belirtilmektedir. Bu tekrara dayalı tedaviler nöroplastisite adı verilen merkezi sinir sisteminin kendisini anatomik ve fonksiyonel olarak yeniden düzenleme durumunu sağlamaktadır [61]. Günümüzde hemiparetik felç rehabilitasyonunda farklı tedavi yöntemleri kullanılmaktadır.

Propriyoseptif nöromüsküler fasilitasyon, motor performans bozukluklarının tedavisinde aktif ve pasif hareket aralığını arttırmak için tasarlanmış bir gerdirme tekniğidir. Felç sonrası rehabilitasyon için umut verici sonuçlar vermiştir, ancak yürüme tedavisinde daha yaygın olarak kullanılmaktadır [62].

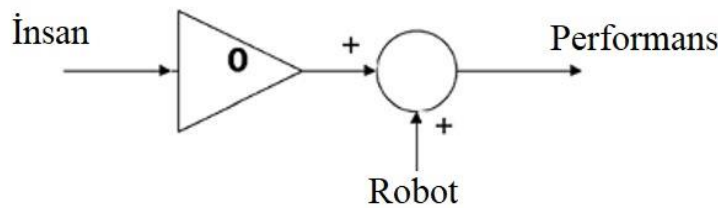
Kısıtlayıcı-Zorunlu hareket tedavisi (KZHT), öğrenilmiş kullanım dışılık ile ilgilenen bir terapi şeklidir. Bu terapi hastanın iyileşmeye yönelik cesaretinin kırıldıktan sonra, uzvu kullanmayı bırakması durumunda ortaya çıkar. Terapi temel olarak hastanın felçli tarafının daha etkin kullanılması için sağlam uzvun kullanılmasını engellemektedir. Bu durum sadece rehabilitasyon esnasında değil, hastanın günlük yaşamındaki el aktiviteleri içinde geçerlidir [63].

Ayna tedavi yöntemi el rehabilitasyonunda yeni bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, sağlıklı ile etkilenmiş elin ortasına ayna konularak gerçekleştirilir. Hasta, aynadan yansıyan sağlıklı eli ile rehabilitasyonu gerçekleştirir. Bu yöntem, nöronlar üzerinde bilateral senkronizasyon illuzyonu yaparak motor tedavisinde önemli rol oynamaktadır [64].

4.2 Robotik Destekli Rehabilitasyon

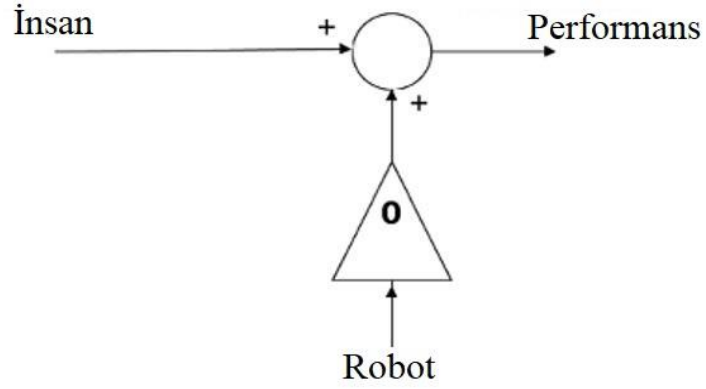
Robotik cihazlar, felç sonrası rehabilitasyonlarda hastaya yüksek yoğunluklu, tekrarlayıcı ve etkileşimli egzersizler sağlamaktadır. Robotik rehabilitasyon hastaya tedavi süreci boyunca 4 temel egzersiz yöntemi sunmaktadır. Bunlar: aktif, aktif-destek, pasif ve rezistif egzersizlerdir. Bu yöntemler geleneksel felç sonrası rehabilitasyonda kullanılmaktadır. Basteris ve arkadaşları bu egzersiz yöntemlerini şematik olarak tanımlamışlardır [60].

Pasif egzersiz: Robot, kullanıcının etkinliğini hesaba katmadan egzersizi gerçekleştirir [60].



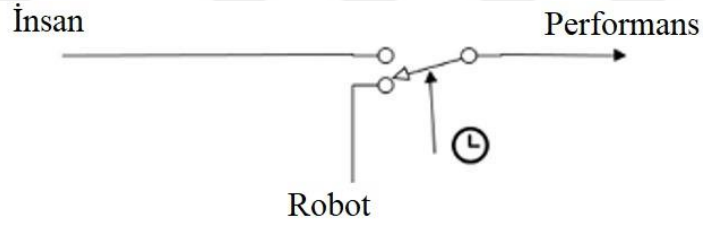
Şekil 4.1 : Pasif egzersiz şeması [60].

Aktif egzersiz: Kullanıcının kendi gayreti ve kontrolü ile uyguladığı egzersizdir. Bu egzersizde herhangi bir direnç kuvveti uygulanmaz [60].



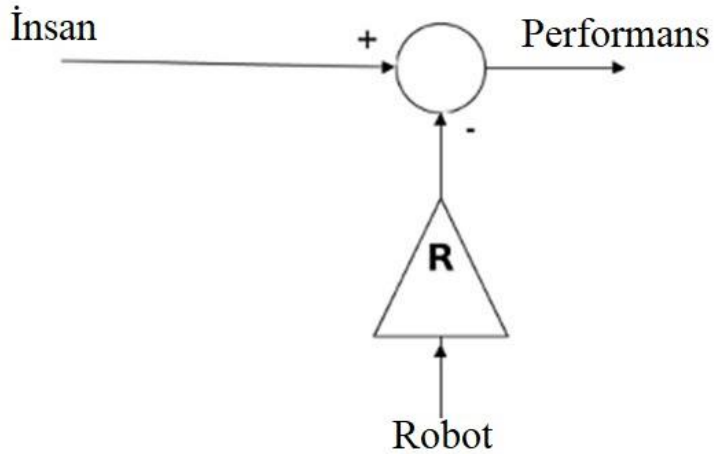
Şekil 4.2 : Aktif egzersiz şeması [60].

Aktif destek egzersiz: Kullanıcı tam aktif egzersiz yapamadığı durumda robotun harekete pasif destek olması ile gerçekleşen egzersizdir [60].



Şekil 4.3 : Aktif destek egzersiz şeması [60].

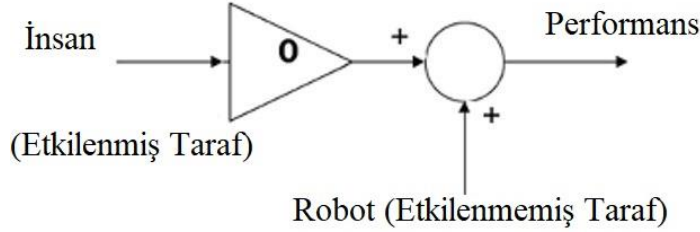
Rezistif egzersiz: Aktif egzersiz esnasında harekete zıt bir dirençli kuvvet eklenmesiyle rehabilitasyonun ileri seviyelerinde gerçekleşen bir egzersizdir [60].



Şekil 4.4 : Rezistif egzersiz [60].

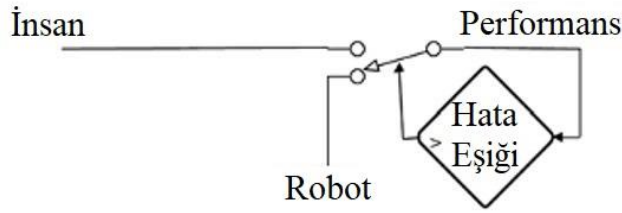
Bu temel egzersizlerin yanında pasif- ayna ve düzeltici egzersiz yöntemleride rehabilitasyon robotun donanımına göre yapılabilmektedir [60].

Pasif–Ayna egzersiz: Bu etkilenen uzvun pasif hareketini kontrol etmek için etkilenmemiş uzvun kullanılması ile gerçekleşir ve bimanual robotlar içindir.



Şekil 4.5 : Pasif–Ayna egzersiz [60].

Düzeltilici egzersiz: Kullanıcı daha önceden belirlenmiş hareketi gerçekleştiremediği durumda robotun her defasında hatayı düzelterek gerçekleştirmesidir [60].



Şekil 4.6 : Düzeltilici egzersiz [60].

Robotik rehabilitasyon ,geleneksel felç sonrası rehabilitasyon yöntemlerini göre daha düşük tedavi maliyetleri, tedavi sürelerinin azalması ve evde rehabilitasyon hizmetine destek olanağı sunmaktadır [65]. Ayrıca, sahip olduğu sensörler ile hastanın tedavi sürecindeki performansını objektif bir şekilde değerlendirme olanağını ve bio-sensörler ile hastanın terapi sürecindeki kendi gayretide ölçülebilmektedir.

5. DIŞ İSKELET SİSTEMİNİN TASARIMI

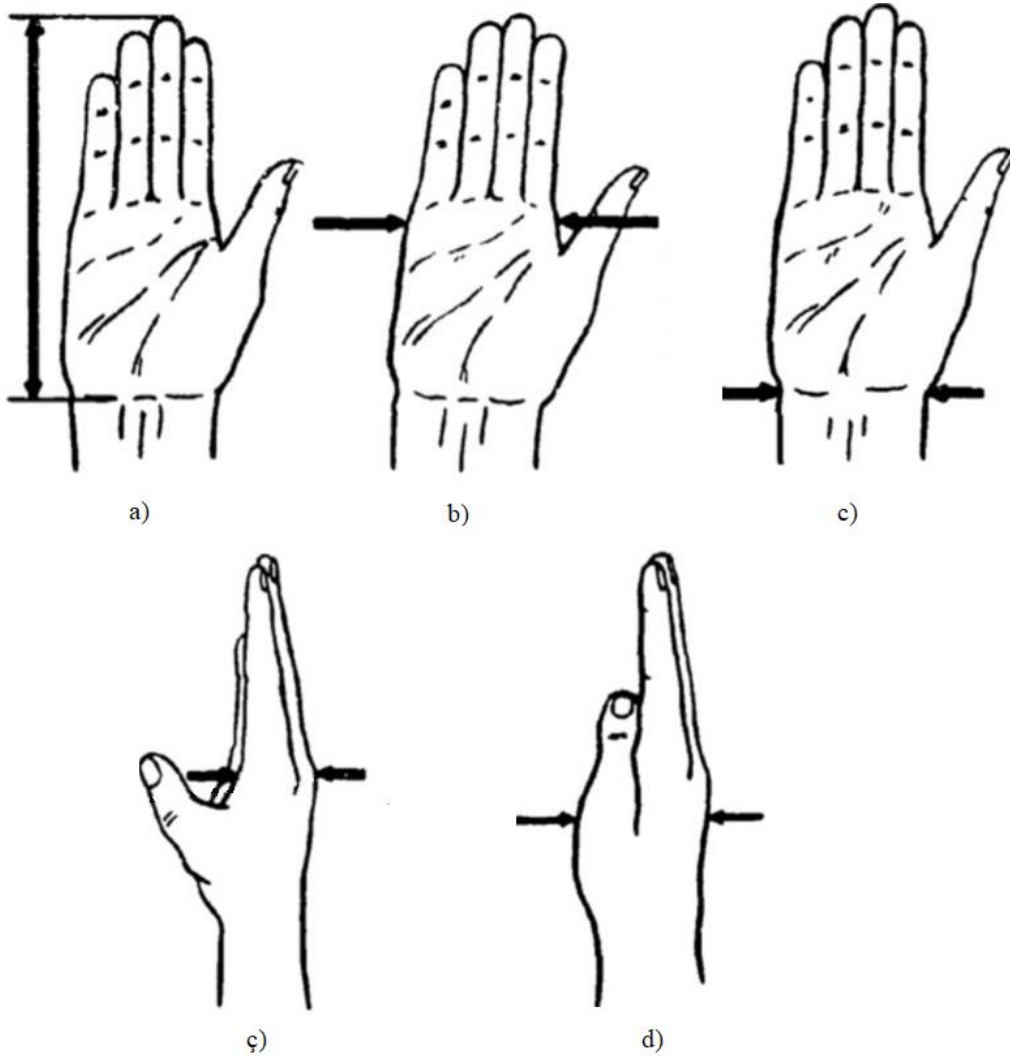
5.1 Antropometrik El Verisi

Antropometrik bilgi, dış iskelet tasarımında mekanik parçaların boyutlandırılmasında referans olarak kullanılmıştır. Bu veriler bize, parmak eklem açıklıkları ile uyumlu olacak bir kinematik yapının parametre tayini için yardımcı olacaktır. Çizelge 5.1’de 148 erkek ve 211 kadın’dan alınan el ölçülerinin ortalama değerleri verilmiştir [66].

Çizelge 5.1: Elin ortalama ölçüleri [66].

	Uzunluk (mm)	Ortalama	Standart Sapma	< %5	< %95
Erkek	Elin Uzunluęu	197.2	9.3	183.2	211.5
	Elin Genişliği	89.6	4.0	83.2	97.1
	Bilek Genişliği	67.8	3.7	62.6	73.3
	Elin Kalınlığı	32.9	2.0	29.8	36.1
	Elin Derinliği	61.9	4.5	55.0	70.2
Kadın	Elin Uzunluęu	179.3	8.6	165.3	192.7
	Elin Genişliği	77.1	3.8	70.6	83.2
	Bilek Genişliği	58.3	3.3	53.6	64.4
	Elin Kalınlığı	27.6	1.8	24.6	30.5
	Elin Derinliği	51.7	3.9	45.3	58.2

Çizelgede verilen sağ el ölçüleri şekil 5.1’de görsel olarak referanslandırılmıştır.



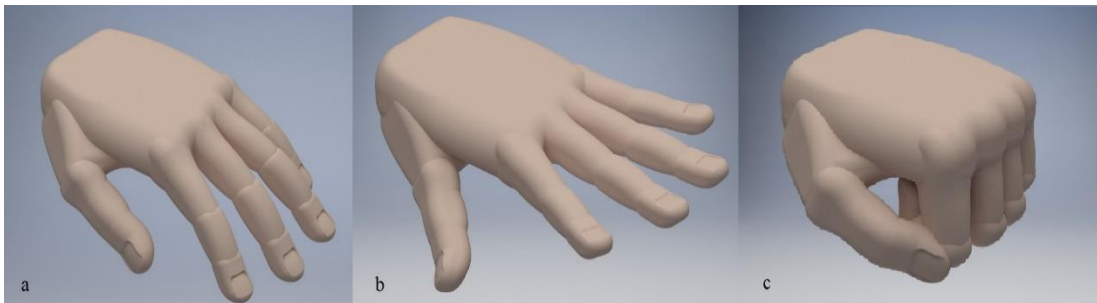
Şekil 5.1 : Analiz edilen el boyutlarının referansı, (a) Elin uzuluğu, (b) Elin genişliği, (c) Bilek genişliği, (ç) Elin kalınlığı, (d) Elin derinliği [66].

Parmak eklemlerinin dönme eksenleri bilinmesi dış iskelet sisteminin mekanik tasarımı için önemli bir kriterdir. Kullanıcı bir el dış iskeletini giydiğinde, bağlantı yapısı parmak ekleminin dönme eksenine çakışan bir dönme merkezi olacak şekilde tasarlanmalıdır. Aksi bir durumda dönme eksenlerinin çakışmaması, kullanıcıya zarar verebilmektedir. Çizelge 5.2’de parmakların falanaks uzunluklarının ortalamaları ve standart sapmaları verilmiştir [67]. Bu durum, bize eklemler arasındaki mesafeyi vermekte ve dış iskeletin parmaklarla etkileşimde olan elemanlarının uygun biçimde tasarlamayı sağlamaktadır.

Çizelge 5.2 : Parmak falanakslarının uzunlukları [67].

	Distal Falanaks	Orta Falanaks	Proksimal Falanaks	Metakarpal Falanaks
Baş Parmak	21.67±1.60	-	31.57±3.13	46.22±3.94
İşaret Parmağı	15.82±2.26	22.38±2.51	39.78±4.94	68.12±6.27
Orta Parmak	17.40±1.85	26.33±3.00	44.63±3.81	64.60±5.38
Yüzük Parmağı	17.30±2.22	25.65±3.29	41.37±3.87	58.00±5.06
Küçük Parmak	15.96±2.45	18.11±2.54	32.74±2.77	53.69±4.36

Yukarıdaki antropometrik veriler sağlıklı insanlardan alınmıştır. Felç sonrası parmak boyutları değişmediği için rehabilitasyon görecekte olan hasta içinde kullanılabilir. Bu bilgiler doğrultusunda 3 boyutlu ortamda bir el katı modeli oluşturulmuş ve tasarımda kullanılmıştır. Şekil 5.2’de 3 boyutlu el modeli farklı duruşlarda gösterilmiştir.

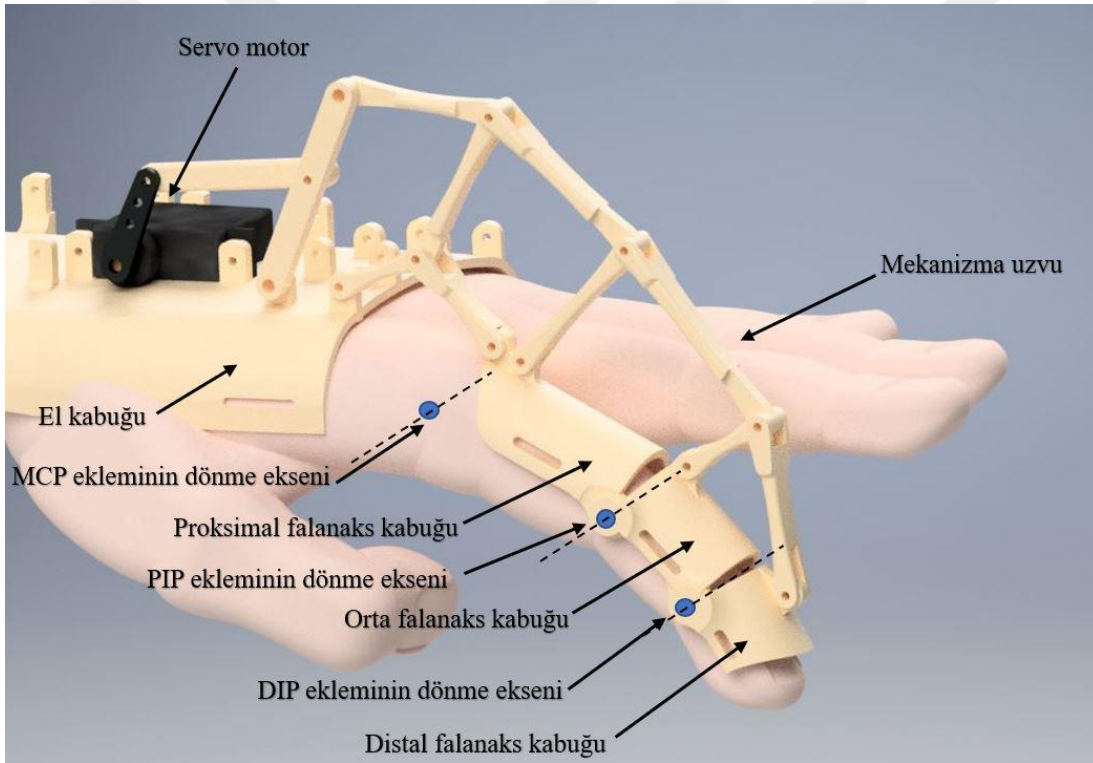


Şekil 5.2 : 3 Boyutlu katı el modeli, (a) Genel el duruşu, (b) Ekstansiyon, (c) Fleksiyon.

Oluşturulan katı el modelinin amacı, falanaksların ve elin üzerindeki aktüatör ve mekanizmayı taşıyan destek kabuklarının ölçülendirilmesinde referans sağlamaktadır. Dış iskeletin, elin doğal hareketlerine uygun ve güvenli bir şekilde etkileşimi için bu ölçülendirme tasarımda önemli bir yere sahiptir.

5.2 Dış İskelet Mekanizması

Bu çalışmada tasarlanan dış iskelet elin dorsal yüzeyinde konumlanan ve 5 parmağı destekleyen bir yapıya sahiptir. Her parmak için tek servo motor ile sürülen sistem falanakslara iletilecek olan kavrama kuvvetini bir aktarma mekanizması ile yapmaktadır. Bir dizi 4 ve 5 kol mekanizmasından meydana gelen yapı elin kinematiği ile bir bütün halinde çalışarak parmakların fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini desteklemektedir. Dış iskelet, kullanıcının eline kabuklar üzerinde bulunan kanallardan geçirilen cırt cırtlar vasıtası ile sabitlenmektedir. Şekil 5.3’de dış iskeletin işaret parmağı için mekanizma yapısı, falanaks destek kabukları, ve servo motorunun 3 boyutlu modellenmiş hali gösterilmiştir.

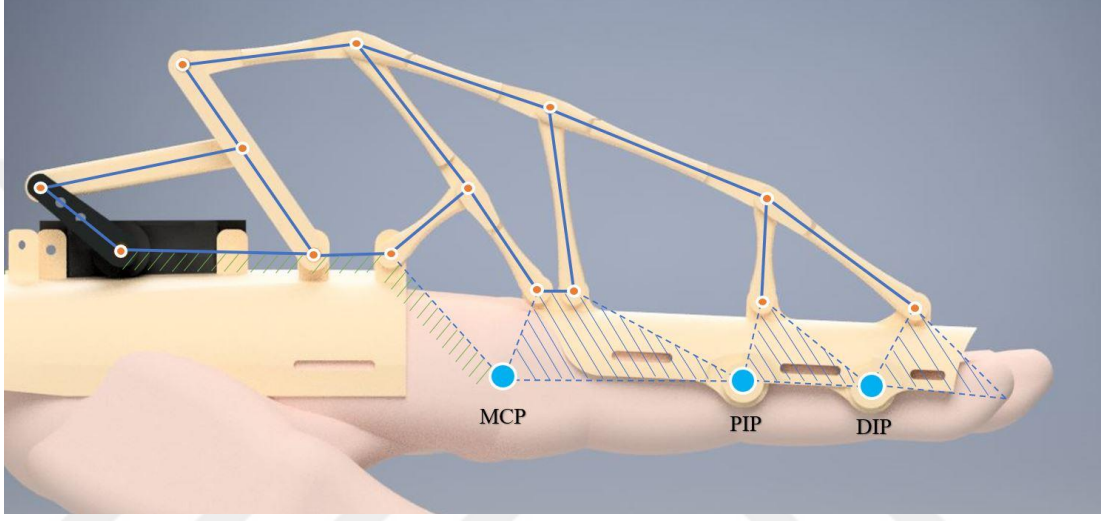


Şekil 5.3 : Dış iskeletin işaret parmak modülü.

İşaret, orta, yüzük, ve küçük parmak için 1 aktif ve 2 pasif serbestlik derecesine sahip olan mekanizma doğal parmak hareketlerini yapabilmeyi imkan vermektedir. Bunlardan farklı olarak başparmağın abduksiyon ve addüksiyon hareketleri diğer parmaklara göre daha geniş EHA sahip olduğu için mekanizması 1 aktif ve 3 pasif serbestlik derecesine sahiptir. Aktif serbestlik dereceleri servo motordan gelirken

pasif serbestlik dereceleri MCP ve PIP eklemlerinden gelmektedir. Başparmak için ise aktif serbestlik diğer parmaklarla aynı olurken pasif serbestlik derecelerinin ikisi CMC ekleminde diğeri ise MCP ekleminde gelmektedir.

