



**T. C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEKANİK PARMAK MEKANİZMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bedrettin COŞKUN  
(201292091053)**

**Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı  
Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Hacı Ali ERTAŞ**

**SİVAS  
OCAK 2018**

Bedrettin COŞKUN' un hazırladığı ve “BİYOMEKANİK PARMAK MEKANİZMASI” adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

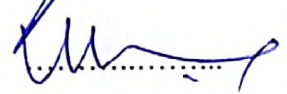
**Tez Danışmanı** Yrd. Doç. Dr. Hacı Ali ERTAŞ  
Cumhuriyet Üniversitesi



**Jüri Üyesi** Yrd. Doç. Dr. Ahmet Gürkan YÜKSEK  
Cumhuriyet Üniversitesi



**Jüri Üyesi** Yrd. Doç. Dr. Mithat ŞİMŞEK  
Gaziosmanpaşa Üniversitesi



Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak onaylanmıştır.

**Prof. Dr. İsmail ÇELİK**

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 20.08.2014 tarihli ve 7 sayılı kararı ile kabul edilen Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırlanmıştır.





Bütün hakları saklıdır.  
Kaynak göstermek koşuluyla alıntı ve gönderme yapılabilir.

© Bedrettin COŞKUN, 2018



Çalışma sırasında bana destek olan aileme ve tüm arkadaşlarıma...

## ETİK

Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- ✓ Bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- ✓ Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- ✓ Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere, bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu ve atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- ✓ Bütün bilgilerin doğru ve tam olduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- ✓ Tezin herhangi bir bölümünü, Cumhuriyet Üniversitesi veya bir başka üniversitede, bir başka tez çalışması olarak sunmadığımı; beyan ederim.

4.01.2018

Bedrettin COŞKUN

## TEŞEKKÜR

Danışmanım ve kıymetli hocam Yrd. Doç. Dr. Hacı Ali ERTAŞ'a tez boyunca katkılardan, yardımlarından ve bana her zaman inanıp destek olmasından ötürü teşekkür ederim.



## ÖZET

### BİYOMEKANİK PARMAK MEKANİZMASI

**Bedrettin COŞKUN**

**Yüksek Lisans Tezi**

**Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Yrd. Doç. Dr. Hacı Ali ERTAŞ**

**2018, 51+xv sayfa**

Bu çalışmada, el yaralanmalarının iyileşme sonrası yaşanan hareket kısıtlılıklarının fizik tedavi yöntemleri ile daha kısa sürede giderilmesi amacıyla giydirilebilir biyomekanik parmak mekanizması tasarlanmıştır. Hareket kısıtlılığı olan parmaklara giydirilebilen esnek uzuvlarla elektromekanik sistem kullanılarak parmağı hareket ettirmek amaçlanmıştır. Parmağa giydirilen esnek dış iskelet, polietilen kablolar aracılığıyla tek bir motor tarafından tahrik edilmiştir. Parmak hareketlerinin konum ve hız parametreleri kontrol edilebilen portatif bir fizik tedavi cihazı ile egzersizlerin otomasyonlaştırılması hedeflemektedir.

**Anahtar kelimeler:** Dış iskelet, esnek uzuv, mikro denetleyici, servo motor

## **ABSTRACT**

### **BIOMECHANIC FINGER MECHANISM**

**Bedrettin COŞKUN**

**Master of Science Thesis**

**Department of Mechanical Engineering**

**Supervisor: Yrd. Doç. Dr. Hacı Ali ERTAŞ**

**2018, 51+xv pages**

In this study, wearable biomechanic finger mechanism is designed for threatening fingers with limitations of movement after healing hand injures in a shorter time with physical therapy methods. It's aimed to move finger using electromechanical system with flexible limbs which can be put on fingers with motion restriction. Finger is worn with a flexible exoskeleton that is driven by a single motor via polyethylene cables. It's aimed to automate exercises with a portable physical therapy device which can control position and speed parameters of finger movements.

**Key Words:** Exoskeleton, flexible limb, microcontroller, servo motor.

# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
<b>ÖZET</b> .....	viii
<b>ABSTRACT</b> .....	ix
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	vii
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	xi
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	xiii
<b>SİMGELER DİZİNİ</b> .....	xiv
<b>KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	xv
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
1.1 Giriş .....	1
1.2 Literatür Taraması .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	5
2.1 Elin Yapısal ve Fonksiyonel Anatomisi .....	5
2.1.1 Kemikler .....	6
2.1.2 Eklemler .....	7
2.1.3 Kaslar .....	8
2.1 El Tendon Yaralanmaları ve Rehabilitasyonu .....	10
2.2.1 Fleksör tendon yaralanmaları ve rehabilitasyonu .....	10
2.2.2 Ekstansör tendon yaralanmaları ve rehabilitasyonu .....	14
<b>3. UYGULAMA</b> .....	16
3.1 Parmak Kalıbının Alınması .....	16
3.2 Protez Dış İskelet Tasarımı .....	19
3.3 Motor Seçimi ve Sürücü Kartı .....	22
3.4 Demo Çalışmalar .....	24
3.5 Maliyet Analizi .....	27
<b>4. KİNEMATİK ANALİZ</b> .....	28
4.1 İleri Yön (Düz) Kinematığı .....	28
4.2 Eklem Değişkenlerinin Belirlenmesi .....	28
4.2.1 Denavit-Hartenberg Yöntemi .....	28
4.3 İki Boyutlu Düzlemde Hareket Eden Manipülatörün İleri Yön Kinematığının Bulunması .....	29
4.3.1 D-H yöntemi ile ileri yön kinematığının bulunması .....	30
4.4 Parmak Mekanizması İleri Yön Kinematığının Bilgisayar Destekli Hesabı ve Hareket Sahasının Belirlenmesi .....	34
4.5 Parmak Modelinin CAD Tasarımı ve Kinematik Hesaplamaları .....	37
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ</b> .....	47
<b>KAYNAKLAR</b> .....	49
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	51

## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa

Şekil 2.1 Gonyometre .....	6
Şekil 2.2 El kemikleri .....	7
Şekil 2.3 Elin eklemleri .....	8
Şekil 2.4 Fleksör tendonlar .....	9
Şekil 2.5 Extansör tendonlar .....	9
Şekil 3.1 Aljinat kalıbının hazırlanması .....	16
Şekil 3.2 Elin aljinat kalıbında konumlandırılması .....	17
Şekil 3.3 Elin kalıp içerisinden çıkarıldıktan sonraki kalıp görüntüsü.....	17
Şekil 3.4 Kalıp içerisine alçı sıvısının dökülmesi.....	18
Şekil 3.5 Kalıpların ayrıştırılmış hali .....	18
Şekil 3.6 Aljinat ile alçı kalıbın ayrıştırılması .....	19
Şekil 3.7 Elde edilen el modeli .....	19
Şekil 3.8 El modeli üzerinde protez ölçülerinin belirlenmesi .....	20
Şekil 3.9 Dış iskelet protezinin katı model programında tasarlanması .....	20
Şekil 3.10 Dış iskelet protezinin ölçülendirilmesi.....	21
Şekil 3.11 3D yazıcıda üretilmiş dış iskelet protezi .....	21
Şekil 3.12 Dış iskeletin el modeli üzerinde denenmesi .....	22
Şekil 3.13 Servo motor platformu .....	22
Şekil 3.14 Tambur .....	23
Şekil 3.15 Pololu micro maestro servo motor kontrol kartı .....	23
Şekil 3.16 Kontrol kartı arayüzü.....	24
Şekil 3.17 Sistemin ön ve arka görünüşü .....	25
Şekil 3.18 Parmakların hareket alanı .....	26
Şekil 4.1 Üç eklemlili RRR eklem yapısına sahip bir düzlemsel manipülatör.....	29
Şekil 4.2 Geometrik yaklaşım kullanarak ileri yön kinematiğinin bulunması .....	30
Şekil 4.3 Sıfır konumunda bulunan 3 eklemlili RRR düzlemsel manipülatör.....	30
Şekil 4.4 Eklemlerin dönme yönüne $Z_i$ eksenlerinin yerleştirilmesi .....	31
Şekil 4.5 Eklemlere kol boyunca olmak üzere X ekseninin yerleştirilmesi .....	31
Şekil 4.6 Eklemlere XYZ koordinat sistemlerinin yerleştirilmesi .....	31
Şekil 4.7 Konum analizi için arayüz programı .....	36
Şekil 4.8 Parmak mekanizmasının hareket sahası grafiği .....	37
Şekil 4.9 1 numaralı uzvun açısali yer değiştirme, açısali hız ve açısali ivme grafiği .....	38
Şekil 4.10 1 numaralı uzvun açısali yer değiştirme, açısali hız ve açısali ivme grafiğinin tek grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli .....	39
Şekil 4.11 2 numaralı uzvun açısali yer değiştirme, açısali hız ve açısali ivme grafiği ....	40
Şekil 4.12 2 numaralı uzvun açısali yer değiştirme, açısali hız ve açısali ivme grafiğinin tek grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli .....	41
Şekil 4.13 3 numaralı uzvun açısali yer değiştirme, açısali hız ve açısali ivme grafiği ....	42
Şekil 4.14 3 numaralı uzvun açısali yer değiştirme, açısali hız ve açısali ivme grafiğinin tek grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli.....	43

<b>Şekil 4.15</b> Uzuvarların açısai yer değıştirme eğrilerinin tek bir grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli .....	44
<b>Şekil 4.16</b> Uzuvarların açısai hız değışimi eğrilerinin tek bir grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli .....	45
<b>Şekil 4.17</b> Uzuvarların açısai ivme değışimi eğrilerinin tek bir grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli .....	46



## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
<b>Çizelge 3.1</b> Maliyet analizi.....	27
<b>Çizelge 4.1</b> D-H değişkenlerinin belirlenmesi .....	32



## SİMGELER DİZİNİ

${}^{i-1}_i T$  : Dönüşüm matrisi

$a_{i-1}$  : İki eksen arasındaki uzuv uzunluğu

$\alpha_{i-1}$  : İki komşu eksen arasındaki eksen açısı

$d_i$  : Üst üste çıkan bağlar arasındaki eklem kayması (kaçıklığı)

$\theta_{i-1}$  : İki komşu uzuv arasındaki eklem açısı

$P_x$  : P noktasının X Eksenindeki izdüşümü

$P_y$  : P noktasının Y Eksenindeki izdüşümü



## KISALTMALAR DİZİNİ

<b>MCP</b>	Metakarpofalangeal eklem.
<b>PIP</b>	Proksimal interfalangeal eklem.
<b>DIP</b>	Distal interfalangeal eklem.
<b>IP</b>	Interphalangea pollicis
<b>CMC</b>	Carpometacarpalis
<b>FDS</b>	Fleksör digitorum superficialis'in
<b>FDP</b>	Fleksör digitorum profundus
<b>EMG</b>	Elektromiyografi
<b>CAD</b>	Computer Aided Design
<b>DOF</b>	Degree of freedom
<b>ROM</b>	Range of Motion
<b>TPU</b>	Thermoplastic polyurethane
<b>RRR</b>	3 revolute joints
<b>MATLAB</b>	Matrix laboratory

# 1.GİRİŞ

## 1.1 Giriş

El yaralanmalarının cerrahi tedavisini takiben rehabilitasyon amacıyla pasif hareketin olumlu bir etki yarattığı iyi bilinmektedir. İyileşme sürecinde fizyoterapist yardımı gereklidir. Bu çalışmada, rehabilitasyon egzersizlerini kolaylaştırmak için giydirilebilir biyomekanik parmak mekanizması aracılığıyla yeni bir fizik tedavi cihazı geliştirilecektir. İnsan eline giydirilebilen esnek uzuvlarla, elektromekanik sistem kullanılarak parmak hareketlerinin yaptırılabilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla tıp fakültesi fizik tedavi AD. ile yapılan görüşmeler neticesinde, el yaralanması geçirmiş hastalarda rehabilitasyon amaçlı parmak egzersizlerinin yapılmasını sağlayacak bir cihazın ihtiyaç olduğu tespit edilmiştir.

Sistem, parmağa giydirilecek esnek dış iskelet ile parmak mafsallarını harekete geçiren polietilen kabloların sürücü motor tarafından tahrik edilmesiyle çalışmaktadır. Bilgisayar kontrollü ara yüz programı, belirlenen parametrelere göre sürücü motor aracılığı ile kabloların tambura sarılmasını sağlayarak parmağı hareket ettirmektedir. Konum ve hız parametrelerinin kontrol edilebildiği sistem, rehabilite edilecek parmağa giydirilebilir şekilde tasarlanmıştır. Hastanın portatif fizik tedavi cihazı ile cerrahi tedavi sonrası gerekli egzersizleri dilediği zaman yapabilmesi hedeflenmektedir.

Bu çalışma, fizik tedavi hastalarının el yaralanmalarının rehabilitasyon süreçlerinde, hasta ve hekim birlikteliğini zorunluluktan çıkararak hastanın tedavi sürecini kolaylaştırmayı amaçlamıştır. Tedavi sürecinde hastane masraflarında azalma sağlanacak, kamu ve kişisel bütçeye katkısı olacaktır. Proje tamamlandıktan sonra tasarlanan cihazın ve giydirilebilir mekanizmanın hastalar üzerinde denenmesi, etik kurul kararı alınarak ayrı bir klinik çalışma olarak planlanmıştır.

## 1.2 Literatür Taraması

Hasegawa vd. (2008), kol hareket yeteneği konusunda sorun yaşayan kişilere yönelik yeni bir giyilebilir taşıma destek sistemi tasarlamışlardır. Destek sistemi, yalnızca üst ekstremitelerini gündelik yaşamda etkin kılmak için bir destek sistemi değil, fizyoterapistlerin iş yüklerini azaltmak için bir rehabilitasyon sistemi olarak geliştirilmiştir. Hasta başına takılan taşıma destek sisteminin ölçtüğü üç dönüş açısını

belirledikten sonra (roll, pitch, yaw), kontrolör aracılığı ile işlenerek giyilebilir taşıma destek sisteminin hareketi gerçekleştirilmiştir [1].

Rahman ve Al-Jumaily (2012), felç geçiren kişilerin bilateral hareket uygulamasında kullanabileceği el motor fonksiyon rehabilitasyonu için bir tedavi cihazı tasarlanmışlardır. El dış iskeletinin prototipi, yirmi bir serbestlik derecesinde sahip el parmaklarının on beş serbestlik derecesine izin vermiştir. Cihaz taşınabilir olarak tasarlanmış ve sağlıklı bir denekte test edilmiştir. Dört parmağın ve başparmağın tam fleksiyon / uzatma hareketi gerçekleştirmeyi başarmışlardır [2].

Chiri vd. (2012), kullanılabilir bir robotik cihazın ergonomik tasarımı için, insan kolu ile doğru kinematik uyumluluğunun olması, rahat ve uyarlanabilir bir fiziksel robot ara yüz bulundurması şeklinde iki temel gereksinime sahip olmasını savunmuşlardır. Bu özelliklerin cihazın etkinliği açısından kritik öneme sahip olduğunu belirterek dirsek ve el rehabilitasyonu için kullanılan iki giyilebilir cihazın mekanik tasarımını gerçekleştirerek uygulamasını yapmışlardır. Belirtilen gerekliliklerin pratik olarak uygulanmasına ilişkin iki örneğin analizleri yapılmıştır [3].

Cempini vd. (2014), kullanıcı memnuniyetinin en önemli sınırlamalarından biri olarak kullanıcı ve robot cihazı arasında hareket tutarlılığının olmamasını savunmuştur. Başparmak ve işaret parmağını manipüle eden rehabilitasyon amaçlı giyilebilir bir dış iskelet tasarlamışlardır. Tasarımda konfor, aşınabilirlik ve kullanıcı güvenliği üst düzeyde tutulmuştur. El ve dış iskelet arasındaki deplasmanlar, birkaç farklı kavrama şekli göz önünde bulundurularak video tabanlı bir hareket yakalama sistemi ile ölçülmüştür [4].

Iqbal vd. (2014), tendon tedavisi için gerekli rehabilitasyon egzersizlerini kolaylaştırmak için yeni bir dış iskelet geliştirmişlerdir. Dış iskelet, parmakların fleksiyon ve uzatma hareketlerine doğal bir şekilde yardımcı olmak için tasarlanmıştır. Mekanizma, kablo gerginliğini sürekli kontrol etmeyi gerektirmeyen ve içsel sürtünme nedeniyle ortaya çıkan sorunları engelleyecek şekilde tasarlanmıştır. Kullanılan kontrol sistemiyle önerilen aygıtın geçici tepki ve kararlı durum davranışı, iki parmaklı bir prototip tasarladıktan ve imal edildikten sonra çözümlenmiştir. Örnek çalışma, önerilen rehabilitasyon sisteminin parmakları doğru yörüngelerle esnetme ve genişletme yeteneğine sahip olduğunu göstermiştir. Taşınabilir ve konforlu bir sistem olmasının yanı sıra uyum ayarı ve çıkarmadaki kolaylık nedeniyle kullanıcının uzun süre sonra bile yorgunluğa neden olmadan sistemin uzun süre kullanılmasına izin verdiği savunulmuştur. Cihaz

performansına daha fazla erişebilmek için daha fazla klinik deney yapılması amaçlanmaktadır. Gelecekteki çalışma, beyin sinyalleriyle dış iskelet kontrolüne yönelik stratejilerin geliştirilmesini içermektedir [5].

Zhang vd. (2014), farklı ebatlarda parmaklara uyum sağlayabilen ve ikincil yaralanmaları önlemek amacıyla rehabilitasyon için bir dış iskelet tasarlanmışlardır. Dış iskelet, giyilebilir bir cihaz olarak tasarlanmış ve her parmağın MCP (metakarpofalangeal) eklem, PIP (proksimal interfalangeal) eklem ve DIP (distal interfalangeal) eklem adı verilen üç ekleminin hepsinde "devresel eklem"(circuitous joint) adı verilen yeni bir mekanizma kullanılmıştır. Paralel kayma mekanizması, dış iskelet ile parmak arasındaki temas kuvvetinin parmak kemiğine dik olmasını sağlamış ve bu da ikincil yaralanmaları en aza indirmiştir. Ayrıca, bowden kablo (esnek ya da sert bir kılıfın içerisinde çalışarak itme-çekme hareketini ileten çelik tel ) ile çalışma yöntemi, çalışma ve kontrol sistemini ön kola yerleştirerek parmak üzerindeki yükü azaltmıştır. Son olarak, el becerisi testi ve kontak kuvveti deneyi yapılmış ve sonuçlar, dış iskeletin makullüğünü ve etkinliğini doğrulamıştır [6].

Leonardis vd. (2015), inme sonrasında rehabilitasyon için silindirik tutuş hareketi gerçekleştirebilecek elektromiyografi (EMG) ile çalışan yeni bir dış iskelet tasarlamışlardır. İki adet motor ile tahrik edilen bu sistem, dört kol mekanizmalarından oluşmaktadır. Sistem, sağlam olan elden alınan EMG sinyallerini işleyerek diğer robotik elin uygulayacağı kuvveti belirlemektedir. İki kronik inmeli hastada yapılan değerlendirmede de pozitif sonuçlar elde etmişlerdir. Her iki hasta, kesin görev ve bırakma zamanlaması ile önerilen görevleri yerine getirebilmişlerdir. Deneyler, robotik yardımcı tutma görevleri yürüten altı sağlıklı birey ve iki kronik inmeli hasta grubunda gerçekleştirilmiştir. İnmeli hastalarla yapılan pilot rehabilitasyon oturumlarının sonuçları, inme rehabilitasyonu için önerilen uygulama yaklaşımının geçerliliğini olumlu şekilde desteklemektedir [7].

Yang vd. (2016), insan eli için eklemsiz tendon tahrikli bir dış iskelet tasarımı dizayn etmişlerdir. Bu el, hafif yapıları tutarken doğru ve stabil hareketler sağlayan kompakt ve taşınabilir bir tasarımdır. Tasarım geliştirilmeden önce, anatomik analizi ve kinematik çalışmaları gerçekleştirilmiş ve MCP (metakarpofalangeal), PIP (proksimal interfalangeal) ve DIP (distal interfalangeal) eklemleri arasındaki bükülme açısı ilişkileri analiz edilmiştir. Sonuçlar yeni projenin istenilen şekilde doğru çalıştığını göstermiş, hatalı bir parmak hareket dizisinin oluşmadığını ve birleştirilmiş tendon tahrikli projenin

bir insanın parmak hareketlerini doğal parmak hareketi gibi gerçekleştirebileceğini göstermiştir. Cihazın tüm yapısının hafifliği, kompaktlığı ve parçalarının bir eldiven gibi ayarlanabilir olması sebebiyle diğer kol mekanizmalarına göre daha rahat olduğu savunulmuştur [8].

