

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

YAPAY DOKUNMA HİSSİ OLUŞTURULMASI VE UYGULAMASI

ÇAĞATAY TAŞDEMİRCİ

KOCAELİ 2022

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

YAPAY DOKUNMA HİSSİ OLUŞTURULMASI VE UYGULAMASI

ÇAĞATAY TAŞDEMİRCİ

PROF. DR. ARIF ÖZKAN

Danışman, **KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**

.....

DOÇ. DR. TALİP ÇELİK

Jüri Üyesi, **KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**

.....

DR. ÖĞR. ÜYESİ İBRAHİM MUTLU

Jüri Üyesi, **KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**

.....

PROF. DR. HALİL ATMACA

Jüri Üyesi, **KOCAELİ SAĞLIK VE TEK. ÜNİ.**

.....

DOÇ. DR. SERDAR BİROĞUL

Jüri Üyesi, **DÜZCE ÜNİVERSİTESİ**

.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 20.10.2022

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ

Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez/proje çalışmada,

- Bu tezin/projenin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu,
- Çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı,
- Bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi,
- Bu çalışmanın Kocaeli Üniversitesi'nin abone olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun olduğunu,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Tezin/Projenin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez/proje çalışması olarak sunmadığımı,

beyan ederim.

Bu tez/proje çalışmasının herhangi bir aşaması hiçbir kurum/kuruluş tarafından maddi/alt yapı desteği ile desteklenmemiştir.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Çağatay TAŞDEMİRCİ

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI

Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/projemin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda belirtilen koşullarla kullanıma açma izninin Kocaeli Üniversitesi'ne verdiğimi beyan ederim. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin/projemin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanımı bana ait olacaktır.

Tezin/projenin kendi özgün çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin/projenin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim kurulu tarafından yayınlanan "***Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge***" kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricinde YÖK Ulusal Tez Merkezi/ Kocaeli Üniversitesi Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

Tezim/projem ile ilgili gizlilik kararı verilmemiştir.

Çağatay TAŞDEMİRCİ

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda benden desteğini esirgemeyen, çalışmalarına yön veren, bana güvenen ve yüreklendiren danışmanım Prof. Dr. Arif ÖZKAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Akademik çalışmalarım sırasında, birçok aşamada beni destekleyen ve yardımcı olan kardeşim Işıl TAŞDEMİRCİ ve görüşleri ile çalışmalarına katkıda bulunan, karşılaştığım her zorlukta desteğini ve zamanını esirgemeyen Doç. Dr. Talip ÇELİK'e teşekkür ediyorum.

Hayatımın her aşamasında sıkıntılarımı ve mutluluklarımı paylaşan, benden desteğini esirgemeyen sevgili ailem Özgen ve Gülay TAŞDEMİRCİ, olaylara bakış açımı ve vizyonumu değiştiren Öykü Roza'ya teşekkürlerimi borç bilirim.

EKİM – 2022

Çağatay TAŞDEMİRCİ



İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ.....	i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI.....	ii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
TABLOLAR DİZİNİ.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ÖZET.....	viii
ABSTRACT.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Protez Çeşitleri.....	3
1.2. Robotik Protezlerin Gelişimi.....	4
1.3. İnsan Elinin Fizyolojisi.....	9
1.4. Sinir Sistemi ve Sinir İletimi.....	15
1.5. Duyular ve Duyu Reseptörleri.....	22
2. MATERYAL METOT.....	32
3. MEKANİK EL PROTEZİ TASARIMI VE ÜRETİMİ.....	35
3.1. Sistemin Kinematik Analizleri.....	37
3.2. Parmak Hareketleri Takibi.....	39
4. YAPAY DOKUNMA HİSSİ.....	44
4.1. Dokunma Hissi Geri Beslemeli Robot.....	47
4.2. Robot Kontrolü.....	50
4.3. Yapay Dokunma Hissi Oluşturulması.....	55
4.4. Kavrama Denemeleri.....	58
4.5. Yapay Dokunma Hissi Bulguları.....	59
5. YAPAY DOKUNMA HİSSİ UYGULAMASI.....	64
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	70
KAYNAKLAR.....	73
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER.....	82
ÖZGEÇMİŞ.....	83

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	DLR Hand II robot eli.....	8
Şekil 1.2.	Prensilia IH2 Azurre robot el.....	9
Şekil 1.3.	Anatomik düzlemler	10
Şekil 1.4.	İnsan eli kemikleri ve eklemleri	11
Şekil 1.5.	Parmak eklemlerini yönlendiren tendonlar.....	12
Şekil 1.6.	Kolajen bir dokunun hiyerarşik yapısı.....	14
Şekil 1.7.	Tendon gerilme gerinim eğrisi.....	15
Şekil 1.8.	Sinir hücresi yapısı	18
Şekil 1.9.	Nöron hücrelerinde iyon iletimi.....	20
Şekil 1.10.	Neron uyarımı ve aksiyon potansiyeli	29
Şekil 1.11.	Tonik ve fazik reseptörlerin uyarılması	30
Şekil 1.12.	Mekhano reseptörler	30
Şekil 2.1.	Çalışmanın genel akış şeması	34
Şekil 3.1.	Tasarlanan el protezi modeli.....	36
Şekil 3.2.	Çapraz (x) bar ve normal bar hareket sistemi.....	37
Şekil 3.3.	Tasarlanan modelin parçaları.....	37
Şekil 3.4.	Üç parçalı parmak protezi koordinat sistemindeki yapısı.....	38
Şekil 3.5.	Kavrama sırasında insan parmak eklemlerin hareketi	40
Şekil 3.6.	Eklem açıları değişimi	41
Şekil 3.7.	İnsan eli ve tasarlanmış protez kavraması	42
Şekil 4.1.	DC-DC booster devresi.....	45
Şekil 4.2.	Kare dalga oluşturan devrenin şeması	46
Şekil 4.3.	Yapay dokunma hissi uyarımı devresi.....	47
Şekil 4.4.	Dört eksenli robot kol	48
Şekil 4.5.	Sistemin akış şeması	49
Şekil 4.6.	DeneySEL kurulumun şematik gösterimi	49
Şekil 4.7.	Leap Motion sensörü ve kavrama hareketi.....	50
Şekil 4.8.	Leap Motion ile el hareketlerinin gösterimi	51
Şekil 4.9.	Arduino ve Processing'in eşzamanlı kullanılması.....	52
Şekil 4.10	Parmakların açık olduğu andaki Processing ekranı	52
Şekil 4.11	Arduino ve Processing'in eşzamanlı kullanılması.....	53
Şekil 4.12	Basınç sensörü yerleştirilmiş robot.....	55
Şekil 4.13.	Sensörün kuvvet direnci değişimi.....	56
Şekil 4.14.	Elektriksel dürtü kullanılarak uygulanan yapay dokunma hissi.....	57
Şekil 4.15	Yapay Dokunma Hissi Sinyal Örneği.....	58
Şekil 4.16	Dönüşen Darbe Sinyali	58
Şekil 4.17.	Farklı obje ve kavrama metotları için kuvvet karşılaştırması.....	60
Şekil 5.1.	Yapay dokunma hissi uygulaması	64
Şekil 5.2.	Sensörlerin protez parmaklara monte edilmesi.....	65
Şekil 5.3.	Protezin el üzerine montajı	65
Şekil 5.4.	İşaret parmağı, protezin kapalı konumu	66
Şekil 5.5.	Kare prizma obje.....	67
Şekil 5.6.	Silindirik obje	67

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Hartenberg parametreleri	38
Tablo 4.1. Kavrama tipine göre uygulanan puan tablosu	59
Tablo 4.2. Joystick ve titreşim yöntemi ikilisi	61
Tablo 4.3. Joystick ve elektriksel uyarı yöntemi ikilisi	61
Tablo 4.4. Görüntü işleme ve titreşim yöntemi ikilisi	62
Tablo 4.5. Görüntü İşleme ve elektriksel uyarı yöntemi ikilisi	62
Tablo 5.1. Kare prizma obje için yapılan denemeler	68
Tablo 5.2. Silindir obje için yapılan denemeler	68



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

g	: Gram
Hz	: Frekans (Hertz)
Kgf	: Kilogram Kuvvet
Na ⁺	: Sodyum İyonu
K ⁺	: Potasyum İyonu
V	: Volt

Kısaltmalar

CMC	: Carpal Metacarpal (Karpal Metakarpal)
CNS	: Central Nervous System (Merkezi Sinir Sistemi)
EKG	: Electrocardiography (Elektrokardiyografi)
EMG	: Electromyography (Elektromiyografi)
FDP	: Flexor Digitorum Profundus (Fleksör Digitorum Profundus)
FDS	: Flexor Digitorum Superficialis (Fleksör Digitorum Superficialis)
DC	: Direct Current (Doğru Akım)
DIP	: Distal Interphalangeal (Distal Inter Falanks Ekleme)
MCP	: Metacarpophalangeal (Metakarpal Falanks Ekleme)
PIP	: Proximal Interphalangeal (Proksimal Inter Falanks Ekleme)
PNS	: Peripheral Nervous System (Periferik Sinir Sistemi)

YAPAY DOKUNMA HİSSİ OLUŞTURULMASI VE UYGULAMASI

ÖZET

Akıllı protezler günlük hayatın birçok noktasında kullanılmaktadır. Bu protezler insan uzuvlarının hareketlerini taklit edebilmelerine rağmen, dokunma hissi sağlayamadıkları için gerçekçi bir uzuv deneyimi sağlayamamaktadır. Dokunma hissi ısı, titreşim, basınç gibi fiziksel uyarımlarla sağlanabilmektedir. Bu tez çalışmasında yeni bir yapay dokunma hissi yöntemi oluşturulması amaçlanmıştır. Yapay dokunma hissi oluşturulması için duyu reseptörlerine elektriksel uyarı verilmiştir. Öncelikle oluşturulan yapay dokunumu hissinin hassasiyetinin denenebilmesi için mekanik bir el protezi tasarlanmıştır. Parmak kaybı yaşayan kişilere yönelik tasarlanan protez, tomografi görüntüleri kullanılarak kişiye özel, gerçek parmak ölçü ve hareketleri temel alınarak modellenmiştir. Yapay dokunma hissi elektriksel uyarım verilerek oluşturulmuş ve ayırt edici özelliklerine ilişkin çalışmalar yapılmıştır. Hassasiyet ve seçiciliğinden emin olunan dokunma hissi, tasarlanan robot kol üzerinde farklı robot kontrol yöntemleri ile test edilmiştir. Son olarak oluşturulan yapay dokunma hissi sistemi, mekanik el protezine uyulanmış ve yapay dokunma hissinin doğruluğu ve seçiciliği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Akıllı Protez, Biyomodelleme, Elektriksel Uyarım, Yapay Dokunma Hissi.

GENERATING ARTIFICIAL SENSE OF TOUCH AND ITS APPLICATION

ABSTRACT

Smart prostheses are used in many aspects of daily life. Although these prostheses can imitate the movements of human limbs, they cannot provide a realistic limb experience because they do not provide a sense of touch. The sense of touch can be provided by physical stimuli such as heat, vibration and pressure. In this thesis, it is aimed to generate a new artificial touch sensation method. Electrical stimulation was given to the sensory receptors to create an artificial touch sensation. First, a mechanical hand prosthesis was designed to test the sensitivity of the artificial touch sensation. The prosthesis is modeled based on real finger measurements and movements using tomography images. Artificial sense of touch was created by giving electrical stimulation and studies were carried out on its distinguishing features. The sense of touch, of which sensitivity and selectivity is assured, has been tested with different robot control methods on the designed robot arm. Finally, the artificial touch sensation system was applied to the mechanical hand prosthesis and the accuracy and selectivity of the artificial touch sensation were demonstrated.

Keywords: Smart Prosthesis, Biomodelling, Electrical Stimulation, Artificial Touch Sense.

1. GİRİŞ

Canlılar, çevrelerinde meydana gelen değişiklikleri algırlar ve hayatlarını buna göre düzenlerler. Kimyasal, fiziksel ve elektriksel ortam değişiklikleri duyu organları tarafından algılanır. En önemli duyuların görme, işitme ve dokunma olduğu kabul edilir. Dokunma duyusunun en yoğun olduğu organ ellerdir. İnsanlar, cisimleri kavrarken görme ve dokunma duyuları başta gelecek şekilde çoklu ve geniş ölçülü bir algılama kullanırlar (Johansson ve Flanagan, 2009). Görme, cisimlerin konumlarının hızlı bir şekilde algılanmasını sağlarken, dokunma uygulanacak olan temas kuvvetinin doğru belirlenmesini sağlar (Howe, 1993). Görme ve dokunma sonucu elde edilen hisler hafızaya alınır ve aynı cisimlere uygulanacak olan kuvvet bu veri hatırlanarak üretilir. Kırılgan nesnelere hasar vermeden kavramak veya yüzeyleri pürüzsüz olan cisimleri kavrayabilmek için bu veriler çok değerlidir.