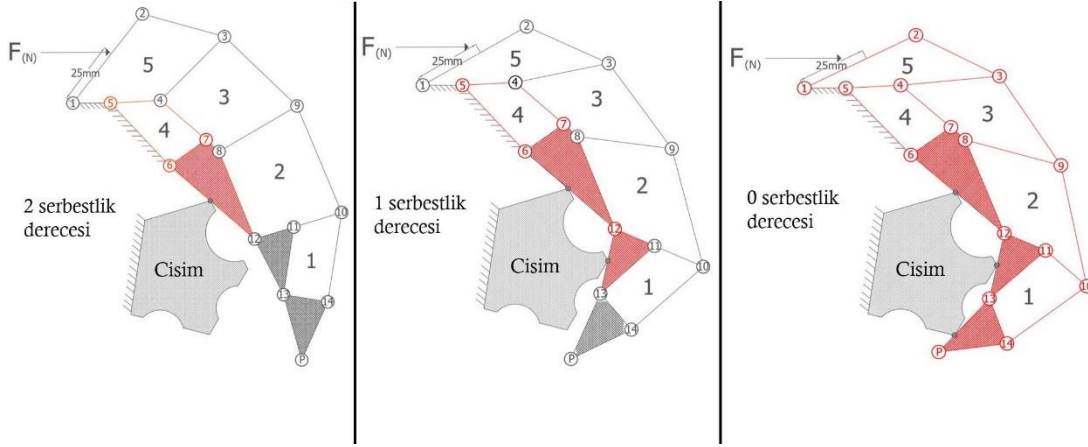
Şekil 5.4’de mekanizma yapısının kinematik modeli gösterilmiştir. 3 adet 4 kol ve 3 adet 5 kol mekanizmasından meydana gelen yapı şekilde kesikli çizgilerle belirtilmiş sanal uzuvlara sahiptir. Bu uzuvlar elin biyomekaniği ve dış iskelet mekanizması ile beraber kinematik bir zincir ortaya çıkarırlar.



Şekil 5.4 : Aktarma mekanizmasının kinematik modeli.

Kullanılan mekanizma yapısının serbestlik derecesi aktüatör sayısından fazla olduğu için eksik-tahrik prensibi ile çalışmaktadır. Bu prensib ile dış iskelet mekanizması kavranan cismin şekline göre adapte (*eng. Object-driven*) olabilmektedir. Bu doğrultuda sistemde kullanılacak olan aktüatör sayısı azaldığı gibi kontrol sisteminin karmaşıklığı ve yapının ağırlığıda azalmaktadır [57].

Dış iskeletin kinematik yapısının düzensiz bir yüzeye sahip olan cismin kavrama esnasında oluşturduğu temas sıralaması şekil 5.5’de verilmiştir. Bu duruma göre yapının serbestlik derecesinin cisme temas halinde bulunan falanaks sayısına göre azaldığı görülmektedir.



Şekil 5.5 : Kinematik yapının kavrama karakteri.

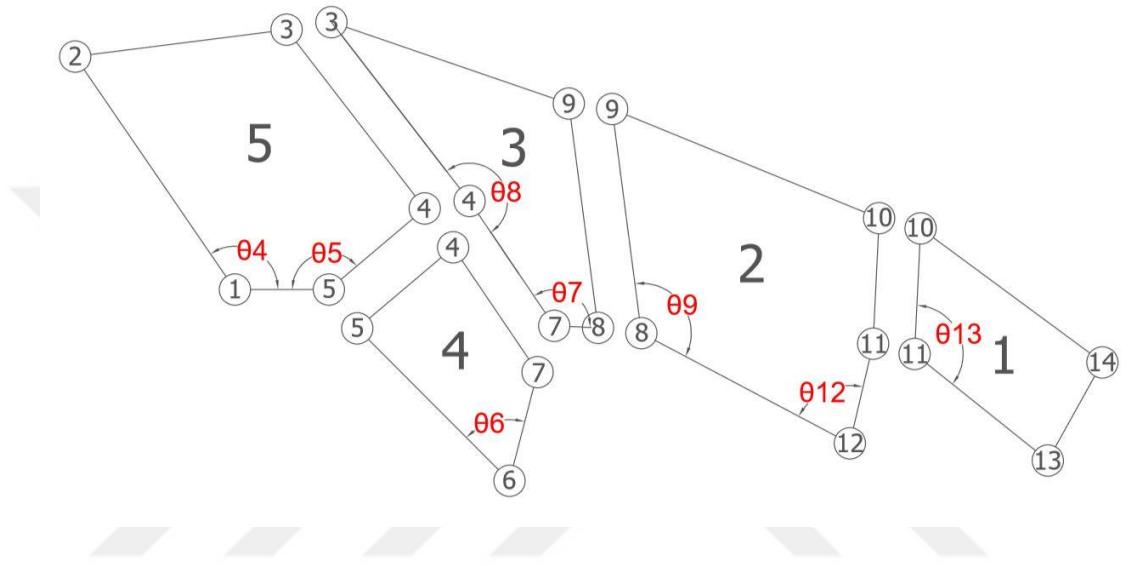
Şekil 5.5’de görüldüğü üzere ilk olarak proksimal falanaksın teması ile 4. mekanizma kitlenmekte ve 5. ve 3. 5 kol mekanizmalarıyla paylaştığı uzuvlarında kitleyerek onları da 4 kol mekanizmasına çevirmektedir. Daha sonra orta falanaksın teması ile 2. mekanizmada 1 serbestlik derecesine düşmektedir. Distal falanaksın teması ile 1. 4 kol mekanizmanın tek serbestlik derecesinde sifıra düşerek kavrama hareketi gerçekleştirilir. Ayrıca burada orta falanaks ve proksimal falanaks elin kavrama esnasındaki eklem hareket açıklığında baskın bir yere sahip olduğunu görmekteyiz. Bu durum, distal falanaks hareketini çok etkin kılmasada parmak ucuna iletilen güç konusunda önemli bir rolü üstlendirmektedir.

5.3 Kinematik Analiz

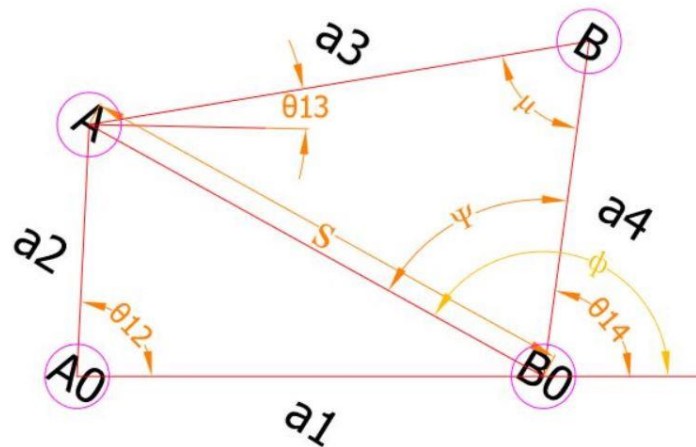
Her ne kadar kullanıcı parmaklarını alt ve üst EHA doğrultusunda hareket ettirmek istesede aktarma mekanizmasının uzuv boyları ve mekanik sınırları dolayısıyla bu durum mümkün olamamaktadır. Bu yüzden bu çalışmada kullanılan aktarma mekanizmasının eklem hareket açıklığının bulunması kinematik zincirin ayrılmış halde analizinin yapılması ile gerçekleşmiştir. Şekil 5.6’da kinematik yapının ayrılmış hali ve çözüm için gerekli açılar gösterilmiştir.

EHA’nın bulunmadan önce ayrılmış mekanizmaların kendi içlerindeki açısal ilişkilerini ve bilinmeyenleri MCP eklem açısından başlayarak bulunabilmektedir. θ_6 , θ_{12} ve θ_4 açıları sırasıyla MCP, PIP ve servo motor ile bağlantılı giriş açılarını vermektedir. DIP eklem açısı bulunabilmesi için θ_6 ile 4. mekanizmanın θ_5 ve θ_7

çıkış açıları bulunmalıdır. Böylelikle 5. mekanizma giriş açıları sağlanarak 3. mekanizmanın gerekli olan giriş açıları θ_8 ve θ_7 elde edilmiştir. 3. mekanizma çıkış açısı olan θ_9 ve θ_{12} ile 2. mekanizmada çözülebilmektedir. Son olarak 2. mekanizmanın çıkış açısı olan θ_{13} ile 1. mekanizma çözülerek 13. eklemde bulunan DIP eklem açısı bulunabilmektedir. Bu çözüm sıralaması 4 ve 5 kol mekanizmalarının (şekil 5.7 ve şekil 5.8) denklemleri kullanılarak toplam yapının kinematik analizi yapılmıştır.



Şekil 5.6 : Kinematik yapının ayrılmış hali.



Şekil 5.7 : 4 kol mekanizmasının değişkenleri.

4 kol mekanizması tek serbestlik derecesine sahip olduğu için θ_{12} giriş açısı olarak verilir. Çıkış açıları ise θ_{14} ve θ_{13} dür. Bu açılar aşağıdaki denklemler kullanılarak bulunmuştur.

$$X_A = a_2 \cos \theta_{12} - a_1 \quad (5.1)$$

$$Y_A = a_2 \sin \theta_{12} \quad (5.2)$$

$$s = \sqrt{(X_A^2 + Y_A^2)} \quad (5.3)$$

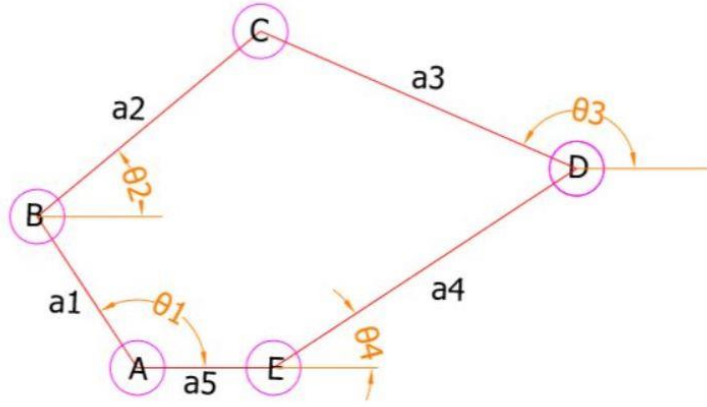
$$\mu = \pm \cos^{-1} \left[\frac{a_3^2 + a_4^2 - s^2}{2a_3 a_4} \right] \quad (5.4)$$

$$\psi = \cos^{-1} \left[\frac{a_4^2 - a_3^2 + s^2}{2a_4 s} \right] \quad (5.5)$$

$$\theta_{14} = \phi - \psi \quad (5.6)$$

$$\theta_{13} = \theta_{14} - \mu \quad (5.7)$$

5 kol mekanizması 2 serbestlik derecesine sahip olduğu için θ_1 ve θ_4 giriş açısı ile bilinmeyen θ_2 ve θ_3 açıları bulunabilmektedir. Şekil 5.8'da 5 kol mekanizmasının değişkenleri gösterilmiştir



Şekil 5.8 : 5 kol mekanizmasının değişkenleri.

Çıkış açıları aşağıdaki denklemler ile bulunabilir.

$$X_c = a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos \theta_2 = a_5 + a_4 \cos \theta_4 + a_3 \cos \theta_3 \quad (5.8)$$

$$Y_c = a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin \theta_2 = a_3 \sin \theta_3 + a_4 \sin \theta_4 \quad (5.9)$$

$$\theta_3 = 2 \tan^{-1} \left[\frac{A \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B - C} \right] \quad (5.10)$$

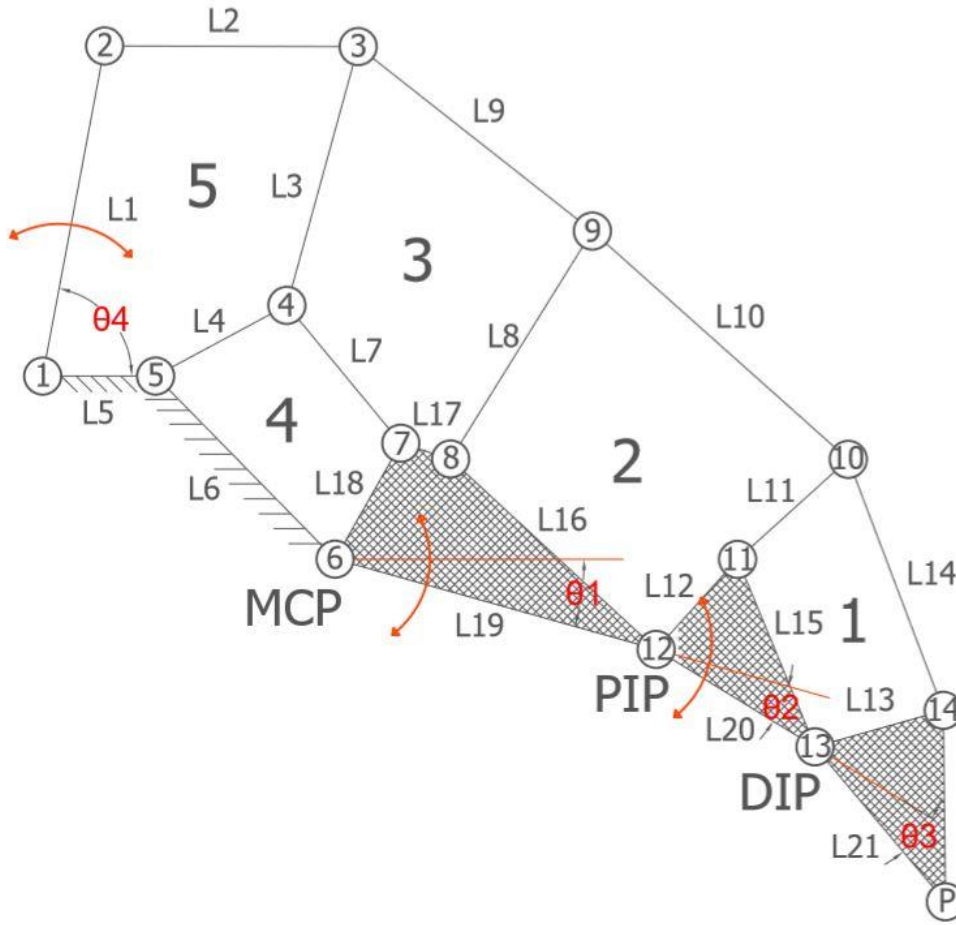
$$A = 2a_3 a_4 \sin \theta_4 - 2a_1 a_3 \cos \theta_1 \quad (5.11)$$

$$B = 2a_3 a_5 - 2a_1 a_3 \cos \theta_1 + 2a_3 a_4 \cos \theta_4 \quad (5.12)$$

$$C = a_1^2 - a_2^2 + a_3^2 + a_4^2 + a_5^2 - a_1 a_4 \sin \theta_1 \sin \theta_4 - 2a_1 a_5 \cos \theta_1 + 2a_4 a_5 \cos \theta_4 - 2a_1 a_4 \cos \theta_1 \cos \theta_4 \quad (5.13)$$

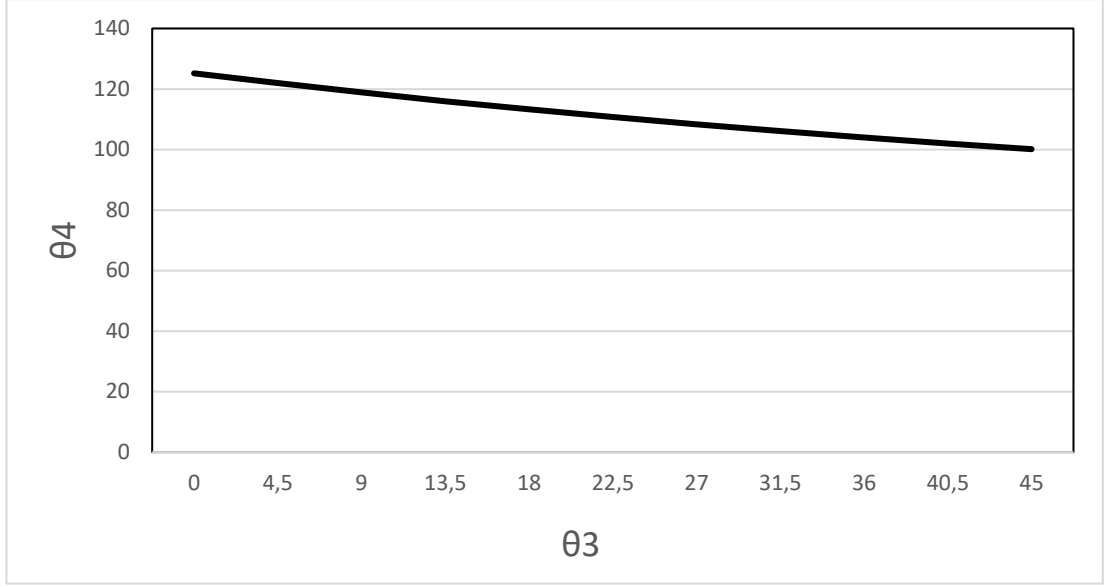
$$\theta_2 = \sin^{-1} \left[\frac{a_3 \sin \theta_3 + a_4 \sin \theta_4 - a_1 \sin \theta_1}{a_2} \right] \quad (5.14)$$

Şekil 5.9’da kinematik yapının bütün halinin giriş açıları ve uzuv numaraları gösterilmiştir

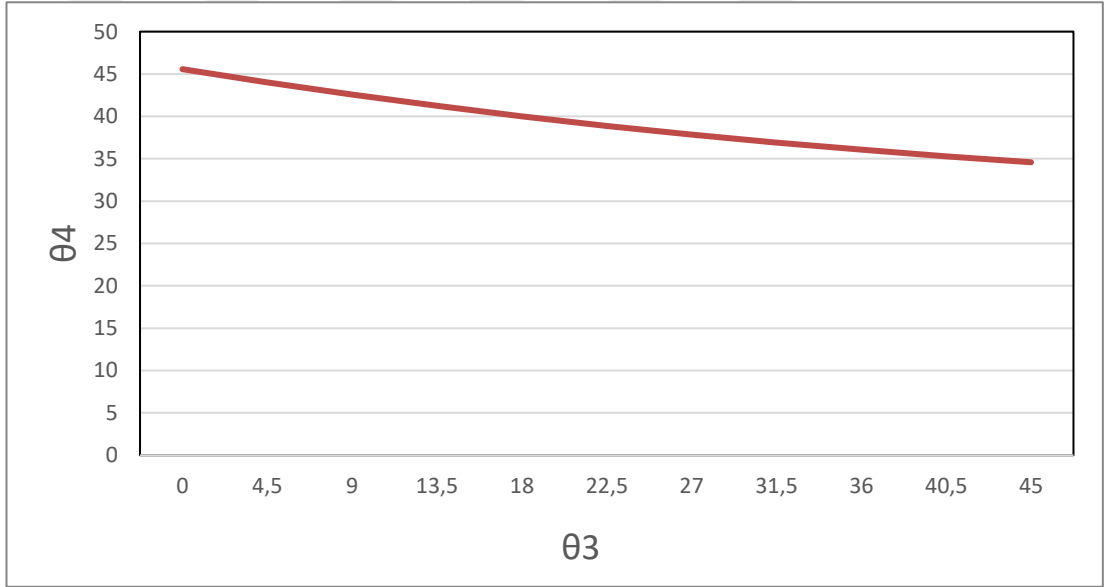


Şekil 5.9 : Kinematik yapının bütün halini.

Şekil 5.9’a göre θ_4 servo motor giriş açısı ve sırası ile θ_1 (MCP), θ_2 (PIP), θ_3 (DIP) ise eklem açılarını belirtmektedir. Autodesk Inventor programının “Dynamic simulation” modülü ile elde edilmiş θ_4 - θ_3 açı değişiminin grafikleri Şekil 5.10’da gösterilmiştir. Bu analizde W.LiCheng [68] ve arkadaşlarının eksik-tahrikli mekanizmaların kinematik analizinde uyguladığı yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemle göre eksik-tahrikli bir mekanizmanın pasif serbestlik derecelerinin cisme temas sırasına göre devreye gireceği için θ_4 - θ_3 açı değişim grafikleri MCP ve PIP için 0° ve 40° eklem hareket açıklıkları ile yapılmıştır.



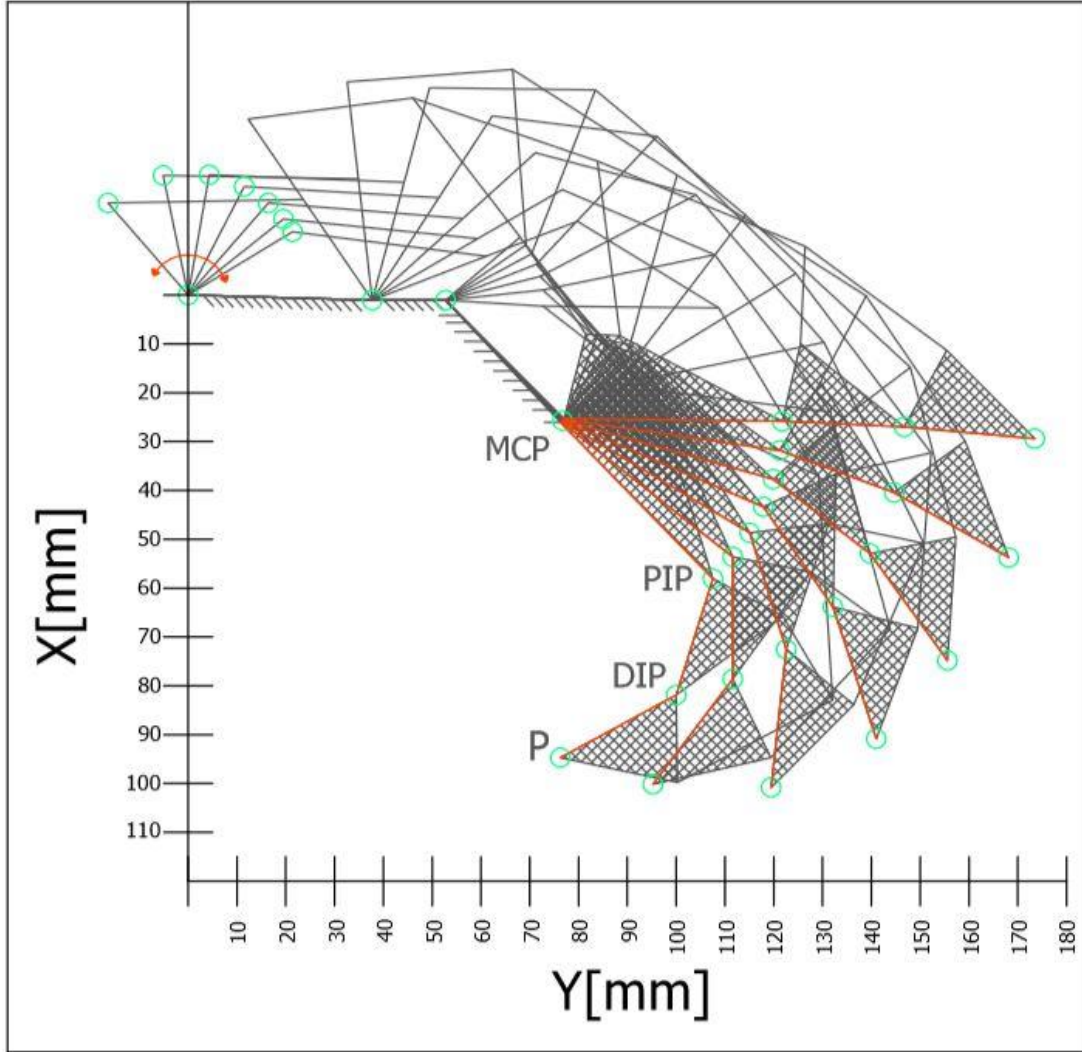
Şekil 5.10 : $\theta_1:0^\circ$ $\theta_2:0^\circ$ için θ_4 - θ_3 değişimi.



Şekil 5.11 : $\theta_1:40^\circ$ $\theta_2:40^\circ$ için θ_4 - θ_3 değişimi.

Şekil 5.10'da θ_4 giriş açısı 125.18° 'den 100.11° düşerken 25.06° 'lik bir açı farkı oluşturmaktadır. Şekil 5.11'de bu fark 45.56° 'dan 34.58° düşerek 10.98° 'lik bir değer oluşturmaktadır. θ_3 'teki değişim aynı olmasına rağmen θ_1 ve θ_2 eklem açıları arttıkça θ_4 açı farkının azalmasının sebebi L1 giriş uzvunun L11 uzuvları arasındaki mesafenin mekanizmanın fleksiyon hareketi ile değişmesinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca ,eklem açılarının hepsinin L1 uzvunun açısız konumuna bağlı olduğundan θ_4 açısının daralması ile L11 uzvu üzerindeki açısız etkinliğide artmaktadır.

Şekil 5.12’de elin fleksiyon hareketi esnasında dış iskelet mekanizmasının EHA verilmiştir. Bu mekanizma tasarımına göre maksimum eklem sınırları MCP 45°, PIP 60° ve DIP için ise 45° dir.



Şekil 5.12 : Dış iskelet mekanizmasının EHA.