Bataller vd. (2016), bazı parmak yaralanmalarını iyileştirmek için pasif hareketin olumlu olduğu belirtmişlerdir ve bunların rehabilitasyonu için özelleştirilebilir, düşük fiyatlı ve kolay üretilen bir dış iskelet tasarlamışlardır. Bu çalışmada, hastanın parmak özelliklerine uyarlanmış mekanizmanın sentezinden başlanmış ve 3D yazıcı ile dış iskeletin imalatına kadar olan kısma yer verilmiştir. Sistem, CAD-CAE yazılımında tanımlanan parametrik bir 3D dış iskelet modeli, bir servo motor ve bir Arduino kontrol kartından oluşmaktadır. Gelecekteki çalışmalarının, aynı elin birkaç parmağını hareket ettirmeye yönelik olacağı belirtilmiştir [9].

Jo ve Bae (2017), giyilebilir ve kuvvet kontrollü 3 serbestlik dereceli bir dış iskelet sistemi tasarlamışlardır. Tasarlanan uzuv yapısının kinematik performansı, günlük yaşamdaki aktiviteler için gerekli olan bir eklem yaptığı açılarla karşılaştırılarak (ROM) doğrulanmıştır. Tahrik sistemi, küçük bir lineer motor, bir motor sürücüsü, bir yay ve potansiyometrelerden meydana gelen elastik aktüatör mekanizması (SEA) ile uygulanmıştır. Maksimum motor gücüne karar vermek için, nesneden direnç kuvvetinin ölçülmesine yönelik deneyler yapılmıştır. Gelecekteki bir çalışma olarak, geliştirilmiş dış iskeleti sistemi bir parmak hareket ölçüm sistemi ile kombine edilecektir. Ayrıca daha fazla serbestlik derecesine (DOF) sahip dış iskelet yapısı, addüksiyon ve abdüksiyon hareketlerini içerecek şekilde geliştirilecektir. Böylece, sanal ortamlarla etkileşim kurmak için genel bir haptik sistem olarak kullanılacaktır [10].

## 2. GENEL BİLGİLER

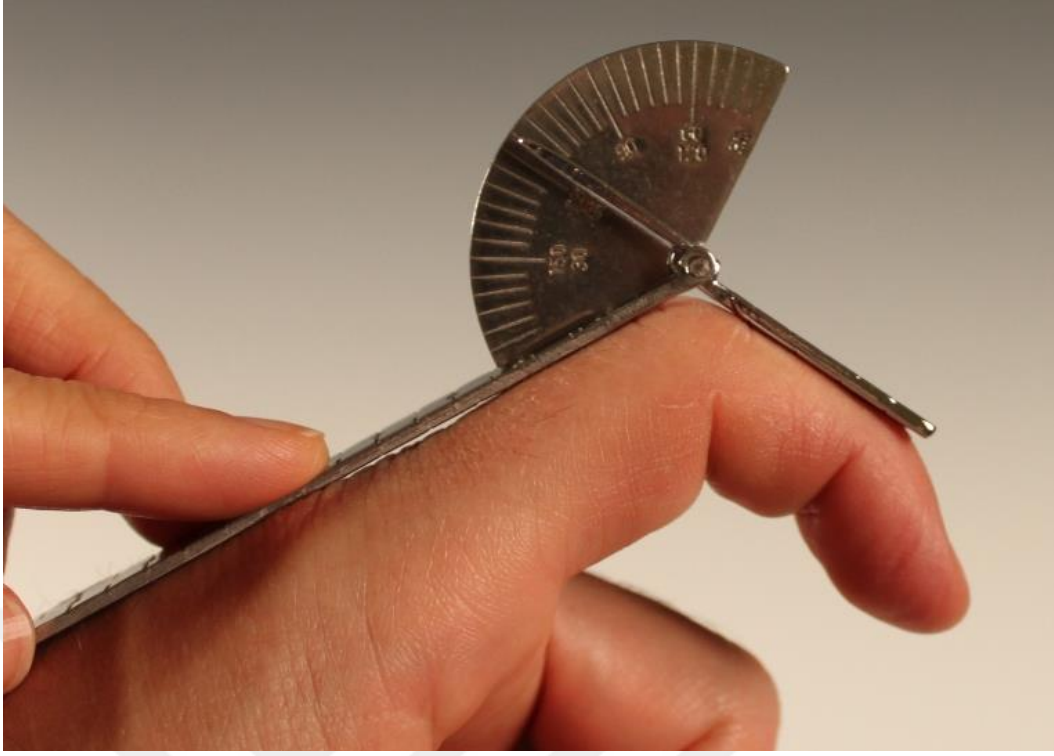
### 2.1 Elin Yapısal ve Fonksiyonel Anatomisi

İnsan eli yapısal olarak kemikler, kaslar, eklemler, tendonlar, ligamanlar (kemikleri veya destek dokularını birbirine bağlayan sert fibröz doku şeritleri), sinirler ve diğer dokulardan meydana gelmektedir [11].

Ligamanlar, el kemiklerini bir arada tutarak elin hareket sınırlarını belirleyen doku şeritleridir. Elde bulunan kaslar da, beyinden gelen emirlere göre parmaklara ve ele hareket kabiliyeti kazandıran eyleyicilerdir. Kaslar, hareketi sağlayan eyleyicilerden kemiklere tendonlar aracılığı ile bağlanır ve tendonlar hareketi en uygun şekilde kemiklere iletir. Fleksör ve ekstansör kas grupları, tendonlar ile ekleme bağlanarak ekleme hareketini meydana gelmesini sağlar. Tendonlar, parmağın üzerinden fibröz liflerinden meydana gelen bir yapının içinden geçer. Bu yapı sinovya zarı, sürtünmeyi azaltan sinovya sıvısı ve kuvvet kolunu arttıran makara sisteminden oluşmaktadır [12].

Elin fonksiyonel kapasitesinin temelinde metakarpofalangeal, karpometakarpal ve interfalangeal eklemlerin hareket yetenekleri belirleyicidir. Yani el fonksiyonunun matematiksel ifadesi bu eklemlerin hareket açıklıklarıdır. Başka bir deyişle eklem hareket genişliği ölçümleridir. Eklem hareket genişliği; eklemlerdeki döndürülebilmenin, bükülebilmenin ve katlanabilmenin derecesi ya da hareket miktarı olarak ifade edilebilir. Bu ifade, “Range of movement” veya “Range of motion” kelimelerinin baş harflerinin kullanıldığı “ROM” olarak adlandırılmaktadır. Eklem hareket genişliği, “flexibility” ve “Beweglichkeit” kelimeleri ile de ifade edilebilmektedir [13]. ROM klasik olarak goniometreler ile ölçülür [14]. ROM kayıpları hastalığın tanısı ve takibi için önemlidir.

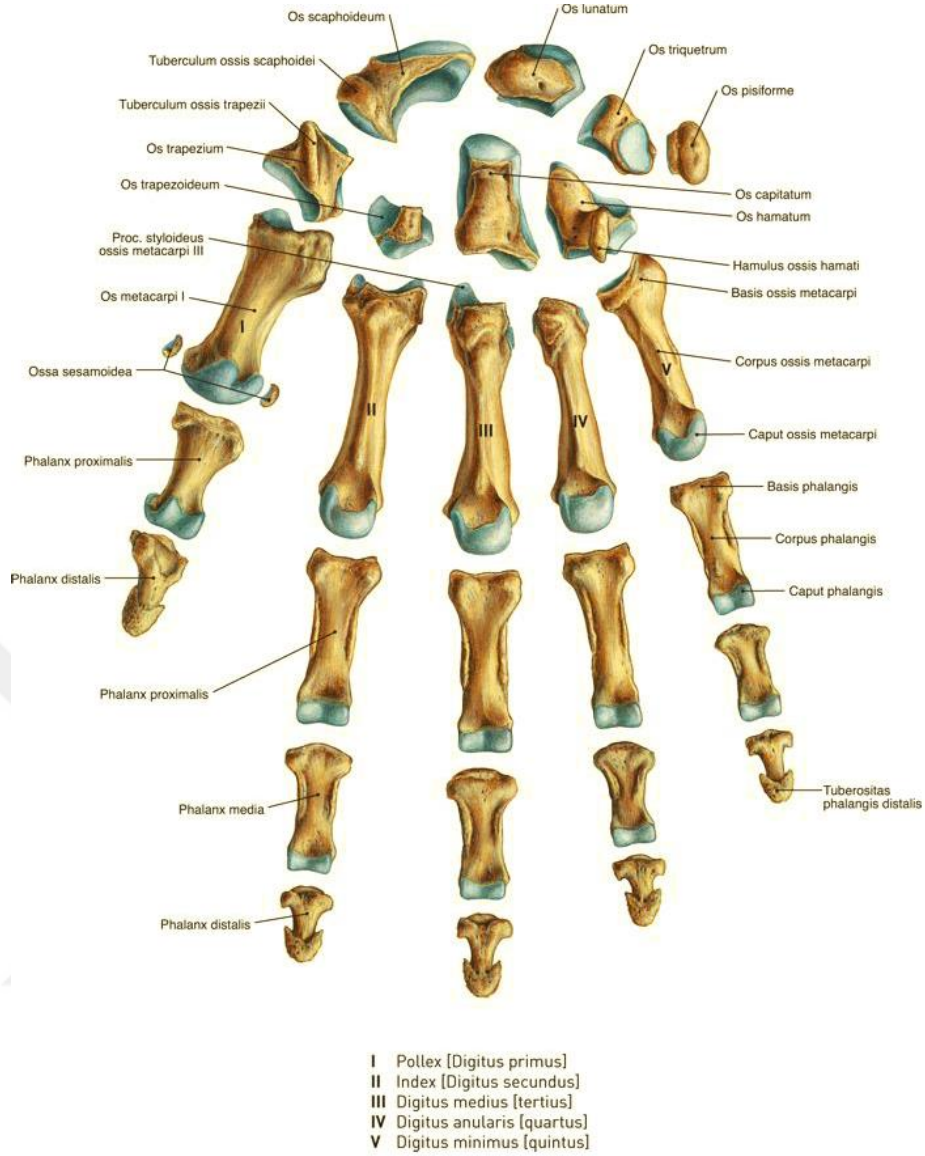
Teknolojik ürün imalatlarında el ergonometrisinin kullanılması, insan eline daha uygun aletler üretilmesi için önemlidir. Bütün bunlar elin fonksiyonel anatomisinin bilinmesinin zorunluluğunu ortaya koymaktadır [13].



**Şekil 2.1** Gonyometre [15].

### **2.1.1 Kemikler**

El ve bilek, toplamda 27 adet kemikten meydana gelmektedir. Bu kemiklerin 19'u (5 metacarpal kemik ve 14 falanks) uzun kemik yapısına sahiptir. Kemikler, 5 ayrı ışınsal diziden oluşmaktadır. Dizilerden her biri karpometakarpal eklemden başlar ve 3 eklem içerir. En kısa dizi, 1 metakarpal kemik ve 2 falankstan meydana gelen başparmak dizisidir. Bu dizi, os trapezium ve os scaphoideum'a uzanmaktadır. Skafolunat eklem hareketi, bu diziye belirli bir otonomi sağlamıştır. Trapez kemiğin diğer karpal kemiklere göre sagittal planda  $45^\circ$  açılı olması, 1. metakarpal ile 2. metakarpal arasında  $45^\circ$  açı oluşmasına yol açar. Bu durum, oluşan geniş “bağlantı aralığı” (web) sayesinde oppozisyon hareketine imkan sağlamaktadır [16].



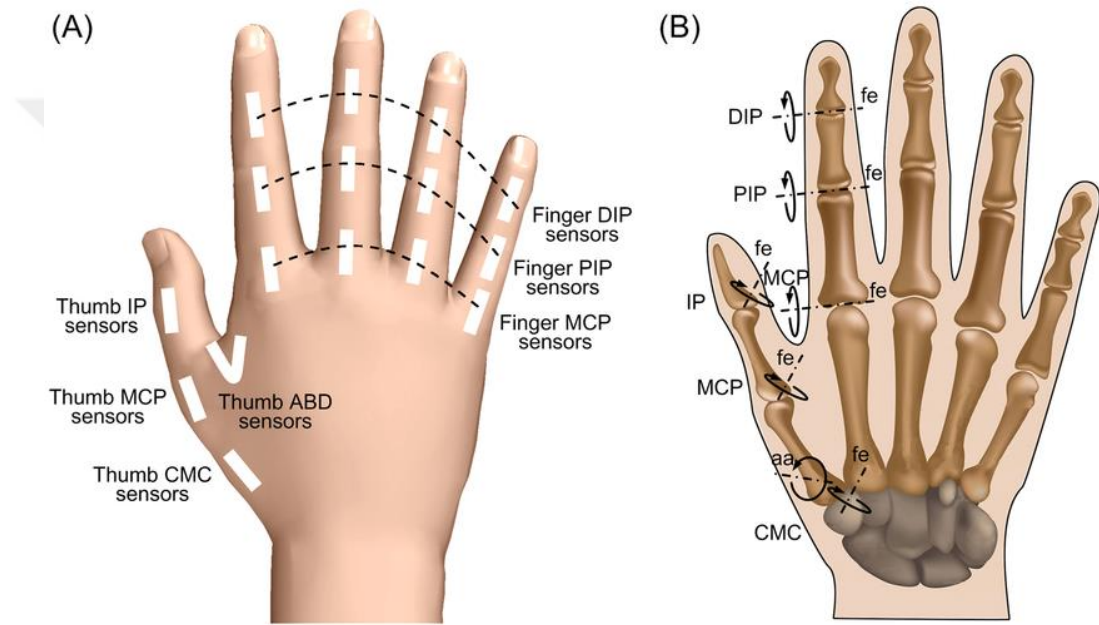
Şekil 2.2 El kemikleri [17].

### 2.1.2 Eklemler

Eklem, insanda ve omurgalı hayvanlarda gövde kemiklerinin uç uca gelerek vücut bölümlerinin hareketini sağlamak için birleştikleri mafsallı noktalarıdır. Elin parmaklarındaki eklemlerin anatomik yapıları farklıdır ve fonksiyonel olarak farklı özelliklere sahiptir. Başparmak hariç diğer dört parmak, MCP (metakarpofalangeal), PIP (proksimal interfalangeal) ve DIP (distal interfalangeal) eklemlerine sahip olan üçer eklemlili birer zincirdir. Başparmak eklemleri proksimalden distale doğru Carpometacarpalis (CMC), Metacarpophalangea pollicis (MCP I) ve interphalangea pollicis (IP)'dir. Başparmakla oppozisyonunda pulpa pulpaya temasın dışında, avuç içine pulpa teması ile elin kavrama işlevinde etkin rol oynarlar. Bu işlevlerinde, parmağın

distaline gidildikçe eklemlerin işlevlerinin önemi azalır. Parmaklar birbirlerinden farklı olsalar da ortak özellikleri şunlardır [13] :

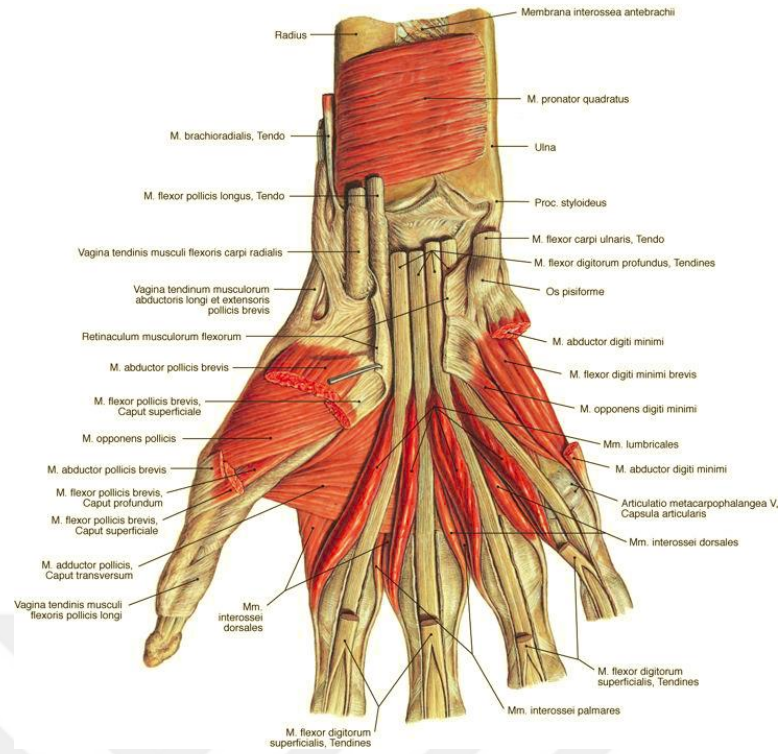
- 1) Tüm parmaklar oynar eklem yapısına sahiptir.
- 2) Hiperekstansiyona karşı gösterilen direnç, güçlü palmar yapılar ile sağlamıştır.
- 3) Güçlü palmar yapılarla karşın dorsalde gevşek yapılar bulunmaktadır.
- 4) Kollateral bağlar aracılığıyla eklem hareket yönü kontrol edilmektedir.
- 5) Fleksör-ekstansör motor güçleri, denge halinde iken eklem stabilizasyonuna katkı sağlarlar [13].



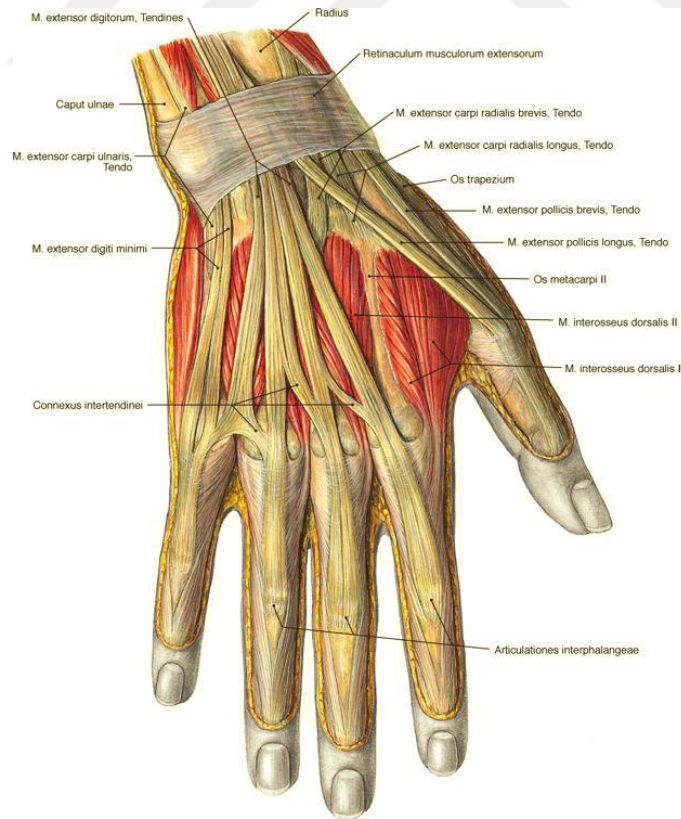
Şekil 2.3 Elin eklemleri [18].

### 2.1.3 Kaslar

Kaslar sadece çekme hareketi oluştururlar ve kuvvet parmak kemiklerine tendonlar vasıtasıyla iletilmektedir. Tendonların kemiklerle olan bağlantı özellikleri, hareket oluşumu için gerekli kuvveti minimum düzeye çekmektedir [19]. Fleksör tendonlar ön kolun ön kısmında, ekstansör tendonlar ise ön kolun arka kısmında bulunmaktadır. Bu tendonlar parmakların fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yapabilmelerini sağlamaktadırlar [20].



Şekil 2.4 Fleksör tendonlar [17].



Şekil 2.5 Extansör tendonlar [17].

## **2.2 El Tendon Yaralanmaları ve Rehabilitasyonu**

### **2.2.1 Fleksör tendon yaralanmaları ve rehabilitasyonu**

Elde en sık rastlanan yaralanmalar fleksör tendon yaralanmalarıdır. Fleksör tendon, keskin bir cisim veya ezilme ile yaralanmış ya da avulsiyon ile kopmuş olabilir. Yaralanma sonrası cerrahi müdahale olmadan tendonların iyileşmesi çok zordur. Tendonlar canlı hücreler ve bağ dokularından oluşmaktadır. Tendon uçlarının bir araya getirilmesiyle iyileşme süreci içerden ve dışardan gelen hücreler ile başlar. Ancak cerrahi müdahale sonrasında oluşan skar dokusu, onarılan tendonları çevresine yapıştırmaması sebebiyle hareketi sınırlamaktadır. Tendon yaralanmalarında, ameliyattan sonraki süreçte tendonun iyileşmesi için yapılan atelleme ve uygulanan rehabilitasyon protokolleri çok önemlidir [21]. Fleksör tendonlar, Uluslararası El Cerrahisi Federasyonu tarafından 5 anatomik zonda incelenmektedir.