Dokunma duyusunun eksikliğinin en fazla hissedildiği örnekler protezlerdir. Birçok kişi gerek uzuv kaybı gerekse uzuvlarının yeterli fonksiyon göstermemesi sebebi ile protez kullanırlar. Dünya çapında yaklaşık 3 milyon ampute insan bulunmaktadır. Her yıl yüzbinlerce kişi bir ya da daha fazla uzvunu kaybetmektedir (Mellema ve Gjoavaag, 2022). Protez kol kullanıcıları, kol hareketlerini görebilir ve duyabilirler. Ancak dokunma duyusunun yokluğunda hassas nesnelere uygulanacak kuvvetleri belirlemek zor olacaktır. Yapay dokunma duyusunu kullanmak, protez kolları daha verimli hale getirecektir (Shin ve Kim, 2010; Takayama ve ark., 2012). Dokunma hissini modellemek zordur. Ölçüm ve kalibrasyondaki küçük hatalar çok farklı dokunma hissi sonuçları doğuracak ve hafızada yer alan doğru kavrama kuvveti bilgisinin güvenilirliğini etkileyecektir. Modellemedeki bu hatalar, yakın zamanda görsel algıda rahatsız eden sorunlara neden olur. Dokunma hissi özünde bir geribildirim (feedback) sinyalidir. Uygulanan hareket sonucu istenilen kavrama kuvvetinin elde edilip edilemediği dokunma geribildirimi ile algılanır. Kullanıcıya titreşim, hareket veya basınç gibi uyarımlar uygulayarak dokunma deneyimi yaratan teknolojilere Haptik Teknoloji adı verilir. Haptik Teknoloji aynı zamanda üç boyutlu dokunma olarak da bilinir (Witteveen ve ark., 2012).

Robotik manipülatörlerden biri olan robotik ellerin, medikal, astronomi ve askeri alanlarda, üretimden araştırmaya birçok kullanım alanı bulunmaktadır. Medikal alanda

kullanılan robot el ve kollar, robotik protezler olarak karşımıza çıkar. Günümüze kadar robot kollar üzerine birçok çalışma yapılmış, farklı kontrol sistemleri tasarlanmıştır.

Robot kol, kontrol yöntemleri ve kavrama gücü çalışmaları 1900'lere kadar uzanır, fakat dokunma hissi çalışmaları ancak 20. yüzyılın ikinci yarısında başlamıştır. Dokunma hissi ve robotik alanda kullanımı ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Kavrama kuvveti sadece erken çalışmalarda ölçülmüştür, bu çalışmalardan birinde robot parmaklarına kavrama kuvveti sensörü eklenmiştir. Robot, ayarlanan kavrama kuvveti sağlanana kadar parmaklarını kapatmıştır. Belgrad adlı bu robot 1990 yılında geliştirilmiştir (Bekey ve ark., 1990). Geri bildirim olarak dokunma hissi çalışmalarına 20. yüz yılın sonlarında başlamıştır. PHANTOM haptik arayüz cihazı ilk olarak 1994'te tasarlanmıştır (Massie ve Salisbury, 1994). Bu cihaz kalem şeklinde kontrolörden oluşmakta ve bilgisayar ara yüzleri için kullanılmıştır. Dokunma hissi, kontrolörüne zorlanma uygulanarak sağlanmıştır. Kullanıcı sanal ortamda cisime temas ettiğinde kontrolörü hareket ettirememiş, bu sayede gerçekten bir cisme temas etmiş gibi hissetmiştir. Ancak bu tasarım, dokunsal geri bildirimde sahip bir robot değildi. Daha sonra yapılan çalışmalarda kavrama gücü ölçüm sistemleri geliştirilmiştir. 3 eksenli hareketleri algılayabilen sensörler bilimsel çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır (Kuto ve Chen, 2010; Savic ve ark., 2016). 2017 yılında Delgado ve ark. yaptıkları çalışmada kullandıkları 5 parmaklı robotta, 3 aşamalı kontrol sağlamışlardır. Konum ve kuvvet verilerini işleyerek robot parmaklarında güvenli boyutsal ve yumuşak tutuş sağlamışlardır (Delgado ve ark., 2017). 2018 yılında yapılan bir çalışmada konum geribildirimi ile hibrit kuvvet-konum ölçümü yapabilen bir robotun geliştirildiği bildirilmiştir (Vulliez ve ark., 2018). 2018 ve sonrasında gerçekleştirilen haptik çalışmalarda, ilk defa haptik duygu, aracı sistemler kullanılarak robot kullanıcılarına aktarılmıştır. Conker ve Karaca (2019) yaptıkları çalışmada dokunsal geri besleme ile bulanık mantık tabanlı kuvvet kontrolünü sağlamışlardır. Tüm bu çalışmalarda ölçülen kavrama kuvveti değeri akıllı sistemlerde bir girdi olarak kullanılmıştır. Dokunsal geribildirim çalışmaları başlatılmıştır ancak insan-robot ara yüzlerinde kullanılmamıştır. Günümüze kadar yapılan çalışmalarda dokunsal geri bildirim ve hassas ölçüm yöntemleri geliştirilmiş ve iyileştirilmiştir. Yapılan bazı çalışmalarda ölçülen kavrama kuvveti kullanıcılara bilgi amaçlı veri olarak gösterilmiş ve robot kontrolünde hassaslık

sağlanmıştır. Ayrıca dokunma verisini ölçüp işleyen akıllı sistemler ve algoritmalar da geliştirilmiştir (Lovasz ve ark., 2017; Bekiroğlu ve ark., 2014; Mahler ve ark., 2016).

1.1. Protez Çeşitleri

Protezler uygulanma yöntemlerine göre isimlendirilirler. Uygulanırken tıbbi operasyon gerektiren protezlere girişimli (invazif), tıbbi operasyon gerektirmeden kullanılabilen protezlere ise girişimsiz (noninvazif) protezler denir. Bu çalışmada girişimsiz el protezleri üzerinde durulmuştur. Girişimsiz el protezleri ticari açıdan incelendiğinde 3 ana başlıkta toplanabilirler. Bunlar Kozmetik el protezleri, vücut denetimli el protezleri ve robotik (elektriksel) el protezleridir (Takayama ve ark., 2012; Pons ve ark., 2004).

Kozmetik El Protezleri: Kozmetik el protezlerinde işlev gözetmeksizin görüntü ön plandadır. Kayıp uzvun görsel olarak olabildiğince yerine geçecek şekilde tasarlanırlar. Fiyat açısından diğer protezlere göre daha uygundur. Günlük yaşam faaliyetlerine göre parmak yapıları ve sabit konumları farklılık gösterebilir.

Vücut Denetimli Protezler: Vücut denetimli protezler hareket kabiliyeti olan ve kayıp uzvun işlevlerini yerine getirebilecek şekilde tasarlanan protezlerdir. Mekanik protezler olarak da adlandırılabilirler. Mekanik denetimli protezler vücudun hareketi ile kontrol edilerek parmakların açılıp kapatılabildiği, kol ve bileğin hareket ettirilebildiği protezlerdir. Harici bir kaynaktan beslenmezler, hareket mekanik olarak aktarılır.

Robotik Protezler: Robotik el protezleri kontrolünde harici bir kaynağa bağımlı olan sistemlerdir. Hareket elektriksel, pinomatik ya da hidrolik sistemler aracılığı ile oluşturulur. Bu protezlerin bir çeşidi de Miyografik protezlerdir. Miyografik protezlerin elektronik protezlerden farkı, kontrolünde vücut sinyallerinin (EMG, EEG gibi) kullanılmasıdır. En çok tercih edilen sinyal tipi kas sinyalleridir (EMG). Kullanım şekli ve işlevselliği dikkate alındığında uzvun yerini tutmaya en yakın protezlerdendir. Kullanımı öncesi belli bir eğitim ve alışma süreci gerekmektedir. Kalibrasyonu kişiye özel yapılması gerektiğinden kullanımı ve hassasiyetinin ayarlanması zordur. Kontrolü için gereken sinyaller sağlam olan koldan alınabileceği gibi ayak ve bacak kasları gibi farklı kasların sinyalleri de kullanılabilir. Bazı durumlarda kayıp uzvun sinyallerinin okunabilmesi sayesinde uzvun kontrolünde biyosinyaller kullanılabilir. Bu protezlerin girişimli olarak uygulananları da bulunmaktadır (Kuo ve Chen, 2010; Savic ve ark.,

2016). EMG kontrollü protezlerin büyük avantaj ve kullanım gerçekliği sağladığı düşünülse de yapılan araştırmalar ile çoğu kullanıcı tarafından kısa sürede kullanımının bırakıldığı kaydedilmiştir. Bunun sebebinin eğitim sürecinin uzun yada başarısız geçmesi, kontrol hassaslığının düşük olması gibi nedenler gösterilmektedir. (Karaca ark., 2019; Vulliez ve ark., 2018; Delgado ve ark., 2017).

1.2. Robotik Protezlerin Gelişimi

Biyoelektriksel protezlerin tarihçesi incelendiğinde ilk çalışmalarından olan Dorcas ve Scott tarafından 1960'lı yıllarda yapılan protez el, dönemine büyük etki bırakmıştır. Bu çalışmada miyoelektrik sinyal kullanılarak protez elin açılıp kapatılması sağlanmıştır. Artık biyoelektriksel sinyaller, protez çalışmalarında kullanılmaya başlanmıştır. İki durumdan oluşan bir kontrol mekanizması kullanan bu sistem, robotik protez çalışmalarının başlangıcı sayılabilir (Dorcas ve ark., 1966). İlerleyen yıllarda Bottomley çalışmalarını uzuv kaybı yaşayan kişiler üzerinde gerçekleştirmiş ve kesilen uzuv üzerinden miyoelektriksel sinyaller (kas sinyalleri) almayı başarmıştır. Yaptıkları çalışmada alınan bu sinyallerin protez kontrolünde kullanılabileceğini göstermişlerdir (Bottomley ve ark.,1962). Kobrinski, yaptıkları çalışmada miyoelektriksel sinyalleri incelemiş, genlik ve frekanslarını analiz ettikten sonra sinyallerin protez kontrolünde kullanılabilecek karakteristik veriler taşıdığını keşfetmişlerdir (Kobrinski ve ark., 1960). Yine o yıllarda Schmidl, doğuştan uzuv kaybı yaşayan çocuklarda robotik protez kontrolü üzerine çalışmalar gerçekleştirmişlerdir (Schmidl ve ark., 1965). Reswick ve Taba 1960'ların ikinci yarısında robotik protezlerde motor kontrolü sağlayabilmek için kulak çevresinden miyoelektriksel sinyaller algılamaya çalışmışlar fakat sinyallerin okunmasında ve işlenmesinde büyük zorluklar yaşadıkları için çalışmalarını sonuca ulaşmadan bitirmek zorunda kalmışlardır (Reswick ve Taba, 1960). Suzuki miyoelektriksel sinyallerin filtrelenmesi ne analizi üzerine çalışmış, sinyalin dalgalanmasını engelleyecek bir devre tasarlamıştır (Suzuki, 1969). Bu sayede daha hassas bir protez kontrolü sağlayabilmiştir. 1960'ların sonunda özellikle Tomovic ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalar robotik protezlerde çığır açmıştır. Yaptıkları protezde miyoelektriksel sinyali kullanarak hız ve kuvvet kontrolü sağlayabilmiştir. Protez kontrolünde akıllı sistemler ve algoritmalar geliştirmişlerdir. Amacı protez kontrolünde insan denetimini aza indirmek ve hataları minimize etmektir. Geliştirdikleri proteze

üstün kavrama yetisi kazandırmaya çalışmışlar ve farklı tasarımlar kullanmışlardır (Tomovic, 1966; Rakic ve ark., 1970). 1970'lere gelindiğinde protez kontrolüne ağırlık verilmiş farklı bilişim kuramları kullanarak daha hassas protez kontrolü sağlanılmaya çalışılmıştır. Özellikle felçli hastalar üzerinde çalışmalar yapılmaya başlanmış, miyoelektriksel sinyallerin güçlendirilmesi ve analizi çalışmaları yapılmıştır. Çok geçmeden protez kontrolünde bu kuramların kullanılması yaygınlaşmış ve protez kontrolünde bilişim sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (Tomovic ve Kennedy, 1969; Freedy ve Lyman, 1969). Bu yıllarda İsviçre'de SVEN isimli üç serbestlik dereceli robotik el tasarlanmıştır. Bu robot el örüntü işleme algoritmaları kullanmaktaydı ve döneminde büyük ses getirmişti. Geliştirilen robot el ile miyoelektriksel sinyallerin algılanmasındaki zorluklar ön plana çıkmış, devrelerdeki gürültü ve girişimsel etkinin azaltılması gerektiği görülmüştür. 1970'li yıllara kadar protez ve kontrolü üzerine yapılan çalışmalar sinyal işleme ve örüntü tanıma üzerineyken mekanik yapı ve kavrama kabiliyeti üzerine henüz ayrıntılı çalışmalara başlanmamıştı. Kullanılan sistemler kaba ve orantısızdı, gerçek uzuv ölçülerini tutmamıştır. Kontrol kartları basit ve büyüktür, kullanılan sinyaller elektriksel girişim ve gürültüden büyük ölçüde etkilenmiştir (Wirta ve Taylor, 1969; Herberst, 1973; Childress ve Billock, 1970).