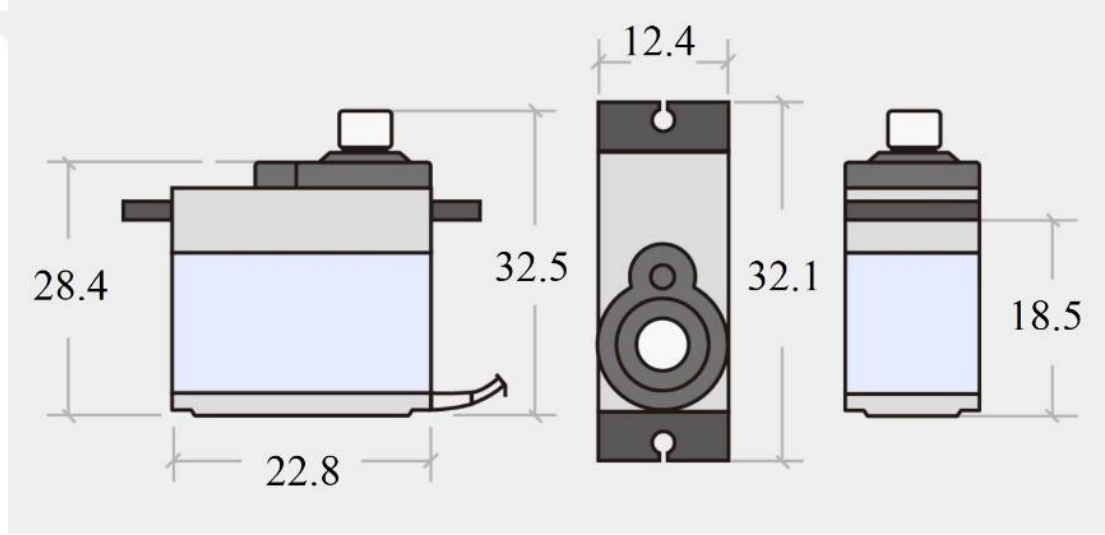
5.3.1 Aktüatör ve kuvvet iletimi

Dış iskelet sisteminde kullanılan aktüatör elin dorsal yüzeyinde bulunmaktadır. Tower Pro markasının MG90S isimli analog servo motoru kullanılan dış iskelette aktarma mekanizması ile fleksiyon hareketi için yeterli kuvvet sağlanabilmektedir. Bu servo motor hafifliği, boyutu ve çalışma için uygun güce sahip olması sebebi ile tercih edilmiştir. Çizelge 5.3’de motorun teknik özellikleri gösterilmiştir [69].

Çizelge 5.3 : Tower Pro MG90S servo motor teknik özellikleri [69].

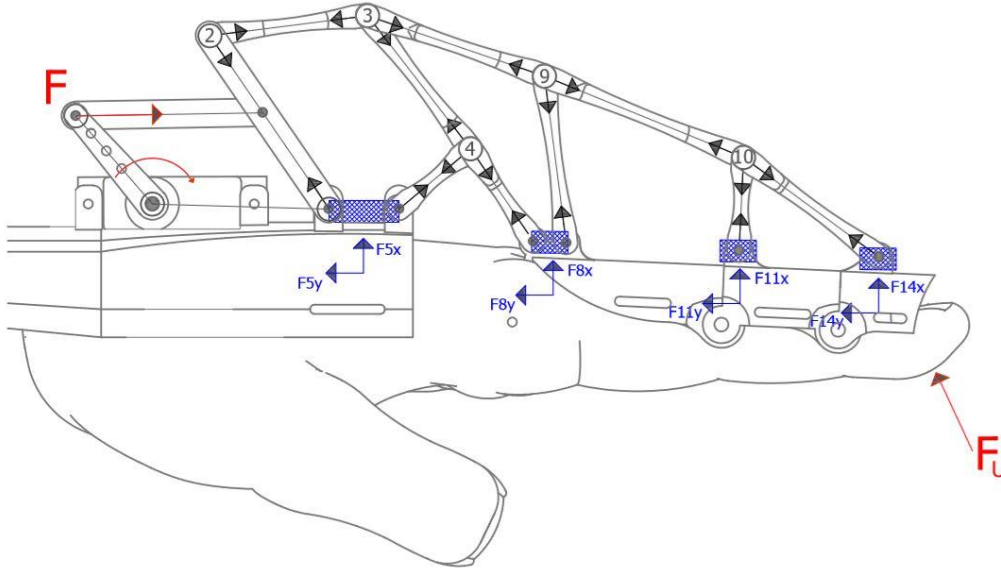
Ağırlık	13 gram
Sürme Voltajı	4.8V~ 6.6V
Zorlanma Torku	1.8kg/cm (4.8V) 2.2kg/cm (6.6V)
Yüksüz çalışma hızı	0.10sec/60degree (4.8V)0.08sec/60degree (6.0V)

Şekil 5.13’de ise servo motorun boyutları gösterilmektedir [69].



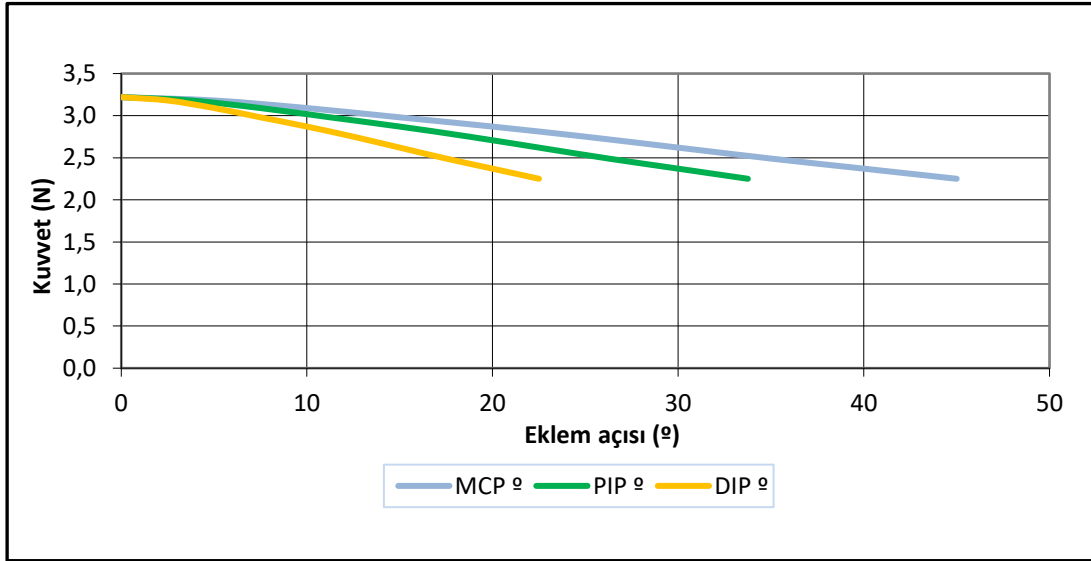
Şekil 5.13 : Tower Pro MG90S servo motor boyutları [69].

Kavrama esnasında sistemin hızının düşük olması ve bu durumun kavramayı etkileyecek bir atalet kuvveti oluşturamayacağı öngörülerek kuvvet analizi yarı-statik(*eng. quasi-static*) olarak yapılmıştır. Şekil 5.14’de servo motor tarafından oluşturulan kuvvetin uzuvlar vasıtasıyla parmak ucuna iletimi gösterilmiştir.



Şekil 5.14 : Dış iskelet mekanizmasının yarı statik kuvvet analizi.

Şekilde gösterilen F servo motor tarafından oluşturulan itme kuvvetini, F_U ise parmak ucuna uygulanan normal kuvveti göstermektedir. Mavi vektörler ile gösterilen F_5 , F_8 , F_{11} ve F_{14} kuvvetleri kavrama esnasında falanaksalarda oluşan tepki kuvvetleridir. Mekanizma modeli Autodesk Inventor programı ile hazırlanarak “Dynamic simulation” modülü ile kuvvet analizi yapılmıştır. Bu analizinde işaret parmağı için silindirik kavrama esnasındaki dinamik kısıtlamalar referans alınmış ve servo motorun açısal hızı $25^\circ/s$, F kuvveti ise $7N$ olarak verilmiştir.

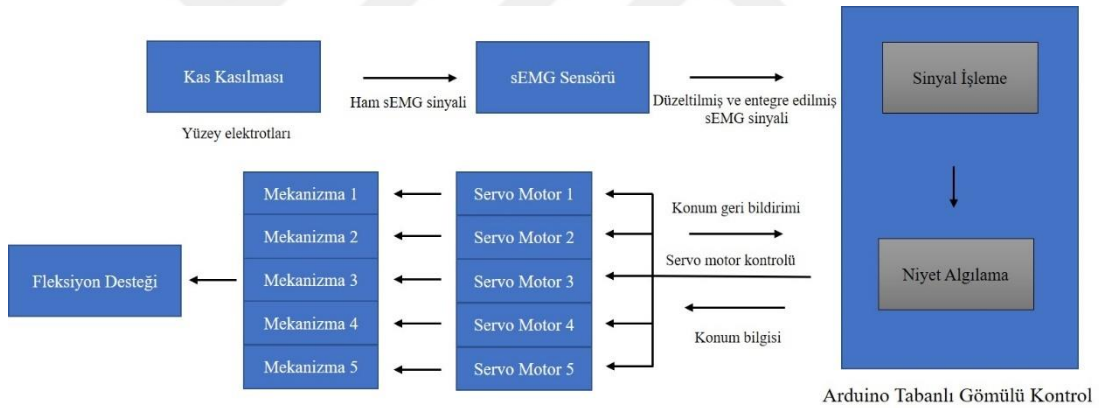


Şekil 5.15 : Silindirik kavrama esnasında parmak ucuna iletilen kuvvet.

Şekildeki grafikte görüldüğü üzere parmak ucuna iletilen kuvvet eklem açılarının fleksiyon miktarı artıka düşmektedir. Bunun sebebi F kuvvetinin yönü sabit kalırken, F_U normal kuvvetinin yönünün eklem açılarıyla beraber değişmesidir.

5.4 Kontrol Sistemi

Dış iskelet sisteminin kontrolünde “Arduino” tabanlı mikroişlemci ve kullanıcının niyetinin algılanması için bir yüzey elektromiyografi (sEMG) sensörü kullanılmıştır. Ön kolun yüzeyinde bulunan flexor digitorum superficialis kasına yerleştirilen sensör, üzerinde bulunan yüzey elektrotları ile kullanıcının kası kasarak oluşturduğu kollektif elektrik sinyali algılayarak mikroişlemciye gönderir. Mikroişlemcide bulunan gömülü yazılım vasıtasıyla bu sinyaller işlenir ve servo motorları sürerek elin fleksiyon hareketini destekler. Aksi durumda ise aktüatörler ilk konumlarına dönerek ele ekstansiyon hareketi yaptırmaktadır. Şekil 5.16’de sistemin genel çalışma prensibi gösterilmiştir.



Şekil 5.16 : Dış iskelet sisteminin genel çalışma prensibi.

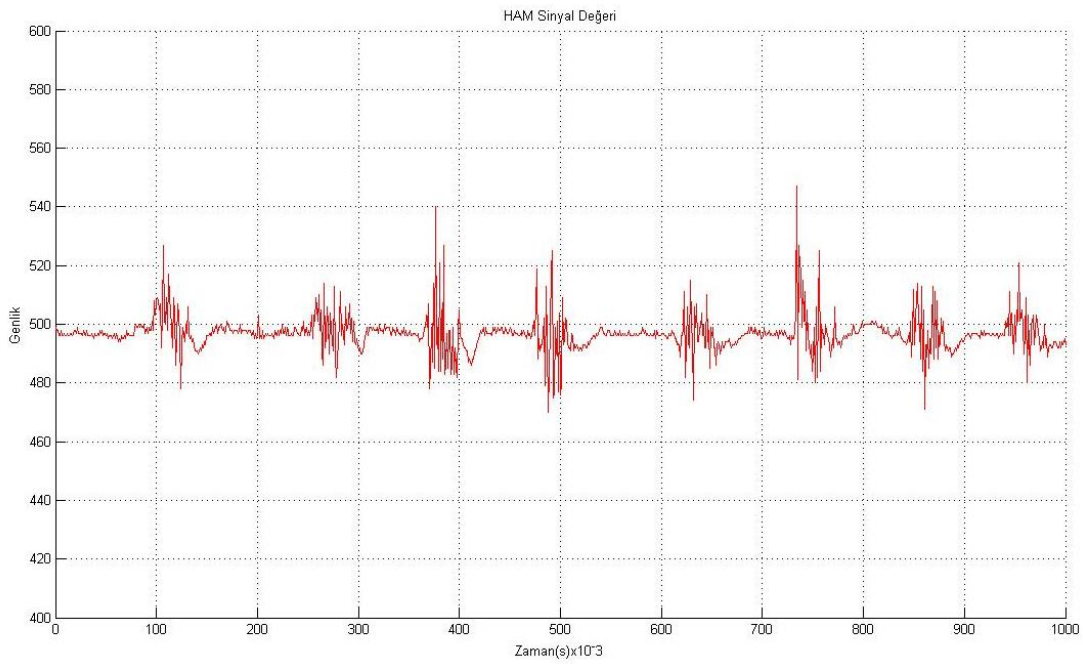
5.4.1 sEMG sinyalleri ve sensörü

Biyoelektrik sinyalleri, kaslar tarafından üretilen potansiyel bir elektrik enerjisidir. Bu potansiyel kasın kasılma şiddetine göre artıp azalmaktadır. EMG sinyalleri iğne ve yüzey elektrotları olmak üzere 2 çeşit yöntemle ölçülebilmektedir. Bu çalışmada EMG sinyalleri, literatürdede sıkça kullanılan yüzey elektrotlarıyla ölçülmüştür.

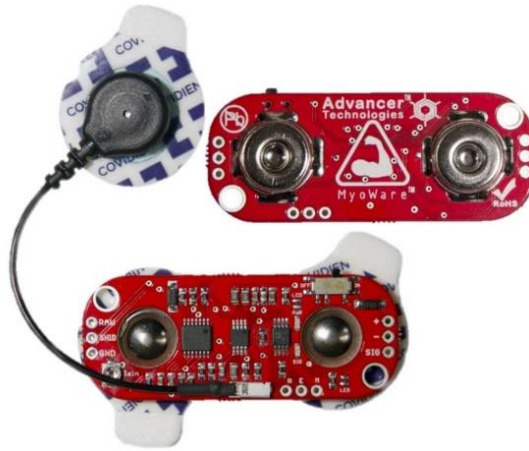
El, fleksiyon esnasında birçok fleksör kasını kullanmaktadır. Fakat bu kaslardan ön kolun yüzeyine yakın olanlarından sEMG sinyalleri uygun biçimde alınabilmektedir.

Sensör, flexor digitorum superficialis kasının orta bölgesine yerleştirilerek sinyaller alınmaktadır.

sEMG sinyallerinin ölçülmesi için Advancer Technologies tarafından geliştirilen MyoWare kas sensörü (resim 5.1.) kullanılmıştır. Bu sensör kastan alınan ham sEMG sinyallerini işleyerek mikroişlemciye düzeltilmiş ve entegre edilmiş bir halde göndermektedir. Şekil 5.17’de elin fleksiyon hareketi esnasında ham sEMG sinyalleri gösterilmiştir.



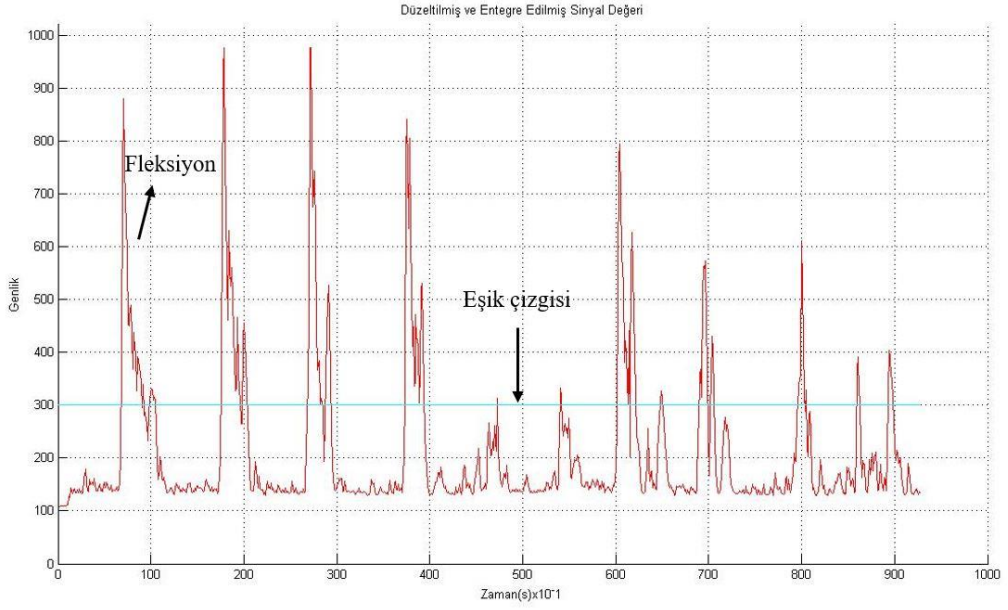
Şekil 5.17 : Ham sEMG sinyal değeri.



Resim 5.1 : sEMG sensörü [70].

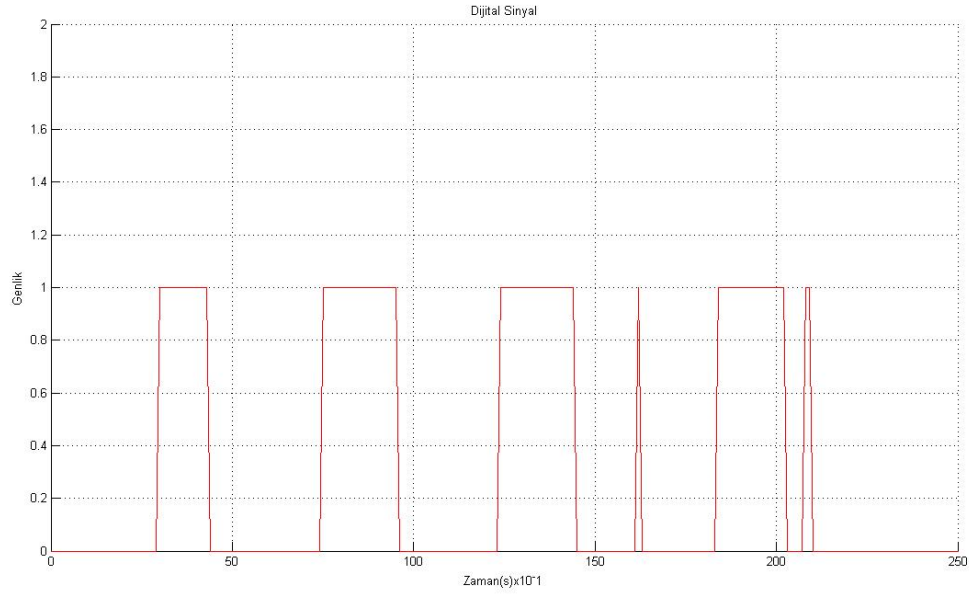
5.4.2 sEMG kontrol stratejisi

Sistemin kullanıcıya destek verebilmesi, sensör tarafından algılanan maksimum sEMG sinyal değerinin %20 eşiğinin üstüne çıkması durumunda gerçekleşmektedir. Bu sinyal değeri kişiden kişiye göre farklılık gösterebildiği için sensör takıldıktan sonra elin kasılmadan alınan ilk 50 analog değer ortalaması alınarak sinyal değerinin 0 noktası belirlenmektedir. Şekil 5.18’de elin fleksiyon kasılması esnasında alınan düzeltilmiş ve entegre edilmiş sEMG grafiği gösterilmiştir.



Şekil 5.18 : Elin fleksiyon kasılması esnasındaki sinyal değerleri ve eşik çizgisi.

Şekil 5.19’da ise sEMG’den alınan %20 eşik değerine göre 0-1 dijital sinyal grafiği gösterilmiştir.

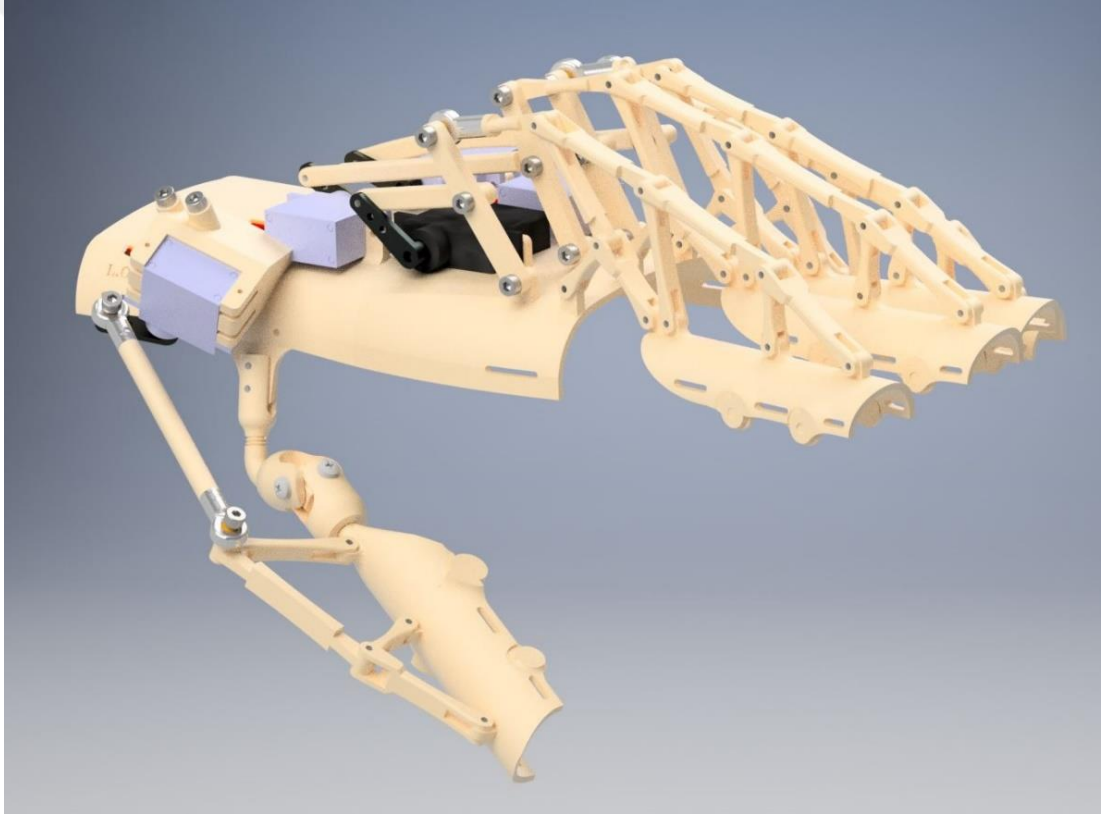


Şekil 5.19 : Digital sinyal değerleri.

6. ÖN ÜRETİM

Elin anatomik kısıtlamaları doğrultusunda dış iskelet sisteminin yapısal elemanlarının ergonomisi, performansı mekanik olarak birbirleri ile uyumluluğu ve antropometrik el verileri doğrultusunda ön üretimden önce değerlendirebilmek için Autodesk Inventor programı ile 3 boyutlu modellenmiştir. Böylelikle 3 boyutlu yazıcı ile parçalar, elde edilen model ile üretilebilmiştir.