**Zon 1:** Fleksör digitorum superficialis' in (FDS) orta falankstaki yapışma yeriyle parmak ucu arasındaki bölgedir. Fleksör digitorum profundus (FDP), FDS' yi delip çıkarak distal falanksın üçte birine yapışmaktadır.

**Zon 2:** MKF (Metakarpofalangeal) eklem proksimalinden orta falanks ortasına kadar devam eder. Bu bölge cerrahi müdahaleden sonraki dönemde yapışıklığın ve komplikasyonların en fazla olduğu noktadır. Bu nedenle ikinci zon, Bunnel tarafından "No man's land" olarak adlandırılmıştır.

**Zon 3:** Karpal kanalın distalinden başlamakta ve metakarp başına kadar devam etmektedir.

**Zon 4:** Transvers karpal kanalın distalinden proksimaline uzanır.

**Zon 5:** Ön kolun 1/3 distalinden fleksör retinakulumun proksimaline kadar uzanır [22,23].

### **Fleksör Tendon Tamirinden Sonra Fonksiyonel İyileşmeyi Etkileyen Faktörler**

- 1- Yaralanma seviyesi
- 2- Yaralanma tipi: Avulsiyon, künt, keskin.
- 3- Eşlik eden yaralanmalar: Kemik, sinir, damar, cilt defekti.
- 4- Cerrahi teknikler
- 5- Hastanın iyileşme kabiliyeti ve hasta motivasyonu

6- Hastanın skar dokusuna eğilimi

7- Uygulanan rehabilitasyon programı

Ameliyat sonrası dönemde tedaviyi etkileyen faktörler; kişiye ait özellikler, tendonun kayması ve yapışıklık oluşma miktarıdır. Erken dönemde tendonun kayması çok iyiye ve sınırlı yapışıklık oluşması mevcutsa tedavi edilen tendon daha uzun süre tesbit edilmeli ve rehabilitasyon süresi daha kısa tutulmalıdır. Yapışıklık oluşması fazla ve tendon kayması az ise hastanın ateli öngörülen süreden daha erken çıkartılmalıdır. Hastanın rehabilitasyonu daha dikkatli yapılmalı ve kontraktür oluşması engellenmelidir. [22,23].

### **Fleksör Tendon Tamirinden Sonra El Rehabilitasyon Protokolü**

1-) 1-4 hafta: Erken dönem.

2-) 4-6 hafta: Erken ara dönem.

3-) 6-8 hafta: Ara dönem.

4-) 8-12 hafta: Geç dönem.

#### **1-) Erken Dönem (1- 4 hafta)**

Fleksör tendon onarımı sonrası rehabilitasyon protokolleri iki başlıkta toplanır.

- Immobilizasyon.
- Erken mobilizasyon.

**Immobilizasyon:** El bileği 30°-40° fleksiyon, MKF eklemleri 40°-60° derece fleksiyon ve IF (interfalenjiyel) eklemler nötr pozisyonda bulunacak şekilde dorsal bölgeden ön kola dayanan atelleme işlemi gerçekleştirilir. Çok fazla tercih edilmeyen bu yöntem, yine de 10 yaş altı çocuklara ve belirlenen rehabilitasyon programına katılma ihtimali bulunmayan hastalara uygulanmaktadır.

#### **Erken Mobilizasyon**

Fleksör tendon onarımları sonrasında çeşitli erken mobilizasyon teknikleri uygulanmaktadır. Bu teknikler iki bölümde incelenmektedir.

- Erken pasif
- Erken aktif mobilizasyon.

Bu yöntemlerde temel amaç tendonda uzama ve kopma gerçekleşmeden yapışıklıkları engellemek ve tendonun maksimum kayma kabiliyetine sahip olmasını sağlamaktır.

Yanlış uygulanan erken mobilizasyon programları, onarım yapılacak tendon bölgesinde uzama, inflamasyon ve kopmaya neden olabilmektedir. Ayrıca ödem, aşırı skar oluşumu ve ağrı gibi komplikasyonlar meydana gelebilmektedir. [21,23].

### **Erken pasif mobilizasyon**

Bu bölümde iki erken pasif mobilizasyon yöntemi üzerinde durulacaktır.

1- Modifiye Duran yöntemi.

2- Kleinert yöntemi.

### **Modifiye Duran yöntemi**

Kontrollü pasif hareket esasına dayanan bu yöntem, ilk kez 1975 yılında Hauser ve Duran tarafından tarif edilmiştir. Bu yöntem ile 1975 ve 1978 yıllarında yapılan çalışmalarda, tendon anastamoz bölgesinde 3-5 mm. kayma sağlandığını belirlenmiştir. 1980-1989 yılları arasında Strickland, Hauser ve Duran'ın programını değiştirmiş ve Modifiye Duran yöntemini tarif etmiştir. Pasif mobilizasyon ile onarım bölgesine maksimum 300 gram yük bindiği tespit edilmiştir. Eklemlerin pasif hareketi sonucunda onarım bölgesine aşırı yük bindirilmeden FDS ve FDP tendonları çevre doku içinde ve birbiri üzerinde kayarlar. Böylece iyileşme sırasında oluşan yapışıklıkların tendon hareketine kısıtlama getirmesi önlenmiş olur [21,24]. Ameliyat sonrası hastanın el bileği 20° fleksiyon, MKF eklemler 50° fleksiyon ve IF eklemler nötr pozisyonda bulunacak şekilde dorsal atel uygulanır. Tendon yaralanmasının yanısıra digital sinir yaralanması da mevcut ise PIF (proksimal interfalengiyel) ekleme 30° fleksiyon eklenir. Ameliyat sonrası üçüncü günden itibaren sırasıyla DIF (distal interfalengiyel), PIF ve MKF+DIF+PIF eklemlerin tamamına saat başı 10 defa pasif ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri yaptırılır. Atel, dördüncü hafta sonunda çıkartılır aktif programa başlanır [21,25].

### **Kleinert yöntemi (1967)**

Ameliyat sonrası el bileğine 30°-40° fleksiyon, MKF eklemler 60°-70° fleksiyon, IF eklemler ise tam ekstansiyonda bulunacak şekilde dorsal atel uygulanır. Ameliyat sonrası üçüncü günden itibaren lastik bant yardımı ile saat başı 10 defa aktif ekstansiyon ve pasif fleksiyon egzersizlerine başlanır. Lastik bant, tırnağa yapıştırıcı yardımıyla sabitlenen kanca ve atelin voler yüzüne sabitlenen kanca arasına takılır. Bu yöntemin IF eklemlerde fleksiyon kontraktürünü geliştirme ihtimali yüksektir. Kontraktür gelişmesini engellemek amacıyla MKF+PIF+IF eklemlere günde 4x10 defa pasif ekstansiyon ve fleksiyon

hareketleri yaptırılır. Bantlar gece çıkartıldıktan sonra, volar yüz kısmından konulmuş bir atel aracılığıyla parmaklar tam ekstansiyonda olacak şekilde tutulur [22,23,26].

### **Erken aktif mobilizasyon**

Onarılmış tendonlar için uygulanan erken aktif hareket programı sırasında tendonun kopma ihtimalinin çok yüksek olması sebebiyle, bu yöntemi uygulayacak rehabilitasyon ekibinin ve cerrahın çok dikkatli ve deneyimli olması gerekmektedir. Ameliyattan sonra, el bileği hafif fleksiyonda tutularak MKF ekleme 70°-90° fleksiyon uygulanır ve IF eklemler de düz konuma getirilerek atelleme işlemi gerçekleştirilir. İkinci gün, parmaklara dört saat aralıkla iki defa aktif ekstansiyon-fleksiyon, daha sonra da iki defa aktif ekstansiyon-pasif fleksiyon yaptırılır. 15°-20° ile başlayan aktif eklem hareketleri dört hafta sonunda 80°-90° dereceye kadar çıkarılır. [27].

### **2-) Erken Ara Dönem (4-6 Hafta)**

Dört hafta sonra atel çıkarılır. Bu süreçte skar tedavisi ile ödem kontrolü devam eder. Parmaklar, pasif olarak fleksiyona getirilir ve aktif bilek ekstansiyonu yaptırılır. Parmaklar ekstansiyon halindeyken bilek ekstansiyonundan kaçınılmalıdır. Pasif ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri tüm parmaklara yaptırıldıktan sonra aktif tutma egzersizlerine başlanır. Bu egzersizlerin amacı tendonların kayma potansiyelini artırmaktır [22,23].

### **3-) Ara Dönem (6-8 Hafta)**

Bu dönemde amaç, bütün tendonlarda kayma sağlayabilmektir. İzole fleksör tendon kayma egzersizlerine başlanır. Bu egzersizler, tam yumruk, çengel ve düz yumruk hareketleriyle yaptırılır. Koruyucu atellerin tamamı çıkartılır. Gerekli taktirde fleksiyon gerginliğini ve kontraktürünü engellemek için volerden statik atel de uygulanabilir. Bu ateller, egzersiz aralarında ve gece kullanılır. İzole FDS ve FDP tendonların kaymasına yardımcı olan blok egzersizlerine başlanarak 10 tekrar ile günde 4-6 defa yaptırılır [22,23,28].

### **4-) Geç Dönem (8-12 Hafta)**

8. hafta sonunda dirençli fleksiyon egzersizleri ile kuvvetlendirici egzersizler yaptırılır. Hasta, 10. hafta sonunda elini normal olarak kullanmaya başlayabilir [22,23].

## **2.2.2 Ekstansör Tendon Yaralanmaları ve Rehabilitasyonu**

Uluslararası El Cerrahisi Federasyonu, ekstansör tendonları başparmak için beş, diğer parmaklar için yedi zona ayırmıştır.

### **Zon 1 ve 2: DIF eklem ve orta falanks**

DIF eklem hizasında ekstansör tendon bütünlüğünün kaybolmasından dolayı Mallet finger (çekiç parmak) deformitesi oluşur ve DIF eklem aktif ekstansiyon hareketi yapılamaz. Kapalı travmaların tedavisi için DIF eklem hafif hiperekstansiyonda olacak şekilde atelleme yapılır. Atel, 6 hafta boyunca devamlı kullanılır. 2 hafta da gece ateli olarak kullanılmaya devam edilir. Atel, volerden veya dorsalden yapılabilir. 7. hafta DIF ekleme 20°-25° aktif fleksiyon hareketi yaptırılır. 8. haftada ekstansör yetmezlik yoksa 35°-40° fleksiyona müsaade edilir [29,30].

### **Zon 3 ve 4: PIF eklem ve proksimal falanks**

3. ve 4. zondaki ekstansör tendon yaralanmaları, bölgedeki mekanizmanın karmaşıklığından dolayı en kritik yaralanma şeklidir. Yaralanma sonucunda Boutonniere deformite (düğme iliği) gelişir. PIF eklemi üzerindeki ekstansör tendonun kopması sonucu, dorsalde lateral bantları bir arada tutan trianguler ligaman hasar görür ve lateral bantlar volere düşer. PIF ekleme de ekstansiyon ortadan kalkar ve orta falanks fleksiyona gelir. DIF ekleme de hiperekstansiyon meydana gelir. Bu yaralanmada PIF eklem 0° ekstansiyonda 6 hafta tesbit edilir. MKF ve DIF eklemlere pasif ve aktif hareket uygulanabilir. Eğer lateral bantlar farklı seviyede hasar görmüş ve onarılmış ise DIF ve PIF eklemler 5-6 hafta boyunca ekstansiyonda tesbit edilir. 6. hafta sonunda çok hafif aktif ekstansiyon ve fleksiyon egzersizleri uygulanır. Proksimal falanks, PIF ekleme aktif ekstansiyon uygulanırken desteklenir. Ekstansiyon ateli, 2-4 hafta boyunca egzersiz aralarında ve geceleri kullanılır. Aktif hareketler, 7-10 hafta arasında arttırılır. Dinamik atel, pasif PIF eklem hareketini arttırmak için kullanılabilir [29,30].

### **Zon 5-6 ve 7: MKF eklem, metakarp ve bilek seviyesi**

Bu bölgelerde gerçekleşen ekstansör tendon yaralanmaları için IF ve MKF eklemler tam ekstansiyonda, bilek ise 30°-45° ekstansiyonda 4-5 hafta süresince tesbit edilir. Atel çıkarıldıktan sonra bilek ekstansiyon, fleksiyon ve lateral hareketleri uygulanmaya başlar. İntrinsik plus, intrinsik minus, ve pençe egzersizleri uygulanır. 7. hafta sonunda parmaklara tam fleksiyon hareketi uygulanabilir. 8. hafta sonunda rezistif egzersizler verilir [29,30].

## **Erken Mobilizasyon**

5, 6 ve 7. zonlardaki ekstansör tendon yaralanmalarının ameliyat sonrası tedavisi, 2. zondaki fleksör tendon yaralanmalarındaki gibi sınırlıdır. Bu sebeple erken mobilizasyon teknikleri tarif edilmiştir. Burkhalter, 30° lik aktif MKF hareketinin gerçekleşmesi sonucu ekstansör tendonun tamir bölgesinde 3-5 mm kayma sağlandığını tespit etmiştir [31]. Ameliyat sonrası el bileği 40° ekstansiyonda, IF ve MKF eklemler 0° de tutularak voler statik atel yapılır. Atel, 3. günde değiştirilir. Atelin statik bölümünde, el bileği 40° ekstansiyondadır. Dinamik bölümünde ise parmaklar, lastik bantlar yardımı ile pasif olarak tam ekstansiyondadır. Parmaklardaki aktif fleksiyon, volardan konulacak bir blok ile istenilen derecede uygulanabilir. MKF ekleme ilk 10 gün boyunca her saat başı 10 defa 30° aktif fleksiyon hareketi yaptırılır. İlerleyen süreçte açı artırılarak 4. hafta sonunda tam yumruk hareketi yaptırılabilir [32,33].

### 3. UYGULAMA

#### 3.1 Parmak Kalıbının Alınması

Yaralanma sonucu hastaların tedavi amacıyla alçıya alınan parmağı, iyileşme sürecine göre belirli bir süre sonunda alçıdan çıkarılmaktadır. Alçıdan çıkarılan parmakta şişlikler meydana gelmektedir. Her insanın kendi parmak ölçülerinin farklılık göstermesi ve bu şişliklerden dolayı parmakta meydana gelen boyutsal değişimler sebebiyle hasta parmağına özel bir kalıp oluşturulup kalıp alma materyalleri kullanılarak elin veya parmağın ölçülerinin belirlenmesi gerekmektedir.

Bu amaçla diş hekimliğinde hasta ağızından ölçü almak için kullanılan aljinat maddesi, en uygun kalıp materyali olarak belirlenmiştir. Aljinat tozu ile suyun belli oranda karıştırılması ile elde edilen kalıp materyali istenilen kıvamda kalıp alma esnekliğini sağlayabilmektedir. Hasta parmağı ölçülerinin belirlenebilmesi için parmak prototipi aljinat yardımı ile oluşturulmuştur.

Parmak ölçülerinin alınacağı kalıp hazırlandıktan sonra hazırlanmış aljinat kalıp içerisine sıvı olarak doldurulur.



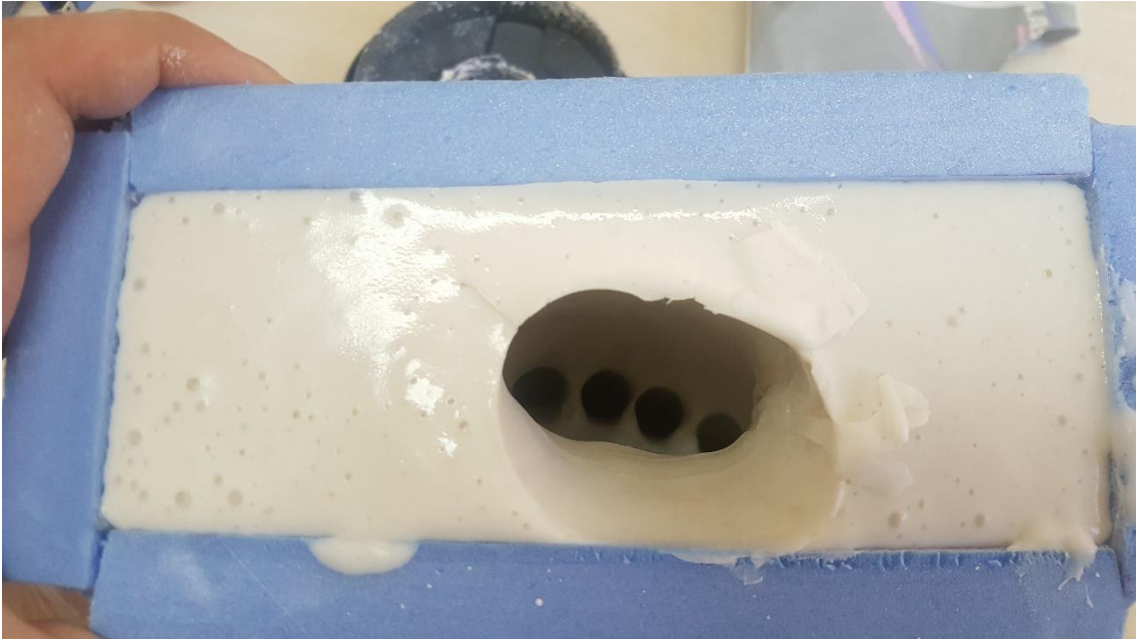
Şekil 3.1 Aljinat kalıbının hazırlanması.

Hasta eli aljinat içine daldırılarak 60-90 sn. bekletilerek aljinatin pıhtılaşması için beklenilir.



Şekil 3.2 Elin aljinat kalıbında konumlandırılması.

Donma gerçekleştikten sonra esnek kıvamda oluşan kalıp içerisinden el çekilerek kalıp oluşturulur.



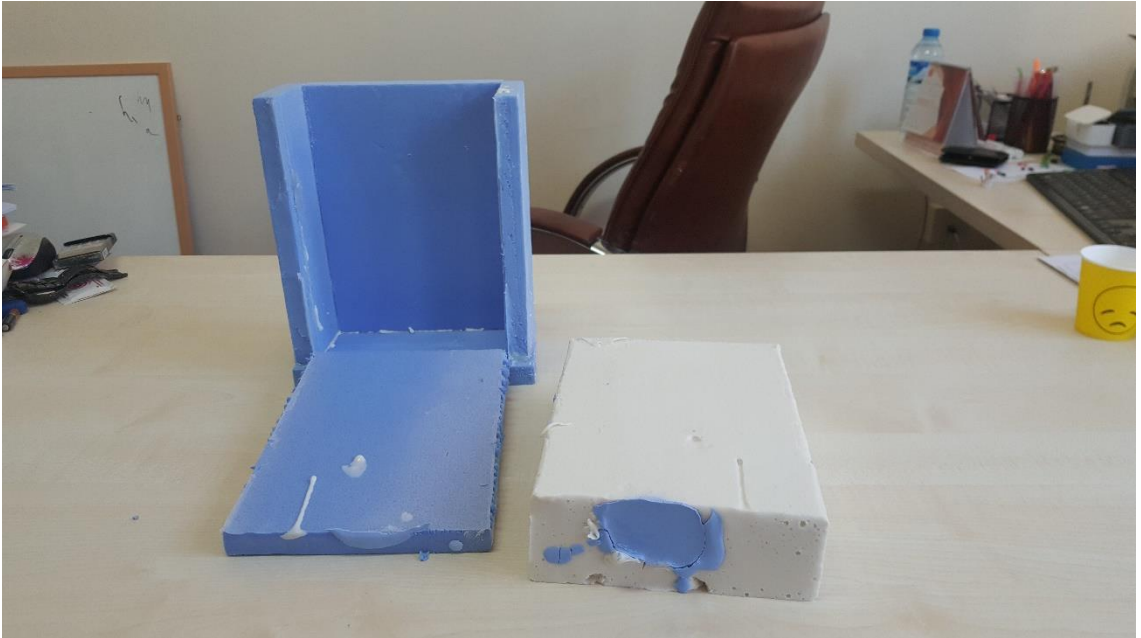
Şekil 3.3 Elin kalıp içerisinden çıkarıldıktan sonraki kalıp görüntüsü.

Oluşan parmak boşluğu alçı ile doldurularak hastanın el modeli elde edilir.



**Şekil 3.4** Kalıp içerisine alçı sıvısının dökülmesi.

Model kalıptan çıkarılarak temizlenir.