Protez kol ve robotik uzuv çalışmalarının önündeki en büyük engel kontrol sinyalinin analizi ve hassasiyeti idi. Ayrıca protezler mekanik açıdan yeterli değildi. Kayıp uzvun yerine kullanılabilmesi için daha karmaşık hareketleri yapabilmeli ve daha fazla serbestlik derecesine sahip olmaları gerekiyordu. Graupe ve Cline, miyoelektriksel sinyaller kullanarak ilk kez sinyalin sınıflandırılmasını %85 doğrulukla yapmışlardır (Graupe ve Cline, 1975). EMG sinyalinin karakteristiğini inceleyerek, orta ve ortalama değerlerinin sinyalin öz niteliği olduğunu ortaya çıkaran ilk araştırmacılar ise Basmajian ve De Luca'dır (Basmajian ve De Luca, 1985). Zardoshti ise EMG sinyallerinin sınıflandırılması çalışmalarını daha ileriye taşımış ve sinyalin mutlak değerinin integralini hesaplayarak günümüzdeki kontrol sinyali olarak kullanılan haline getirmişlerdir (Zardoshti ve ark., 1995). Englehart farklı yıllarda yaptığı çalışmalarda EMG sinyalinin Fourier dönüşümünü yaparak zaman ve frekans derişimlerini incelemişlerdir (Englehart ve ekibi, 1998; 2001). Biceps ve triceps kaslarından ölçtükleri sinyali %93.75 doğrulukla sınıflandırmayı başarmışlardır. Nishikawa, Fourier dönüşüm yaparak EMG sinyali ortalama mutlak değerini tanımlamıştır (Nishikawa ve ark., 2002).

Boostani, dalgacık metodu ile ölçtükleri EMG sinyalinin enerjisini öznitelik olarak seçmiş (Boostani ve Moradi, 2003), Kilby ise ayrıık dalgacık metodun kullanım ve farklı dalgacık gruplarının ve dönüşüm metotlarını öznitelik olarak kullanmışlardır (Kilby ve Hosseini, 2004). Haihua, Coiflet dalgacığı üzerinde çalışmalar yapmıştır. Dalgacığı sınıflandırarak analizlerde bulunmuşlardır (Haihua ve ark., 2005). Zheng ise sınıflandırmaların yeterli olamayacağını düşünmüş ve optimizasyon yöntemleri kullanarak öz vektörlerin çıkarılmasına çalışmışlardır (Zheng ve grubu, 2005). Arieta ve arkadaşları ilk kez EMG sinyalini fourier serisi ile açmış, sekiz değerli öznitelik vektörü elde etmişlerdir (Arieta ve ark., 2006). Zhao EMG sinyallerini işlerken mutlak ortalama değerleri kullanmış, dördüncü dereceden öz bağılanımlı model değerlerini kullanarak sinyalin özniteliğini belirlemişlerdir (Zhao ve grubu, 2007). Bu yıllarda öz niteliklendirme çalışmalarına ek sınıflandırma çalışmaları da yapılmıştır. Du yaptıkları çalışmada 9 erkek 2 kadın üzerinden EMG sinyalleri ölçmüşlerdir. Ölçmüş oldukları el hareketlerinin miyoelektriksel sinyalleri ile dalgacık dönüşümü yapmış, yapay sinir ağıları kullanarak da sınıflandırmışlardır (Du ve grubu, 2004). Mahdi, EMG sinyalini yüzeysel elektrotlarla ölçmüş bulanık mantık kullanarak analiz etmişlerdir (Mahdi ve ark., 2007). Ön kol kaslarından yüzeysel elektrotlar aracılığıyla EMG sinyali ölçülmesini içeren bir çalışmada sinyallerin frekans spektrumu çıkartılmış ve Bayes algoritması kullanılarak %84 oranında başarılı bir sınıflandırma gerçekleştirmişlerdir (Zhizeng ve ark., 2004). EMG sinyalleri ile yapılan diğer çalışmalarda 6 farklı el hareketine karşılık ölçülen 600 adet EMG sinyalinin dalgacık sınıflandırması yapılmış ve yapay sinir ağı kullanarak geliştirilen bir hibrit algoritma ile analizleri gerçekleştirilmiştir (Khzeri ve ark., 2007; Zhao ve ark., 2006). Mohammadreza ve ekibi yaptıkları çalışmada o zamana kadar EMG sinyal sınıflandırması ile ilgili çalışmaları derlemiş, 17 farklı uygulama türüne ait verileri bir tabloda toplamışlardır (Mohammadreza ve ekibi, 2007). Ayrıca EMG kanal sayısı, farklı sınıflandırma metotları ve algoritmalar gibi değişkenlerin sinyal sınıflandırmasındaki etkisini inceleyip değerlendirmişlerdir. Bu çalışma ışığında farklı araştırmacılar EMG sinyallerini farklı el hareketleri için değerlendirip analiz etmişlerdir. Sonrasında yapılan çalışmalarda artık sinyalin sınıflandırılmasından çok, farklı el hareketlerinin incelenmesi ve analizi şeklinde evrilmeye başlanmıştır (Vuskovic ve ark., 2002; Huang ve ark., 2005; Englehart ve ark., 2001). Hudgins, Gaussian Mixture Model'i kullanarak

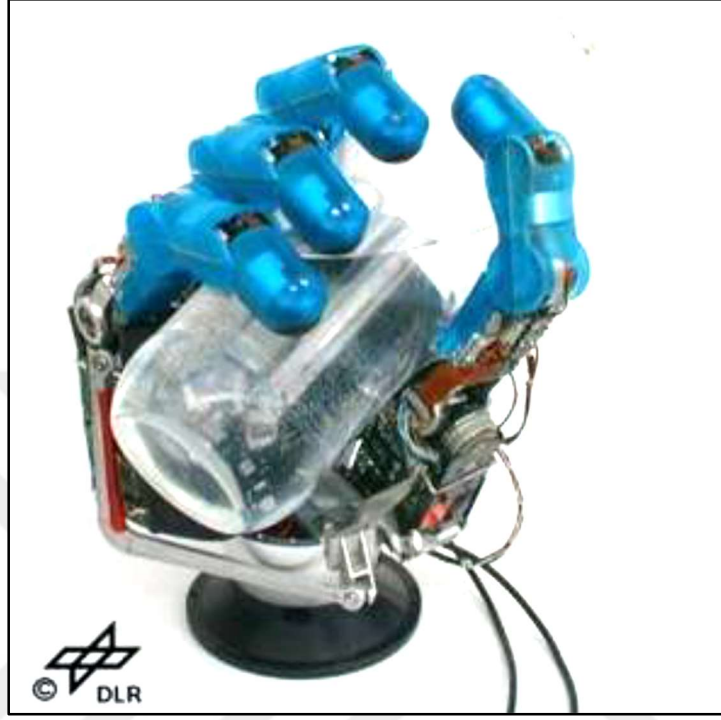
üst kola ait 4 kastan ölçtükleri sinyalleri kullanarak bir üst kol protezi geliştirmişlerdir (Hudgins ve ekibi, 1993). Corrozza, EMG sinyalinin iki öz niteliğini kullanarak sinyali sınıflandırmışlardır (Corrozza ve ekibi, 2005). Daha sonra yapılan çalışmalarda bileğin ve parmakların 4 serbestlik derecesine kadar farklı hareketleri için ölçülen EMG sinyalleri sınıflandırılmış sinyallerin sınıflandırılmasında nöral sinir ağları kullanılmıştır (Fkuda ve ark., 2003; Lamounier ve ark., 2002; Chu ve ark., 2005).

Ülkemizde yapılan protez kol ve miyoelektriksel sinyal çalışmalarına bakılacak olursa, 2007 yılında EMG sinyalleri anlamlandırmaya yönelik çalışmalara başlandığı görülmektedir. Çalışmalarda Fourier dönüşümü, dalgacık dönüşümü ve yapay sinir ağları algoritmasının kullanıldığı görülmektedir (Hocaoğlu, 2010; Patoğlu, 2010; Şenli, 2007). Protez kol çalışmalarında önemli bir adım olarak Yazıcı (2008), çalışmasında nesnelere bilinçli kontrolü esnasında başparmak addüksiyonu, fleksiyonu ve parmakların abdüksiyonu gibi hareketler için EMG sinyali ölçmüş ve yapay sinir ağları ile sınıflandırmıştır. Bu sayede özellikle robot kontrolünde kullanılacak başarılı bir algoritma elde etmiştir. Ülkemizde yapılan diğer çalışmalarda doğrusal ayırım analizi, K-En ve K-Means En yakın Komşu algoritmaları kullanılarak farklı hareketlerin EMG sinyalleri ile ayırt edilebileceği görülmüştür. Ayrıca alınan sinyaller protez kontrolünde kullanılmaya başlanmıştır (Ejderha, 2009; Akgün ve ark., 2013 Taşan, 2008).

Protez kontrolü ve miyoelektriksel sinyalleri analizleri yanı sıra robotik el teknolojisinde son 30 yıl içerisinde büyük atılım gerçekleştirmiştir. İlk örnekleri 1900'li yıllarda görülmeye başlayan robotik eller (Atkins ve ark., 1996 Sauerbruch, 1916) 2010 yılı sonrasında büyük bir hızla gelişme göstermişlerdir (Micera ve ark., 2010; Zuo ve Olson, 2014). Robot eller gerek insansı robotlar gerekse de uzuv kaybı çalışmalarında kullanılmak üzere tasarlanmışlardır. Miyoelektriksel sinyallerin sınıflandırılması ve analizinin de etkisiyle, daha gerçekçi deneyim sağlayan protez kontrol sistemleri ve protezler üretilmiştir.

2000'li yıllarda geliştirilmeye başlayan başlıca robotik el çalışmaları bu bölümde verilecektir. Protez kol ve robotik çalışmalarına büyük katkı sağlayan bu modeller farklı ülke ve kurumların bir araya gelmesi ile üretilen büyük projelerdir. DLR Hand adı ile Alman Uzay ve Havacılık Merkezi (DLR) tarafından 2000'li yılların başında geliştirilen el bun çalışmaların öncüleridir (Haidacher ve ark., 2003). Robot elin başlıca

tasarım sebebi uzay çalışmaları ve savunma sanayiye katkı vermesi amaçlanmasdır. 4 parmaklı olarak tasarlanan ve Şekil 1.1’de verilen robot, insan eli temel alınarak tasarlanmıştır.



Şekil 1.1. DLR hand II robot eli (Haidacher ve ark., 2003)

Japon Osaka Őniversitesi ve İsviçre Kraliyet Araştırma Enstitüsü tarafından geliştirilen Osaka Hand 5 parmaklı olacak Şekilde tasarlanmıştır (Mahmoud ve ark., 2010). Yalnız daha iyi kavrama sağlanması amacıyla baş parmak tasarımında fazladan bir eklem daha kullanılmış ve baş parmak 3 eklemli olacak Şekilde tasarlanmıştır. Bu robot el üzerine 15 adet kuvvet algılayıcı yerleştirilmiştir. Bu algılayıcılar membran potansiyometreleriydi ve dokunmaya duyarlıdır. Ayrıca Osaka Hand için bir uzaktan kontrol sisteminde tasarlanmıştır.

IH2 Azurra robot eli, devlet desteği ya da üniversite bünyesinde geliştirilmeyen, İtalyan Prensilia firması tarafından üretilen bir robot eldir. IH2 Azurra’nın tasarım amacı protez el olarak kullanılmasıdır. Yüzük ve serçe parmağı bağımlı, diğer parmakları bağımsız halde hareketlendirilen bilen robot el 11 serbestlik derecesine sahiptir. Hareketleri 5 adet motor kullanılarak sağlanmıştır, hareketler parmaklara tendon sistemi üzerinden aktarılmıştır. 11 serbestlik derecesinin 5 motor ile sağlanması, robotun enerji ihtiyacını

büyük ölçüde azaltmıştır (Jung ve ark., 2008). IH2 Azurre Robot eli görseli Şekil 1.2’de verilmiştir.



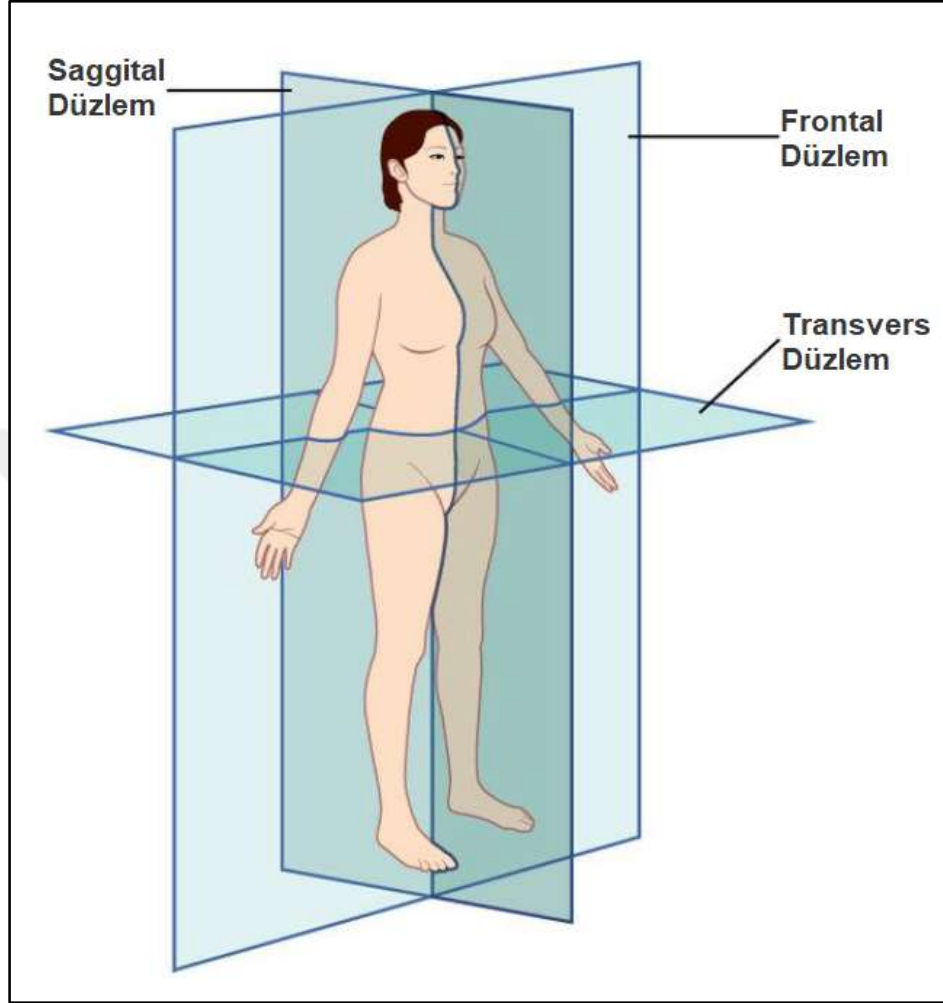
Şekil 1.2. Prensilia IH2 azurre robot el (Jung ve ark., 2008)

1.3. İnsan Elinin Fizyolojisi

Bu bölümde insan elinin anatomisi anlatılmaktadır. Yapılan tez kapsamında öncelikle mekanik olarak hareket eden, harici bir güç kaynağına ihtiyaç duymayan el protezi tasarlanmıştır. El protezi, insan elinin tomografi görüntüleri ile modellenmesi sonucu elde edilen iskelet modeli üzerinden tasarlanacaktır. Bu nedenle elin anatomi ve fizyolojisi iyi bilinmelidir. Baş parmak farklı bir anatomiye sahip olduğundan bu bölümde detaylı olarak incelenmeyecektir.