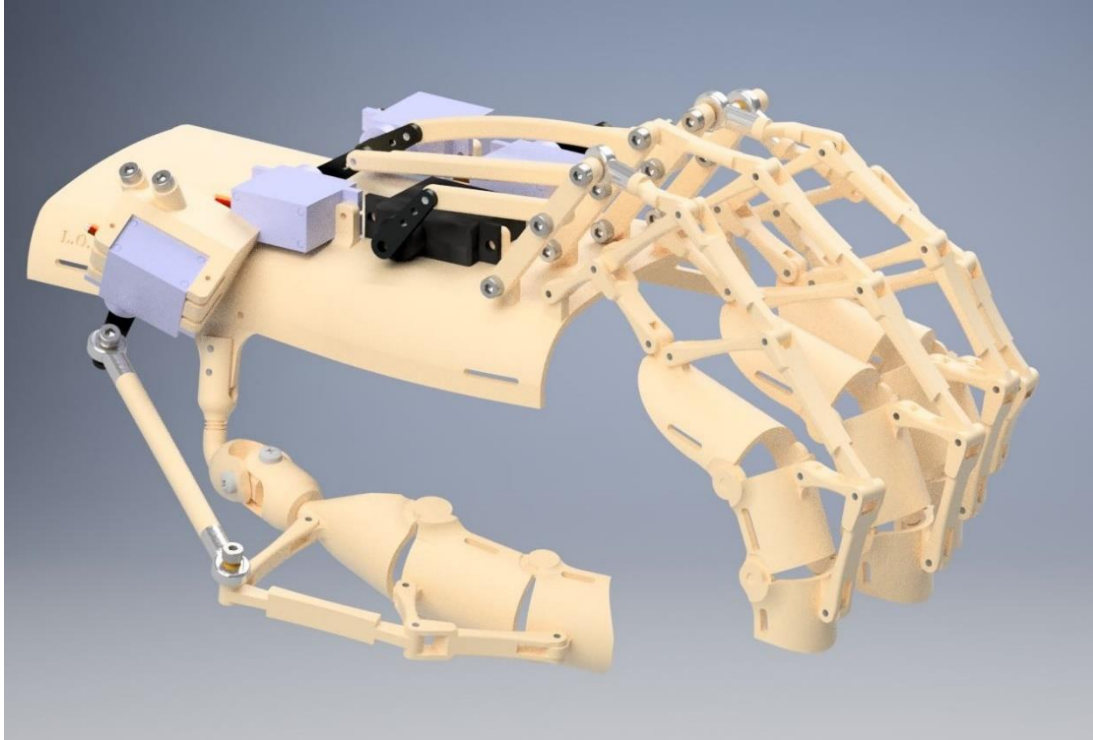
Şekil 6.1’de 3 boyutlu modellenmiş dış iskeletin ekstansiyon konumu, şekil 6.2’de ise fleksiyon konumu gösterilmektedir.



Şekil 6.1 : Dış iskeletin ekstansiyon konumu.

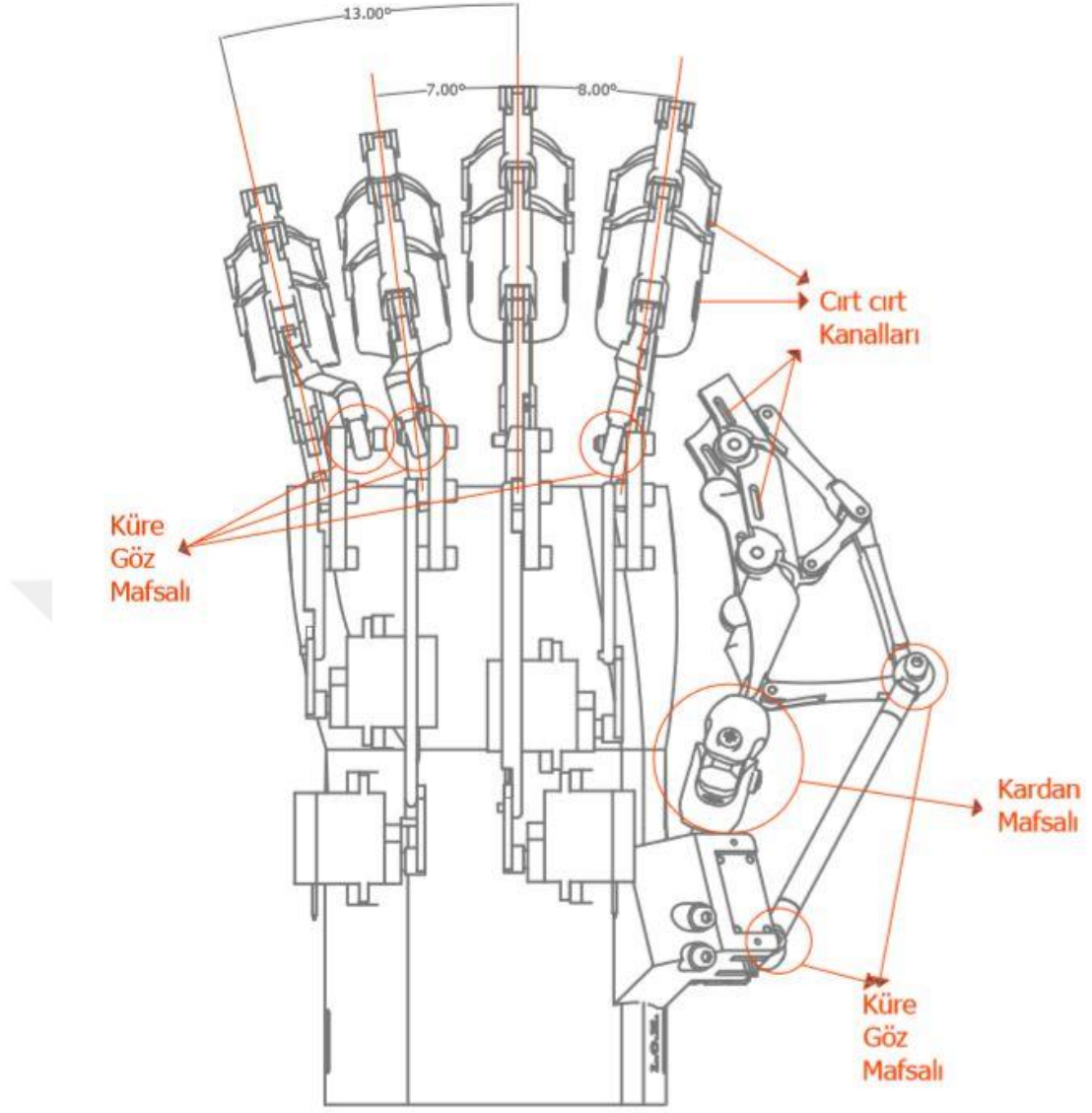
Dış iskeletin kullanıcının eline rahat bir biçimde giydirilebilmesi, falanaks ve el kabuğu üzerinden bulunan kanallar açılarak cırt cırtlar vasıtasıyla sağlanmıştır. Falanaks kabukları sagital eksene göre el kabuğu ile arasında sabit bir açı bulunmaktadır. Bu açı , işaret parmağı için 8°, yüzük parmağı için 7° ve küçük

parmak için 13° dir. Bu açılarının verilme amacı elin fleksiyon esnasında parmakları dinamik kısıtlamalara göre abdüksiyondan addüksiyon hareketine doğru yönlendirmeleridir. Bu durum sonucunda, L1 uzvu ile diğer uzuvları arasındaki açı fleksiyon desteği esnasında L2 uzvunun proksimaline bağlanan küre göz mafsalı ile kompanze edilmiştir. Orta parmakta bahsedilen eksen açısının bulunmadığı için L1 uzvu doğrudan bağlanmıştır. Baş parmakta ise pasif abdüksiyon ve addüksiyon hareketi metakarpal kabuğun proksimaline bağlanan kardan mafsalı ile mümkün olmaktadır. Bu pasif hareket esnasında başparmak servo motorun krank uzvu ile mekanizması arasındaki değişken açı, benzer şekilde biyel uzvunun hem distal hemde proksimaline bağlanan küre göz mafsallar ile kompanze edilmiştir. Şekil 6.3’de parmakları eksen doğrultuları ve mafsallar gösterilmiştir.



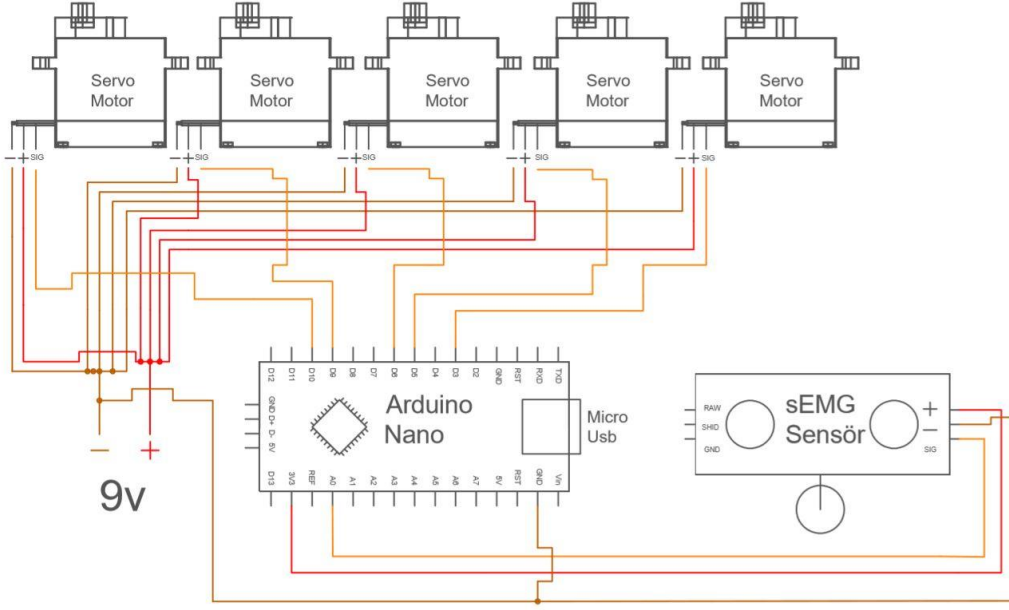
Şekil 6.2 : Dış iskeletin fleksiyon konumu.

Kuvvet iletimi esnasında mekanizma uzuvlarının birbirleri üzerinden geçen kuvvetin bağlantı noktalarının sagittal eksenlerini çakıştırılarak istenmeyen yönde oluşacak kuvvetler minimuma indirilmeye çalışılmıştır.



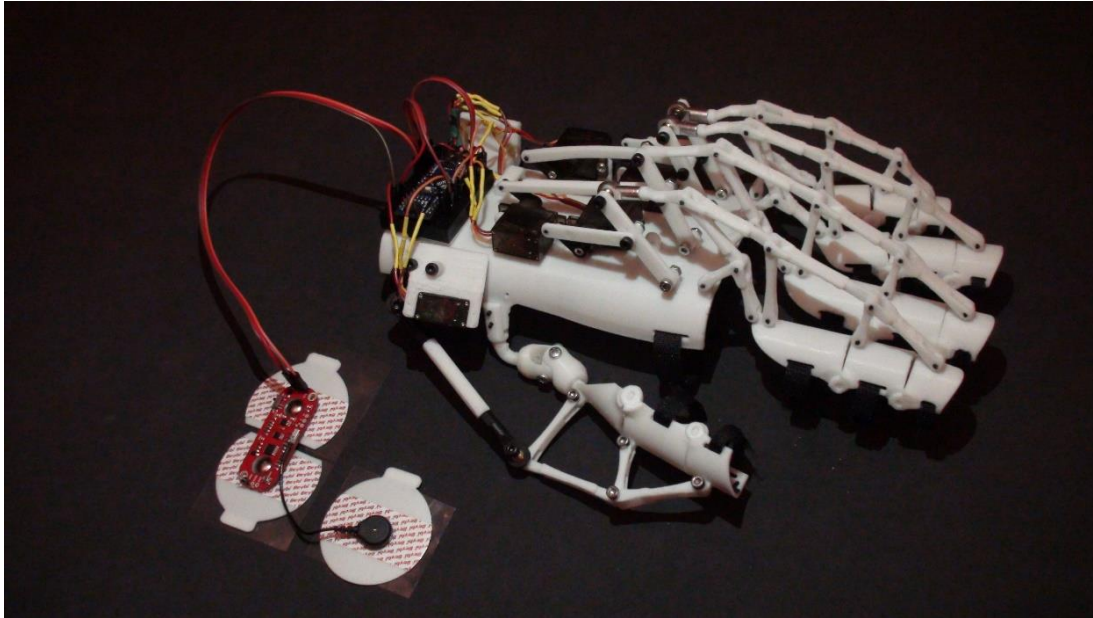
Şekil 6.3 : Parmakları eksen doğrultuları ve mafsal elemanları.

Servo motorların sEMG sensör ile kontrolü için kullanılan arduino nano mikroşlemci el kabuğunun arka kısmına sabitlenen bir 46x36mm boyutunda devre tahtasının üzerine yerleştirilmiş ve diğer parçalar ile kablo bağlantıları buradan yapılmıştır. Şekil 6.4’de sistemin elektronik devre şeması gösterilmiştir.



Şekil 6.4 : Sistemin elektronik devre şeması.

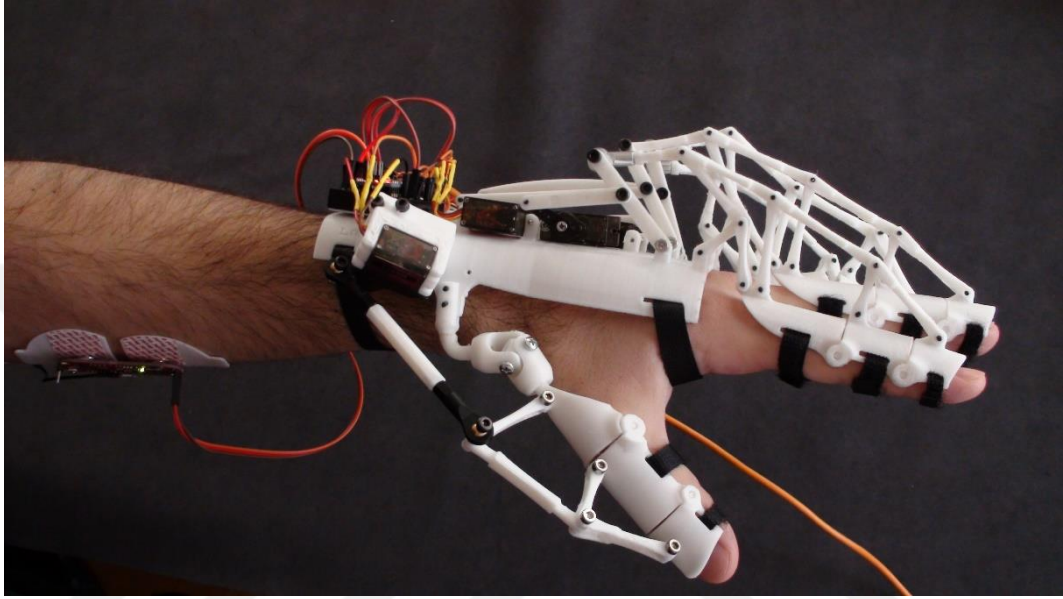
Ön üretimi elektronik ve yapısal olarak tamamlanmış dış iskelet sistemi resim 6.1’de gösterilmektedir.



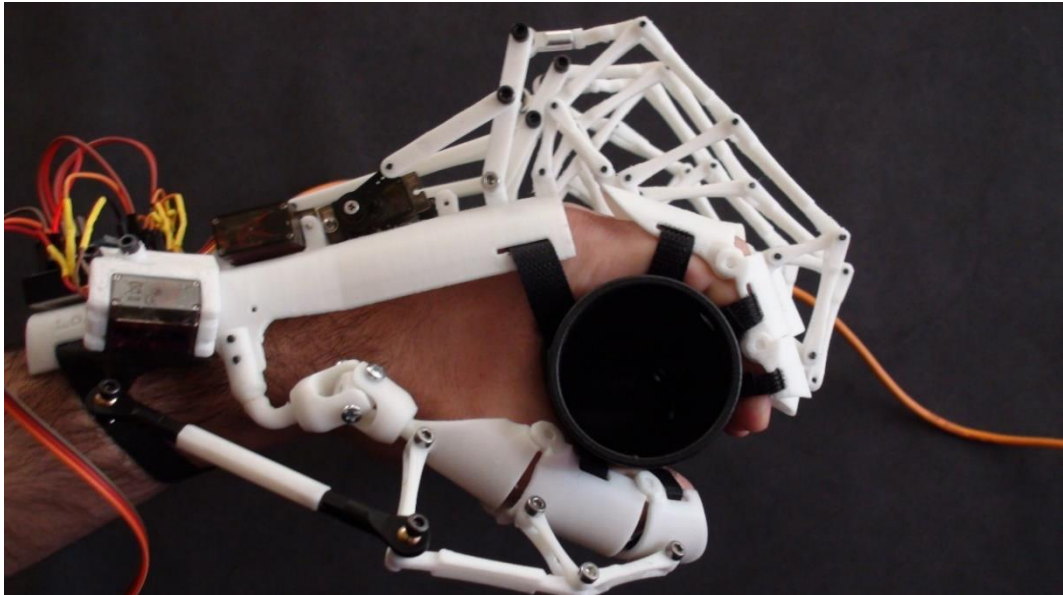
Resim 6.1 : Ön üretimi tamamlanmış olan dış iskelet sistemi.

3 boyutlu yazıcı ile PLA (polilaktik asit) plastik kullanılarak üretilen parçalar oldukça hafif ve protatip ürün için yeterli mukavemete sahiptir. Mekanizma

uzuvlarının eklem bağlantılarında delrin pimler kullanılarak sürtünme düşürülmeye çalışılmıştır. Resim 6.1'dede görüldüğü üzere sadece L1 uzuvlarında ve mafsal bağlantılarında paslanmaz M3 vida kullanılmıştır. Mekatronik donanımda bulunan servo motorlar, mikroişlemci ve 3 boyutlu yazıcı ile üretilen parçalarla beraber dış iskelet sistemi toplam 295 gram ağırlığındadır. Resim 6.2 ve 6.3'de dış iskeletin ekstansiyon ve fleksiyon durumundaki görünüşleri verilmiştir.

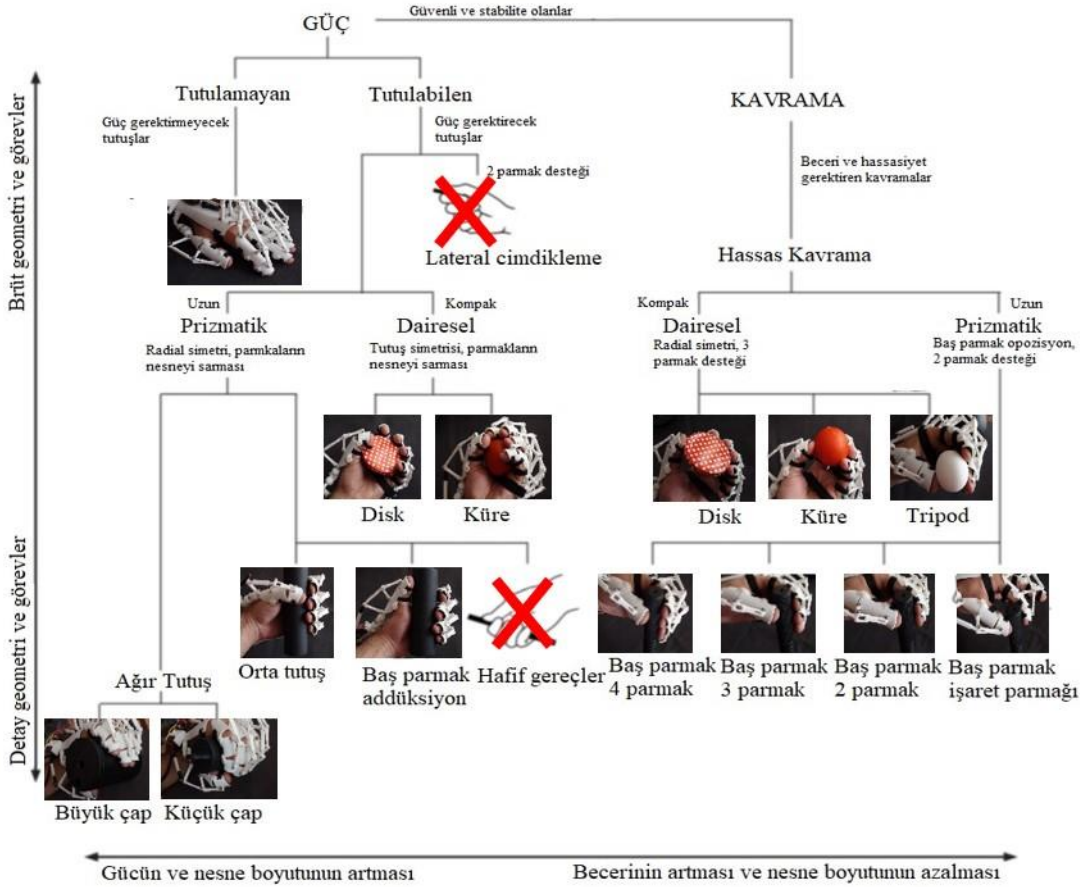


Resim 6.2 : Ön üretimi tamamlanmış dış iskeletin ekstansiyon konumu.



Resim 6.3 : Ön üretimi tamamlanmış dış iskeletin fleksiyon konumu.

Dış iskeletin kavrama performansı ve ergonomisi test edilmiştir. Bu test şekil 6.5’de eksik tahrik prensibi ile kavranan cisime göre şekil alan dış iskeletin, kinematik olarak doğrulanması Cutkosky ve arkadaşlarının [17] 16 farklı kavrama sınıflandırılmasına göre uyarlanmıştır.



Şekil 6.5 : Dış iskeletin 16 farklı kavramaya göre kinematik davranışı.

Yukarıdaki şekle göre lateral cimdikleme ve hafif gereçlerde dış iskeletin mekanik sınırları dışında kaldığı için statik kavrama yapılamamaktadır. Falanaks kabukları fleksiyon miktarı arttıkça küçük çaplardaki avuç içi tutuşlarını engellemektedir.

7. SONUÇLAR VE İLERİKİ ÇALIŞMALAR

Bu tez çalışması kapsamında, el rehabilitasyonu amaçlı dış iskelet sisteminin tasarımı ve ön üretimi yapılmıştır. Dış iskeletin kinematik analizi, 3 boyutlu modellemesi ve teknik resimler detaylı şekilde açıklanmıştır. Yapısal parçalar elin antropometrik verileri doğrultusunda ölçülendirilerek elin kinematik yapısına uygun şekilde tasarlanmaya çalışılmıştır. Kavranan nesneye göre şekil alan eksik tahrik mekanizması ile sistem üzerindeki aktüatör ve kontrol yükü azaltılmıştır. Kontrol sisteminde kullanılan sEMG sensörü, rehabilitasyon sürecinde kullanıcının kendi gayretiyle tekrarlayıcı fleksiyon hareketlerini yapmalarına olanak sağlamaktadır. 3 boyutlu yazıcı ile ön üretimi yapılan sistem sağlıklı bir kullanıcı tarafından test edilmiştir.

İleride yapılacak olan çalışmalarda daha çok kontrol sistemi üzerinde durulabilir. sEMG sensör sayısı artırılarak parmakların birbirlerinden bağımsız sinyallerle sürülmeleri sağlanabilir. Bu durum, farklı tutuş konbinasyonları ile rehabilitasyon sürecine katkıda bulunabilir. Bununla birlikte, sEMG sinyallerinin şiddeti ile kavrama kuvvetinin tahmini yapılabilir. Cihaz nihayi üretimi ve gerekli donanıma sahip olduktan sonra klinik testler ile dış iskeletin rehabilitasyon sürecindeki verimliliği ölçülebilir.



KAYNAKLAR

- [1] **Hunter, J.M., Mackin, E.J., Callahan, A.D., Brown, P.W.** *Psychological Based Hand Disorders. Rehabilitation of the Hand Surgery and Therapy* (Ed) : 4 th edition Vol 1, St. Louis, C.V. Mosby, (1995); 9-19
- [2] **Mazzoleni, S., Sale, P., Franceschini, M., Bigazzi, S., Carrozza, M.C., Dario, P. and Posteraro, F.** ‘Effects of proximal and distal robot-assisted upper limb rehabilitation on chronic stroke recovery’. *NeuroRehabilitation* 2013; 33 (1) 33–39.
- [3] **Balasubramanian, S., Klein, J. and Burdet, E.** Robot-assisted rehabilitation of hand function. *Current Opinion in Neurology* 2010; 23(6), 661-670
- [4] **Kawasaki, H., Kimura, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Hayashi, H., & Sakaeda, H.** Hand rehabilitation support system based on self-motion control, with a clinical case report. In *Automation Congress 2006; WAC'06. World 16. IEEE.*
- [5] **Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A. and Leonhardt, S.** A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014; 11(1), 3
- [6] **Weiss, P., Heyer, L., Munte, T. F., Heldmann, M., Schweikard, A., & Maehle, E.** (2013). Towards a parameterizable exoskeleton for training of hand function after stroke. In *Rehabilitation Robotics (ICORR) 2013 IEEE International Conference on* (1-6).