**Şekil 3.5** Kalıpların ayrıştırılmış hali.



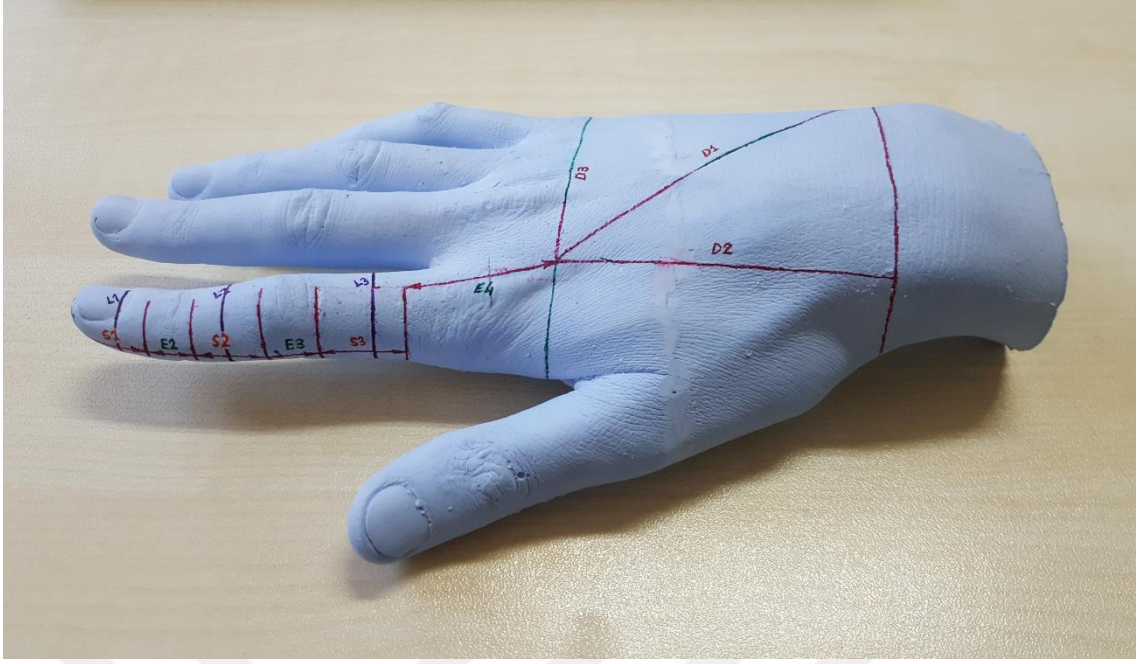
**Şekil 3.6** Aljinat ile alçı kalıbın ayrıştırılması.



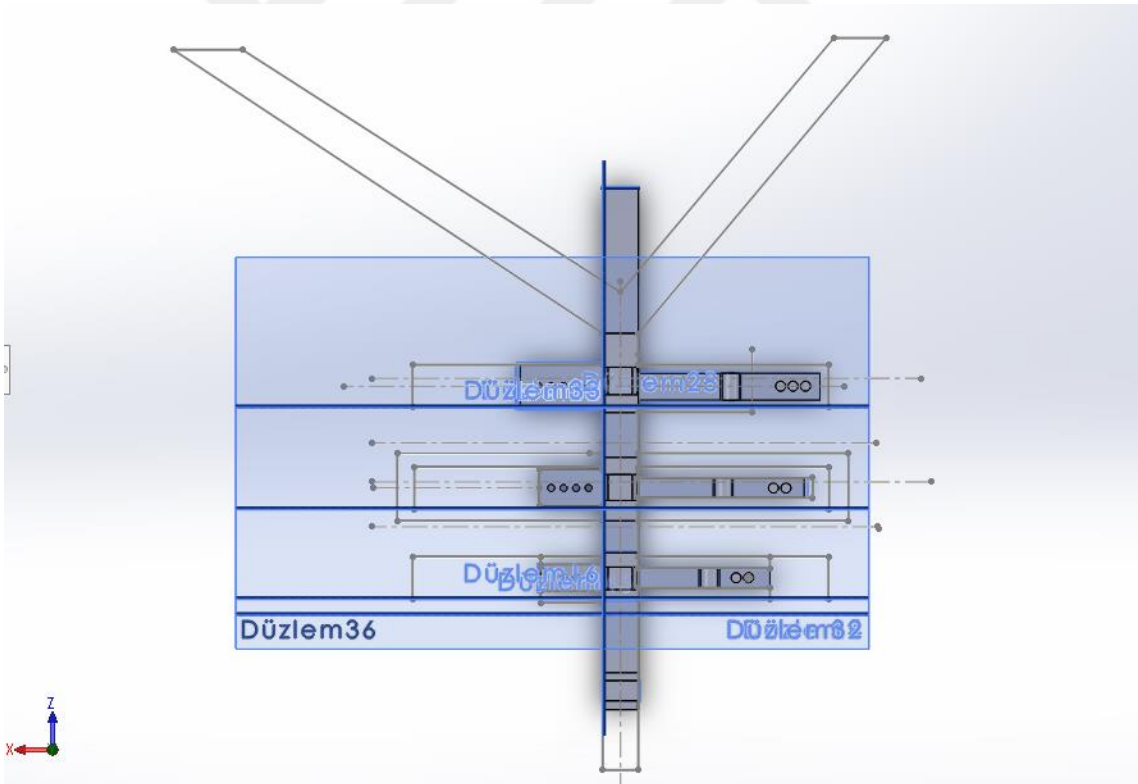
**Şekil 3.7** Elde edilen el modeli.

### **3.2 Protez Dış İskelet Tasarımı**

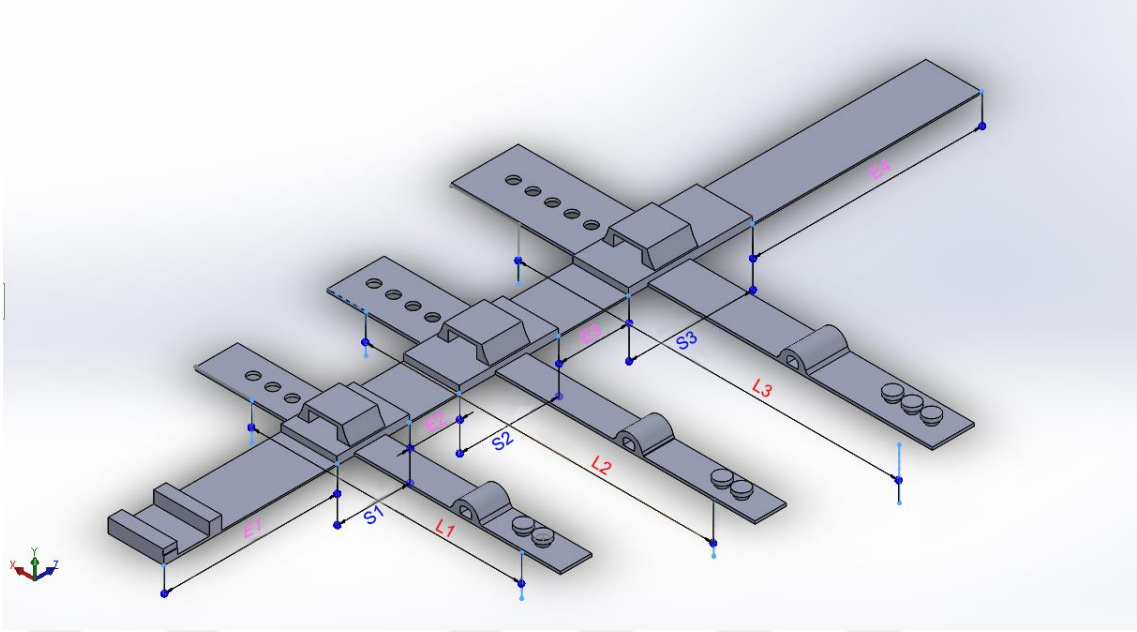
Dış iskelet, 3D katı model programında tasarlanmıştır. Alçı ile hazırlanan el modelinden parmak ölçüleri alınarak katı model programında gerekli ölçülendirmeler yapılmıştır.



Şekil 3.8 El modeli üzerinde protez ölçülerinin belirlenmesi.

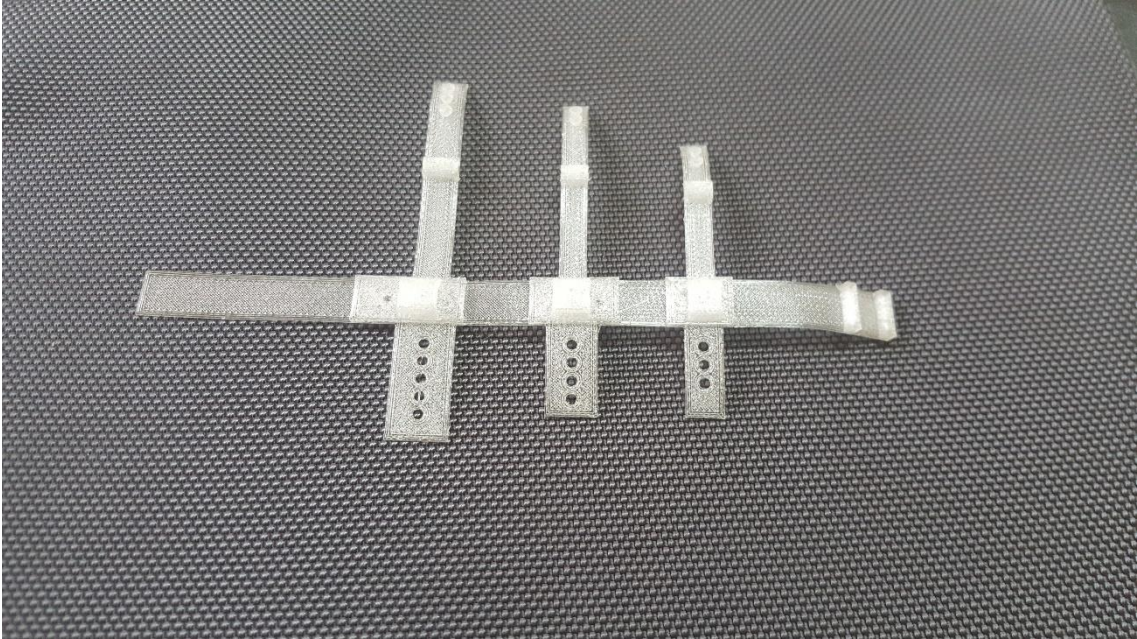


Şekil 3.9 Dış iskelet protezinin katı model programında tasarlanması.

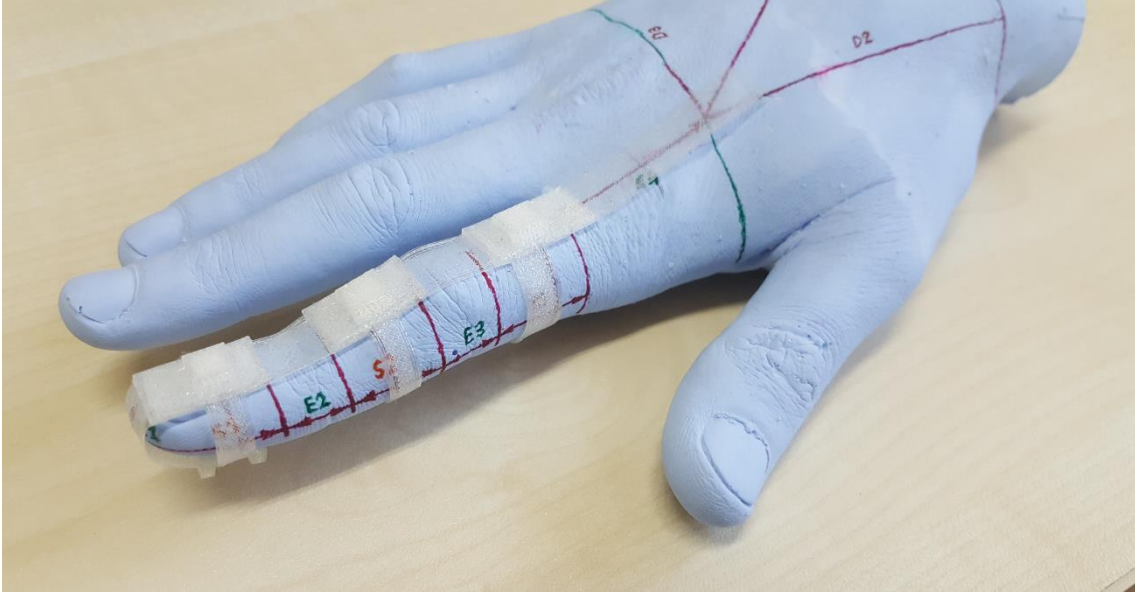


Şekil 3.10 Dış iskelet protezinin ölçülendirilmesi.

Ölçülendirilmiş dış iskeletin üretimi, TPU filament kullanılarak 3D yazıcıda gerçekleştirilmiştir.



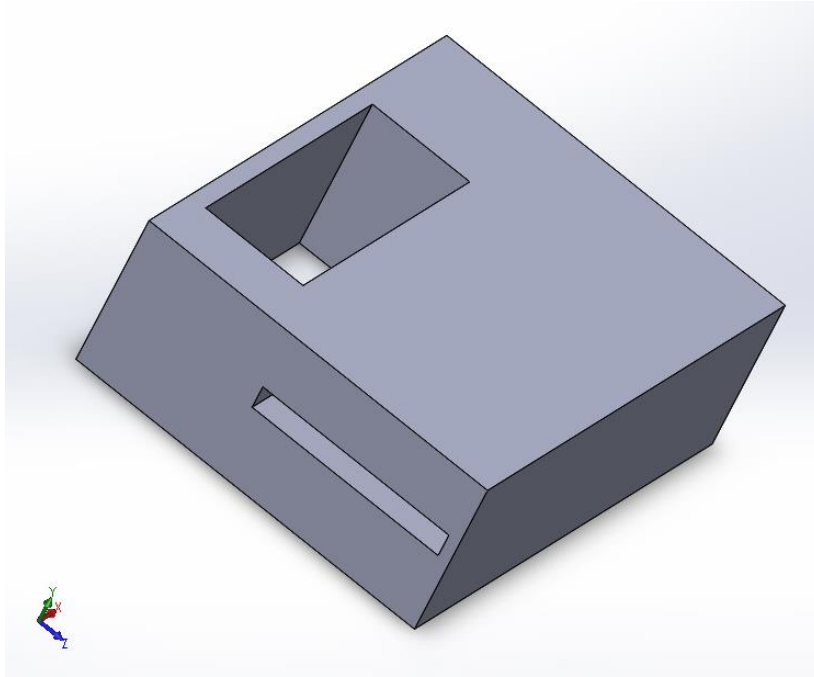
Şekil 3.11 3D yazıcıda üretilmiş dış iskelet protezi.



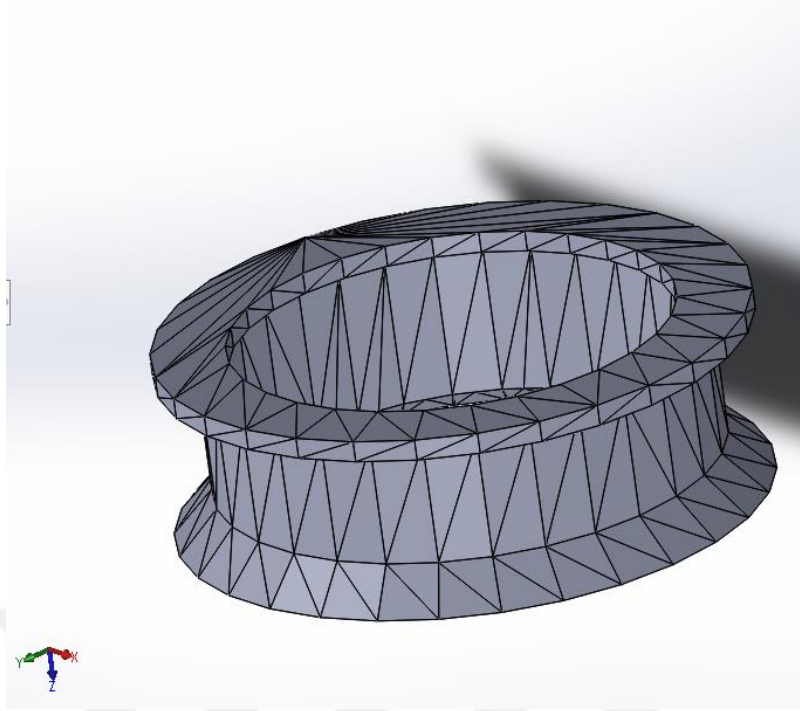
Şekil 3.12 Dış iskeletin el modeli üzerinde denenmesi.

### 3.3 Motor Seçimi ve Sürücü Kartı

Yapılan protezde tahrik kuvveti oluşturmak için servo motor kullanılmıştır. Protezin taşınabilir olabilmesi için motor bir platforma sabitlenmiştir. Çekme kuvvetini sağlayacak olan polietilen kablolar, motorun şaftına bağlanan tambura tatbik edilmiştir.

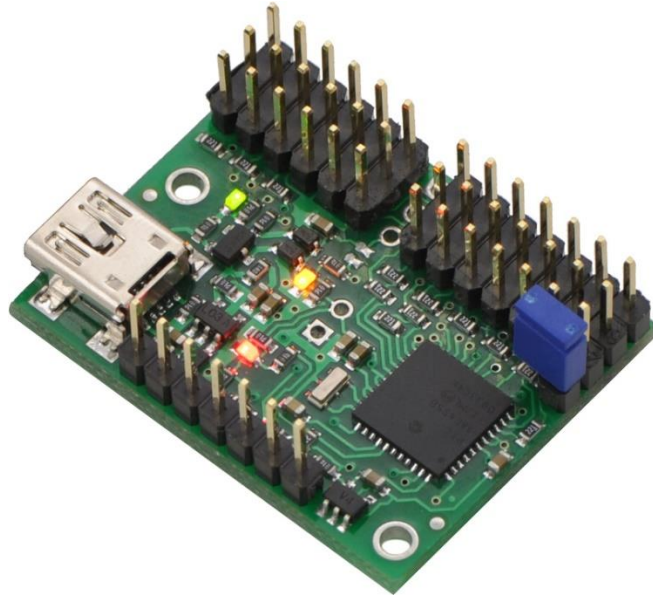


Şekil 3.13 Servo motor platformu.

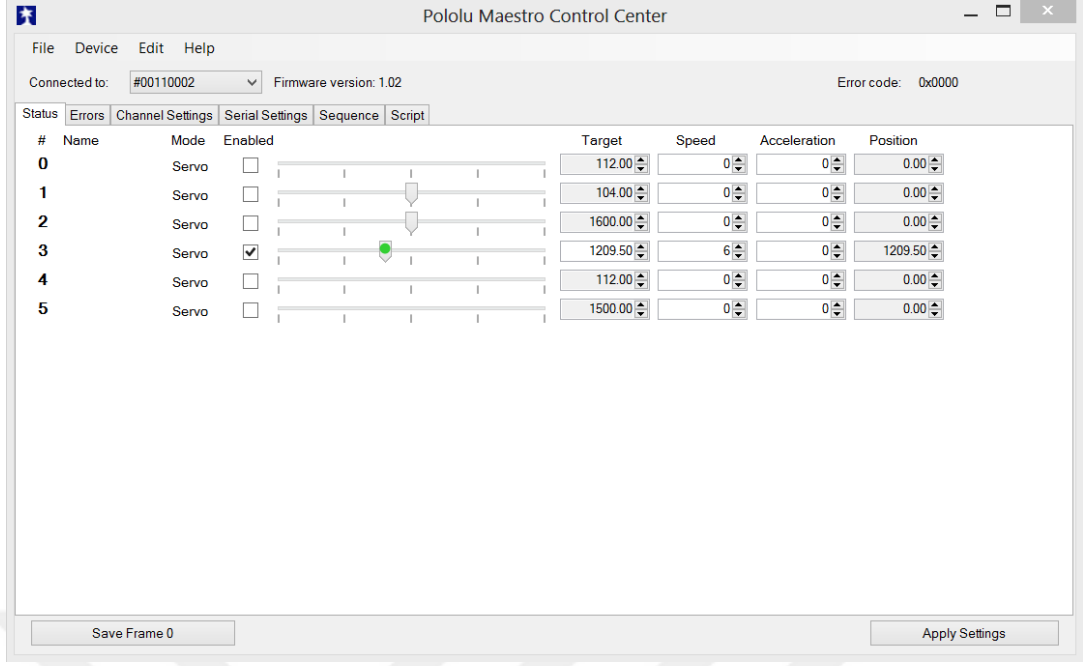


**Şekil 3.14** Tambur.

Sürücü kartı olarak Pololu Micro Maestro Servo Controller kullanılmıştır. Arayüzde hekim tarafından belirlenen konum ve hız parametreleri, mikro kontrolörün hafızasına kaydedilerek hastanın belirlenen fizik tedavi hareketlerini hekime her an ihtiyaç duymadan yapmasına olanak sağlamaktadır.