Anatomik yapılar kalbe yakınlığına göre isimlendirilir. Kalbe yakın yapılara proksimal, uzak yapılara distal denir. Saggittal düzlemin önünde bulunan yapılara anterior, arkasında bulunan yapılara posterior denir. Frontal düzlemde orta eksene yakın yapılara

medial, uzak yapılara ise lateral denir (Best ve ark., 1937). Anatomik eksenler Şekil 1.3'te verilmiştir.

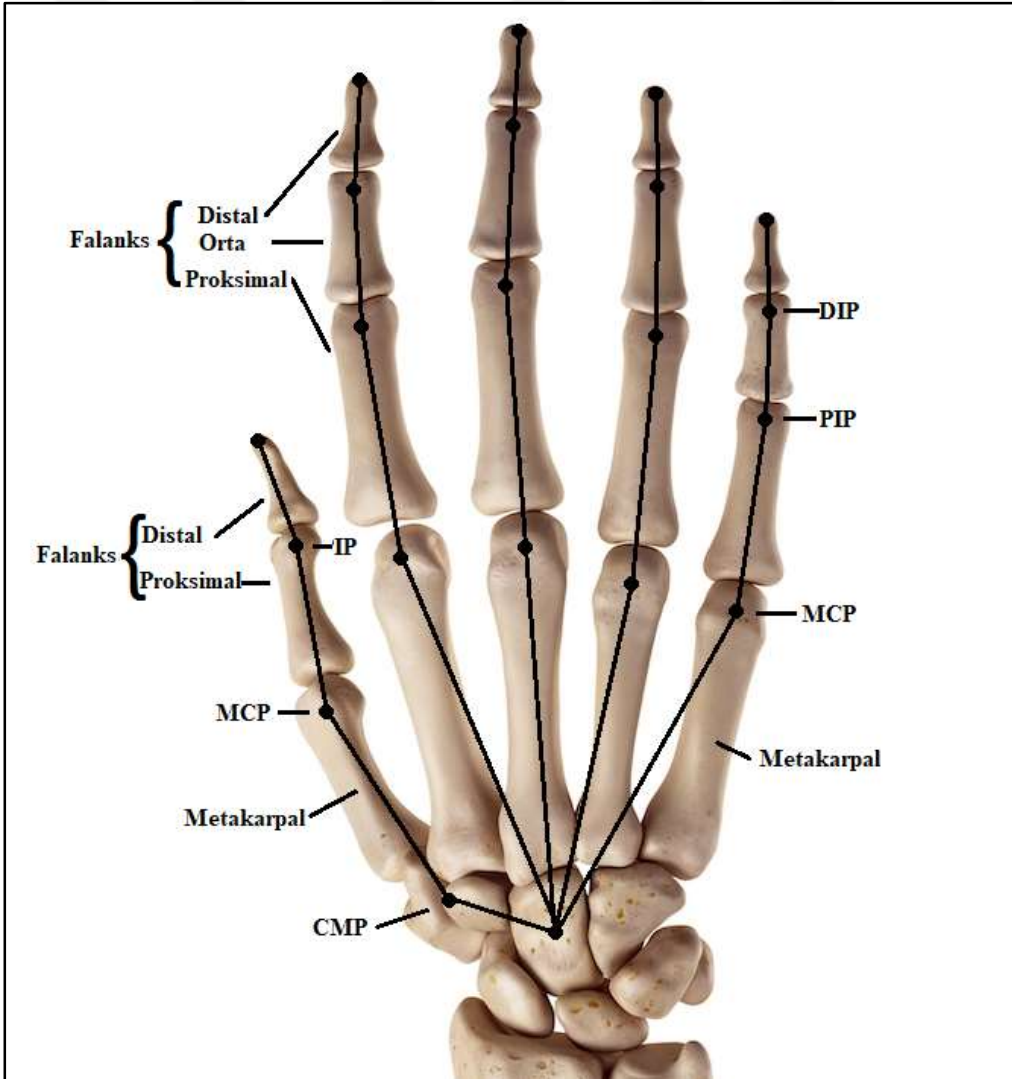


Şekil 1.3. Anatomik düzlemler (Arıncı K, Elhan A., 2014)

Normal anatomik pozisyondan avuç içleri ön tarafa bakmaktadır. Anatomik duruşta elin ulna kemiğine bakan kısma ulnar, radius kemiğine bakan kısmına ise radyal denir. Ön kol kemikleri ele karpal kemikler ile bağlanırlar. Karpal kemikleri ardından metakarpal kemikler gelir. Anatomik düzlem organların yer ve konumlarının tanımlanması için önemlidir. Anatomik duruş pozisyonu hastalıklar ile ilgili bilgi verdiği gibi, ortak bir referans noktası da oluşturmaktadır (Sauerbruch F., 1916).

Parmak kemikleri Falakslar olarak adlandırılır ve distal den başlayarak distal, medial ve proksimal falakslar olarak adlandırılırlar. Her parmağa numara verilmiştir, bu sayede metakarpal kemikler karışmamaktadır. Başparmak 1, serçe parmak 5 olacak şekilde

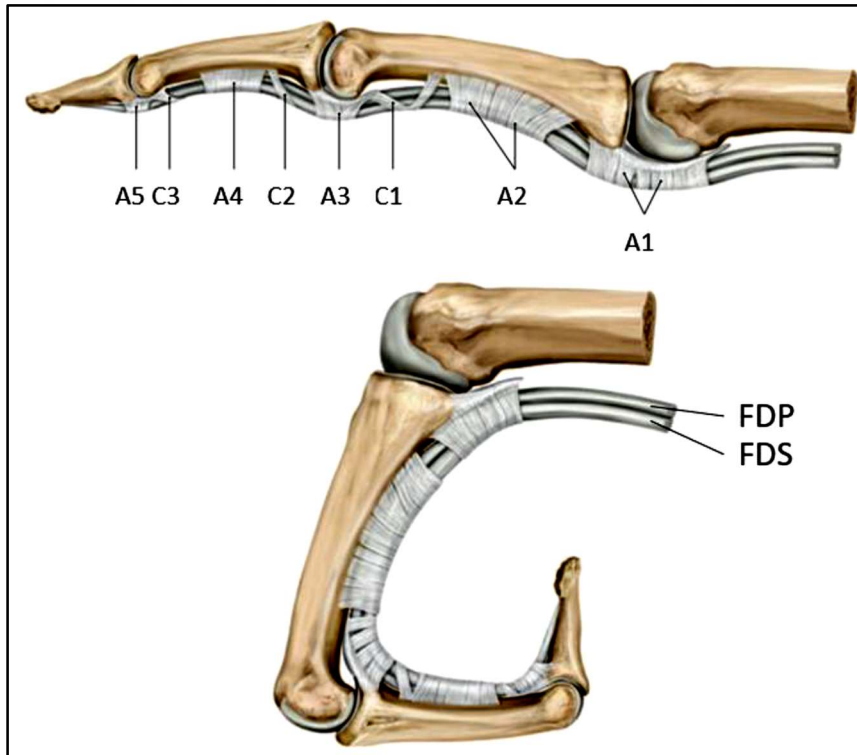
metakarpaller numaralanmıştır. El iskelet yapısının hareketli kısımları falanks kemikleridir. Distal falanks (DP), orta falanks (MP) ve proksimal falanks (PP) uzunlukları ve anatomik yapıları Şekil 1.4'te görüldüğü gibi birbirinden farklıdır. Eklem isimleri aşağıdaki kemik isimlerinden gelmektedir. DIP, “distal interfalangeal eklem” anlamına gelir, bunlar ikinci (orta) ve üçüncü (distal) falanks arasındadır. Ayrıca orta falankslar ara falanks olarak da adlandırılır. MCP, metakarpal kemik ile parmağın proksimal falanji arasında yer alan metakarpofalangeal eklemi gösterir (Dempester ve Finerty, 1947). Bu tez çalışmasında tomografi görüntülerinden el iskelet sistemi modellenmiştir. Modelde parmak kaybını göstermek için işaret parmağının distal ve medial falanks kemikleri çıkartılarak yerlerine mekanik bir parmak protezi çizilmiştir. Böylece mekanik bir el protezi modeli oluşturulmuştur.



Şekil 1.4. İnsan eli kemikleri ve eklemleri (Arıncı K, Elhan A., 2014)

Parmak kemikleri kollateral ligamentlerle bağlıdır. Kollateral bağların ana görevi eklemi sabitlemek ve anatomik pozisyonda tutmaktır. Eklemdeki palmar, palmar plakası (veya volar plaka) adı verilen kalın bir ligamentöz yapıdır. Eklem hiperekstansiyonunu önler. Distalde orta falanks metafiz bölgesine sıkıca tutunur, proksimal falanksın diyafizine proksimal olarak iki kontrol bağı ile bağlanır. Aynı yapılar DIP ekleminde de mevcuttur (Fick R., 2013).

PIP ve DIP eklemleri, fleksör kaslar, fleksör digitorum profundus (FDP) ve fleksör digitorum superficialis (FDS) tarafından harekete geçirilir. Kas karınları elin dışında bulunduğu için dış kaslar olarak adlandırılırlar. Kas kuvveti tendonlar tarafından eklemlere aktarılır. FDP tendonu distal falanksı yapışır, böylece hem PIP hem de DIP eklemlerini esnetir. FDS, orta falanksın tabanına yapışır ve sadece PIP eklemine esnetir. FDP, ana fleksiyon kuvvetini sağlayan daha büyük, daha güçlü bir kas iken FDS, eklemlerin aktif stabilizatörü olarak görev yapan daha küçük bir kastır. Fleksör tendonlar, fleksör kılıflar ve kasnaklar adı verilen bir dizi özel yapıdan geçer. Tendonu yönlendirir ve onu kemik yüzeyine yakın tutarlar (Schlesinger, 1919; Landsmeer, 1963). İnsan parmağını yönlendiren ve tendonlar Şekil 1.5'te verilmiştir.