- [7] **Suarez-Escobar, M. and Rendon-Velez, E.** An overview of robotic/mechanical devices for post-stroke thumb rehabilitation. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 2018; 13(7), 683-703.
- [8] **Heo, P., Gu, G., Lee, S., Rhee, K. and Kim, J.** Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 2010; 13(5), 807-824.
- [9] **Kapandji, I. A.**, “The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints,” Churchill Livingstone, 1987 166-189
- [10] **Lynn S. Lippert.** *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 4th ed. F. A. Davis Company, 2006 144-165.
- [11] **N.Pratt** *Anatomy and Kinesiology of the hand*, vol. 1.Elsevier Mosby Philadelphia PA, 6ed., 2011
- [12] **Hirt, B., Seyhan, H., Wagner, M., Zumhasch, R.**, *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics*, Thieme, Germany, 2015.
- [13] Elin kavisleri[Online]. Available: <https://aneskey.com/hand/> Erişim Tarihi: 1.11.2018, 19:30
- [14] **Cobos, S., Ferre, M., Sánchez-Urán, M. A., & Ortego, J.** Constraints for Realistic Hand Manipulation. *Proc. Presence*. 2007; 369-370.
- [15] **Cobos, S., Ferre, M., Uran, M. S., Ortego, J., & Pena, C.** Efficient human hand kinematics for manipulation tasks. In *Intelligent Robots and Systems. IEEE/RSJ International Conference*. 2008; 2246-2251.
- [16] **Feix, T., Romero, J., Schmiedmayer, H. B., Dollar, A. M., & Kragic, D.** The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types. *IEEE Transactions On Human-Machine Systems*. 2016; 46(1), 66-77.

- [17] **Cutkosky, Mark R, and Robert D Howe.** Human Grasp Choice and Robotic Grasp Analysis. *Dextrous Robot Hands*. 1990; 5–31
- [18] **B.D. Lowe, Y. Kong, and J. Hancock.** Development and application of a hand force measurement system. In *Proceedings of the XVIth Triennial Congress of the International Ergonomics Association*. 2006
- [19] **Darling, WARREN G, and KELLY J Cole.** Muscle Activation Patterns and Kinetics of Human Index Finger Movements. *Journal of Neurophysiology*. 1990; 63 (5): 1098–1108.
- [20] **Langhorne, P., Coupar, F., & Pollock, A.** Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*. 2009; 8(8), 741-754.
- [21] Omurilik yaralanmaları, (2018). [Online] <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/spinal-cord-injury/symptoms-causes/syc-20377890>
Erişim Tarihi: 2.9.2018, 11:20
- [22] **Ibrahim, I., Khan, W. S., Goddard, N., & Smitham, P.** Suppl 1: carpal tunnel syndrome: a review of the recent literature. *The open orthopaedics journal*. 2012; 6, 69.
- [23] **Aydemir, K., & Yazıcıoğlu, K.** Üst Ekstremité Tendon Yaralanmalarının Rehabilitasyonu. *Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Sciences /Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilimleri Dergisi*. 2011; 14.
- [24] **Lobo-Prat, J., Kooren, P. N., Stienen, A. H., Herder, J. L., Koopman, B. F., & Veltink, P. H.** Non-invasive control interfaces for intention detection in active movement-assistive devices. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014; 11(1), 168
- [25] **Timmermans, A. A., Seelen, H. A., Willmann, R. D., & Kingma, H.** Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist

guidelines for rehabilitation technology design. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2009; 6(1), 1.

- [26] **Ho, N. S. K., Tong, K. Y., Hu, X. L., Fung, K. L., Wei, X. J., Rong, W., & Susanto, E. A.** An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation. In *Rehabilitation Robotics (ICORR) IEEE International Conference*. 2011; 1-5.
- [27] **Lu, Z., Chen, X., Zhang, X., Tong, K. Y., & Zhou, P.** Real-time control of an exoskeleton hand robot with myoelectric pattern recognition. *International journal of neural systems*. 2017; 27(05), 1750009.
- [28] **Cui, L., Phan, A., & Allison, G.** Design and fabrication of a three dimensional printable non-assembly articulated hand exoskeleton for rehabilitation. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 37th Annual International Conference of the IEEE*. 2015; 4627-4630.
- [29] **Leonardis, D., Barsotti, M., Loconsole, C., Solazzi, M., Troncossi, M., Mazzotti, C., ... & Bergamasco, M.** An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. *IEEE transactions on haptics*. 2015; 8(2), 140-151.
- [30] **Ertas, I. H., Hocaoglu, E., Barkana, D. E., & Patoglu, V.** Finger exoskeleton for treatment of tendon injuries. In *Rehabilitation Robotics, ICORR IEEE International Conference*. 2009; 94-201.
- [31] **Iqbal, J., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G.** Design of a wearable direct-driven optimized hand exoskeleton device. In *4th International Conference on Advances in Computer-Human Interactions*. 2011; 142-146.

- [32] **Iqbal, J., Ahmad, O., & Malik, A.** HEXOSYS II-towards realization of light mass robotics for the hand. In Multitopic Conference (INMIC), IEEE 14th International. 2011; 115-119.
- [33] **Wege, A., & Hommel, G.** Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. In Intelligent Robots and Systems. IEEE/RSJ International Conference. 2005; 3046-3051
- [34] **Wege, A., Kondak, K., & Hommel, G.** Force control strategy for a hand exoskeleton based on sliding mode position control. In Intelligent Robots and Systems, IEEE/RSJ International Conference. 2006; 4615-4620
- [35] **Li, J., Zheng, R., Zhang, Y., & Yao, J.** iHandRehab: An interactive hand exoskeleton for active and passive rehabilitation. In Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE International Conference. 2011; 1-6.
- [36] **Yamaura, H., Matsushita, K., Kato, R., & Yokoi, H.** Development of hand rehabilitation system using wire-driven link mechanism for paralysis patients. In Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE International Conference on 2009; 209-214.
- [37] **Tang, T., Zhang, D., Xie, T., & Zhu, X.** An exoskeleton system for hand rehabilitation driven by shape memory alloy. In Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE International Conference. 2013; 756-761
- [38] **Mulas, M., Folgheraiter, M., & Gini, G.** An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. In Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 9th International Conference. 2005; 371-374.
- [39] **Jones, C. L., Wang, F., Osswald, C., Kang, X., Sarkar, N., & Kamper, D. G.** Control and kinematic performance analysis of an Actuated Finger Exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. In

Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on 2010; 282-287.

- [40] **Pu, S. W., Tsai, S. Y., & Chang, J. Y.** (2014, August). Design and development of the wearable hand exoskeleton system for rehabilitation of hand impaired patients. In Automation Science and Engineering (CASE), 2014 IEEE International Conference. 2014; 996-1001
- [41] **Cempini, M., De Rossi, S. M. M., Lenzi, T., Cortese, M., Giovacchini, F., Vitiello, N., & Carrozza, M. C.** Kinematics and design of a portable and wearable exoskeleton for hand rehabilitation. In Rehabilitation robotics (ICORR), IEEE international conference. 2013 1-6
- [42] **Arata, J., Ohmoto, K., Gassert, R., Lamercy, O., Fujimoto, H., & Wada, I.** A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism. In Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference. 2013; 3902-3907
- [43] **Chiri, A., Vitiello, N., Giovacchini, F., Roccella, S., Vecchi, F., & Carrozza, M. C.** Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. IEEE/ASME Transactions on mechatronics. 2012; 17(5), 884-894.
- [44] **Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J., & Lum, P. S.** Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2010; 7(1), 36.
- [45] **Ueki, S., Kawasaki, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Abe, M., Aoki, T., ... & Mouri, T.** Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2012; 17(1), 136-146.

- [46] **Yap, H. K., Lim, J. H., Nasrallah, F., Goh, J. C., & Yeow, R. C.** A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness. In *Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on 2015*; 4967-4972.
- [47] **Polygerinos, P., Lyne, S., Wang, Z., Nicolini, L. F., Mosadegh, B., Whitesides, G. M., & Walsh, C. J.** Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), IEEE/RSJ International Conference on 2013*; 1512-1517.
- [48] **Borboni, A., Mor, M., & Faglia, R.** Gloveha—hand robotic rehabilitation: design, mechanical model, and experiments. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*. 2016; 138(11), 111003.
- [49] **Takahashi, C. D., Der-Yeghiaian, L., Le, V. H., & Cramer, S. C.** A robotic device for hand motor therapy after stroke. In *Rehabilitation Robotics. ICORR. 9th International Conference*. 2005; 17-20
- [50] **Hasegawa, Y., Mikami, Y., Watanabe, K., & Sankai, Y.** Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger. In *Robotics and Automation, ICRA 2008. IEEE International Conference*. 2008; 718-724.
- [51] **Popov, D., Gaponov, I., & Ryu, J. H.** Portable Exoskeleton glove with soft structure for hand assistance in activities of daily living. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2017; 22(2), 865-875.
- [52] **Shields, B. L., Main, J. A., Peterson, S. W., & Strauss, A. M.** An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics-part A: systems and humans*, 1997; 27(5), 668-673.

- [53] **Martinez, L. A., Olaloye, O. O., Talarico, M. V., Shah, S. M., Arends, R. J., & BuSha, B. F.** A power-assisted exoskeleton optimized for pinching and grasping motions. In Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE 36th Annual Northeast 2010; 1-2
- [54] **Kadowaki, Y., Noritsugu, T., Takaiwa, M., Sasaki, D., & Kato, M.** Development of soft power-assist glove and control based on human intent. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 2011; 23(2), 281-291.
- [55] **Tadano, K., Akai, M., Kadota, K., & Kawashima, K.** Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle. In Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on 2010; 2363-2368.
- [56] **DiCicco, M., Lucas, L., & Matsuoka, Y.** Comparison of control strategies for an EMG controlled orthotic exoskeleton for the hand. In Robotics and Automation, Proceedings. ICRA'04. IEEE International Conference on 2004; Vol. 2, 1622-1627
- [57] **Birglen, L., Laliberté, T., & Gosselin, C. M.** Underactuated robotic hands Vol. 40. Springer 2007.
- [58] **Hu, X. L., Tong, K. Y., Wei, X. J., Rong, W., Susanto, E. A., & Ho, S. K.** The effects of post-stroke upper-limb training with an electromyography (EMG)-driven hand robot. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013; 23(5), 1065-1074.
- [59] **Bear-Lehman, J., & Abreu, B. C.** *Physical Therapy*, 1989; 69(12), 1025-1033
- [60] **Basteris, A., Nijenhuis, S. M., Stienen, A. H., Buurke, J. H., Prange, G. B., & Amirabdollahian, F.** Training modalities in robot-mediated upper limb rehabilitation in stroke: a framework for classification based on a systematic review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014; 11(1), 111.

- [61] **Cramer, S. C., Sur, M., Dobkin, B. H., O'brien, C., Sanger, T. D., Trojanowski, J. Q., ... & Chen, W. G.** Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain*. 2011; 134(6), 1591-1609.
- [62] **Akosile, C. O., Adegoke, B. A., & Johnson, O. E.** Effects of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation technique on the functional ambulation of stroke survivors. *Journal of Nigeria Society of Physiotherapy*. 2012; 18(1-2), 22-27.
- [63] **SAYGI, E. K., & Eren, B. .** Pediatrik Rehabilitasyonda Zorunlu Kullanım Hareket Terapisinin Yeri Nedir?. *Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Sciences/Fiziksel Tup ve Rehabilitasyon Bilimleri Dergisi*. 2013; 16(3).
- [64] **YELDAN, İ.** Ayna Tedavisi. *Turkiye Klinikleri Journal of Physiotherapy and Rehabilitation-Special Topics*, 2015; 1(1), 35-42.
- [65] **Akdoğan, E., & Adli, M. A.** The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot. *Mechatronics*, 2011; 21(3), 509-522.
- [66] **Garrett, J. W.** Anthropometry of the hands of male air force flight personnel (No. AMRL-TR-69-42). *AIR FORCE AEROSPACE MEDICAL RESEARCH LAB WRIGHT-PATTERSON AFB OH*. 1970
- [67] **Alexander, B., Viktor, K.** Proportions of hand segments. *Int. J. Morphol*, 2010; 28(3), 755-758.
- [68] **Wu, L., Carbone, G., & Ceccarelli, M.** Designing an underactuated mechanism for a 1 active DOF finger operation. *Mechanism and Machine Theory*, 2009; 44(2), 336-348.
- [69] MG90 servo [Online]. <http://www.towerpro.com.tw/product/mg90s-3/> Erişim Tarihi: .2.10.2018, 18:30

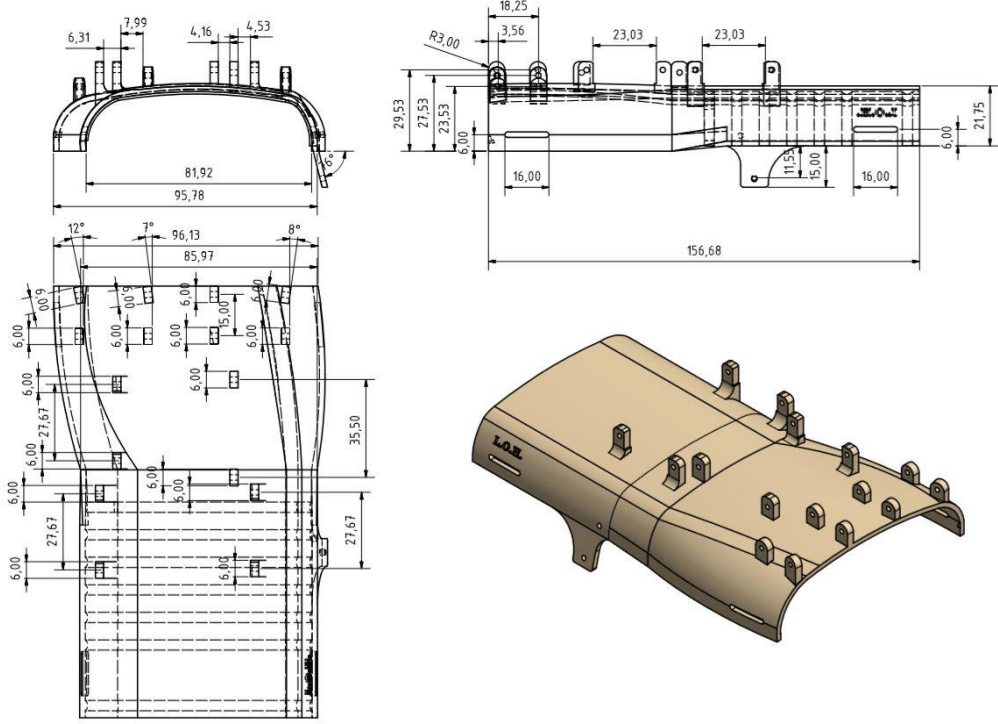
[70] sEMG sensör [Online]. http://www.advancertechnologies.com/p/shop_3.ht

Erişim Tarihi: 5.9.2018, 15:00

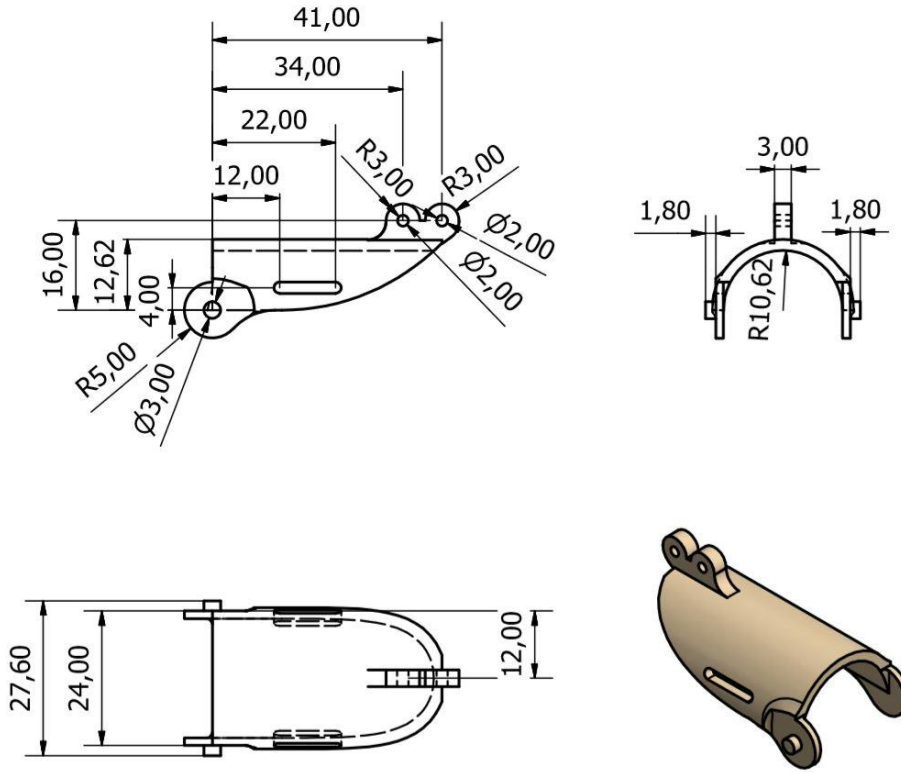


EKLER

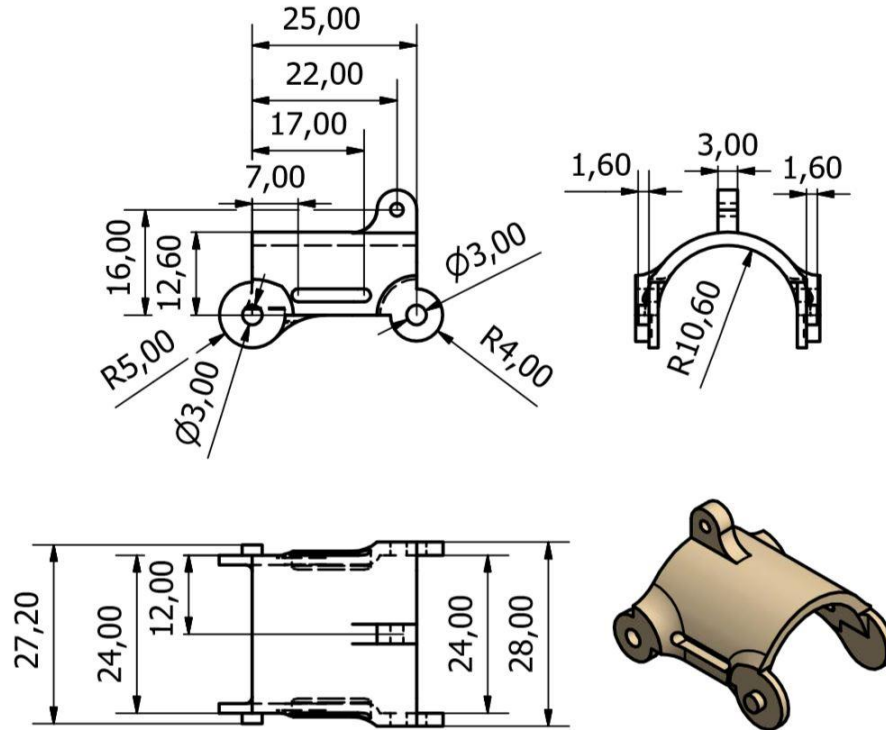
3 boyutlu modellenmiş parçaların teknik resimleri.



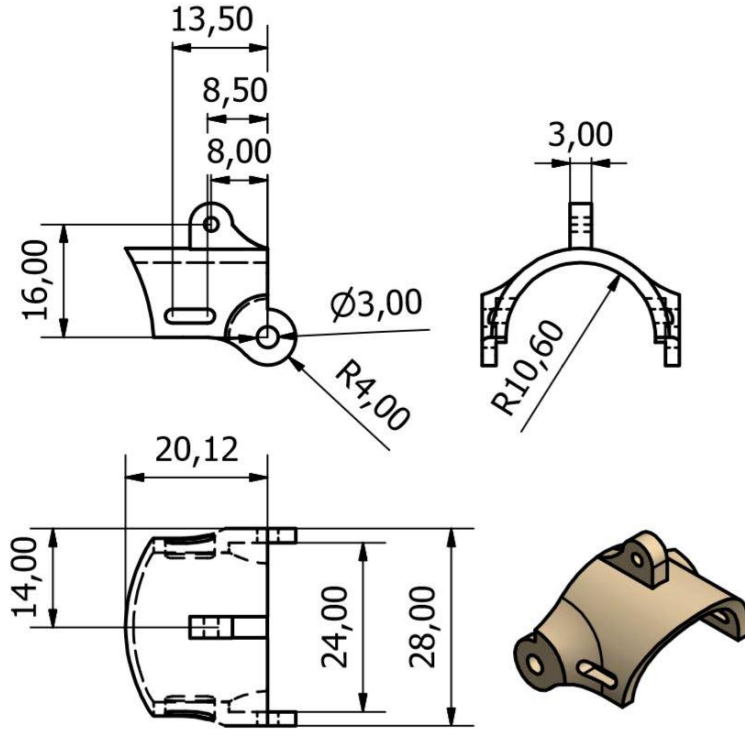
Şekil Ek. 1 : El kabuğu.



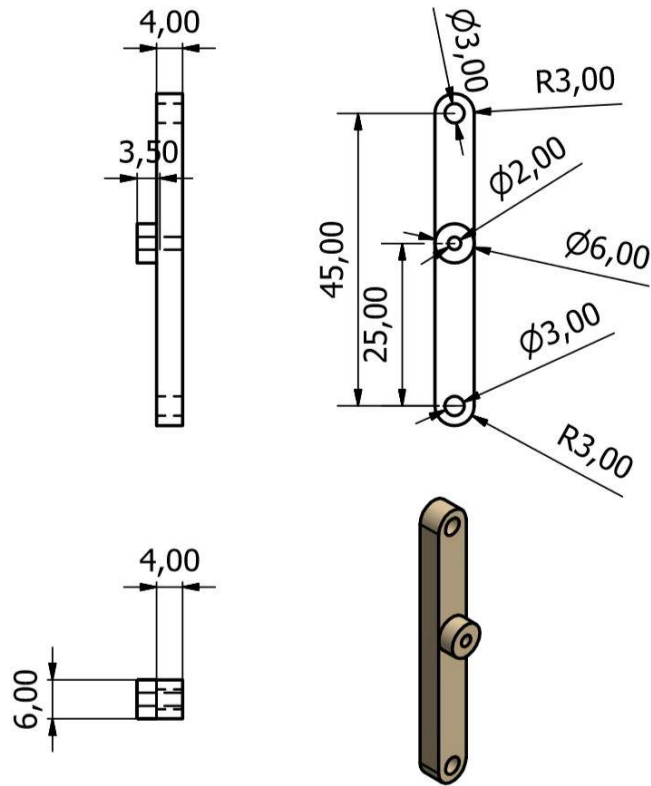
Şekil Ek. 2 : 2. parmak proksimal falanaks kabuğu



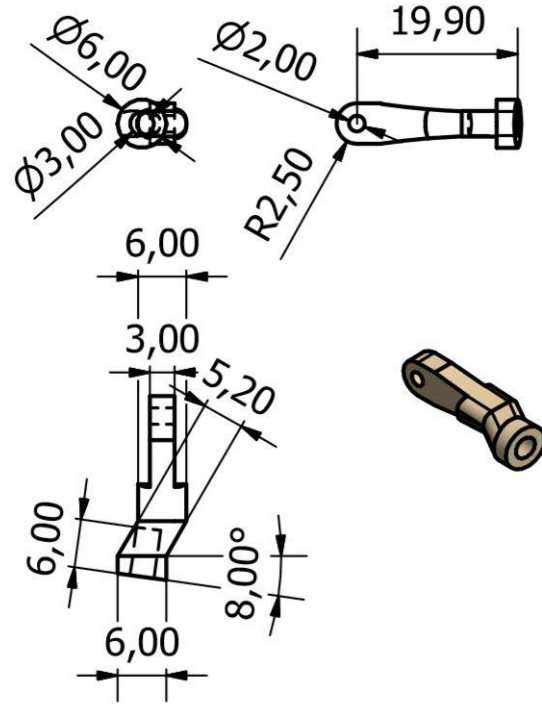
Şekil Ek. 3 : 2. parmak orta falanaks kabuğu.