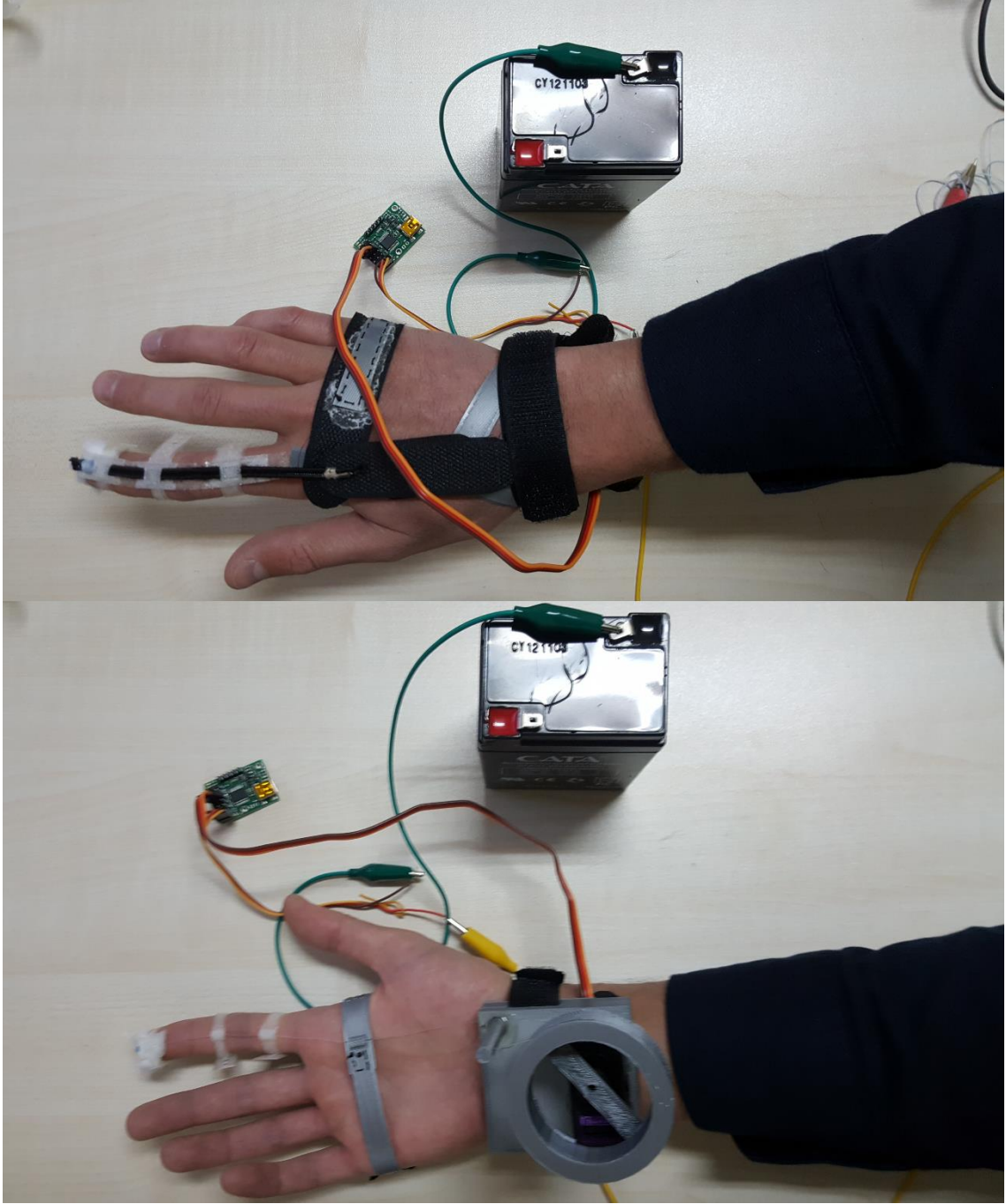
**Şekil 3.15** Pololu micro maestro servo motor kontrol kartı.



Şekil 3.16 Kontrol kartı arayüzü.

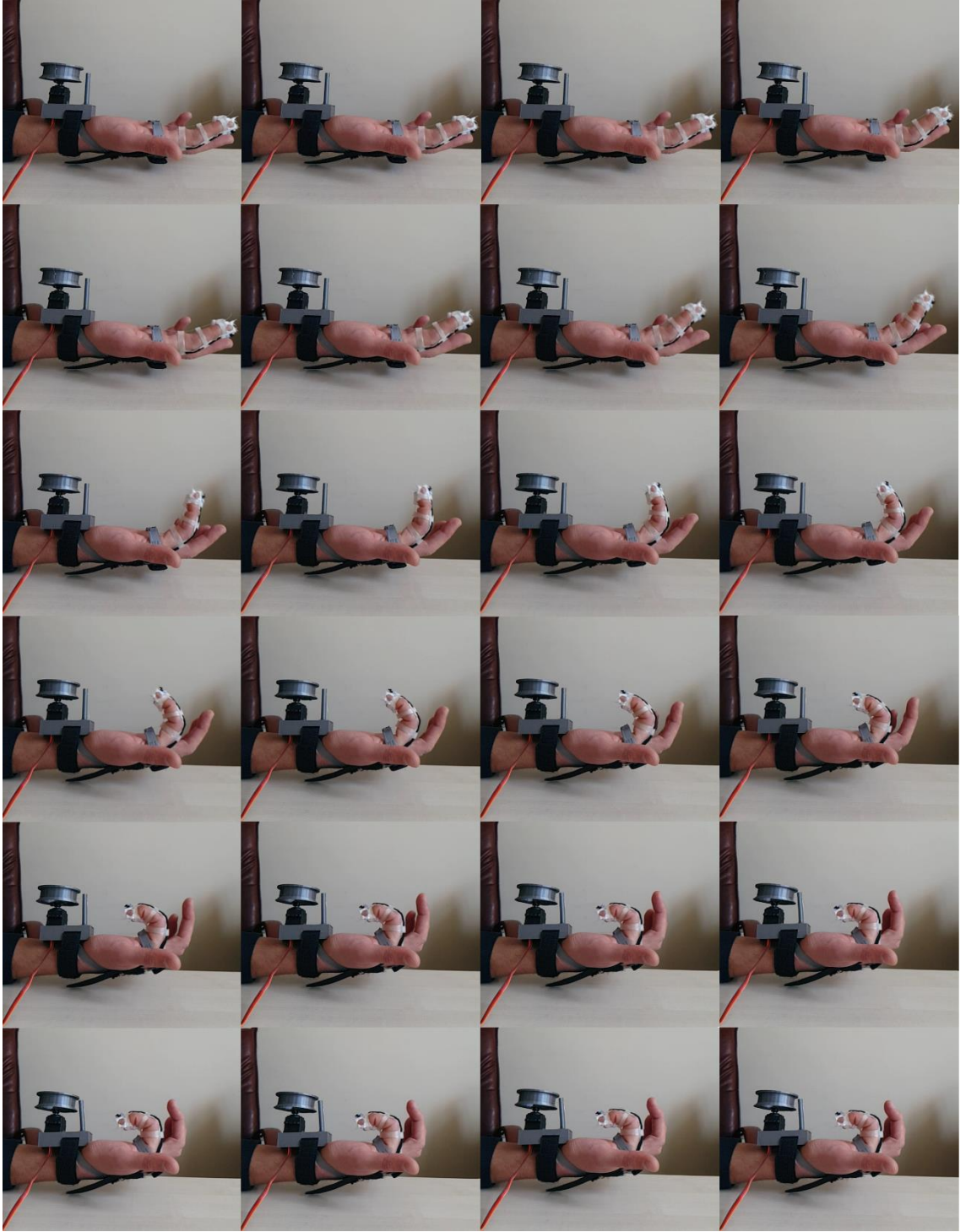
### 3.4 Demo Çalışmalar

Hazırlanan sistem denek eline entegre edildikten sonra hareket alanını belirlemek için uygulamalar yapılmıştır.



**Şekil 3.17** Sistemin ön ve arka görünüşü.

Sistemin hareket alanı, yavaşlatılmış video görüntülerinden anlık fotoğraf kareleri alınarak hazırlanmıştır.



Şekil 3.18 Parmakların hareket alanı.

### 3.5 Maliyet Analizi

Çizelge 3.1 Maliyet analizi.

	<b>Malzeme</b>	<b>Birim Fiyat</b>
<b>1</b>	Aljinat	4 \$
<b>2</b>	Alçı	2 \$
<b>3</b>	Filament	2 \$
<b>4</b>	Servo motor	3 \$
<b>5</b>	Bağlantı elemanları	2 \$
<b>6</b>	Motor sürücü kartı	20 \$
	Toplam maliyet	33 \$

## 4. KİNEMATİK ANALİZ

### 4.1 İleri Yön (Düz) Kinematığı

Bir manipülatör, ana çerçevesinden araç çerçevesine doğru birbirine döner veya prizmatik eklemlerle bağlanmış seri uzuvlardan oluşmaktadır. İki uzuv arasındaki ilişki bir homojen dönüşüm matrisiyle açıklanır. Eklem dönüşüm matrislerinin art arda çarpılmasıyla ana çerçeve ile araç çerçeve arasındaki ilişki tanımlanır. Bu ilişki manipülatörün araç çerçevesinin konumunu ve yönelimini ana çerçeveye göre belirtir [36].

İleri yön kinematığı, eklem değişkenleri ile uç işlevcisinin konumu ve yönelimini ana çerçeveye göre hesaplayabilmektedir. Her bir ekleme bir koordinat sistemi yerleştirildiğinde komşu iki eklem arasındaki ilişki bir  ${}^{i-1}_i T$  dönüşüm matrisiyle elde edilir [36].

İlk ekleme ait dönüşüm matrisi, ilk eklem ile ana çerçeve arasındaki ilişkiyi tanımlar. Son ekleme ait dönüşüm matrisi ise uç işlevcisi ile son eklem arasındaki ilişkiyi ifade eder. Ana çerçeve ile araç çerçevesi arasındaki ilişki, arka arkaya sıralanan bu eklem dönüşüm matrisleriyle tanımlanır. Bu ilişki, ileri kinematik olarak ifade edilir. Ana çerçeve ile araç çerçevesi arasındaki ilişki aşağıdaki gibi tanımlanır [36].

$${}^0_N T = {}^0_1 T {}^1_2 T \dots \dots \dots {}^{N-1}_N T$$

### 4.2 Eklem Değişkenlerinin Belirlenmesi

Manipülatörlerin eklem değişkenlerinin belirlenmesi için birçok kinematik yöntem mevcuttur. Kinematik problemler kartonom (dört boyutlu) ve kartezyen (üç boyutlu) olmak üzere iki farklı uzayda gerçekleştirilir. Kartezyen uzayda Denavit-Hartenberg yöntemi, üstel yöntem ve Pieper Roth yöntemi kullanılır. Ancak en fazla tercih edilen yöntem Denavit-Hartenberg yöntemidir [36].

#### 4.2.1 Denavit-Hartenberg Yöntemi

D-H yönteminde robot kinematığı dört ana değişken kullanılarak çıkarılır [36].

Bu değişkenler;

İki eksen arasındaki uzuv uzunluğu  $a_{i-1}$

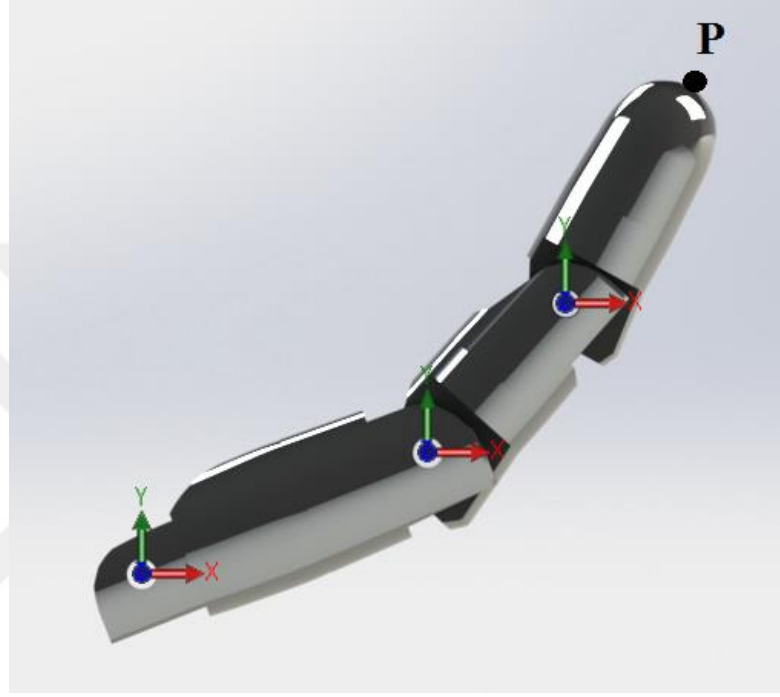
İki komşu eksen arasındaki eksen açısı  $\alpha_{i-1}$

Üst üste çıkan bağlar arasındaki eklem kayması (kaçıklığı)  $d_i$

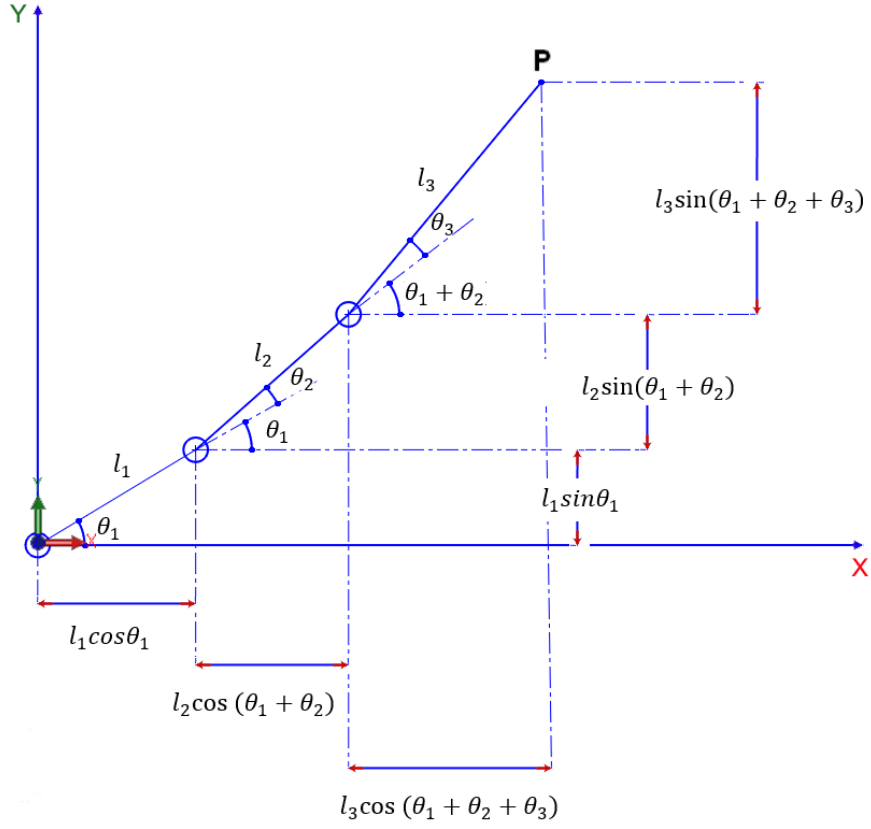
İki komşu uzuv arasındaki eklem açısı  $\theta_{i-1}$

### 4.3 İki Boyutlu Düzlemde Hareket Eden Manipülâtörün İleri Yön Kinematığının Bulunması

İki boyutlu düzlemde manipülâtörün aldığı şekil çizilir ve uç işlevcisini belirten P noktasının konumu bulunur [36].



Şekil 4.1 Üç eklemlili RRR eklem yapısına sahip bir düzlemsel manipülâtör.



Şekil 4.2 Geometrik yaklaşım kullanarak ileri yön kinematiğinin bulunması.

P noktasının X Eksenindeki izdüşümü

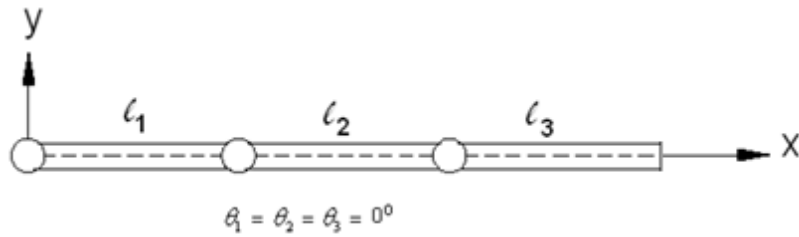
$$P_x = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

P noktasının Y Eksenindeki izdüşümü

$$P_y = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

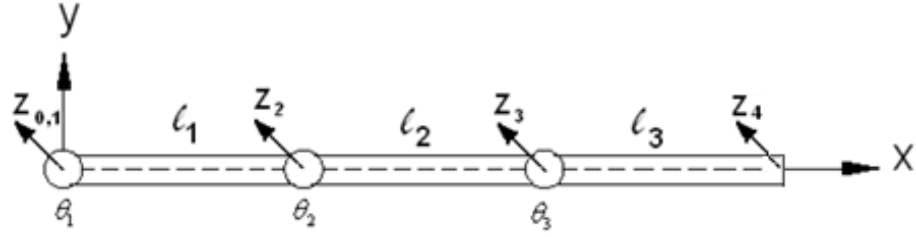
#### 4.3.1 D-H yöntemi ile ileri yön kinematiğinin bulunması

Koordinat sistemleri, kolun başlangıç değerlerine göre eklemlere yerleştirilir.



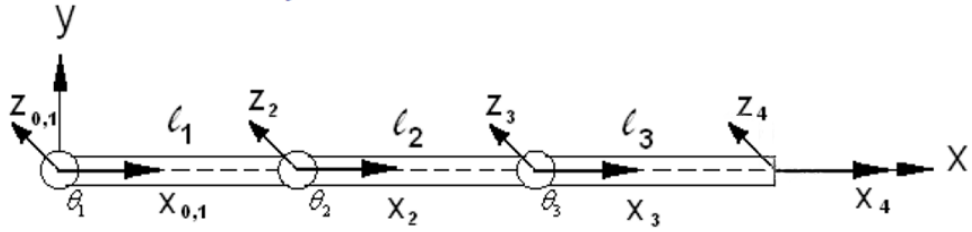
Şekil 4.3 Sıfır konumunda bulunan 3 eklemlili RRR düzlemsel manipülatör.

İkinci adımda Z eksenleri dönme eklemlerine yerleştirilir.



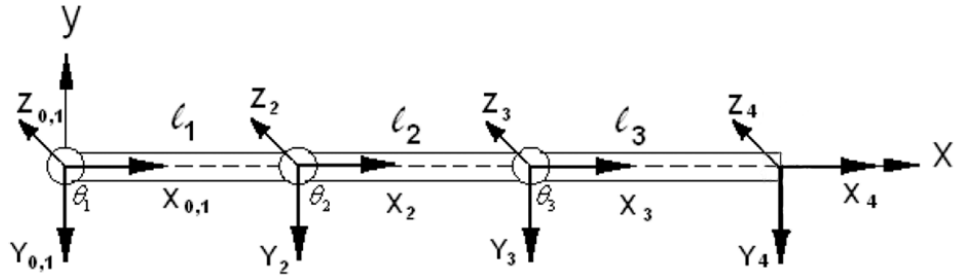
Şekil 4.4 Eklemlerin dönme yönüne  $Z_i$  eksenlerinin yerleştirilmesi.

Üçüncü adımda uzuv boyunca uzanan ve Z eksenine dik olan X eksenleri yerleştirilir.



Şekil 4.5 Eklemlere uzuv boyunca X ekseninin yerleştirilmesi.

Dördüncü adımda Y eksenleri Sağ El kuralına göre yerleştirilir.



Şekil 4.6 XYZ koordinat sistemlerinin eklemlere yerleştirilmesi.

Koordinat sistemleri eklemlere yerleştirilerek D-H değişkenleri belirlenir ve tabloya yazılır [36].

D-H değişkenlerinden sabit olan parametreler belirlenir.  $Z_{0,1}, Z_2, Z_3, ve Z_4$  eksenlerinin dönme yönleri aynı olduğundan  $\alpha_0, \alpha_1, \alpha_2 ve \alpha_3$  açıları  $0^\circ$ 'dir.  $Z_0$  ile  $Z_1$  arasında  $X_1$  boyunca uzanan herhangi bir bağ uzunluğu olmadığından  $a_0 = 0^\circ$ 'dir [36].

**Çizelge 4.1** D-H değişkenlerinin belirlenmesi.

Eksen Numarası	D-H Değişkenleri				Ekleme Değişkenleri
i	$\alpha_{i-1}$	$a_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$	$\theta_i$
1	0	0	0	$\theta_1$	$\theta_1$
2	0	$l_1$ Z <sub>1</sub> ile Z <sub>2</sub> arası	0	$\theta_2$	$\theta_2$
3	0	$l_2$	0	$\theta_3$	$\theta_3$
4	0	$l_3$	0	0	0

Elde edilen tabloya göre her ekleme ait değişkenler, aşağıdaki genel matriste yerine konularak dönüşüm matrisleri bulunur [36].