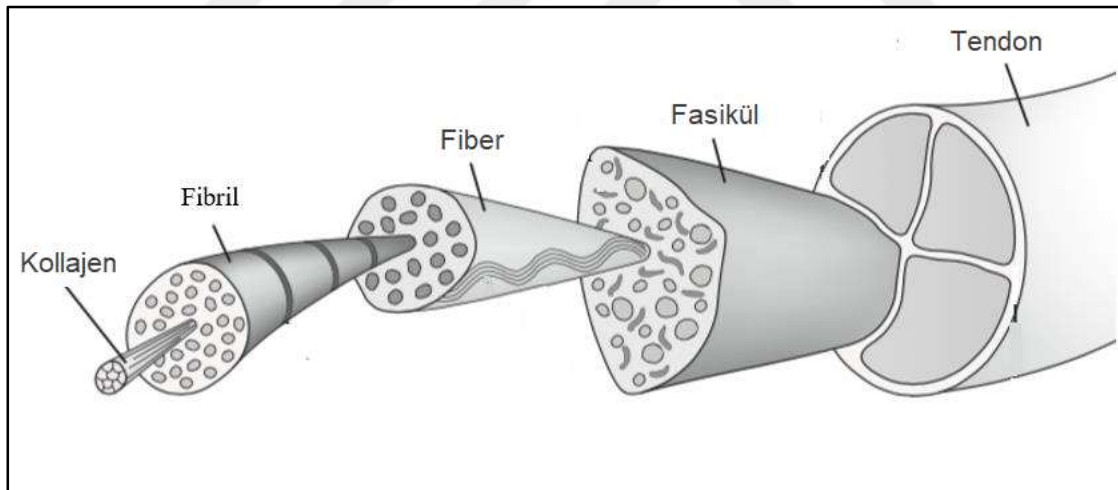


Şekil 1.5. Parmak eklemlerini yönlendiren tendonlar (Arıncı K, Elhan A., 2014)

IP eklemlerin uzatılması, ekstansör mekanizma ile sağlanır. Parmağın dorsal yüzeyinin çoğunu kaplayan karmaşık bir tendinöz bant ağıdır. Ekstrinsik uzun ekstansör kaslar, intrinsik lumbrikaller ve interossei kasların ekstansör mekanizmaya ekleri vardır. Bu kasların aktivasyon paterni, hangi kısmının gerileceğini belirler. Ekstansör mekanizma ile ona etki eden farklı kaslar arasındaki ilişki açık değildir. PIP eklemının proksimalinde, uzun ekstansör tendon iki lateral ve bir merkezi kaymaya ayrılır. Daha sonra, orta falanksın dorsumunun tabanına bağlanan medial bandı oluşturmak için interossei ve lumbrikalden gelen iki slip ile merkezi kayma birleştirilir. Ekstansör tendonun lateral kaymaları ve intrinsik kaslardan gelen kaymalar lateral bandı oluşturur. Lateral bantlar daha sonra PIP eklemının lateralinden geçer ve distalde birleşerek terminal tendonu oluşturur. Terminal tendon, distal falanksın tabanına yapışır ve DIP eklemını uzatır. Üçgen bağ ve enine retinaküler bağ, lateral bantlara stabilite sağlar. PIP ve DIP eklemleri ile ilgili diğer bir temel yapı oblik retinaküler ligamenttir. Oblik retinaküler ligament, proksimal falanks diyafizinden kaynaklanır, PIP eklemını eğik olarak geçer ve terminal tendona yapışır. Genel olarak kabul edilmemesine rağmen, DIP ve PIP eklemlerinin görünen koordineli hareketinde bir rolü olduğu düşünülmektedir (Drake ve ark., 2015; Pang ve Yao, 2018).

Tendonlar ve bağlar kas-iskelet sisteminin önemli bileşenleridir. İnsan parmağının doğru bir mekanik modeli, işlevlerinin, bileşiminin, yapısının ve mekanik özelliklerinin anlaşılmasını gerektirir. Tendonlar, mekanik kuvvetlere paralel olarak iç fasiküler dizilimi oluşturan mezenkimal dokulardır. Genellikle proksimal uçlarında bir kasa ve distal uçlarında bir kemiğe bağlanırlar. Kaslardaki kısalmayı harekete dönüştürerek eklem ve kemiklere iletirler. Örneğin parmakları esneten fleksör digitorum profundus (FDP) kasının göbeği önkolda bulunur. Doğrudan parmak eklemine takılacak olsaydı, elin içine yerleştirilmesi gerekirdi, böylece kuvvet kapasitesi büyük ölçüde azalırdı. Ligamentler yapı olarak tendonlara benzer, ancak kemiği kemiğe bağlarlar. Hareketi kısıtlarlar ve eklemlere pasif stabilite sağlarlar. Örneğin parmak eklemlerinin her iki yanında bulunan kollateral bağlar yana doğru hareketi engeller. Ligamentler ayrıca farklı eklemler arasındaki hareketi koordine eder. ORL (oblique retinacular ligament), proksimal ve distal interfalangeal eklemleri (DIP ve PIP) birbirine bağlar ve PIP büküldüğünde DIP'nin pasif uzantısına izin verir. Ligamentler ve tendonlar, farklı biyolojik materyallerden oluşan özel bir yapıya sahiptir. Bu biyolojik materyallerden

biri de vücudun yumuşak ve sert dokularının ana yapısal materyali olan kolajendir. Fung, Mechanical Properties of Living Tissue [Yaşayan Dokunun Mekanik Özellikleri] adlı kitabında, kolajenin vücudumuzdaki önemini, çeliğin uygarlığımızdaki önemine benzeterek ifade eder (Fung Y. C., 1993). İnsan vücudunun her yerinde farklı kolajen türleri bulunur. Bunlar tip I, II, III, IV vb. olarak adlandırılır. Tendon ve bağların kuru ağırlığının %70-80'i tip I ve III kollajenden oluşur (Hirt ve ark., 2016; Kucznski, 1968; Kleinhenz ve Adams, 2015). Diğer kolajen türleri de kas ve kemik bağlantılarında eser miktarda bulunur. Tip I ve III kollajenler lif oluşturan kollajenler olarak bilinirler ve tendon ve bağların yüksek gerilme mukavemetini sağlarlar. Fung (1993), tek bir kolajen lifinin elastik modülünü 1 GPa civarında bildirmektedir. Elastin, bağlarda küçük miktarlarda bulunan başka bir biyomateryaldir. Esneklikten sorumludur. Akgün (2013), elastinin çok düşük sertlikte %200'e varan uzamada lineer ve tersinir olarak deforme olabileceğini belirtmektedir. İhmal edilebilir histerezis ve gerinim hızı bağımlılığı sergiler. Elastik modülünün 0,6 MPa civarında olduğu bildirilmektedir. Şekil 1.6'da kolajen bir dokunun hiyerarşik yapısını göstermektedir.

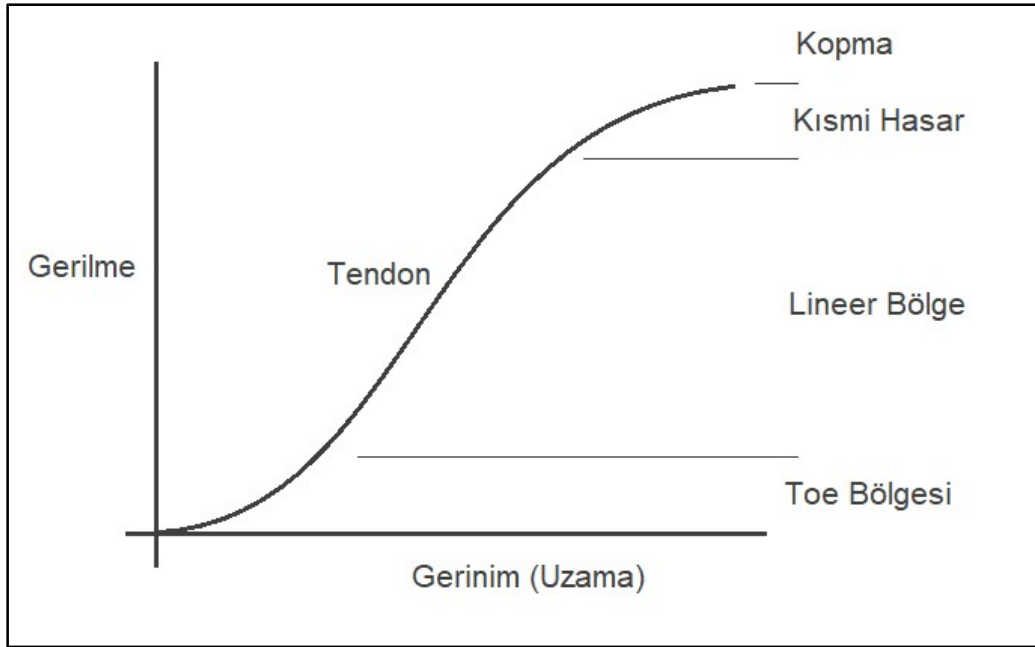


Şekil 1.6. Kolajen bir dokunun hiyerarşik yapısı (Akgün ve ark., 2013)

Kolajen molekülleri fibrillere dönüşür ve fibriller kolajen liflerine dönüşür. Lifler başlangıçta kıvrılır ve tamamen gergin olana kadar gerilmeye karşı çok az direnç gösterirler. Büyük lif grupları, fasikül adı verilen yapılar oluşturmak için bir araya toplanır. Tendonlarda, lifler kesinlikle yüklemeye yönüne paralel olarak hizalanır. Ligamentlerde bazen yanal yükleri taşımaları gerektiğinden tamamen paralel değildirler.

Canlı bir doku olan bağlar ve tendonlar da hücreler içerir. Ancak bu hücreler, genel yapının mekanik özelliklerini etkilemez.

Ligamentler ve tendonlar lineer olmayan viskoelastik davranışlar sergiler. Toe, lineer ve kırık bölgeleri olmak üzere üç farklı bölge tanımlanabilir. Parmak bölgesinde lifler kıvrımlı konumdadır ve az dirençle uzar. Gerilme arttıkça lifler gerginleşir ve eğrinin eğimi artar. Lineer bölgede tüm lifler gerginleşir ve lineer olarak gerilmeye karşı direnç gösterir. Kırılma bölgesinde bazı lifler kopmaya başlar ve sonunda numunede bozulma meydana gelir. Bağlar ve tendonlar, normal fizyolojik aralıkta toe ve lineer bölgelerde çalışır. Tendonların gerilme gerinim eğrisi Şekil 1.7’de görülmektedir.



Şekil 1.7. Tendon gerilme gerinim eğrisi (Akgün ve ark., 2013)

1.4. Sinir Sistemi ve Sinir İletimi

Canlı organizmalar, korunmaları veya çıkarları için çevresel değişikliklere tepki olarak hareketlerine ve konumlarına uyum sağlar. Bir varlık, çevresindeki değişikliklere tepki verdiğinde, uyarın olarak adlandırılırken, uyarana verilen tepkiye yanıt olarak atıfta bulunulur. Yaygın uyarınlar ses, ışık, hava, ısı, koku, tat, su ve yerçekimidir. Sinir Sisteminin müdahalesi ile uyarınlara cevap vermek canlıların karakteristik bir davranışdır. Omurilikten ve beyinden tüm vücuda sinyaller göndermek ve daha sonra vücudun tüm bölümlerinden beyne geri göndermek için atfedilen bir organ sistemidir.

Nöron aracı görevi görür ve Sinir sisteminin temel sinyal birimidir. Ağrı, vücudun bir şeylerin doğru olmadığını bize bildirme şeklidir. Daha fazla yaralanmayı önleyebilir veya bizi tıbbi yardım almaya zorlayabilir. Üstelik tüm bunlar, insanların çeşitli organ ve organ sistemleri arasındaki kontrol ve koordinasyon sayesinde uyarılara tepki verebilmeleri ve tepki verebilmeleri nedeniyle mümkündür. Basit çok hücreli organizmalarda Kontrol ve Koordinasyon, yalnızca vücudumuzun faaliyetlerini koordine eden Sinir sistemi aracılığıyla gerçekleşir. Tüm eylemlerimiz, düşüncelerimiz ve davranışlarımız için kontrol sistemidir.

Sinir sistemi, mesajları taşımak için uzmanlaşmış karmaşık bir nöron ağıdır. Daha yüksek hayvanlara doğru ilerledikçe sinir sisteminin karmaşıklığı artar. Örneğin denizanası gibi canlılar vücutlarına yayılmış nispeten basit sinir ağlarına sahiptir. Yengeçler, dorsal ganglion ve ventral ganglion adı verilen 2 sinir merkezi şeklinde daha karmaşık bir sinir sistemine sahiptir. Merdivende ilerledikçe, omurgalılar gibi daha yüksek organizmaların gelişmiş bir beyni olur. Dahası, hepsi karmaşık bir şekilde birbirine bağlı milyarlarca nöron içeren, hayvanlar alemindeki en karmaşık yapılardan biridir. İnsan vücudunda sinir sistemi, nöronların algıladığı ve ilettiği uyarılara dayalı olarak organların faaliyetlerini bütünleştirir. Mesajları elektriksel darbeler şeklinde iletirler ve duyu organlarına ve duyu organlarından mesajlar iletirler. Böylece sinir koordinasyonu, duyu organlarının, sinirlerin, omuriliğin ve beynin katılımını içerir (Lamia P. 2019).

Gelmiş geçmiş en karmaşık organ sistemlerinden biri olan insan sinir sistemi iki bölümden oluşur. Merkezi Sinir Sistemi (CNS) genellikle vücudun merkezi işlem birimi olarak adlandırılır. Beyin ve omurilikten meydana gelir. Beyin, insan sinir sisteminin önemli, en büyük ve merkezi organlarından biridir. Yeni şeyler keşfetmemize, hatırlamamıza ve anlamamıza, karar vermemize ve çok daha fazlasına yardımcı olan sinir sisteminin kontrol birimidir. Ön, yan ve sırt koruma sağlayan kafatası içinde bulunur.