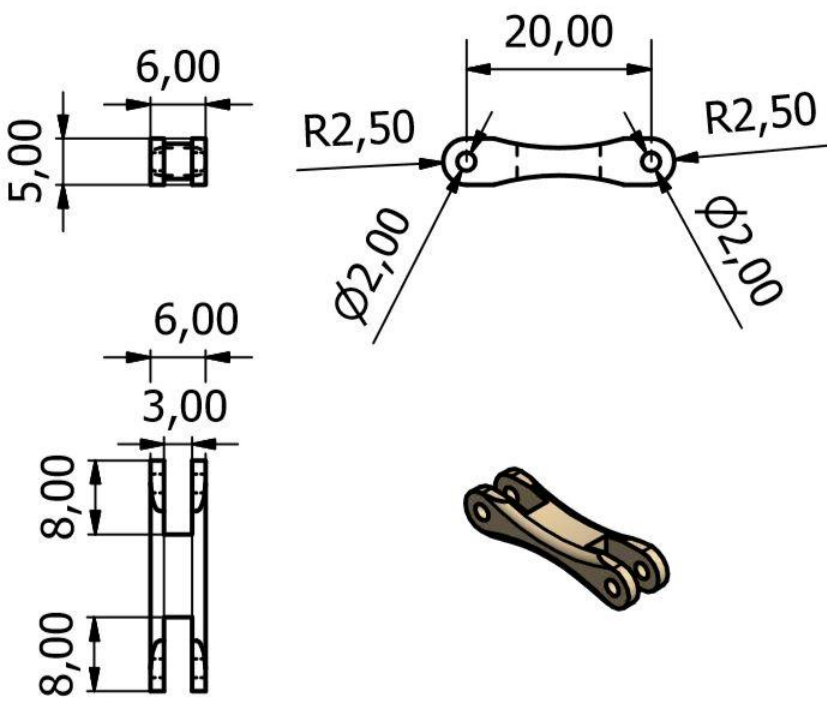
Şekil Ek. 4 : İşaret parmağı distal falanaks kabuğu.



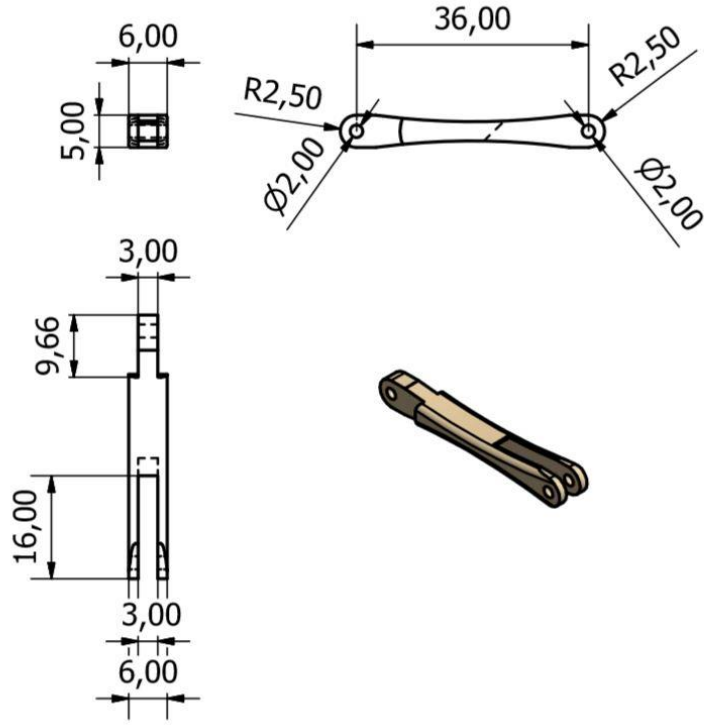
Şekil Ek. 5 : 2. parmak L1 uzvu.



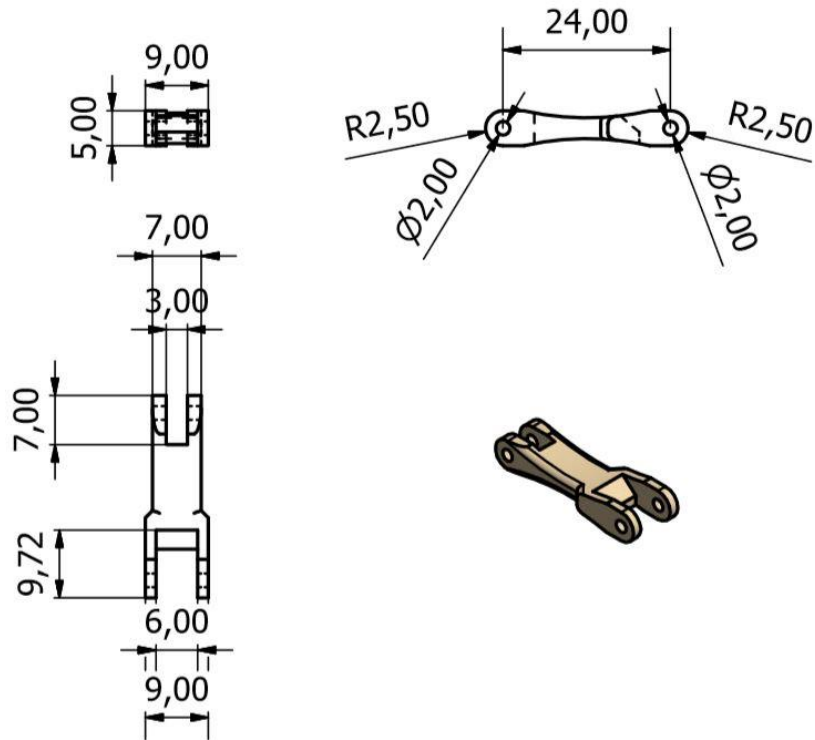
Şekil Ek. 6 : 2. parmak L2 uzvu



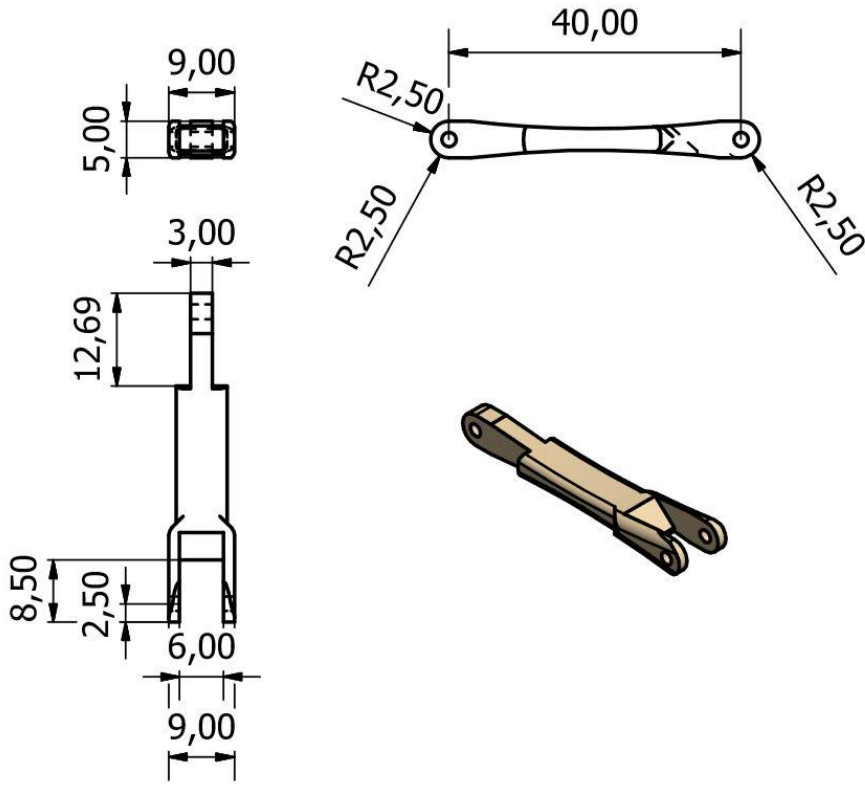
Şekil Ek. 7 : 2. parmak L4 uzvu



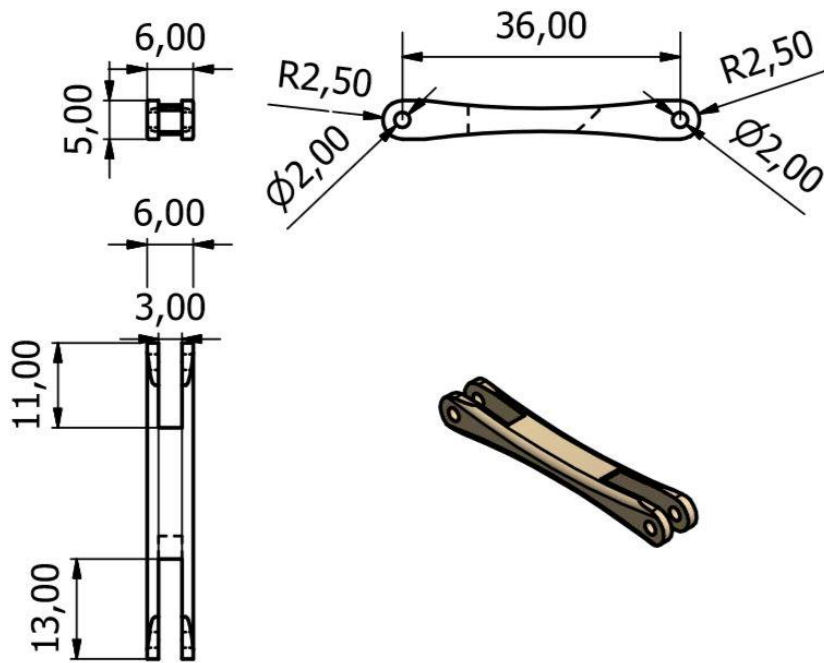
Şekil Ek. 8 : 2. parmak L3 uzvu



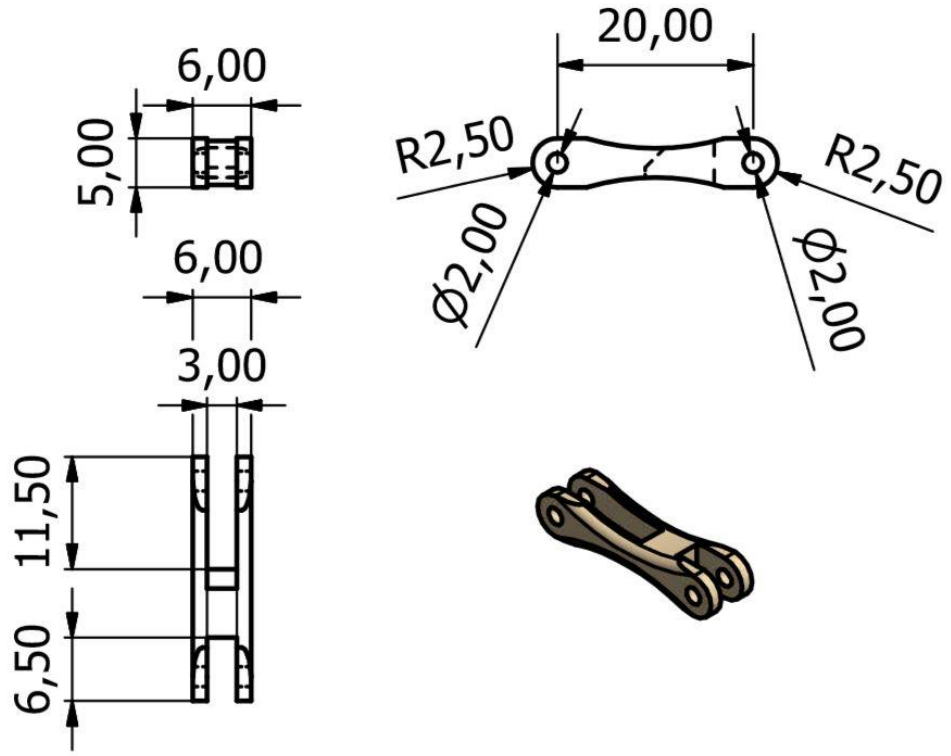
Şekil Ek. 9 : 2. parmak L7 uzvu



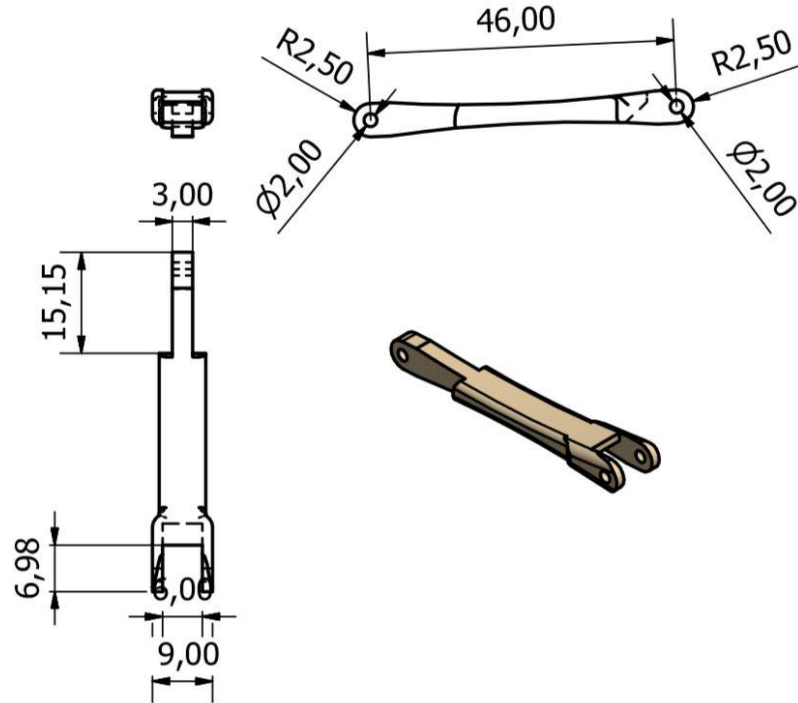
Şekil Ek. 10 : 2. parmak L9 uzvu.



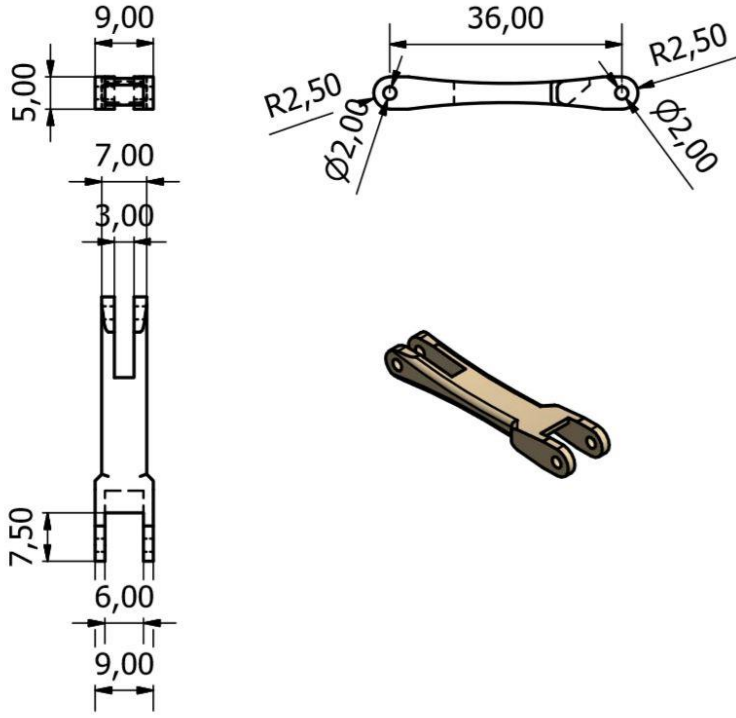
Şekil Ek. 11 : 2. parmak L8 uzvu.



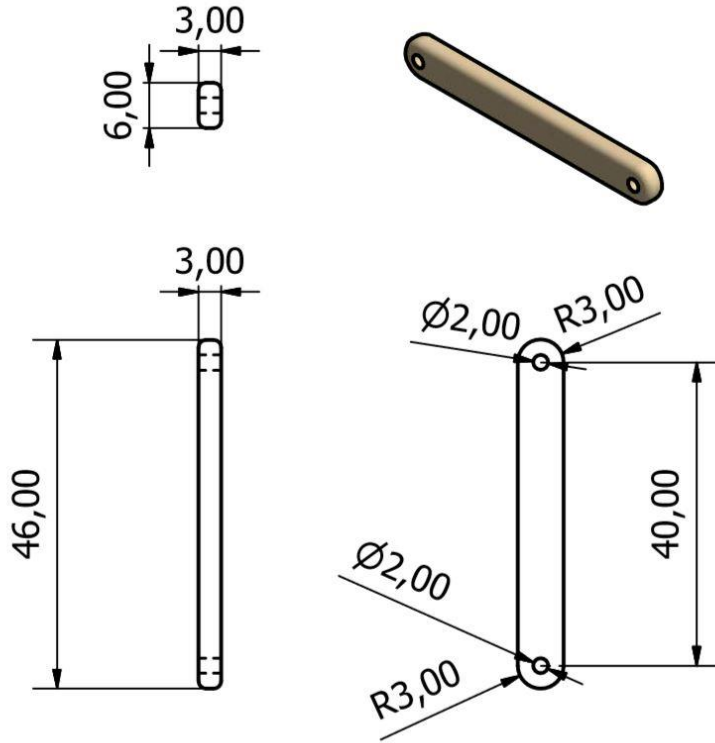
Şekil Ek. 12 : 2. parmak L11 uzvu.



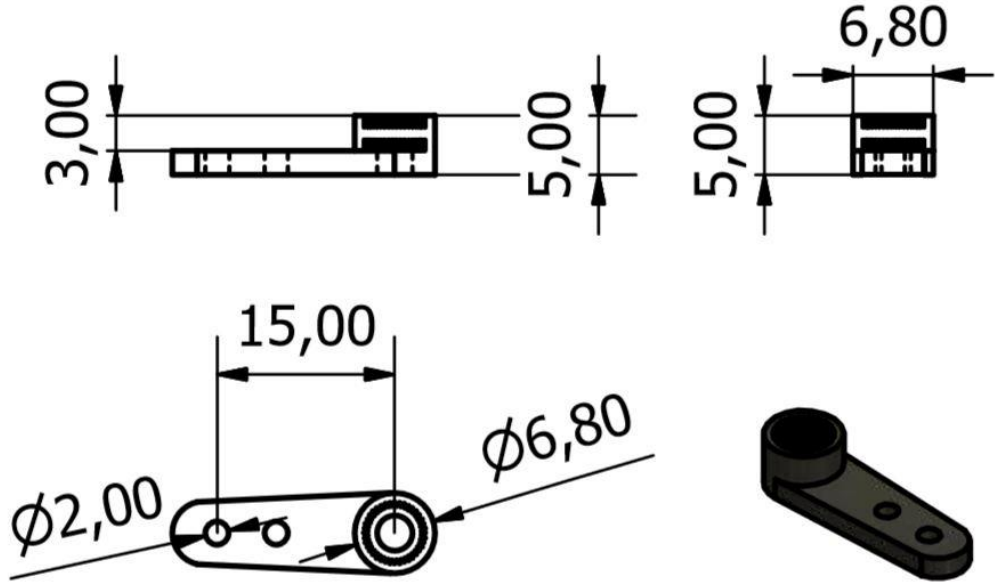
Şekil Ek. 13 : 2. parmak L10 uzvu.



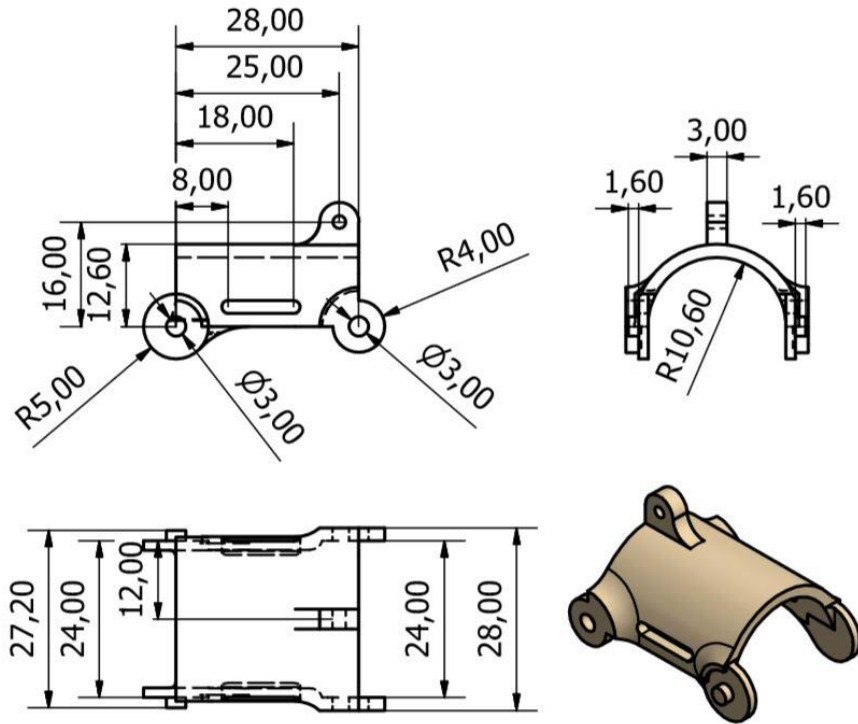
Şekil Ek. 14 : 2. parmak L14 uzvu.



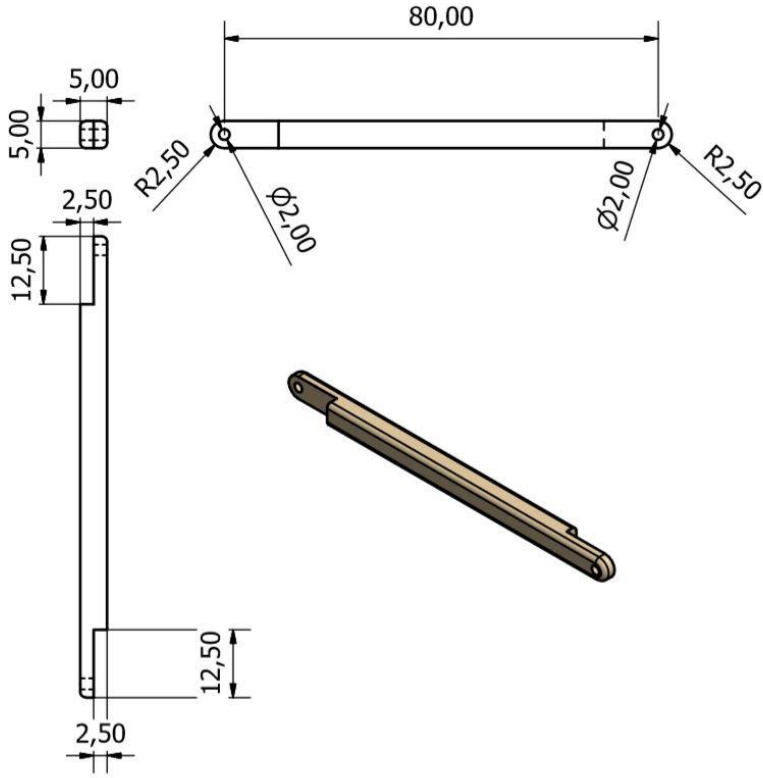
Şekil Ek. 15 : 2. parmak biyel uzvu.