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ \sin\theta_i \cos\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \cos\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1}d_i \\ \sin\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Birinci eklem için dönüşüm matrisi

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & a_0 \\ \sin\theta_1 \cos\alpha_0 & \cos\theta_1 \cos\alpha_0 & -\sin\alpha_0 & -\sin\alpha_0 d_1 \\ \sin\theta_1 \sin\alpha_0 & \cos\theta_1 \sin\alpha_0 & \cos\alpha_0 & \cos\alpha_0 d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1T_2 = \begin{bmatrix} c\theta_1 & -s\theta_1 & 0 & 0 \\ s\theta_1 & c\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

İkinci eklem için dönüşüm matrisi

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & a_1 \\ \sin\theta_2 \cos\alpha_1 & \cos\theta_2 \cos\alpha_1 & -\sin\alpha_1 & -\sin\alpha_1 d_2 \\ \sin\theta_2 \sin\alpha_1 & \cos\theta_2 \sin\alpha_1 & \cos\alpha_1 & \cos\alpha_1 d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} c\theta_2 & -s\theta_2 & 0 & l_1 \\ s\theta_2 & c\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Üçüncü eklem için dönüşüm matrisi

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & a_2 \\ \sin\theta_3 \cos\alpha_2 & \cos\theta_3 \cos\alpha_2 & -\sin\alpha_2 & -\sin\alpha_2 d_3 \\ \sin\theta_3 \sin\alpha_2 & \cos\theta_3 \sin\alpha_2 & \cos\alpha_2 & \cos\alpha_2 d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} c\theta_3 & -s\theta_3 & 0 & l_2 \\ s\theta_3 & c\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dördüncü eklem için dönüşüm matrisi

$${}^3_4T = \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & -\sin\theta_4 & 0 & a_3 \\ \sin\theta_4 \cos\alpha_3 & \cos\theta_4 \cos\alpha_3 & -\sin\alpha_3 & -\sin\alpha_3 d_4 \\ \sin\theta_4 \sin\alpha_3 & \cos\theta_4 \sin\alpha_3 & \cos\alpha_3 & \cos\alpha_3 d_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_4T = \begin{bmatrix} c\theta_4 & -s\theta_4 & 0 & l_3 \\ s\theta_4 & c\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Manipülatöre ait dönüşüm matrisi, elde edilen dört ekleme ait dönüşüm matrislerinin birbirleriyle çarpılmasıyla elde edilir.

$${}^0_4T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T$$

$${}^0_4T = \begin{bmatrix} c\theta_1 & -s\theta_1 & 0 & 0 \\ s\theta_1 & c\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\theta_2 & -s\theta_2 & 0 & l_1 \\ s\theta_2 & c\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\theta_3 & -s\theta_3 & 0 & l_2 \\ s\theta_3 & c\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} c(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 - s(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3 & -s(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 + c(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3 & 0 \\ s(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 + c(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3 & c(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 - s(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} l_3(c(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 - s(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3) + l_2c(\theta_1 + \theta_2) + l_1c\theta_1 \\ l_3(s(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 + c(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3) + l_2s(\theta_1 + \theta_2) + l_1s\theta_1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$(c(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 - s(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3) = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$(s(\theta_1 + \theta_2)c\theta_3 + c(\theta_1 + \theta_2)s\theta_3) = \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

Elde edilen dönüşüm vektörünün konum matrisinden

$$P_x = l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos \theta_1$$

$$P_y = l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin \theta_1$$

denklemleri elde edilir.

#### 4.4 Parmak Mekanizması İleri Yön Kinematığının Bilgisayar Destekli Hesabı ve Hareket Sahasının Belirlenmesi

İleri yön kinematığının bilgisayar ortamında hesaplanması için Matlab programı kullanılmıştır. Elde edilen dönüşüm vektörünün konum matrisinden

$$P_x = l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \cos \theta_1$$

$$P_y = l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin \theta_1$$

denklemleri kullanılarak 3 uzuvlu düzlemsel manipülatörün konum analizi yapılmış ve hareket sahası grafiği oluşturulmuştur. Sayısal hesaplar doğrulandıktan sonra ara yüz programı tasarlanarak manipülatörün konum analizini veren uygulama programı yapılmıştır. Program kodları aşağıdaki gibidir.

```
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)

% Bedrettin COŞKUN - Kinematik Hesap

% number1=teta1
% number2=teta2
% number3=teta3
% number4=L1
% number5=L2
% number6=L3

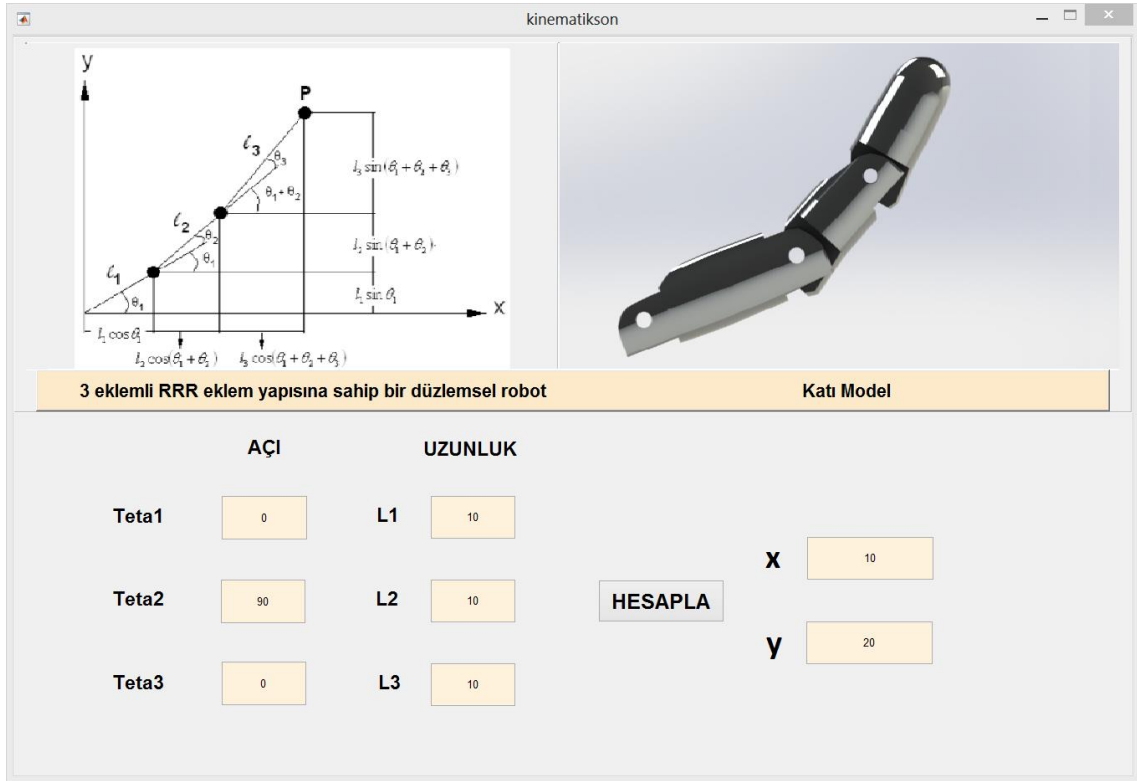
number1=str2double(get(handles.edit1,'string'));
number2=str2double(get(handles.edit2,'string'));
number3=str2double(get(handles.edit3,'string'));
number4=str2double(get(handles.edit4,'string'));
number5=str2double(get(handles.edit5,'string'));
number6=str2double(get(handles.edit6,'string'));

number7=(number5)*(cosd(number1)*cosd(number2) -
sind(number1)*sind(number2)) + (number4)*cosd(number1) +
(number6)*(cosd(number3)*(cosd(number1)*cosd(number2) -
sind(number1)*sind(number2)) -
sind(number3)*(cosd(number1)*sind(number2) +
cosd(number2)*sind(number1)))

number8=(number5)*(cosd(number1)*sind(number2) +
cosd(number2)*sind(number1)) + (number4)*sind(number1) +
(number6)*(cosd(number3)*(cosd(number1)*sind(number2) +
cosd(number2)*sind(number1)) +
sind(number3)*(cosd(number1)*cosd(number2) -
sind(number1)*sind(number2)))

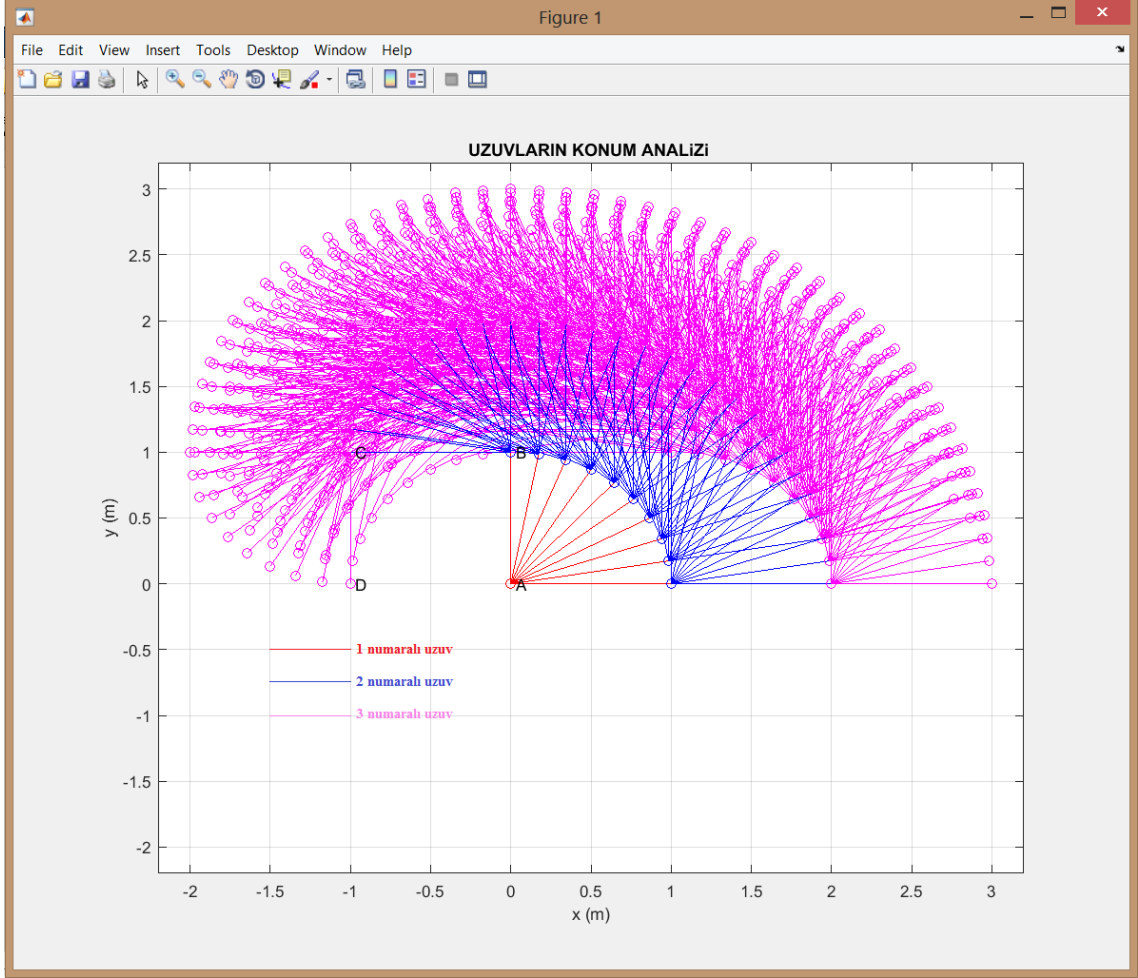
set(handles.edit7,'string',number7);
```

```
set(handles.edit8,'string',number8);
```



Şekil 4.7 Konum analizi için arayüz programı.

Manipülâtörün hareket sahası belirlenirken uzuv uzunlukları eşit ve 1m. olarak referans alınmıştır. Uzuvlar arasındaki açı  $0^{\circ} - 90^{\circ}$  açı aralığında hareket edebilecek şekilde sınırlandırılmıştır.



Şekil 4.8 Parmak mekanizmasının hareket sahası grafiği.

#### 4.5 Parmak Modelinin CAD Tasarımı ve Kinematik Hesaplamaları

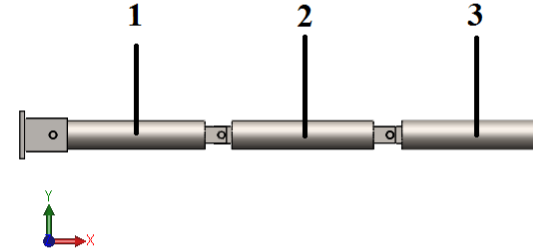
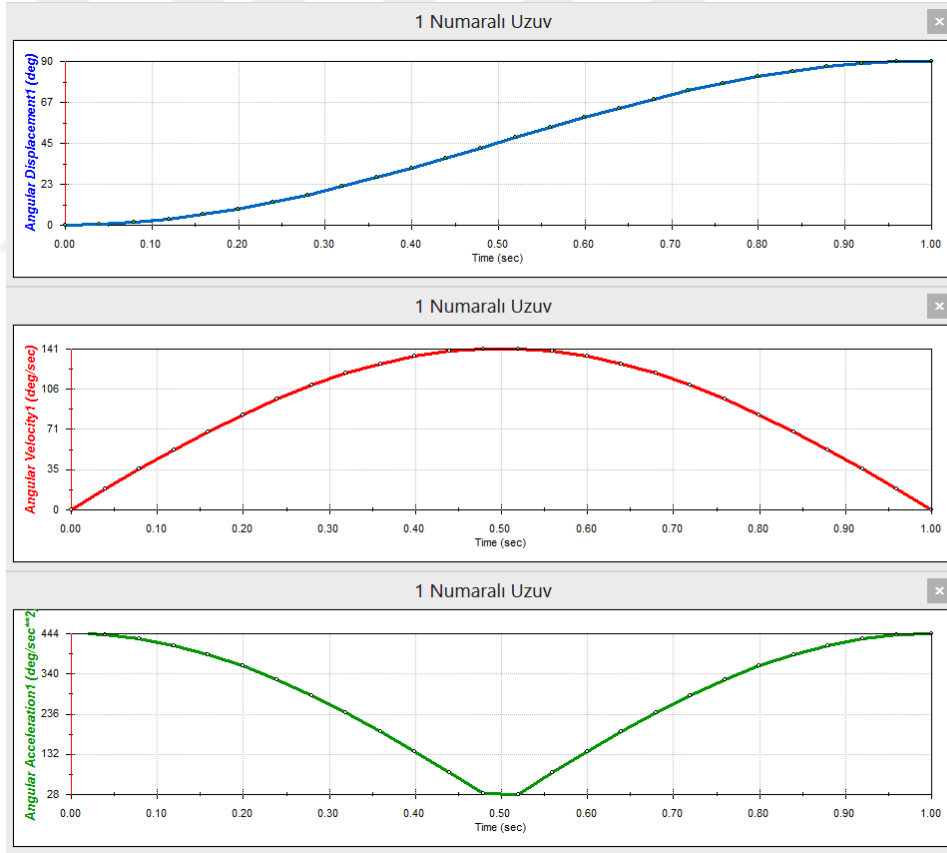
Manipülörlerin kinematik analizlerinin sayısal olarak hesaplanmasında yaşanan işlem zorlukları sebebiyle CAD ile parmak tasarımı şematik olarak çizildikten sonra gerekli açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme grafikleri oluşturulmuştur.

Eklemler arasında  $90^\circ$ 'lik hareket açısı belirlenmiş, 0.5 hz. frekansa sahip motor kullanılmış ve 1 saniye çalışma süresi kabul alınmıştır.

Her bir uzvun açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme grafikleri hesaplanmıştır.

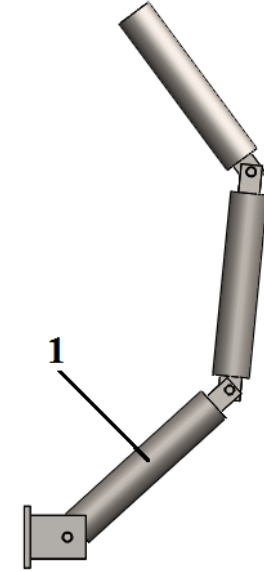
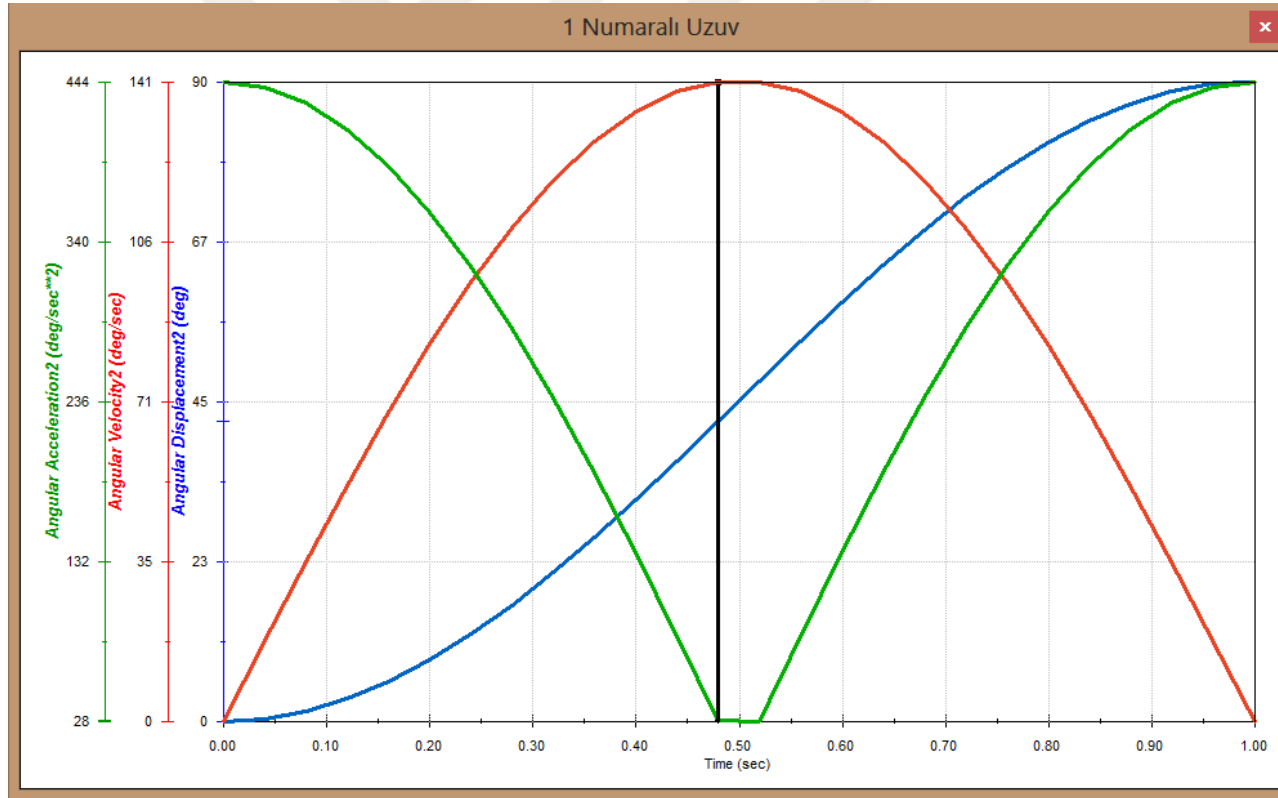
Kinematik analiz eğrileri tek bir grafikte birleştirilmiştir.

Uzuvların açısal yer değişimi, açısal hız değişimi ve açısal ivme değişimi eğrileri aynı grafiklerde birleştirilerek sayısal değerleri karşılaştırılmıştır.