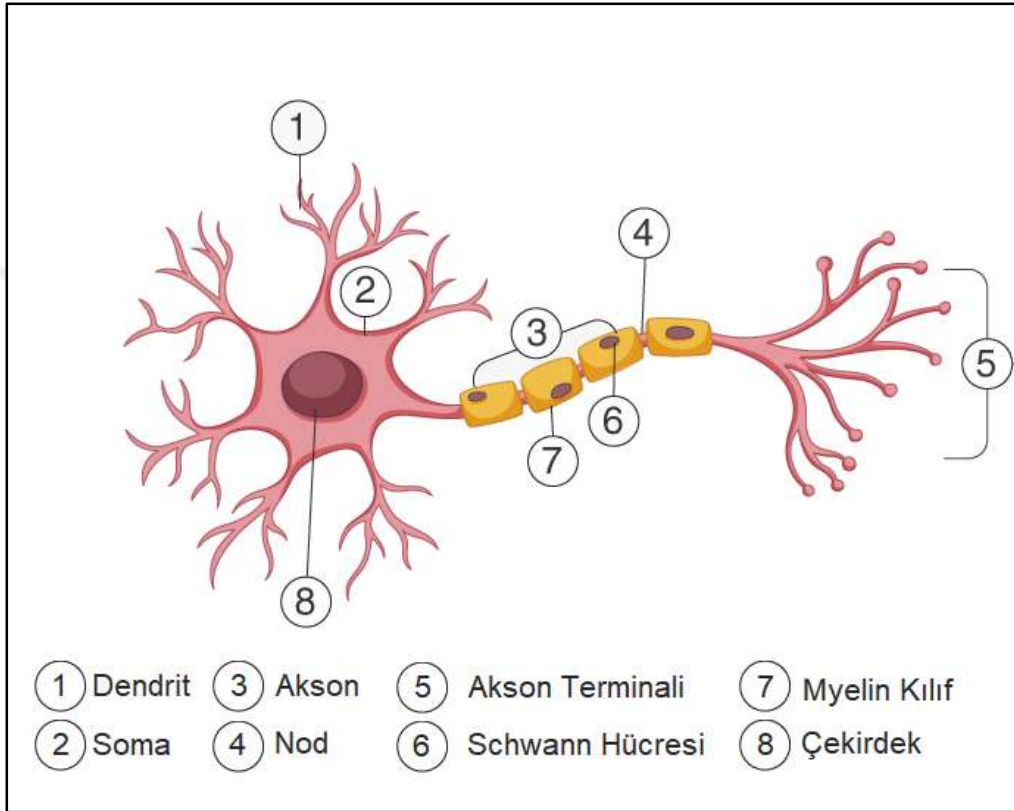
İnsan beyni üç ana bölümden oluşur. Ön beyin: Beynin ön kısmı, Serebrum, Hipotalamus ve Talamus'tan oluşur. Orta beyin: Beyin sapının daha küçük ve orta kısmı, Tectum ve Tegmentum'dan oluşur. Arka beyin: Beyincik, Medulla ve Pons'tan oluşan beynin merkezi bölgesi.

Omurilik, omurganın içinde yer alan ve vücudun tüm kısımlarını beyne bağlayan silindirik bir sinir lifleri ve ilişkili dokular demetidir. Medulla ile devam ederek başlar ve aşağı doğru uzanır. Omur adı verilen kemikli bir kafesle çevrilidir ve meninks adı verilen zarlarla çevrilidir. Omurilik, spinal refleks eylemleri ve beyne giden ve beyinden sinir uyarılarının iletimi ile ilgilidir.

Periferik Sinir Sistemi (PNS), vücudun farklı kısımlarını merkezi sinir sistemi (CNS) ile bağlayan merkezi sinir sisteminden gelişen sinir sisteminin yan kısmıdır. Periferik sinirlerin yardımıyla istemli ve istemsiz eylemler gerçekleştiririz. PNS iki tip sinir lifi içerir. Afferent (İletici) sinir lifleri, doku ve organlardan CNS'ye mesaj iletmekten sorumludur. Efferent sinir lifleri, CNS'den ilgili periferik organa mesajların iletilmesinden sorumludur. Periferik sinir sisteminin iki sınıfa ayrılır. Somatik sinir sistemi (SNS), CNS'den gelen uyarıları iskelet kası hücrelerine ileterek vücuttaki istemli eylemleri kontrol eden sinir sistemidir. Somatik sinirlerden oluşur. Otonom sinir sistemi, fizyolojik fonksiyonların düzenlenmesi (sindirim, solunum, tükürük vb.) gibi istemsiz eylemlerde yer alır. CNS'den gelen uyarıları düz kaslara ve istemsiz organlara (kalp, mesane ve göz bebeği) ileten kendi kendini düzenleyen bir sistemdir. Otonom sinir sistemi sempatik ve parasempatik sinir sistemi olarak ikiye ayrılır. Sempatik sinir sistemi, boyun ve bel bölgesi arasındaki omurilikten çıkan sinirlerden oluşur. Vücudu anormal koşullara karşı şiddetli eylemlere hazırlar ve genellikle adrenalin tarafından uyarılır. Parasempatik sinir sistemi baş ve boyunda önde, sakral bölgede ise arkada bulunur. Esas olarak, şiddet eylemi sona erdiğinde normal koşulların yeniden kurulmasıyla ilgilidir (Lamia P. 2019).

Merkezi sinir sisteminin düzgün çalışmasına yardımcı çeşitli hücreler vardır. Bunlardan en önemlileri nöronlar, dendritler ve glial hücrelerdir. Bu hücreler, tüm bilgilerin depolandığı ve işlendiği beyne bağlıdır. Nöronlar, bilginin işlenmesinden ve diğer sinir hücrelerine, bezlere ve kaslara iletilmesinden sorumlu olan beynin temel birimidir. Her nöronun bir hücre gövdesinden oluştuğu ve uzantıları akson ve dendritlerin oluşturduğu yaklaşık 100 milyar nöron vardır. Nöron, sinir sisteminin yapılandırılmış ve işlevsel bir birimidir ve diğer hücrelerden farklı olarak, nöronların şekli düzensizdir ve elektrokimyasal sinyaller iletebilir. Bir nöronun farklı bölümleri vardır. Dendrit, bir nöronun hücre gövdesinden uzanır ve hücre gövdesindeki en kısa eyaftır. Akson, bir

nöronun hücre gövdesindeki en uzun ipliktir ve çevresinde yalıtkan ve koruyucu bir miyelin kılıfı bulunur. Hücre gövdesi sitoplazma ve çekirdekten oluşur. Sinaps, bir nöronun diğerine geçerken sinir uyarılarının üzerinden geçtiği bir çift komşu nöron arasındaki mikroskobik boşluktur (Akyüz G., Leblebiciler M. A., 2012). Sinir hücresinin yapısı Şekil 1.8’de görülmektedir.



Şekil 1.8. Sinir hücresi yapısı (Berker B. M. Karamustafaoğlu O., 2020)

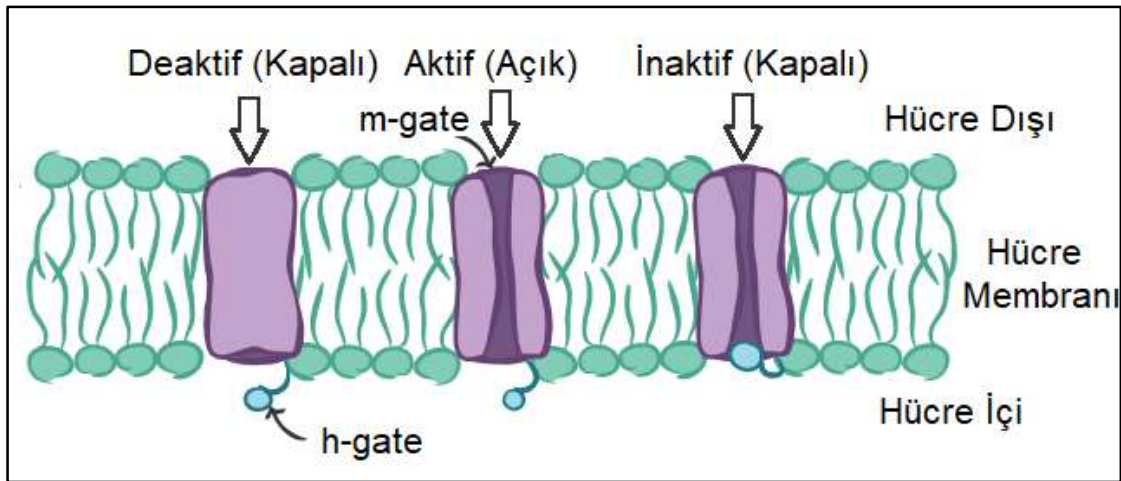
Sinirler, beyin ve omurilikten çıkan iplikli yapılardır. Vücudun tüm bölgelerine mesaj taşımaktan sorumludur. Üç çeşit sinir vardır. Bu nöronlardan bazıları, 119 m/sn'nin üzerinde veya 428 km/s'nin üzerinde hızlarda sinyaller atışleyebilir. Duyu sinirleri tüm duylulardan beyne mesajlar gönderir. Motor sinirler beyinden gelen mesajları tüm kaslara taşır. Karışık sinirler hem duysal hem de motor sinirleri taşır. Kranial sinirler beyinden başlar, çünkü bu sinirler merkezi sinir sisteminden başlayacak dürtüleri taşır. Bazı kranial sinirler, karışık sinirler grubuna aitken, bazıları duyu sinirleri altına girer. Omurilik sinirleri omurilikten kaynaklanır. Tüm omurilik sinirleri, merkezi sinir sistemine gelen ve giden uyarıları taşır ve bunlar karışık sinirlerin bir parçasıdır.

Sinir sistemini incelediğimizde verilerin nöronlar aracılığı ile taşındığını görmekteyiz. Nöronlar hücre çekirdekleri olması sebebiyle normal vücut hücrelerine benzemektedir. Fakat bilgisi taşımalarından ötürü özel bir yapıları vardır. Aksiyon potansiyeli aşıldığında nöronlar harika birer iletkenlerdir. Nöronların aksiyon potansiyellerini aktarmada harika olmalarını sağlayan birkaç ekstra özelliğe sahiptirler. Dendritler komşu nöronlardan sinyal alır (bir radyo anteni gibi). Akson sinyalleri belli bir mesafeye iletir (telefon kabloları gibi). Akson terminali, sinyalleri diğer nöron dendritlerine veya dokularına iletir (bir radyo vericisi gibi). Miyelin kılıfı, akson boyunca sinyal iletimini hızlandırır (Akyüz G., Leblebiciler M. A., 2012).

Konsantrasyon gradyanları, aksiyon potansiyellerinin nasıl çalıştığının ardındaki anahtardır. Aksiyon potansiyelleri açısından, bir konsantrasyon gradyanı, nöronun içi ile nöronun dışı (hücre dışı sıvı olarak adlandırılır) arasındaki iyon konsantrasyonlarındaki farktır. Hücrenin dışında, hücrenin içine kıyasla daha yüksek bir pozitif yüklü iyon konsantrasyonuna sahipsek, büyük bir konsantrasyon gradyanı olacaktır. Aynı şey, hücrenin içinde dışından daha fazla yüklü iyon olsaydı da doğru olurdu. İyonun yükü önemli değildir. Hem pozitif hem de negatif yüklü iyonlar, gradyanı dengeleyecek yönde veya hatta dışarı doğru hareket eder.

Nöronlar çoğu zaman negatif bir konsantrasyon gradyanına sahiptir, yani hücrenin dışında hücrenin içinden daha fazla pozitif yüklü iyon vardır. Negatif bir konsantrasyon gradyanının bu düzenli durumuna, istirahat membran potansiyeli denir. Dinlenme zar potansiyeli sırasında nöronun dışında, içinde olduğundan daha fazla sodyum iyonu (Na^+) nöronun içinde dışından daha fazla potasyum iyonu (K^+) vardır. İyon konsantrasyonu yine de statik değildir! İyonlar konsantrasyonlarını eşitlemeye çalışırken, iyonlar sürekli olarak nöronun içine ve dışına akar. Bununla birlikte hücre, oldukça tutarlı bir negatif konsantrasyon gradyanını (-40 ila -90 mili volt arasında) korur. Nöron hücre zarı potasyum iyonlarına karşı süper geçirgendir ve bu nedenle potasyum kanalları (hücre duvarındaki delikler) yoluyla nörondan çok fazla potasyum sızar. Nöron hücre zarı sodyum iyonlarına kısmen geçirgendir, bu nedenle sodyum atomları sodyum sızıntı kanalları yoluyla yavaş yavaş nörona sızar. Hücre, negatif bir dinlenme zar potansiyelini korumak ister, bu nedenle potasyumu hücreye geri pompalayan ve aynı zamanda sodyumu hücreden dışarı pompalayan bir pompası vardır.

Aksiyon potansiyelleri (vücudunuzun etrafına sinyaller gönderen elektriksel darbeler), nöronun içine ve dışına ani akan iyonların neden olduğu nöronun membran potansiyelindeki geçici bir değişimden (negatiften pozitif) başka bir şey değildir. Dinlenme durumunda (bir aksiyon potansiyeli oluşmadan önce) sodyum ve potasyum kanallarının tümü kapalıdır. Bu geçitli kanallar, sızıntı kanallarından farklıdır ve yalnızca bir aksiyon potansiyeli tetiklendiğinde açılır. Bu kanalların "voltaj kapılı" olduğunu söylüyoruz çünkü hücre zarındaki voltaj farkına bağlı olarak açık ve kapalıdır. Voltaj kapılı sodyum kanallarının iki kapısı (m kapısı ve h kapısı), potasyum kanalının ise yalnızca bir kapısı vardır (n kapısı). Kapı m (aktivasyon kapısı) normalde kapalıdır ve hücre daha pozitif olmaya başladığında açılır. Kapı h (devre dışı bırakma kapısı) normalde açıktır ve hücreler çok pozitif olduğunda salınımlar kapanır. Kapı n normalde kapalıdır, ancak hücre depolarize olduğunda (çok pozitif) yavaşça açılır. Voltaj kapılı sodyum kanalları üç durumdan birinde bulunur. Hareketsizken kanallar devre dışı bırakılır. M kapısı kapalıdır ve sodyum iyonlarının geçmesine izin vermez. Bir akım geçtiğinde ve bir zaradaki voltaj farkını değiştirdiğinde, kanal etkinleştirilecek ve m kapısı açılacaktır. Nöron depolarize olurken, h kapısı sallanarak kapanır ve sodyum iyonlarının hücreye girmesini engeller (Berker B. M. Karamustafaoğlu O., 2020). Nöron hücrelerine iyon girişi ile ilgili görsel Şekil 1.9'da verilmiştir.