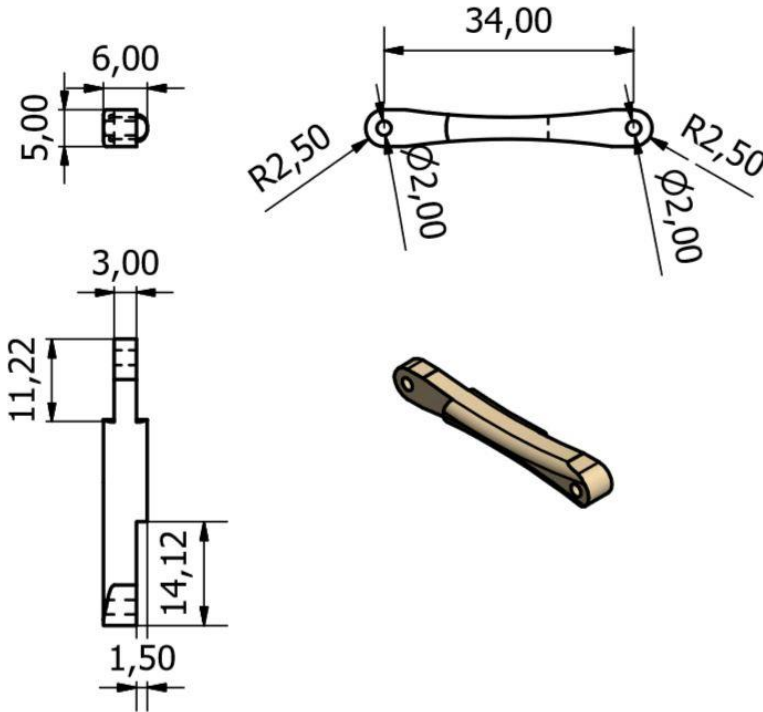
Şekil Ek. 16 : 2. parmak motor krank uzvu.



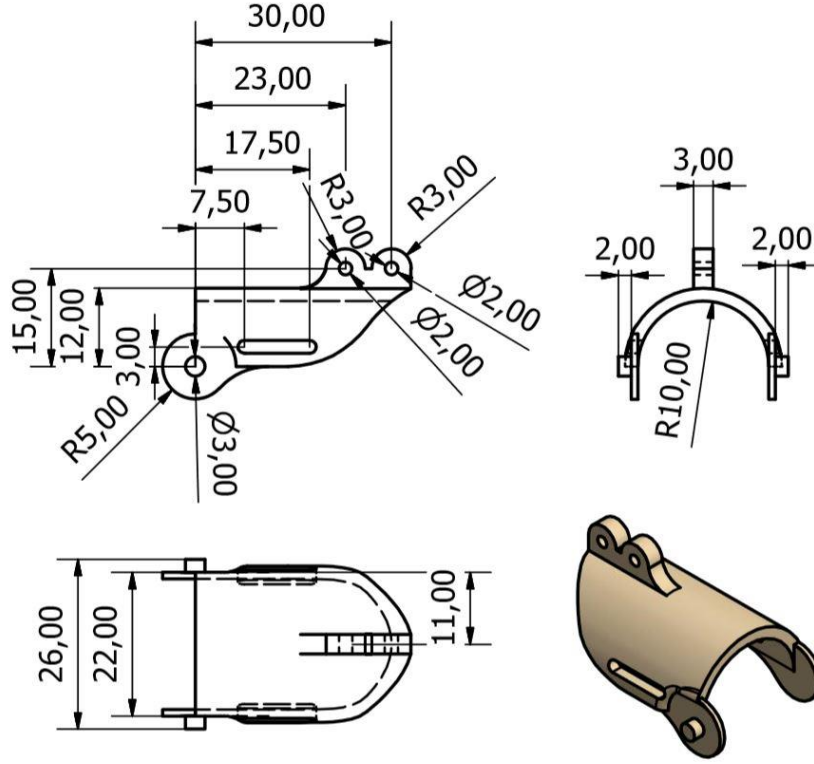
Şekil Ek. 17 : 3. parmak orta falanaks kabuğu.



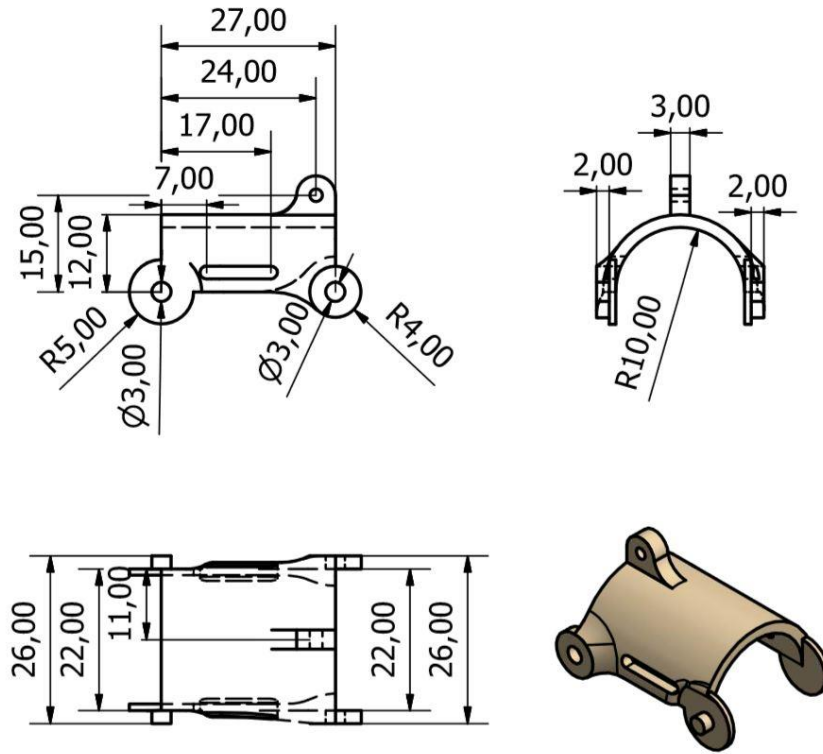
Şekil Ek. 18 : 3. parmak biyel uzvu.



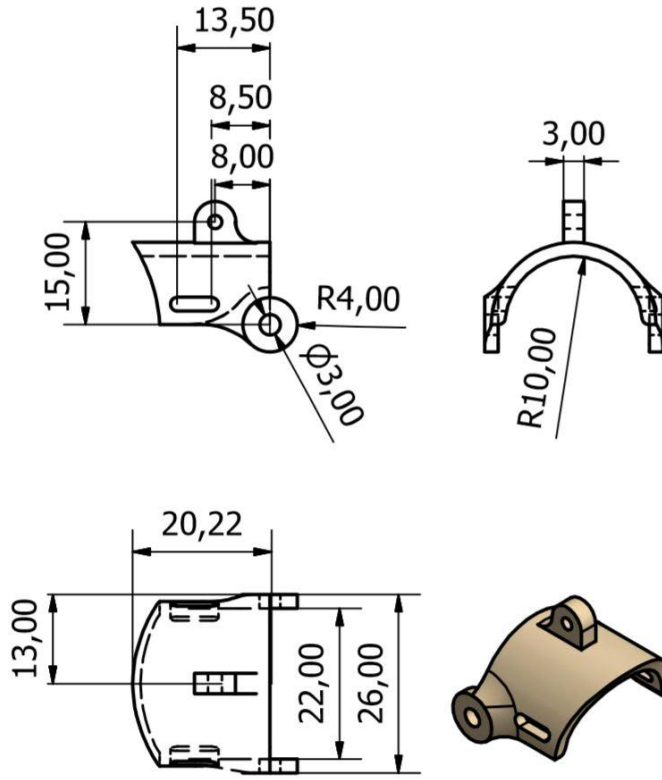
Şekil Ek. 19 : 3. parmak L2 uzvu.



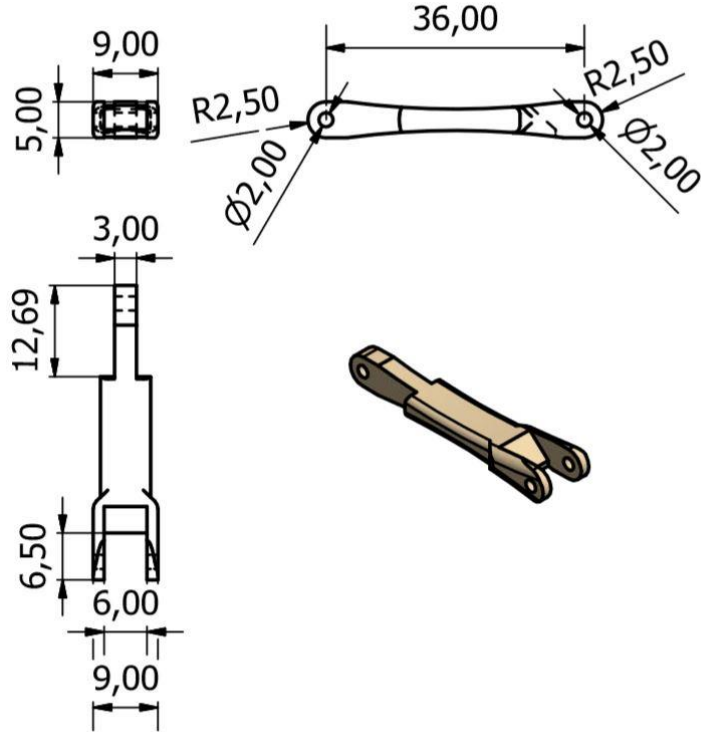
Şekil Ek. 20: 4. parmak proksimal falanaks kabuğu.



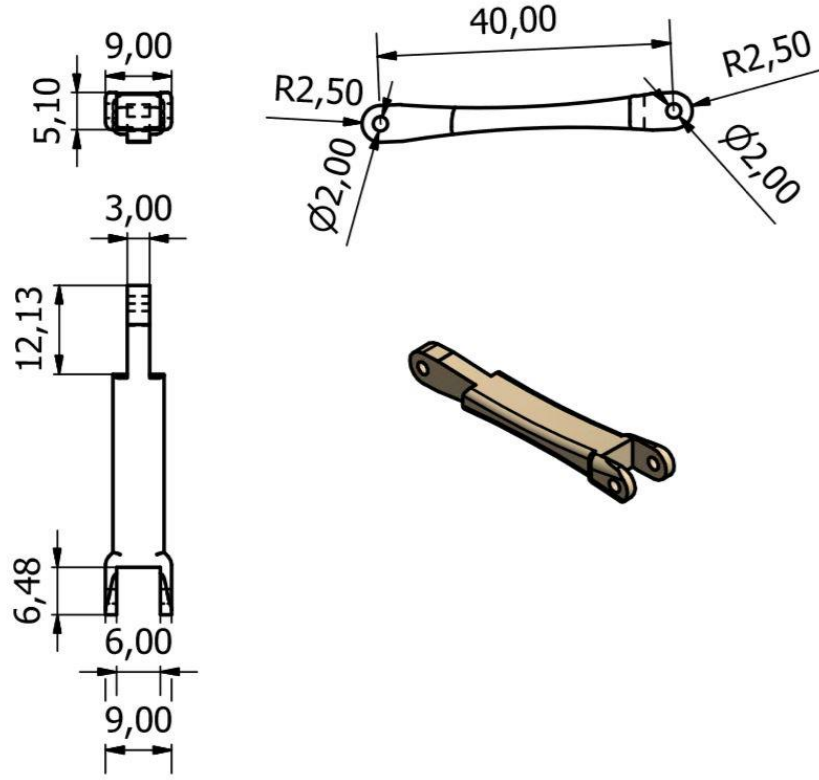
Şekil Ek. 21: 4. parmak orta falanaks kabuğu.



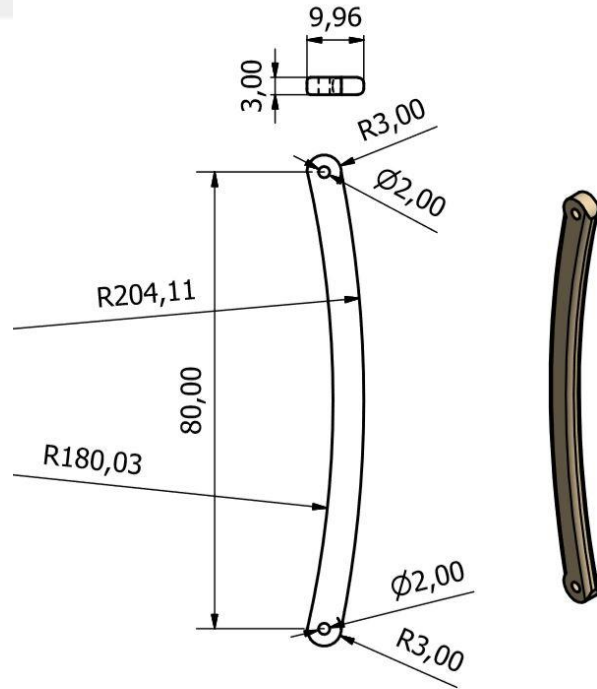
Şekil Ek. 22: 4. parmak distal falanaks kabuğu.



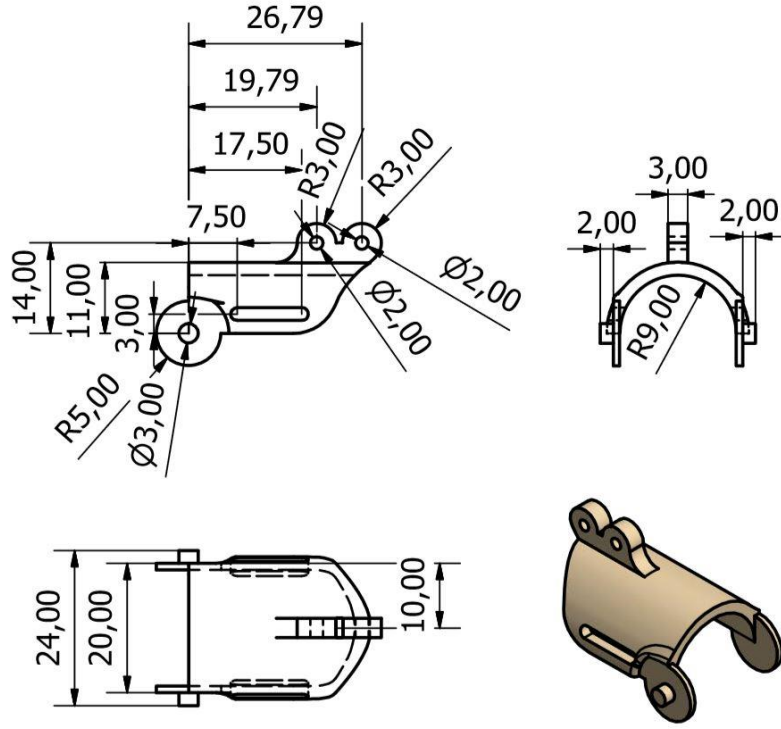
Şekil Ek. 23: 4. parmak L9 uzvu.



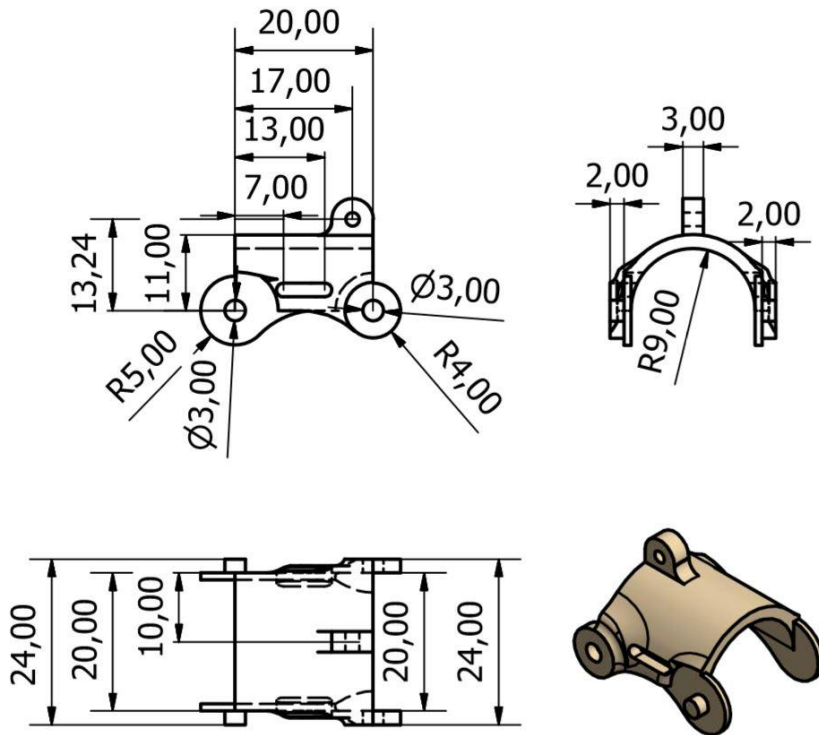
Şekil Ek. 24 : 4. parmak L10 uzvu.



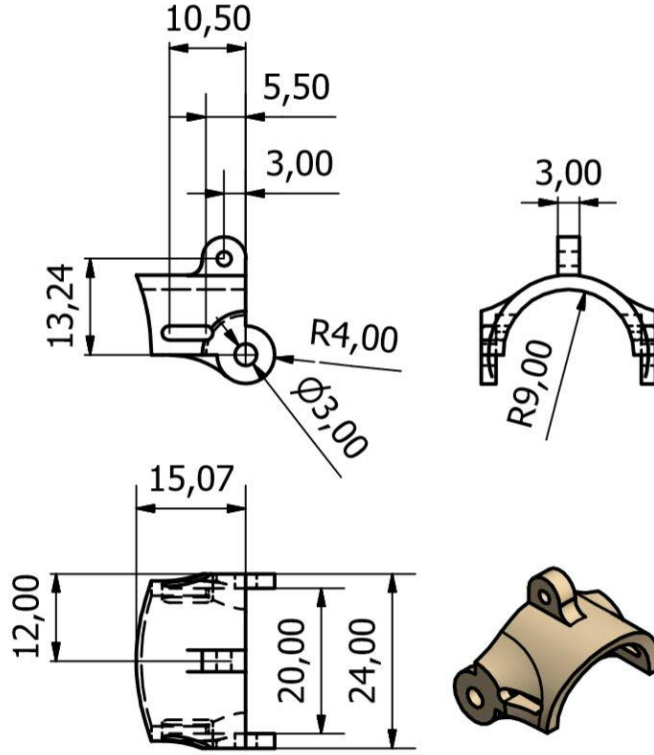
Şekil Ek. 25: 4. parmak biyel uzvu.



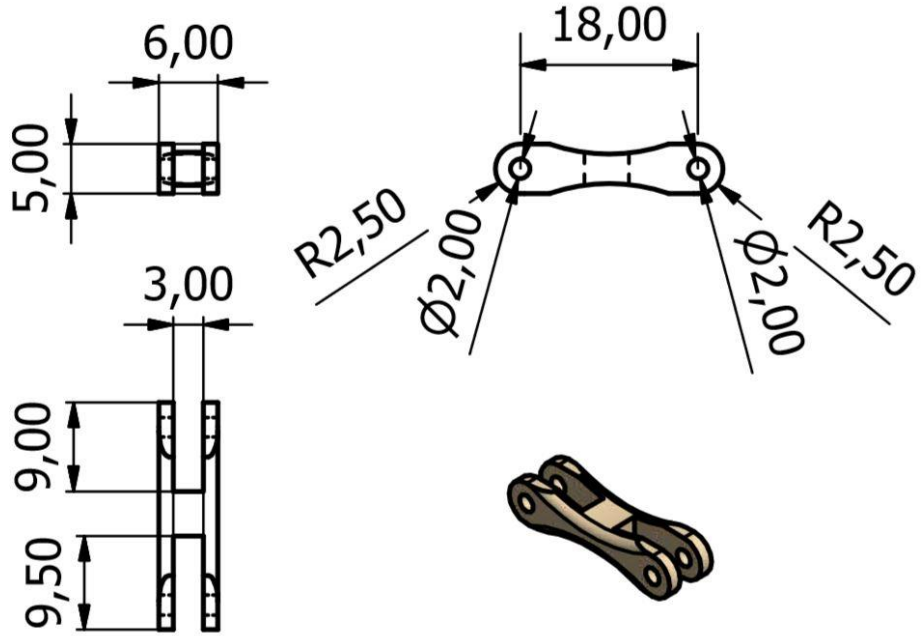
Şekil Ek. 26: 5. parmak proksimal falanaks kabuğu.



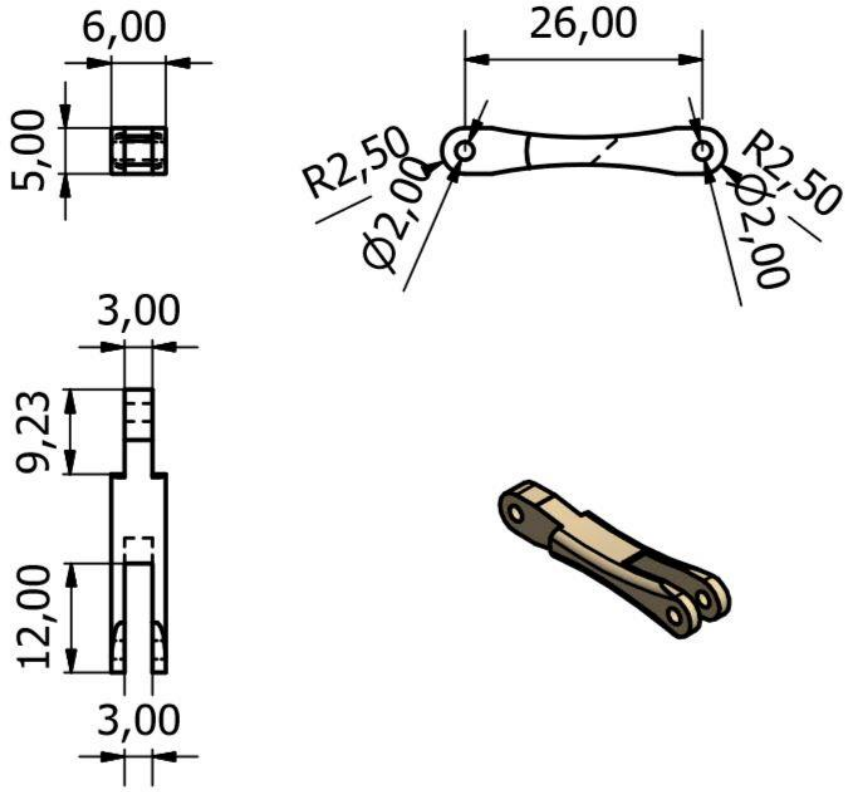
Şekil Ek. 27: 5. parmak orta falanaks kabuğu.



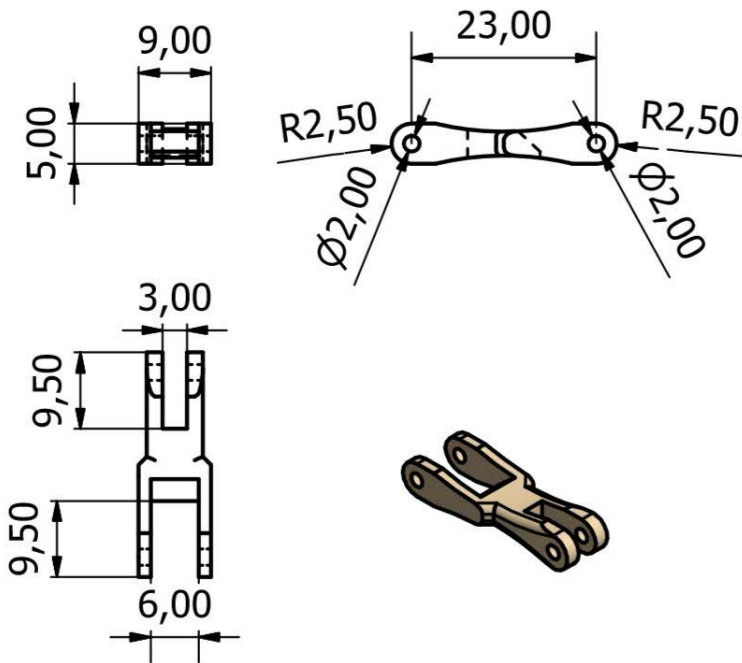
Şekil Ek. 28: 5. parmak distal falanaks kabuğu.