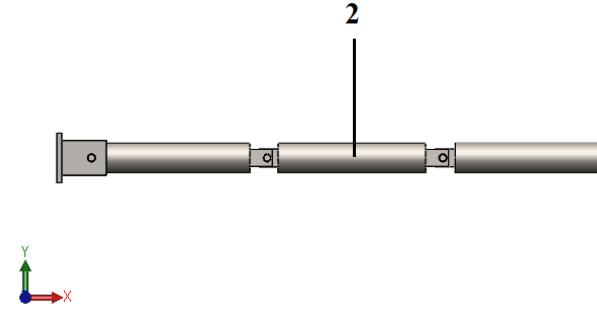
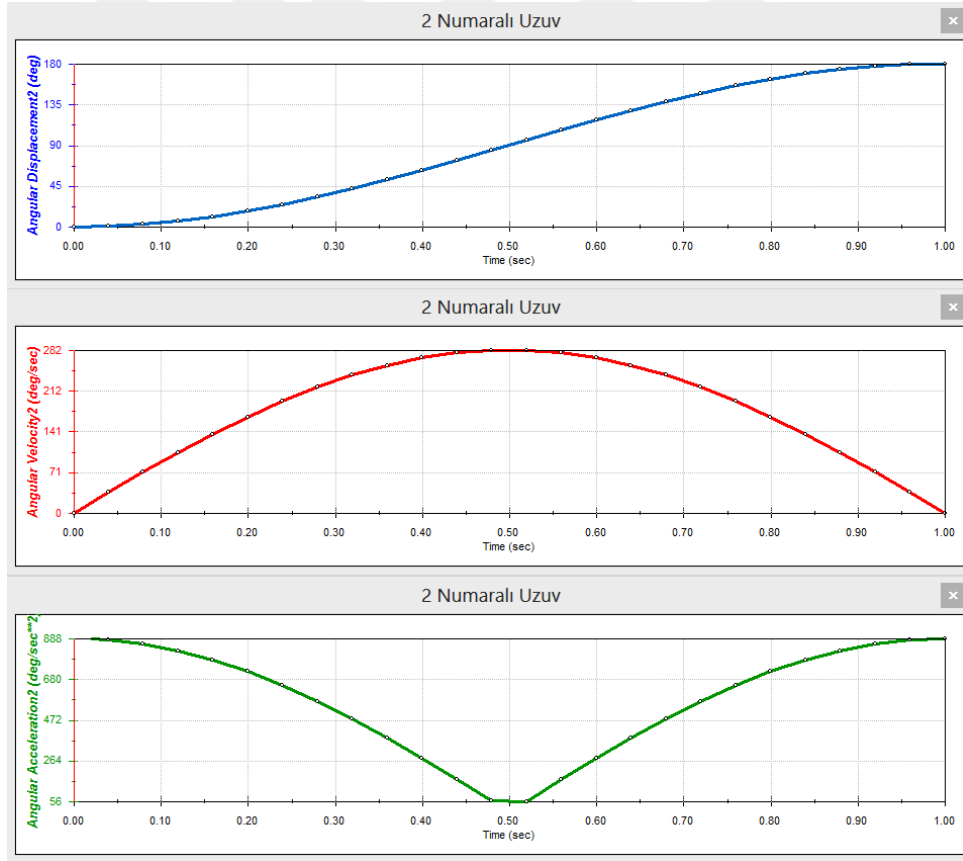
1 numaralı uzuv  $0^{\circ}$ - $90^{\circ}$  açısai yer değıştirme hareket sahasına sahiptir ve bu yer değıştirme hareketini 1 saniyede tamamlamıştır. 1 numaralı uzuv, 1 saniyedeki konum değışimini gerçekleştirirken açısai yer değıştirme süresinin yarısına kadar hızlanan bir hareket sergilemiştir. 0.5'inci saniyede maksimum hıza ulaşmış ve 1. saniyedeki durma noktasına gelene kadar yavaşlayan bir hareket sergilemiştir.

**şekil 4.9** 1 numaralı uzvun açısai yer değıştirme, açısai hız ve açısai ivme grafiği.



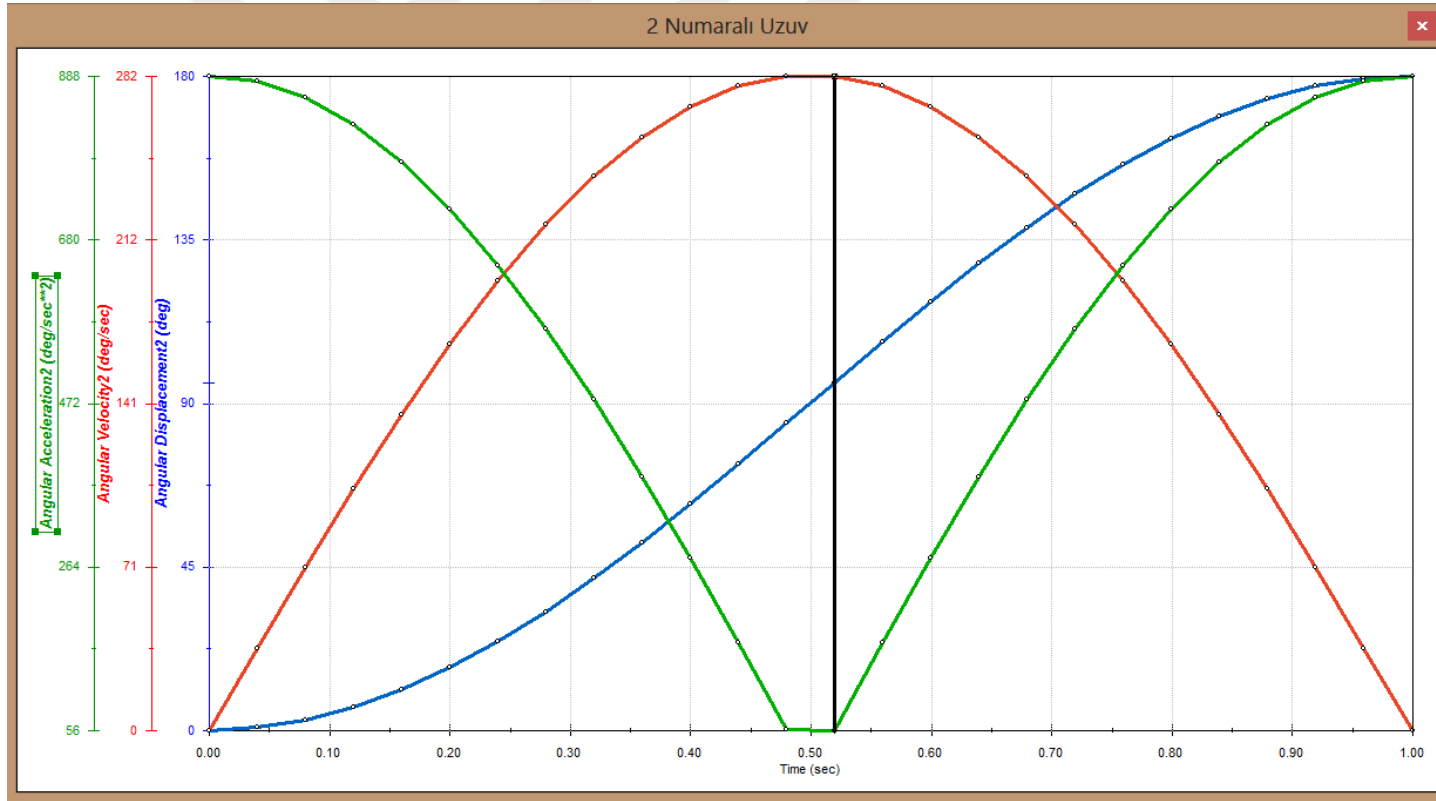
Açısal ivme büyüklüğü eğrisinin 0.5'inci saniyede, yani açısal yer değiştirme miktarının yarısında ve hızın maksimum olduğu noktada ters yöne dönerek artmasının sebebi, maksimum hıza ulaşmış uzvu durdurmak için gerekli olan maksimum ivme büyüklüğüne ihtiyaç duymasındır.

**Şekil 4.10** 1 numaralı uzvun açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme grafiğinin tek grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli.



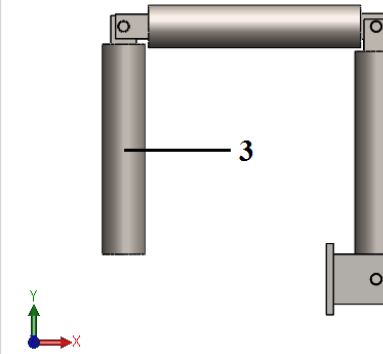
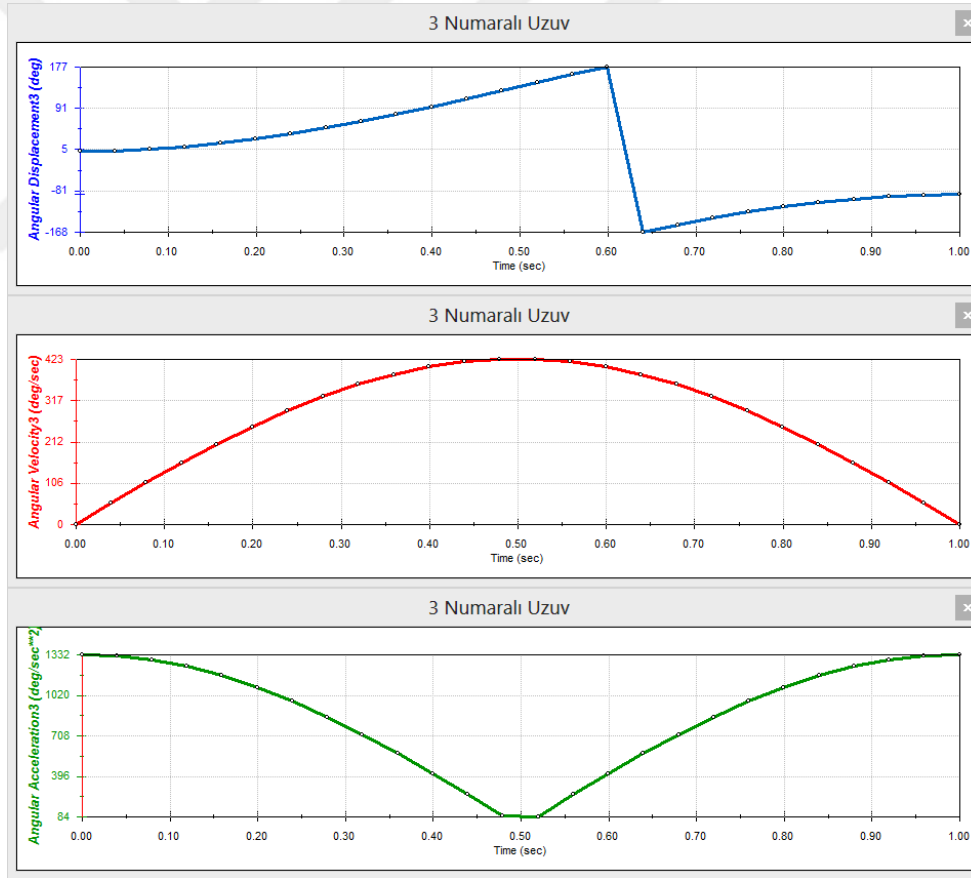
2 numaralı uzuv  $0^{\circ}$ - $180^{\circ}$  açısai yer değıştirme hareket sahasına sahiptir ve bu yer değıştirme hareketini 1 saniyede tamamlamıştır. 2 numaralı uzuv, 1 saniyedeki konum değışimini gerçekleştirirken açısai yer değıştirme süresinin yarısına kadar hızlanan bir hareket sergilemiştir. 0.5'inci saniyede maksimum hıza ulaşmış ve 1. saniyedeki durma noktasına gelene kadar yavaşlayan bir hareket sergilemiştir.

**şekil 4.11** 2 numaralı uzvun açısai yer değıştirme, açısai hız ve açısai ivme grafiği.



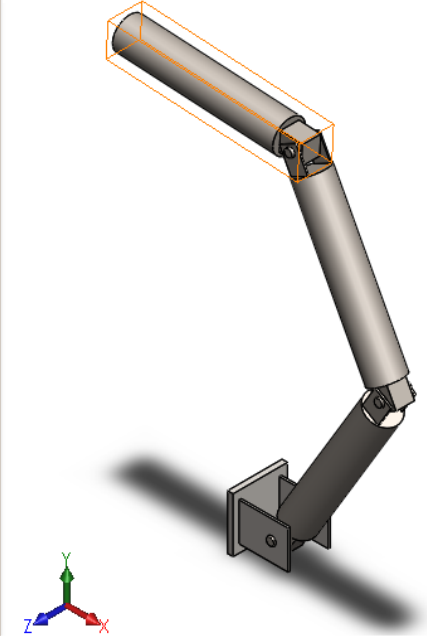
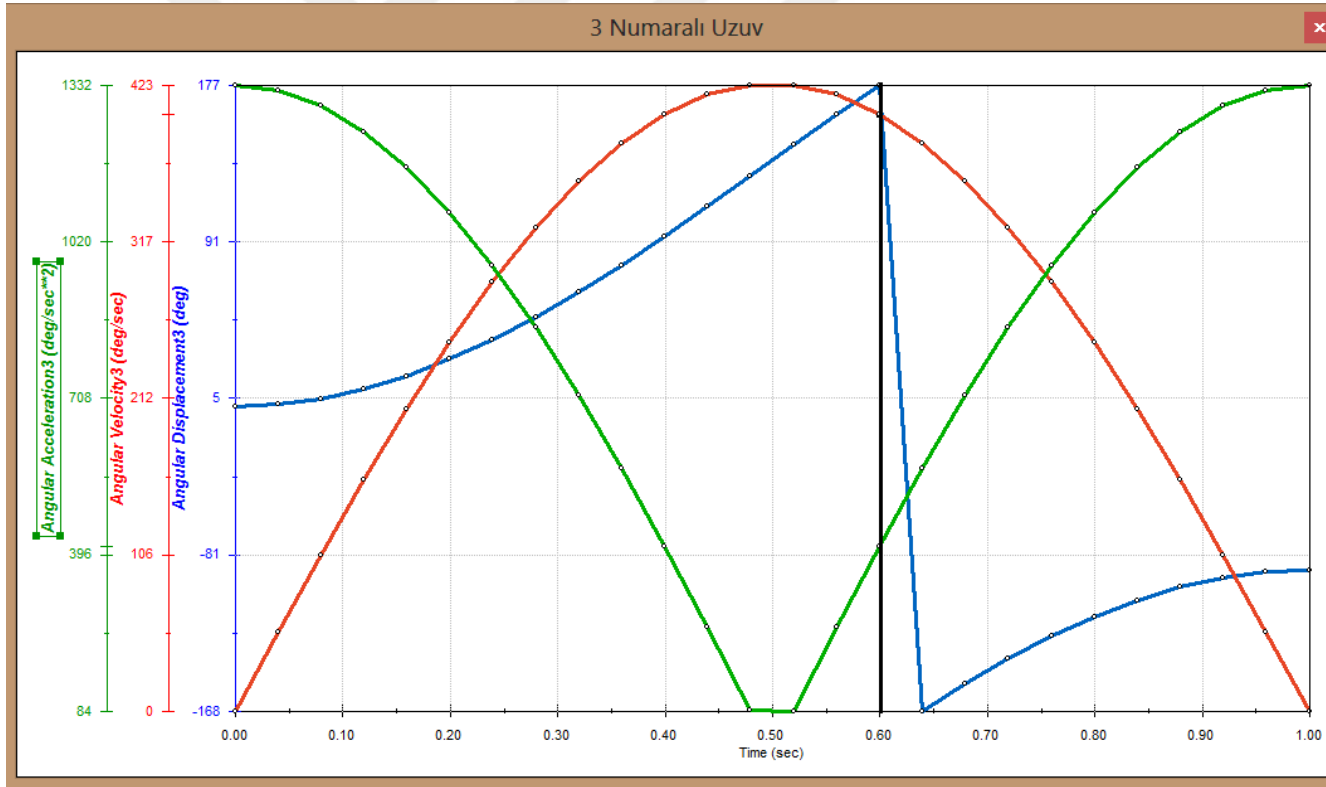
Açısal ivme büyüklüğü eğrisinin 0.5'inci saniyede, yani açısal yer değiştirme miktarının yarısında ve hızın maksimum olduğu noktada ters yöne dönerek artmasının sebebi, maksimum hıza ulaşmış uzvu durdurmak için gerekli olan maksimum ivme büyüklüğüne ihtiyaç duymasındır.

**Şekil 4.12** 2 numaralı uzvun açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme grafiğinin tek grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli.



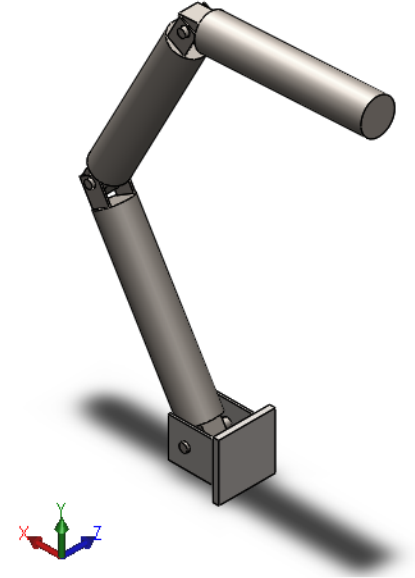
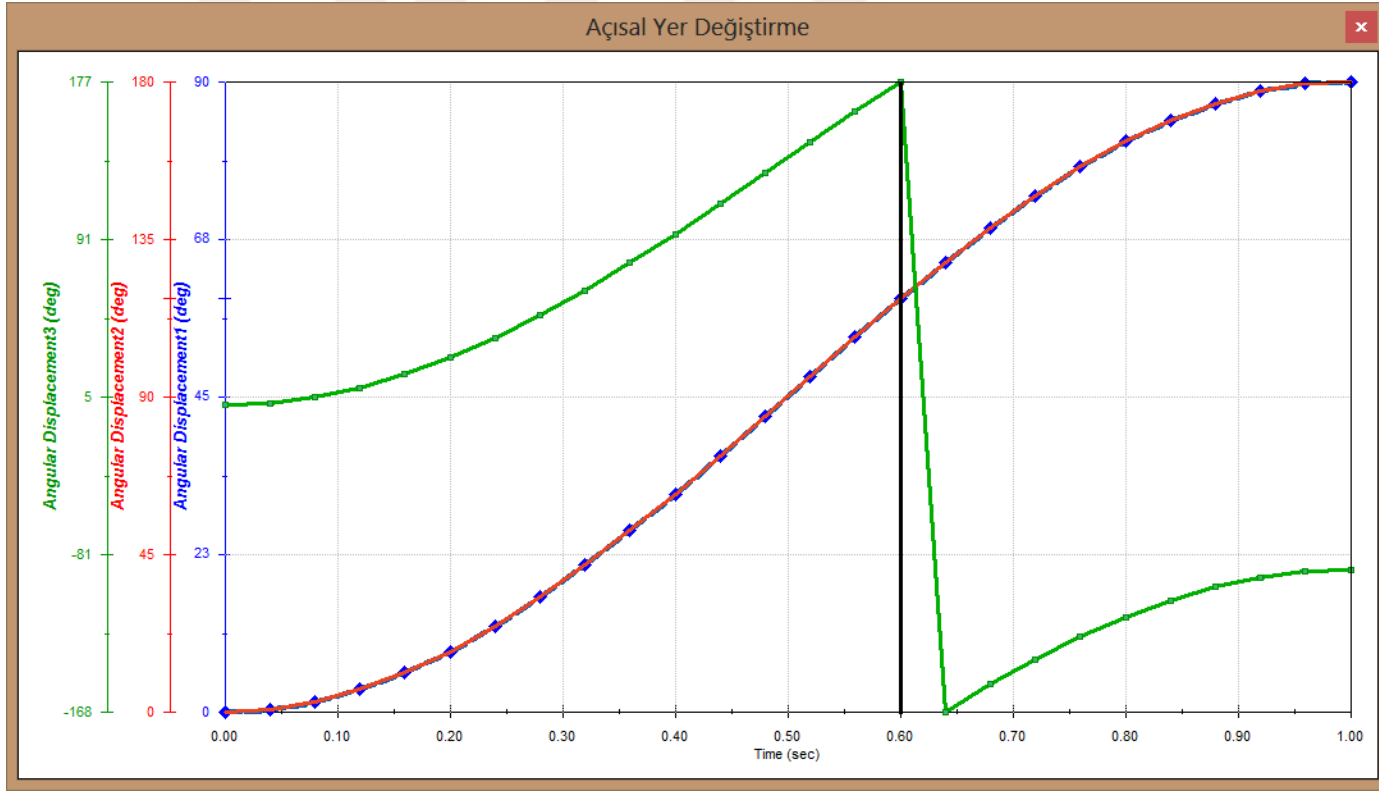
3 numaralı uzuv  $0^{\circ}$ - $90^{\circ}$  açısıl yer değiştirme hareket sahasına sahiptir ve bu yer değiştirme hareketini 1 saniyede tamamlamıştır. 3 numaralı uzuv, 1 saniyedeki konum değişimini gerçekleştirirken açısıl yer değiştirme suresinin yarısına kadar hızlanan bir hareket sergilemiştir. 0.5'inci saniyede maksimum hıza ulaşmış ve 1. saniyedeki durma noktasına gelene kadar yavaşlayan bir hareket sergilemiştir.