Şekil 1.9. Nöron hücrelerinde iyon iletimi

Bir aksiyon potansiyeli oluşması sırasında gerçekleşen üç ana olay vardır. Hücre gövdesini depolarize eden tetikleyici olay meydana gelir. Bu sinyal nörona bağlanan

diğer hücrelerden gelir ve pozitif yüklü iyonların hücre gövdesine akmasına neden olur. Pozitif iyonlar hücreyi depolarize etmek için hala hücreye akar, ancak bu iyonlar, nörotransmitter olarak bilinen belirli bir kimyasal kanala bağlanıp açılmasını söylediğinde açılan kanallardan geçer. Nörotransmitterler, genellikle kendi aksiyon potansiyellerinin sonucu olarak, dendritlerin yakınındaki hücreler tarafından salınır! Bu gelen iyonlar, membran potansiyelini depolarizasyon olarak bilinen 0'a yaklaştırır. Daha negatif ve daha pozitif alanlar arasında bir fark varsa, bir nesne kutupsaldır. Pozitif iyonlar negatif hücreye aktıkça, bu fark ve dolayısıyla hücrenin polaritesi azalır. Hücre gövdesi, aksonda bulunan voltaj kapılı sodyum kanallarını tetikleyebilecek kadar pozitifleşirse, aksiyon potansiyeli gönderilir (Akyüz G., Leblebiciler M. A., 2012).

De polarizasyon: Hücreyi daha az polar yapar (iyonlar konsantrasyon gradyanlarını hızla eşitlemeye başladıkça membran potansiyeli küçülür). Son zamanlarda depolarize olan hücre gövdesi sayesinde aksonun hücre gövdesine en yakın kısmındaki voltaj kapılı sodyum kanalları aktive olur. Bu, pozitif yüklü sodyum iyonlarının negatif yüklü aksone akmasına ve çevreleyen aksonu depolarize etmesine izin verir. Açılan kanalları domino taşları gibi düşünebiliriz, bir kanal açılıp pozitif iyonların içeri girmesine izin verdiğinde, aksondaki kanalların da aynı şeyi yapması için zemin hazırlar. Bu aşama depolarizasyon olarak bilinmesine rağmen, nöron aslında dengeyi geçer ve aksiyon potansiyeli geçerken pozitif olarak yüklenir.

Repolarizasyon: Hücreyi dinlenme potansiyeline geri getirir. Sodyum kanallarının inaktivasyon kapıları kapanır ve pozitif iyonların içe doğru akışını durdurur. Aynı zamanda potasyum kanalları açılır. Hücrenin içinde dışarıdakinden çok daha fazla potasyum vardır, bu nedenle bu kanallar açıldığında girenden daha fazla potasyum çıkar. Bu, hücrenin pozitif yüklü iyonları kaybettiği ve dinlenme durumuna geri döndüğü anlamına gelir.

Hiperpolarizasyon: Hücreyi tipik istirahat membran potansiyelinden daha negatif yapar. Aksiyon potansiyeli geçtikçe potasyum kanalları biraz daha uzun süre açık kalır ve pozitif iyonların nörondan çıkmasına izin vermeye devam eder. Bu, hücrenin geçici olarak hiperpolarize olduğu veya dinlenme durumundan daha da negatif olduğu anlamına gelir. Potasyum kanalları kapandıkça, sodyum-potasyum pompası dinlenme durumunu yeniden kurmak için çalışır.

1.5. Duyular ve Duyu Reseptörleri

İnsan duyuşsal alımı, insanların dış ve iç ortamlardaki değişikliklere tepki gösterdiği anlamına gelir. Eski filozoflar insan duyularına "ruhun pencereleri" adını verdiler ve Aristoteles en az beş duyu tanımladı: görme, duyma, koku alma, tatma ve dokunma. Aristoteles'in etkisi o kadar kalıcıdır ki, birçok insan hâlâ beş duyudan sanki başka duyular yokmuş gibi söz etmektedir. Yine de modern duyu kataloğu artık kinestetik duyuyu (yani hareket duyusunu) ortaya çıkaran kaslar, tendonlar ve eklemlerdeki alıcıları ve iç kulaktaki vestibüler organlardaki alıcıları içermektedir. Dolaşım sistemi içinde, kandaki karbondioksite veya kan basıncındaki veya kalp atış hızındaki değişikliklere duyarlı duyuşsal reseptörler bulunur ve sindirim sisteminde, açlık ve susuzluk gibi deneyimlere aracılık ettiği anlaşılan reseptörler bulunur. Bazı beyin hücreleri de açlık reseptörü olarak katılabilir. Bu, özellikle bazı hücrelerin kan kimyasındaki (su ve diğer sindirim ürünleri) değişikliklere ve hatta beyindeki sıcaklık değişikliklerine duyarlı olduğu beynin alt kısımlarındaki (hipotalamus gibi) hücreler için geçerlidir.

Duyusal yapıları sınıflandırmanın bir yolu, normalde tepki verdikleri uyarılara göre; dolayısıyla fotoreseptörler (ışık için), mekanoreseptörler (bozulma veya bükülme için), termoreseptörler (ısı için), kemoreseptörler (örneğin kimyasal kokular için) ve nosiseptörler (ağrılı uyarılar için) vardır. Bu sınıflandırma yararlıdır çünkü çeşitli duyu organlarının uyarı enerjisini sinir uyarılarına dönüştürme (dönüştürme) biçiminde ortak özellikleri paylaşabileceğini açıkça ortaya koymaktadır. Bu nedenle, kulaktaki işitsel hücreler ve vestibüler (denge) reseptörleri ve derideki bazı reseptörlerin tümü, mekanik yer değiştirmeye (bozulma) benzer şekilde yanıt verir. Aynı ilkelerin çoğu diğer hayvanlar için de geçerli olduğundan, onların alıcıları insan duyularının modelleri olarak incelenebilir. Ek olarak, birçok hayvan, insanların algılayamadığı uyarıların algılamalarına izin veren özel reseptörlerle donatılmıştır. Örneğin, pit engerek, "görünmez" kızılötesi ışığa karşı mükemmel bir duyarlılığa sahip bir alıcıya sahiptir.

Spesifik anatomik biçimleri ne olursa olsun, tüm duyu organları temel özellikleri paylaşır. Tüm duyu organları, genellikle sınırlı bir yoğunluk aralığında, bir uyarıcı enerji sınıfına özel olarak duyarlı olan alıcı hücreler içerir. Bu tür seçicilik, her alıcının kendi "yeterli" veya uygun veya normal uyarısına sahip olduğu anlamına gelir, örneğin

ışık görme için yeterli uyarandır. Bununla birlikte, diğer enerjiler (“yetersiz” uyarılar), yeterince yoğunlarsa reseptörü aktive edebilir. Bu nedenle, örneğin başparmak kapalı bir göze yerleştirildiğinde ve dokunulan yerin karşısındaki bir konumda görme alanında parlak bir nokta (fosfen) görüldüğünde kişi basıncı “görebilir”. Her modalite için hassas mekanizma genellikle vücutta dönüştürücü nöronların (duyu hücreleri) bulunduğu alıcı bir zar veya yüzeyde (gözün retinası gibi) lokalizedir. Çoğu zaman duyu organı, uyarıcı enerjiiyi alıcı hücrelere yönlendirmek için yardımcı yapılar içerir; bu nedenle, normalde şeffaf olan kornea ve göz içindeki lens ışığı retinal duyu nöronlarına odaklar. Retina sinir hücrelerinin kendileri, gözü çevreleyen yapı tarafından görsel olmayan enerji kaynaklarından az çok korunur. Her modalite için hassas mekanizma genellikle vücutta dönüştürücü nöronların (duyu hücreleri) bulunduğu alıcı bir zar veya yüzeyde (gözün retinası gibi) lokalizedir. Çoğu zaman duyu organı, uyarıcı enerjiiyi alıcı hücrelere yönlendirmek için yardımcı yapılar içerir; bu nedenle, normalde şeffaf olan kornea ve göz içindeki lens ışığı retinal duyu nöronlarına odaklar. Retina sinir hücrelerinin kendileri, gözü çevreleyen yapı tarafından görsel olmayan enerji kaynaklarından az çok korunur. Herhangi bir reseptör yapısındaki birincil dönüştürücüler veya duyu hücreleri normalde sinir uyarısını taşıyan ikincil, gelen (afferent) sinir hücreleriyle (sinaps) bağlanır. Deri gibi bazı reseptörlerde, tek tek birincil hücreler, cilt yüzeyinin hemen altından omuriliğe ulaşana kadar deri altı dokulardan sarılarak, metrelerce uzunlukta olabilen ipliksi yapılara (aksonlar) sahiptir. Burada, deriden gelen her akson zincirdeki bir sonraki (ikinci derece) nöronla sonlanır ve sinaps yapar. Buna karşılık, gözdeki her bir birincil reseptör hücresinin tamamı retinada bulunan çok kısa bir aksone sahiptir; bu, internuncial hücreler adı verilen çeşitli tipte ikinci derece nöronlardan oluşan bir ağ ile sinaps yapar ve bunlar da üçüncü derece ile sinaps yapar. Bipolar hücreler denilen nöronlar (hepsi hala retinada). Bipolar hücreli aksonlar, afferent olarak retinanın ötesine uzanır ve göz küresini, daha fazla sinaptik bağlantı kurmak için beyne giren optik siniri oluşturmak üzere bırakır. Bu görme sistemi bir bütün olarak ele alınırsa, retinanın, ışığın doğrudan üzerine düşebildiği beynin genişletilmiş bir parçası olduğu söylenebilir.

Bu tür afferent sinirlerden, daha da yüksek dereceli nöronlar, beyin sapının anatomik olarak ayrı yollarıyla ve beynin daha derin kısımlarıyla giderek daha karmaşık bağlantılar kurar ve bu bağlantılar sonunda serebral kortekste belirli alıcı alanlarda sonlanır. Farklı duyu alıcı alanlar, korteksin belirli bölgelerinde (görme için beynin

arkasında oksipital loblar, işitme için yanlarda temporal loblar ve dokunma işlevi için beynin tepesine doğru parietal loblarda) lokalizedir.

Modern çağda, iletişim mühendisliği dilinin insan duyularını tanımlamada faydalı olduğu bulunmuştur. Her duyu modalite, uyarıcı bilgisi (girdi) alan, bilgiyi işleyen ve depolayan (bellek) ve bireyin etkin davranışı (çıkıtı) için gerektiğinde geri alan bir kanal olarak tanımlanabilir. Ayrıca radyo, televizyon, radar, elektron mikroskobu gibi cihazlar da duyuların menzilin ve gücünü genişletmektedir. Bununla birlikte, son analizde, tüm bu tür cihazlar, bilgiyi, yardımsız duyularla doğrudan algılanabilen bir uyarı enerjisi formuna geri dönüştürür. Örneğin televizyon, algılanamayan elektromanyetik dalgaları görsel ve işitsel sinyallere dönüştüren bir dönüştürücüdür. Bazı özel amaçlar için, kör kişilerin eksik görsel kanalların yerine Braille veya diğer dokunsal girdileri kullandığında olduğu gibi, insanlar alternatif duyu kanalları kullanabilirler. Kimyasal duyuların insanlar arasındaki sembolik iletişimde çok az işlevi olsa da, romantik sinyallerde parfüm kullanımı dikkate değer bir istisnadır. Bununla birlikte, genel olarak, kimyasal duyular fizyolojik hayatta kalma ile daha doğrudan ilgilidir (kokmuş bir balığın yemek için tehlikeli olduğu konusunda uyarı). Fiziksel esenlik aynı zamanda ağırlıklı olarak proprioseptörlere (vücut pozisyonunu algılamak için) ve denge hissine dayanır. Uzayda bedensel oryantasyonu izleyen bu yapılar, hareketlere rehberlik etmek için çok önemli duyu geri bildirim sağlar.

İki basınç duyu (ışık ve derin uyarı), iki tür sıcaklık duyarlılığı (sıcak ve soğuk) ve ağrı duyu için kanıt vardır. 1880'lerde, insan derisinin noktaları (farklı noktalarda seçici olarak hassas) olduğuna dair bulgular, bir zamanlar dokunma duyu olarak gruplandırıldığında işlevler arasında bir ayrışmanın açık göstergesiydi. Cildin ince bir kılla veya dar uçlu (sıcak veya soğuk) bir silindire haritalanması, basınca, yüksek sıcaklıklara ve soğuk sıcaklıklara karşı maksimum hassasiyette farklı noktalar olduğunu gösterdi. Derideki noktalar arasında uyarıldığında, böyle bir duyu bildirilmemiştir. Ağrı noktaları ayrıca ince uçlu bir iğne ile de belirlenebilir, ancak uyarı yoğunluğu arttığında ağrı yaygın görüldüğü için noktaları karakter daha az dikkat çekicidir. Noktaların sayısı en fazla ağrı için, sonra dokunma için, sonra soğuk için ve en az sıcak içindir.