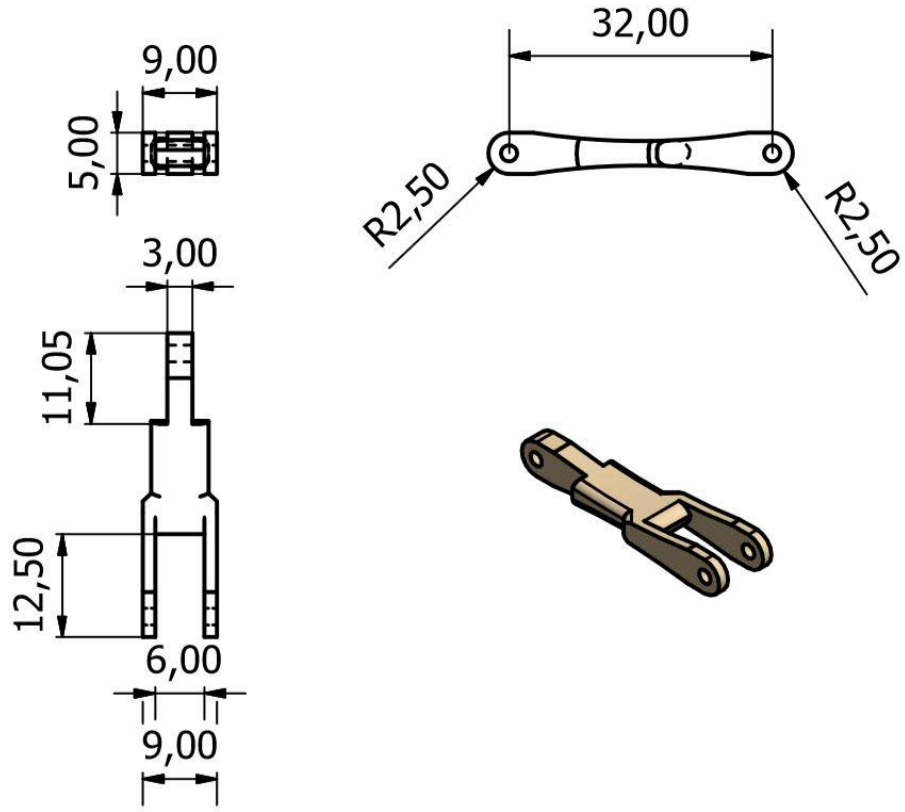
Şekil Ek. 29: 5. parmak L4 uzvu.



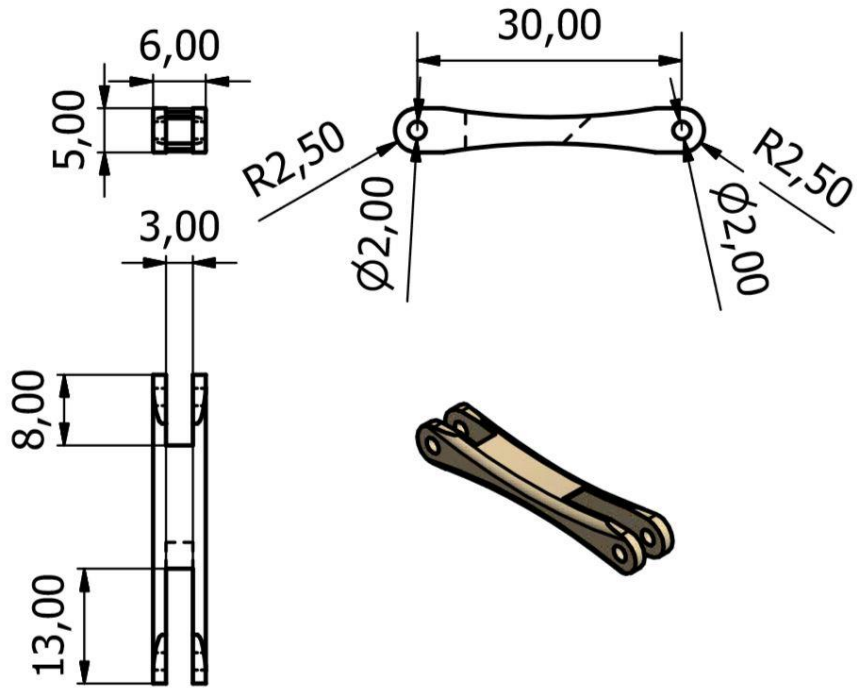
Şekil Ek. 30: 5. parmak L3 uzvu.



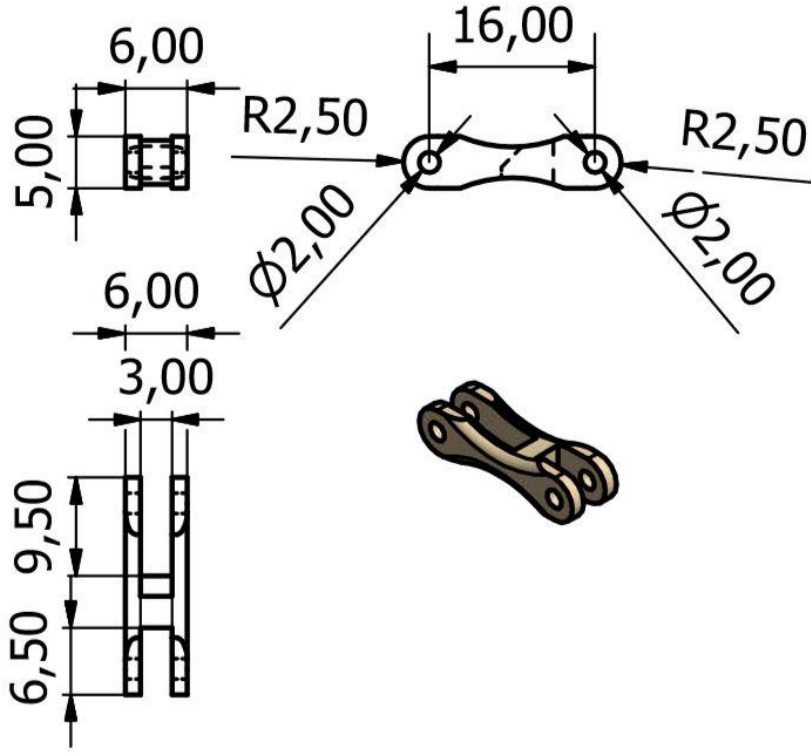
Şekil Ek. 31: 5. parmak L7 uzvu.



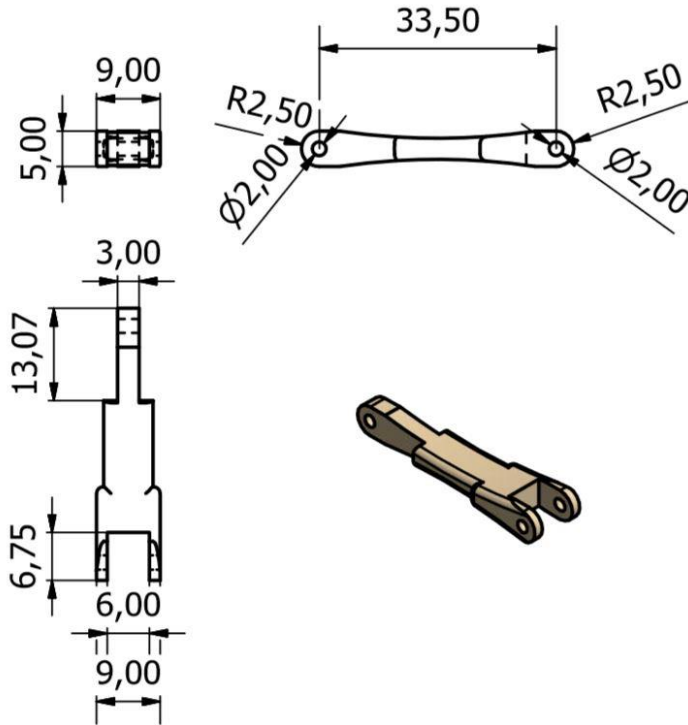
Şekil Ek. 32: 5. parmak L9 uzvu.



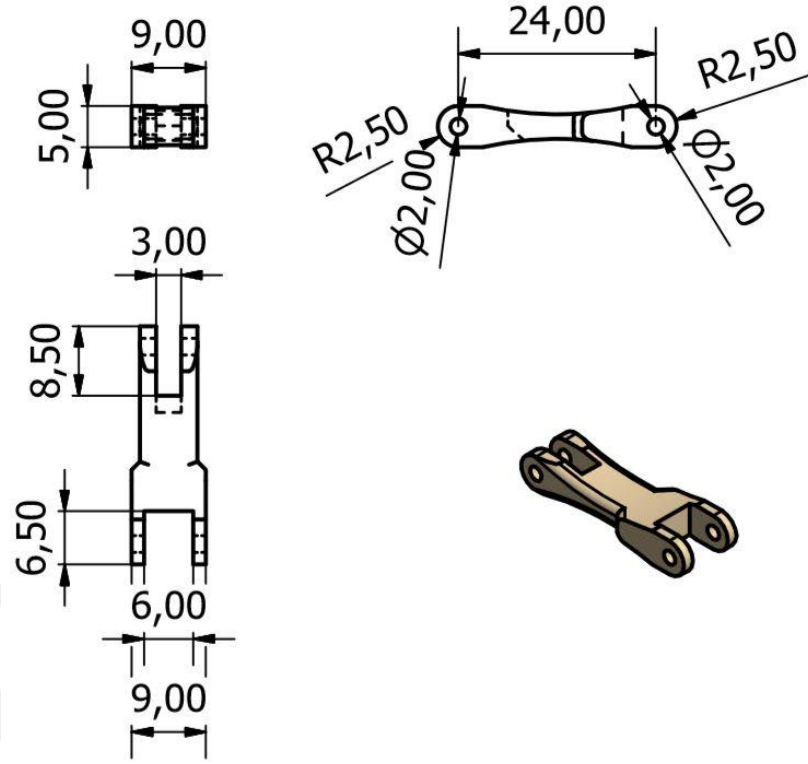
Şekil Ek. 33: 5. parmak L8 uzvu.



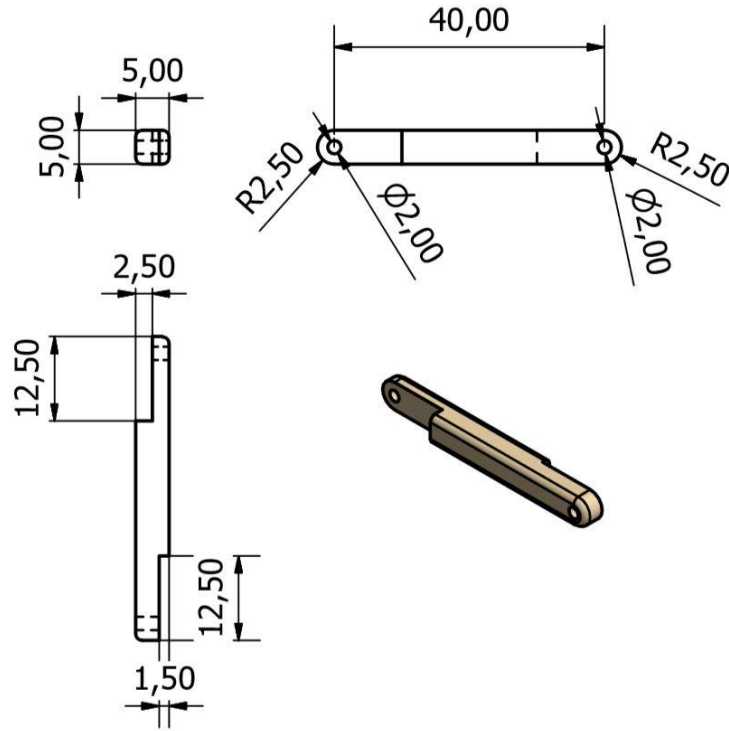
Şekil Ek. 34: 5. parmak L11 uzvu.



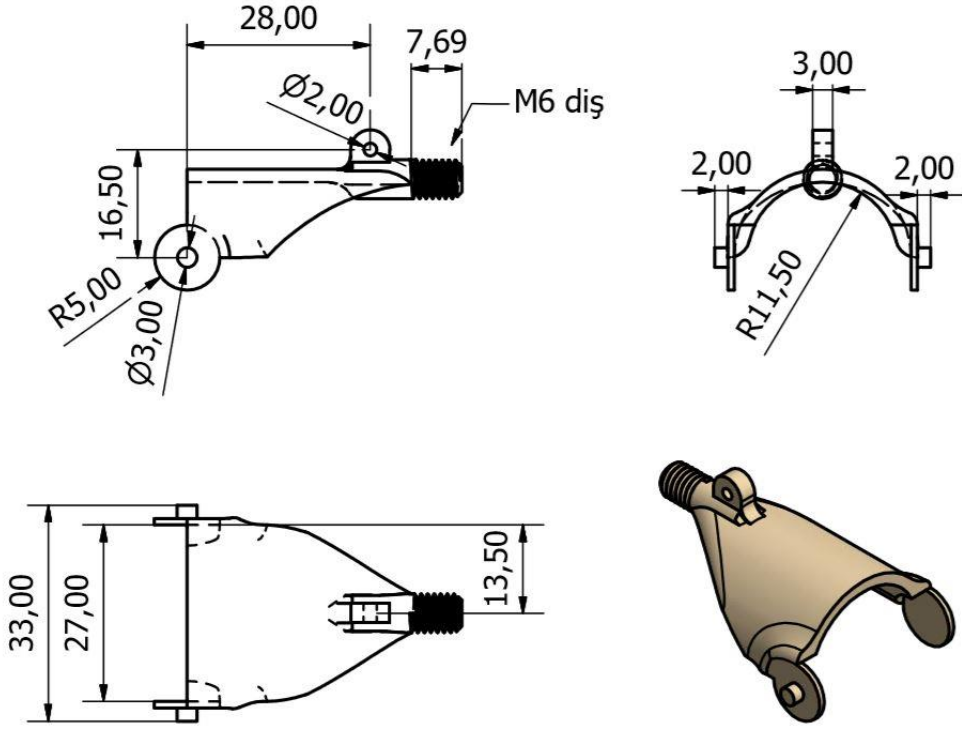
Şekil Ek. 35: 5. parmak L10 uzvu.



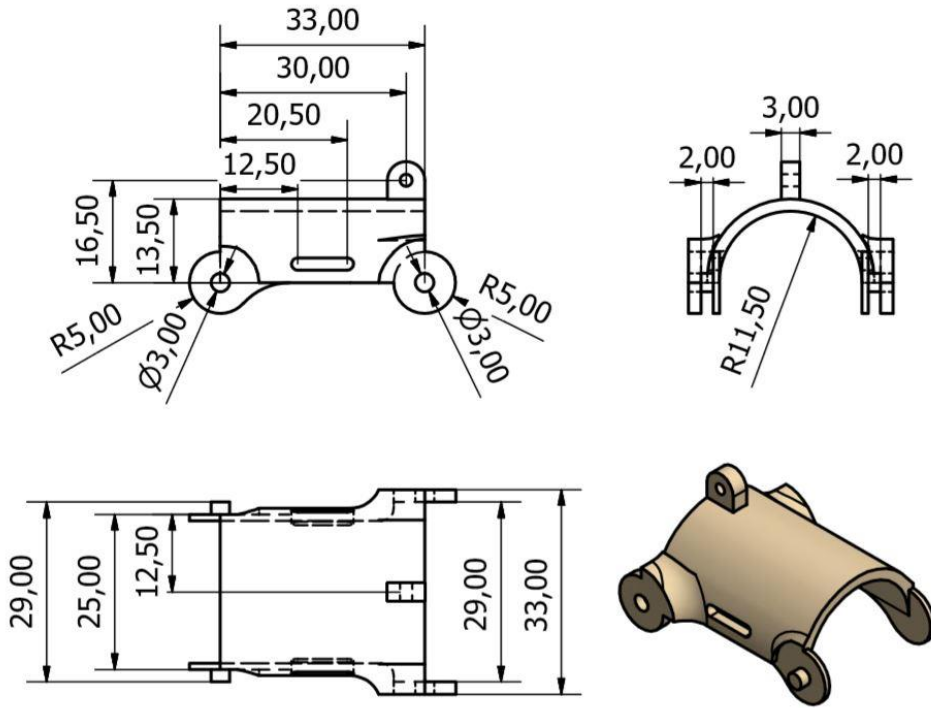
Şekil Ek. 36: 5. parmak L14 uzvu.



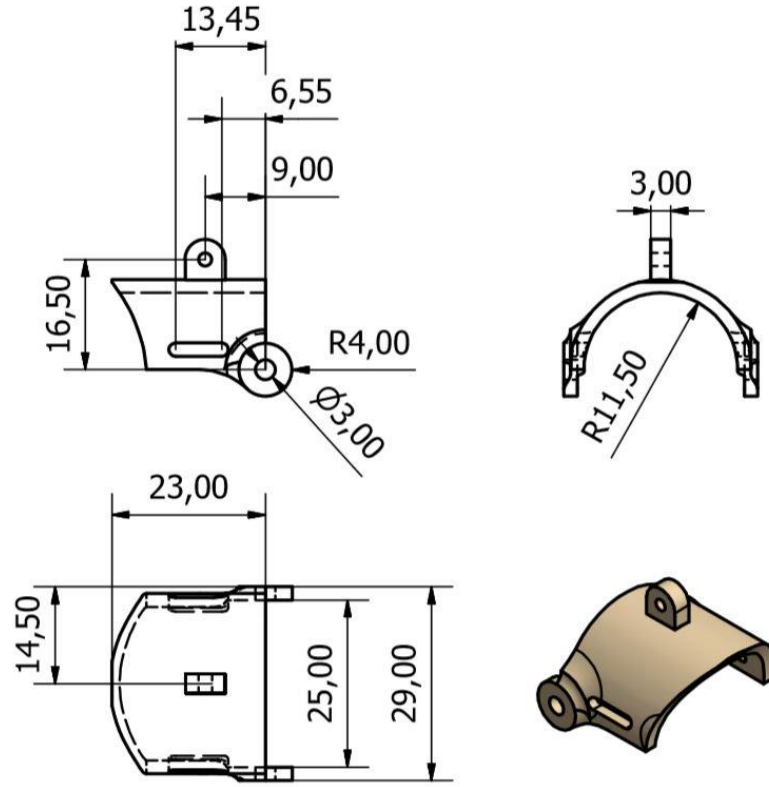
Şekil Ek. 37: 5. parmak biyel uzvu.



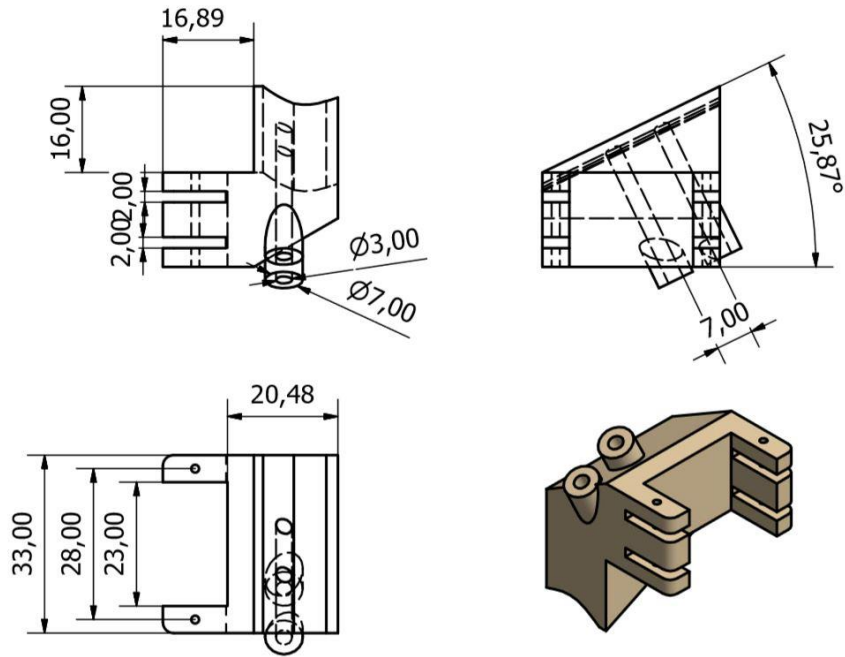
Şekil Ek. 38: 1. parmak proksimal falanaks kabuğu.



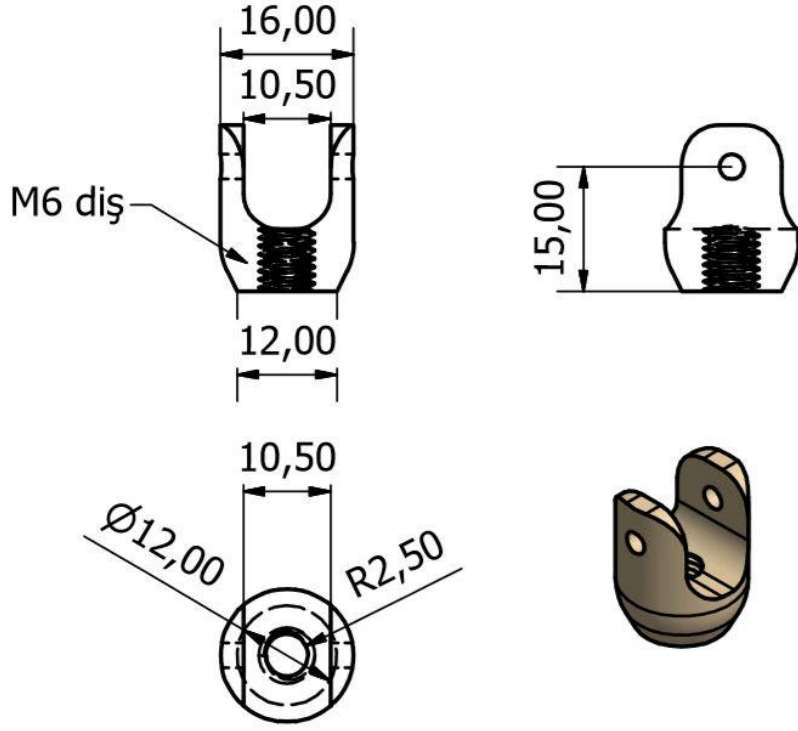
Şekil Ek. 39: 1. parmak proksimal kabuğu.



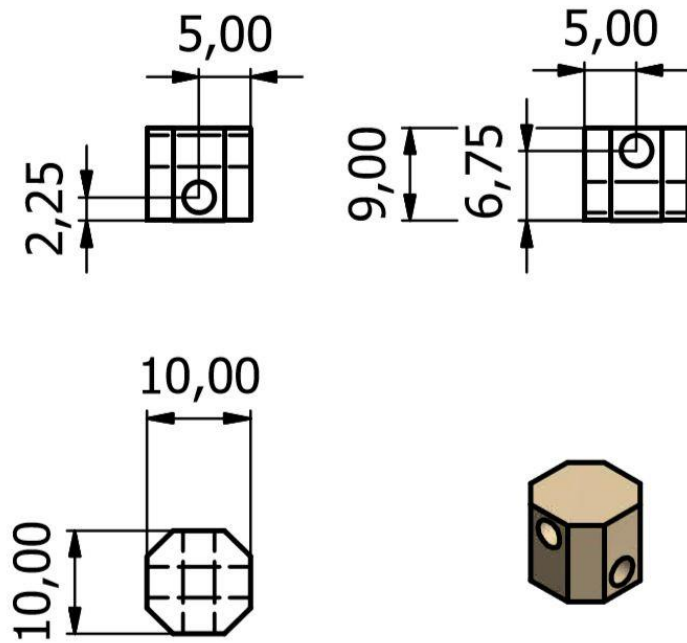
Şekil Ek. 40: 1. parmak DIP kabağı.



Şekil Ek. 41: Başparmak servo motor yatağı.



Şekil Ek. 42: Kardan mafsal parça-1.



Şekil Ek. 43: Kardan mafsal parça-2.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Alper Yasin SERİM

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 20.10.1990 / Ankara

Medeni hali : Bekar

Telefon : 0 (507) 515 4114

e-mail : ayasinserim@gmail.com

EĞİTİM

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet
Yüksek Lisans	TOBB ETÜ / Makine Mühendisliği	2018
Lisans	Atılım Üniversitesi / İmalat Mühendisliği	2014
Lise	Özel Çağlayan Anadolu Lisesi	2010

İŞ DENEYİMİ

Yıl	Yer	Görev
2014	L.O.H. Makine	İmalat Mühendisi
2012(20gün)	Yurt Çelik Yapı	Stajyer
2013(20gün)	Komdeck Kompozit	Stajyer

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR:

Serim, A.,Y., Demir, T. Design and prototyping of exoskeleton system for hand rehabilitation, 8th World Congress of Biomechanics, 8-12 July, 2018, Dublin, Ireland