**şekil 4.13** 3 numaralı uzvun açısıl yer değiştirme, açısıl hız ve açısıl ivme grafiği.

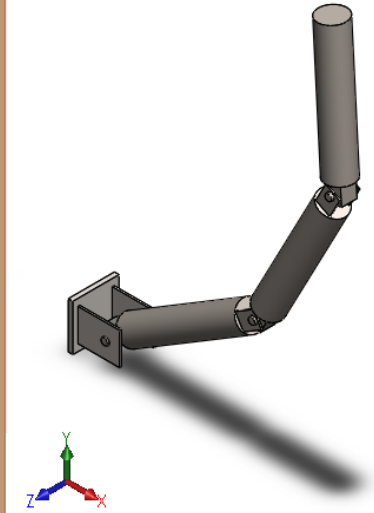
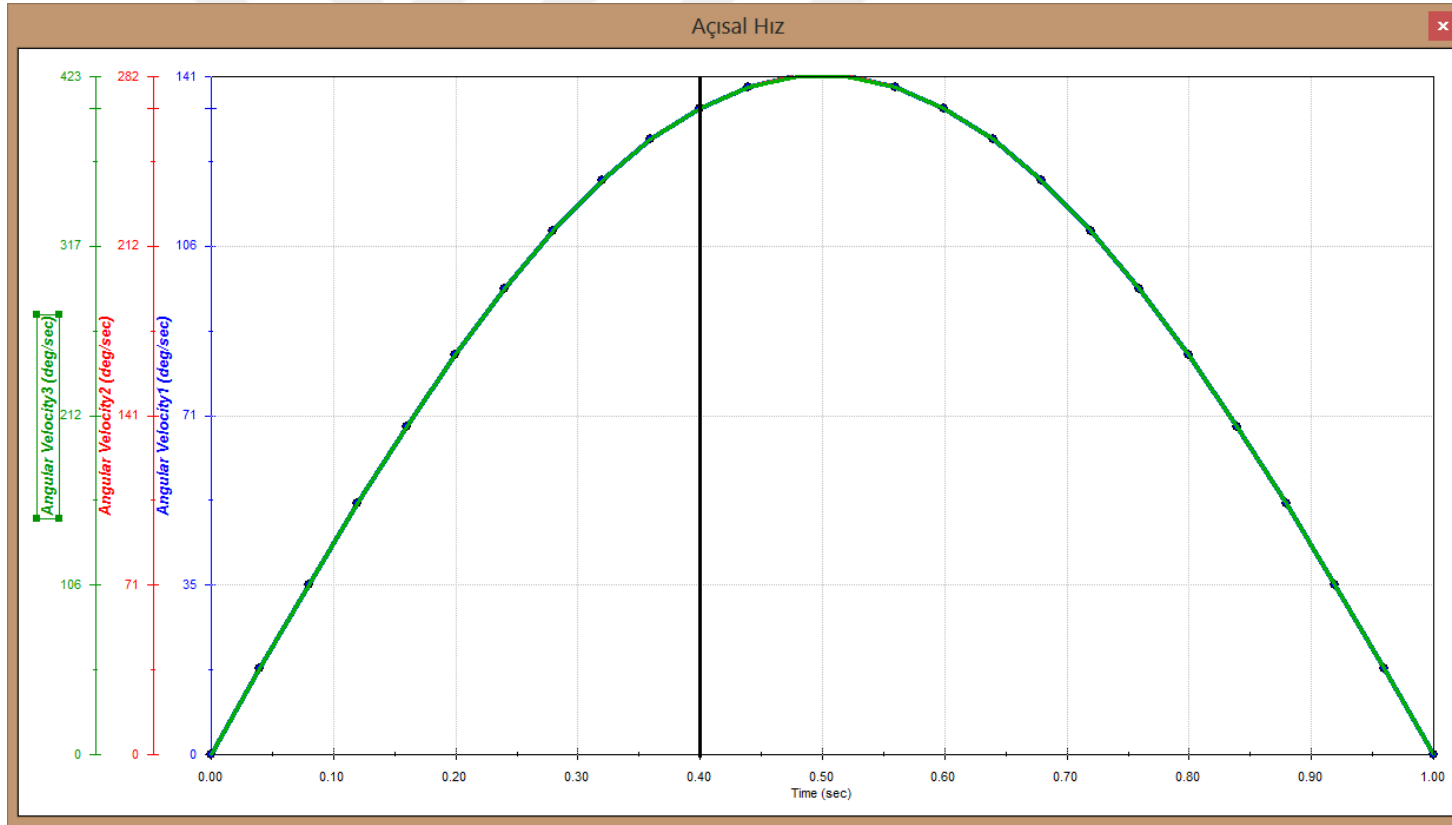


Açısal ivme büyüklüğü eğrisinin 0.5'inci saniyede, yani açısal yer değiştirme miktarının yarısında ve hızın maksimum olduğu noktada ters yöne dönerek artmasının sebebi, maksimum hıza ulaşmış uzvu durdurmak için gerekli olan maksimum ivme büyüklüğüne ihtiyaç duymasındır. 3 numaralı uzvun açısal yer değiştirme eğrisinin 0.6'ncı saniyede ters yöne dönmesinin sebebi, 0°-180°'lik bir açısal yer değiştirme hareketinden sonra uzvun gerçekleştirdiği 90°'lik açısal yer değiştirme hareketinin negatif yönde olmasıdır.

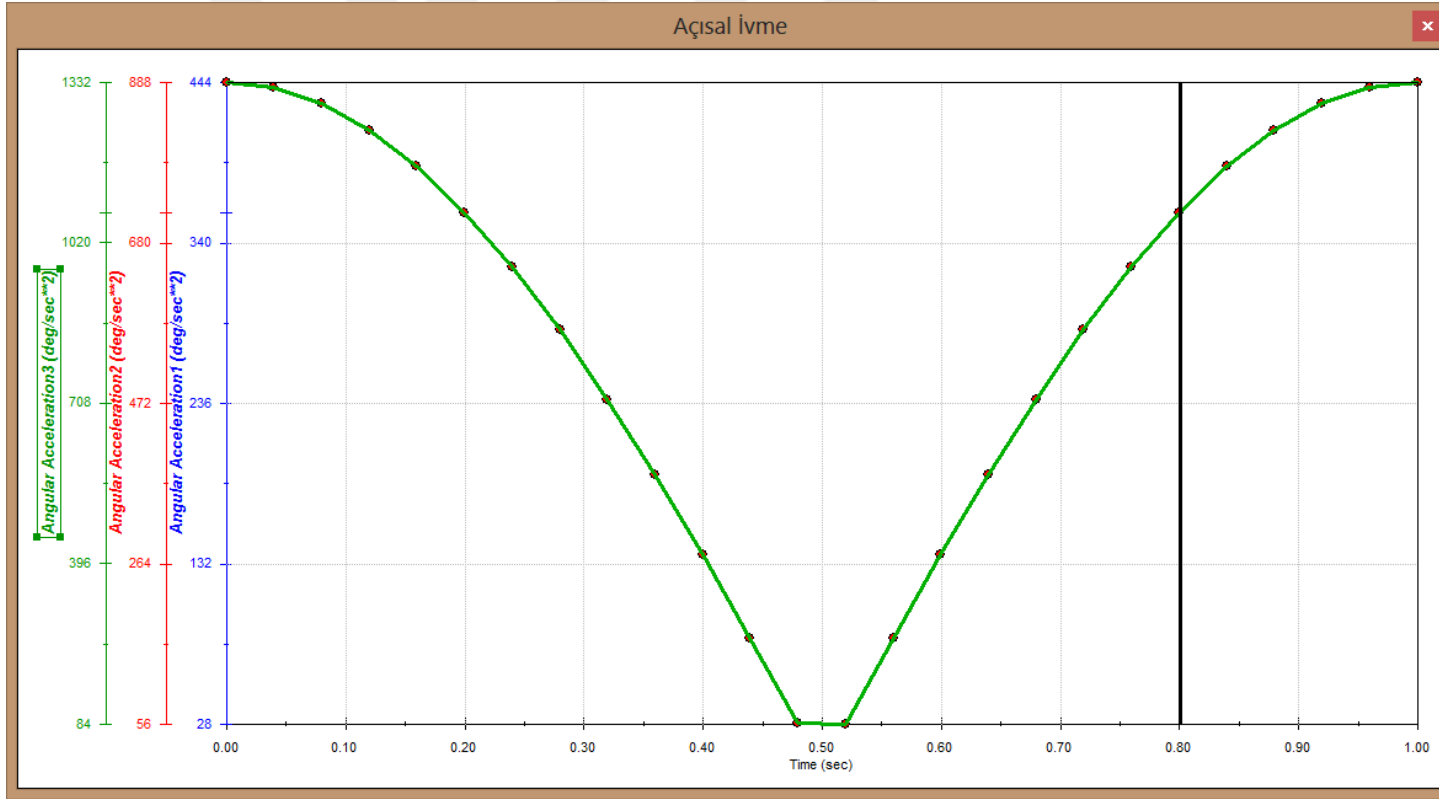
Şekil 4.14 3 numaralı uzvun açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme grafiğinin tek grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli.



Şekil 4.15 Uzuvarların açısai yer değıştirme eğrilerinin tek bir grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli.



Şekil 4.16 Uzuvların açısal hız değişimi eğrilerinin tek bir grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli.



Şekil 4.17 Uzunların açısal ivme değişimi eğrilerinin tek bir grafikte gösterimi ve belirlenen zamandaki konum görseli.

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada, rehabilitasyon egzersizlerini kolaylaştırmak için giydirilebilir biyomekanik parmak mekanizması aracılığıyla yeni bir fizik tedavi cihazı geliştirilmiştir.

Çalışma başlangıcında tıp fakültesi fizik tedavi AD. ile yapılan görüşmeler neticesinde, el yaralanması geçirmiş hastalarda rehabilitasyon amaçlı parmak egzersizlerinin yapılmasını sağlayacak bir cihazın ihtiyaç olduğu tespit edilmiştir. Gerekli araştırma ve çalışmalar yapıldıktan sonra mekanizma tasarımı ve cihaz üretimi gerçekleştirilmiştir.

Daha önceki çalışmalarda, benzeri cihazların karmaşıklığı göz önünde bulundurularak, tasarımdaki karmaşıklık minimum seviyeye indirgenmiştir. Hasta parmaklarının boyutlarının değişkenlik göstermesi ve cerrahi müdahale sonucu ortaya çıkan şişlikler sebebiyle universal bir dış iskelet tasarımı yapılamayacağı anlaşılmıştır. Bu nedenle, her hastaya özel tasarım sağlayacak kalıp alma yöntemi uygulanarak CAD ile dış iskelet tasarımı gerçekleştirilmiştir. Bu tasarım 3D yazıcı ile üretilerek hasta parmağına uygun prototip haline getirilmiştir.

Cihazın elektronik sistem platformu ise universal olarak kullanılabilir. Tahrik sisteminde, hareket açısının belirlenmesindeki hassasiyet parametrelerinin önem arz etmesi sebebiyle servo motor tercih edilmiştir. Kullanılan kontrol kartı ise boyut olarak küçük olması, diğer kontrol kartları ile arasında fazla fiyat farkı olmaması ve motor kontrolünde stabil kontrol imkanı sunması nedeniyle tercih edilmiştir. Servo motorun konum ve hız parametrelerinin, kendi ara yüzü ile kolayca kontrol edilebilmesine olanak sağlayan bu sürücü kartı, kullanıcıya kolaylık sağlamaktadır.

İnsan eli için eklemsiz tendon tahrikli 3 serbestlik dereceli bir dış iskelet sistemi olarak tasarlanan uzuv yapısının kinematik performansı, günlük yaşamdaki aktiviteler için gerekli olan bir eklem yaptığı açılarla karşılaştırılarak (ROM) doğrulanmıştır. Bu çalışmada tek parmak için yapılan dış iskelet tasarımı, ilerleyen çalışmalarda diğer parmaklara da uygulanarak uygun yazılım ve konstrüksiyon ile engelli bireyler için parmaklarını kullanabilme yetisini kazanmalarını sağlayacaktır.

Cihazın maliyeti benzerleri ile karşılaştırıldığında çok daha avantajlıdır. Üretim malzemesi olarak, piyasada kolaylıkla bulunabilen 3D yazıcı filamentleri tercih edilmiştir. Esnek filament kullanılması sebebiyle, dış iskeletin önceki yapılan çalışmalara göre daha ergonomik olması sağlanmıştır. Elektronik sisteminde kullanılan motor ve sürücü kartları, kolay temin edilebilmektedir.

Üretilen cihaz, sağlıklı bir denek üzerinde denenmiş ve istenilen hareketleri gerçekleştirdiği görülmüştür. Rehabilitasyon sürecinde hasta ve hekim birlikteliği zorunluluktan çıkarılarak hastanın tedavi sürecinin kolaylaştırılması sağlanmıştır. Bu çalışma ile tedavi sürecinde hastane masraflarında azalma sağlanmış, kamu ve kişisel bütçeye katkısı olmuştur. Proje tamamlandıktan sonra tasarlanan cihazın ve giydirilebilir mekanizmanın hastalar üzerinde denenmesi, etik kurul kararı alınarak ayrı bir klinik çalışma olarak planlanmıştır.




## KAYNAKLAR

- [1] Hasegawa, Y., Mikami, Y., Watanabe, K., Firouzimehr, Z., Sankai, Y. (2008). Wearable handling support system for paralyzed patient. *In 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS* (pp. 741–746).
- [2] Rahman, M. A., Al-Jumaily, A. (2012). Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation following stroke. *In Procedia Engineering*, (Vol. 41, pp. 1028–1034).
- [3] Chiri, A., Cempini, M., De Rossi, S. M. M., Lenzi, T., Giovacchini, F., Vitiello, N., Carrozza, M. C. (2012). On the design of ergonomic wearable robotic devices for motion assistance and rehabilitation. *In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS* (pp. 6124–6127).
- [4] Cempini, M., Marzegan, A., Rabuffetti, M., Cortese, M., Vitiello, N., Ferrarin, M. (2014). Analysis of relative displacement between the HX wearable robotic exoskeleton and the user's hand. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 147.
- [5] Iqbal, J., Khan, H., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2014). A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation - Conceptualization to prototyping. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 34(2), 79–89.
- [6] Zhang, F., Hua L., Fu, Y., Chen H., Wang, S. (2014). Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *Mechanism and Machine Theory* 73, 103–116.
- [7] Leonardis, D., Barsotti, M., Loconsole, C., Solazzi, M., Troncossi, M., Mazzotti, C., Frisoli, A. (2015). An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. *IEEE Transactions on Haptics*, 8(2), 140–151.
- [8] Yang, J., Xie, H., Shi, J. (2016). A novel motion-coupling design for a jointless tendon-driven finger exoskeleton for rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory*, 99, 83–102.
- [9] Bataller, A., Cabrera, J. A., Clavijo, M., Castillo, J. J. (2016). Evolutionary synthesis of mechanisms applied to the design of an exoskeleton for finger rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory*, 105, 31–433.
- [10] Jo, I., Bae, J. (2017). Design and control of a wearable and force-controllable hand exoskeleton system. *Mechatronics*, 41, 90–101.
- [11] Diccio, M., Lucas, L., Matsuoka, Y., & Engineering, M. (2004). Comparison of Control Strategies for an EMG Controlled Orthotic Exoskeleton for the Hand. *International Conference on Robotics and Automation*, April, 1622–1627.
- [12] Atasoy, A., Kuchimov, S., Toptas, E., Kaplanoglu, E., Takka, S., & Ozkan, M. (2014). Finger Design For Anthropomorphic Prosthetic Hands. *NATIONAL BIOMEDICAL ENGINEERING MEETING (BIYOMUT)*. In 2014 18TH
- [13] Gürbüz H. (2003). El parmak eklemlerinin hareket kapasitelerinin inklinometrik yöntemle ölçümü. *TÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, (Doktora Tezi), 67s, Edirne.
- [14] Jenkins, M., Bamberger, H. B., Black, L., Nowinski, R. (1998). Thumb joint flexion. *Journal of Hand Surgery*, 23 B(6), 796–797.
- [15] Url-2  
<<http://www.danmicglobal.com/images/products/detail/FingerGoniometer6inches.jpg>>, alındığı tarih: 29.04.2017.
- [16] Tubiana R. (1981). Architecture and functions of the hand. *In: Tubiana R, editor. The Hand. Philadelphia: Saunders*, 19-93.

- [17] **Sobotta, J., Putz, R., & Pabst, R.** (2007). Anatomie des Menschen. Der komplette Atlas in einem Band ; allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, innere Organe, Neuroanatomie, 22. Auflage 2007.
- [18] **Liu, M. J., Xiong, C. H., Xiong, L., & Huang, X. L.** (2016). Biomechanical characteristics of hand coordination in grasping activities of daily living, *PLoS ONE*, 11(1).
- [19] **Arslan, Y.Z.** (2003). İnsan Eli Modelinin Kinematik ve Dinamik Analizi. *Ulusal Makine Teorisi ve Sempozyumu*, Gazi Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, 4-6 Eylül, Ankara.
- [20] **Arıncı K., Elhan A.** (2006). Anatomi 1. Cilt. *Güneş Kitabevi*, 856s, Ankara
- [21] **Strickland JW.** (1989). Biologic rationale, clinical application and results of early motion following flexor tendon repair. *J Hand Therapy*, April- June, 71-82.
- [22] **Stewart KM.** (1992). Tendon Injuries, Concepts in Hand Rehabilitation. *FA Davis Company*. 353-92, Philadelphia.
- [23] **Van Strien G.** (1990). Postoperative management of flexor tendon injuries. In *Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ, Callahan AD (Editors): Rehabilitation of the Hand*, CV Mosby, 390-409, St Louis.
- [24] **Gelberman RH, WOO SL-Y.** (1989). The physiological basis of application of controlled stress in the rehabilitation of flexor tendon injuries. *J Hand Ther* ,2:66-70.
- [25] **Bayr O, Polatkan O, Polatkan S.** (1993). Fleksör tendon yaralanmaları rehabilitasyonunda Modifiye Duran Yöntemi. *El Cerrahisi ve Mikrocerrahi dergisi*, 1: 22-5.
- [26] **Kleinert HE, Gill T, Schlafy B.** (1988). Primary repair of flexor tendons. In *Tubiana R ( Ed): The Hand, WB Saunders*, 199-212, Philadelphia.
- [27] **Cullen KW, Tolhurst P, Lang, Page RE.** (1989). Flexor tendon repair in zone 2 followed by controlled active mobilisation. *J Hand Surg (Br)*, 14B:4:392-5.
- [28] **Orhun E, Polatkan S.** (1999). Repair of zone 2 flexor pollicis longus lacerations in children. *J Hand Surg (Br)*, 24:54-5.
- [29] **Kuran B.** (2004). El Rehabilitasyonu. In *Tıbbi Rehabilitasyon eds. Oğuz H, Dursun E, Dursun N. Nobel Tıp. Kitabevi*, S. 891-919, İstanbul.
- [30] **Tubiana R.** (1988). Lesions of the extensor tendons. In *Tubiana* ,73-4.
- [31] **Evans RB, Burkhalter WE.** (1986). A study of dynamic anatomy of extensor tendons and implications for treatment. *J Hand Surg 11-A*, 774-9.
- [32] **Chow JA, Dovel S, Thomes J, Ho PK, Saldana J.** (1989). A comparison of results of extensor tendon repair followed by early controlled mobilisation versus static immobilisation. *J Hand Surg (Br)*, 14 B:18-20.
- [33] **Kerr CD, Burczak JR.** (1989). Dynamic traction after extensor tendon repair in zones 6, 7 and 8: A retrospective study. *J. Hand Surg (Br)*, 14 B:21-2.
- [34] **Kurtuluş K.** (2014). Yeni Nesil Aljinat Mikser Tasarımı. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, (Yüksek Lisans Tezi). 99s, Isparta.
- [35] **Frey, G., Lu,h.** (2005). Effect of Mixing Methods on Mechanical Properties of Alginate Impression Materials. *Journal of Prosthodontics*, 14(4), 221–225.
- [36] **Küçük S., Bingul Z.** (2015). Robot Kinematiği. *Umuttepe Yayınevi*, 352s, İstanbul.

## ÖZGEÇMİŞ

### **Kişisel Bilgiler**

Adı Soyadı	Bedrettin COŞKUN	
Doğum Yeri ve Tarihi	Kangal, 23/03/1987	
Medeni Hali	Bekar	
Yabancı Dil	İngilizce	
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 58140-Sivas	
E-posta Adresi	<a href="mailto:coskunbedrettin@hotmail.com">coskunbedrettin@hotmail.com</a>	

### **Eğitim ve Akademik Durumu**

Lise	Sivas Selçuk Anadolu Lisesi, 2005
Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi, 2011
Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi, 2012-

### **İş Tecrübesi**

Türk Patent Enstitüsü	Patent Uzman Yardımcısı, 2015
Cumhuriyet Üniversitesi	Araştırma Görevlisi, 2015-