Derinin mikroskopik incelemesi, serbest sinir uçları (en yaygın olanları), Ruffini uçları ve Pacinian cisimcikleri, Meissner cisimcikleri ve Krause uç ampulleri gibi kapsüllenmiş sonlar dahil olmak üzere çeşitli sinir terminallerini ortaya çıkarır.

Laboratuvar hayvanlarında bazı sinir uçları, yalnızca bir tür uyarana (örneğin, çok hafif ağırlıktaki basınç uyarınlarına veya hafif sıcaklık değişikliklerine) yanıt veriyor gibi görünmektedir; diğerleri geniş bir hassasiyet yelpazesi sergiler. Bazı reseptörler hem sıcaklığa hem de basınca karşı birleşik hassasiyet gösterir. Bazı durumlarda, yalnızca özel mekanik uyarım türleri (ovma gibi) etkili olabilir. Ayrıca, bireysel sinir lifleri için cilt alanlarında (reseptör alanları) geniş bir örtüşme vardır, bu da cilt sinirlerinin örtüşen afferent girdilerinin sinirsel bir entegrasyonunu düşündürür.

Öte yandan, bazı dokusal alıcılar (örneğin, Pacinian cisimcikleri) yalnızca mekanik deformasyona tepki verir. Bir Pacinian cisimciği, sinir ucunun mekanik hassasiyetini azaltan, sinir ucunun etrafında oluşan, nöral olmayan (bağ) dokudan oluşan soğan şeklindeki bir yapıdır. Soğan benzeri kapsül tamamen çıkarılırsa, mekanik hassasiyet sadece kalmaz, aynı zamanda kapsülün mevcut olduğu duruma göre biraz daha fazladır.

Derinin duyuşal uç yapılarındaki farklılıklara ek olarak, onlardan gelen afferent sinir lifleri (aksonlar) da çeşitlilik gösterir. Sinir liflerinin boyutları, çapı 10 ila 15 mikrometre (bir metrenin milyonda biri) olan büyük miyelinli (kılıflı) aksonlardan, yalnızca mikrometrenin onda birini ölçen son derece küçük miyelinsiz liflere kadar değişir. Şişman aksonlar, sinir uyarılarını küçük liflerden daha hızlı iletme eğilimindedir; farklı çaplardaki aksonlar tek bir demet (sinir) oluşturduğunda, karışık sinir denilen bir sinir oluştururlar. Bu nedenle, karışık bir sinirden gelen elektrik kayıtları, farklı çaplardaki aksonların iletmediği tipik hızları yansıtan A (hızlı), B (orta) ve C (yavaş) bileşenlerini gösterir. Pacinian cisimcikleri gibi bu tür özelleşmiş kapsüller daha büyük çaplı aksonlarla ve sıcaklığa duyarlı uçlar orta boy liflerle ilişkili olma eğiliminde olsa da, cilt modalitelerinin her birinin A, B'den biri ile benzersiz bir ilişkisi vardır veya C fiber grupları desteklenemez. Tüm kutanöz duyular, tüm çaplardaki bazı liflerle ilişkili görünmektedir; ayrıca, C lifleri (bir zamanlar ağrı işleviyle sınırlı olduğu düşünülür), cilde uygulanan ağrısız uyarılara karşı oldukça spesifik hassasiyetler gösterir.

Dokunsal uyarılar için büyük bir sinir yolu, omuriliğin arkası (dorsal sütunlarda) boyunca uzanır. Afferent lifler kutanöz sinirlerden kordona girer ve bir (ipsilateral) dorsal kolonda sinaptik kırılma olmaksızın yükselir. Bu, derin basınç ve kinestezi duyularına aracılık eden lifler tarafından paylaşılan çok hızlı ileten bir yoldur. Diğer dokunsal, sıcaklık ve ağrı bilgileri, omuriliği duyuşal liflerin giriş seviyesine yakın bir şekilde geçer ve kordun kontralateral yollarında (lateral ve ventral spinotalamik yollar) beyne yükselir.

Omurilik boyunca dağıtılan sinirlerin her biri, vücut yüzeyinde yaklaşık 2,5 cm (1 inç) genişliğinde iyi tanımlanmış bir deri şeridine (bir dermatom) hizmet eden bir duyu demeti içerir. Ardışık omurilik sinirleri üst üste biner, böylece derideki her yer iki ve bazen üç dermatomu temsil eder; bu, vücut üzerinde baştan ayağa kadar parçalı bir şerit deseni verir. Tüm dermatomlar, beynin derinliklerinde, vücut yüzeyinde hassas bir üç boyutlu dokunsal hassasiyet düzeninin bulunduğu tek bir röle merkezine (duyuşal talamus) beslenir. Talamusun bu kısmındaki nöronlar (ventral posterolateral çekirdek) belirli cilt duyularına (basınç gibi) özgüdür ve küçük ve kesin reseptör alanları oluşturur. Spesifik ventral posterolateral talamustan gelen yollar, kortikal yüzey üzerinde vücut yüzeyinin noktadan noktaya temsilinin olduğu serebral korteksin (arka rolandik kortikal duyuşal alan) dar bir bandında biter (veya çıkıntı yapar). İkinci bir daha yaygın talamik sistem (arka talamik çekirdeklerde) vardır; burada reseptör alanları geniştir, belki iki taraflıdır, sol ve sağ taraflarda, belki de vücudun bir tarafını içerir. Buradaki reseptör alanları ve yanıt verdikleri uyaran türleri açıkça tanımlanmamıştır. Posterior talamik sistemin kortikal izdüşümü, ventral posterolateral talamusunkinden daha az iyi çizilmiştir. Bu nedenle, oldukça spesifik olan ve daha genelleştirilmiş olan dokunsal yapılar arasında bir ayrışma olduğu görülmektedir.

Deri duyularının ayrışması bazı hastalıkların seyrinde kendini gösterir; örneğin siringomiyelide, omuriliğin merkezi kanalının dejenerasyonu ağrı ve sıcaklık duyarlılığı kaybına yol açar. Bununla birlikte, hasta hala baskı yaşayabilir. Bazı durumlarda, çürükler, kesikler ve hatta vücut parçalarının kaybı gibi feci sonuçlarla birlikte ağrı duyarlılığının tamamen yokluğu olabilir. Ağrıya karşı basınç ayrışmasının diğer örnekleri, spinal yolların veya beyin sapına giden sinirlerin bölümlerinin seçici olarak kesildiği cerrahi prosedürlerde (traktotomi gibi) meydana gelir. Bu tür operasyonlar,

basınç hassasiyetini gereksiz yere azaltmadan ağrıyı gidermek için özel olarak tasarlanmıştır.

Belirli bir deri parçası içindeki hassasiyetlerin karışımı, yeterli uyarı kavramı için bir temel sağlar. Bazen, örneğin, soğuk bir nokta çok sıcak bir uyarana tepki verir ve kişi paradoksal soğuk denen şeyi deneyimler. Sıcak bir uyarandan gelen ısı hissi, muhtemelen, soğuk ve ağrı reseptörlerinin yetersiz veya uygunsuz (ancak etkili olmasına rağmen) uyarılmasıyla birlikte sıcaklık reseptörlerinin yeterli uyarılmasından kaynaklanmaktadır.

Basıncı (yani basınç eşiğini) tespit etme yeteneği genellikle, deri yüzeyinin mm karesi başına yaklaşık 0,85 gram (yaklaşık 1.2 pound/inç kareye eşdeğer) bir gerilim elin arkasına uygulandığında ortaya çıkar. Bu nedenle, 0,1 mm karelik bir uyarıcı saça (veya kıla) uygulanan 85 mg'lık bir kuvvet, basınç deneyimini ortaya çıkarmak için hemen yeterlidir. Basınç eşiğindeki darbe enerjisi, işitme veya görme için gerekenden çok daha fazladır, deri, kulaktan yaklaşık 100.000.000 kat, gözden de 10.000.000.000 kat daha fazla enerjiye ihtiyaç duyar. Diferansiyel basınç ayırımı (yoğunlukta sadece fark edilebilir farklılıkları algılama yeteneği), maksimum hassasiyette yaklaşık yüzde 14'lük değişiklikler gerektirir.

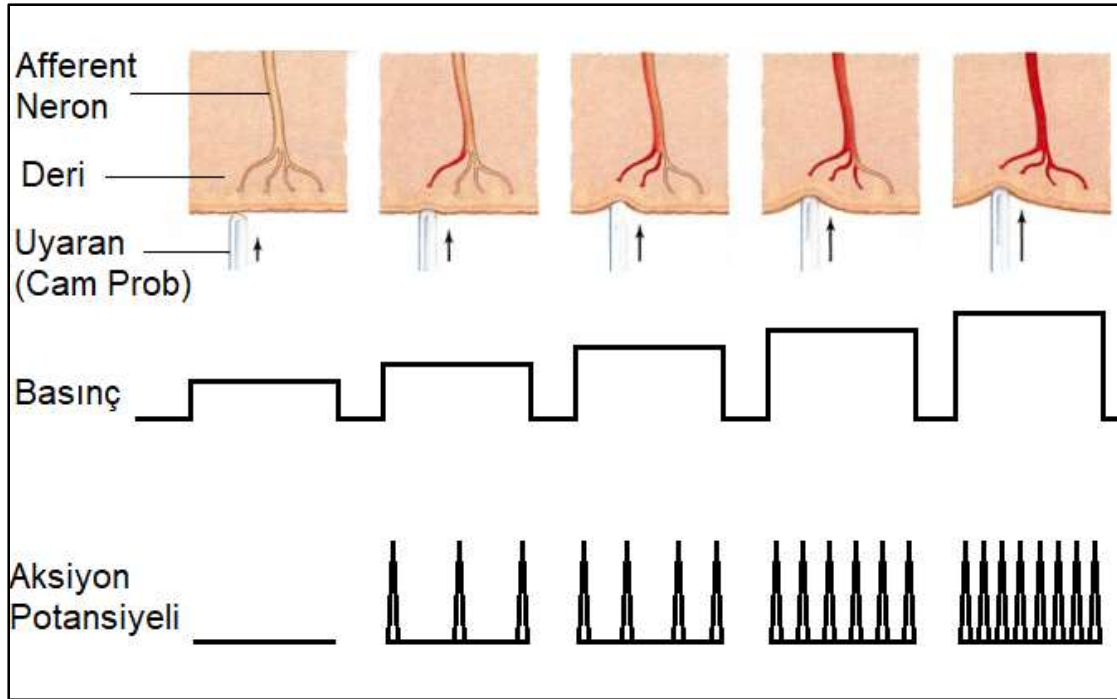
Basınca uyum iyi bilinmektedir, kişinin düzenli olarak uygulanan bir kıl hakkındaki farkındalığı kaybolur ve sonunda kaybolur. Sonuç olarak, hareket uyarımında bir değişiklik meydana getirmediği, insanlar giysilerinin sabit basıncının nadiren farkında olurlar. Dokunsal deneyimler arasında en dramatik ve belki de en iyi bilinen, termal uyarıma uyumdur. Sıcak veya soğuk bir uyarının sürekli sunumu, ilk duyumun azalmasına veya kaybolmasına ve eşik değerlerinde bir artışa yol açar. Adaptasyon yoluyla termal duyunun tamamen yok edilmesi, yaklaşık 16 ila 42 °C (61 ila 108 °F) aralığında gerçekleşir. Bir el sıcak (40 °C [104 °F]) su dolu bir kaba konulur ve buna uyarlanır ve aynı zamanda diğer el soğuk (20 °C [68 °F]) suya uyarlanırsa, daha sonra her iki el aynı anda ılık (30 °C [86 °F]) suya yerleştirildiğinde, önceden soğutulmuş el sıcak, diğer el soğuk hisseder. Her iki tip sıcaklık reseptörü de adaptasyon gösterir. Soğuk alıcılar, normal olarak ani ısınmaya yanıt vermeyen, ani soğutma üzerine bir elektrik boşalması ile karakterize edilir; benzer elektriksel tepkiler, sıcaklık reseptörleri tarafından üretilir. Her iki reseptör de sıcaklığa bağlı olarak seçici olarak sabit deşarjlar

gösterir; maksimum deşarj tipik olarak bireysel sıcaklık alıcıları için 38 ila 43 °C (100 ila 109 °F) arasında ve soğuk alıcılar için 15 ila 34 °C (59 ila 93 °F) arasında gerçekleşir.

Ağrı, tüm insan duyuları arasında en az anlaşılındır. Stimülasyon paterni, ağrıda başka herhangi bir anlamda olduğundan daha önemlidir. Cilde veya açıkta kalan bir sinire yapılan tek bir kısa elektrik şoku ağrı deneyimine yol açmayabilir, yine de tekrarlayan uyarım üzerine ağırlı hale gelme eğilimindedir. Kutanöz ağrı genellikle vücudun derin dokuları (örneğin iç organlar) ile ilişkili ağrıdan daha keskin bir şekilde algılanır. Vücudun belirli bölgeleri nispeten analjeziktir (ağrısızdır); örneğin, yanağın mukoza zarını rahatsızlık duymadan yüzeysel bir şekilde ısırabilirsiniz. Karın boşluğunun organları genellikle kesilmeye veya yanmaya karşı duyarsızdır, ancak içi boş iç organların çekilmesi veya gerilmesi ağırlıdır (mide gazla şiştiğinde olduğu gibi). Ağrı, diğer duyuşal modalitelerden daha karmaşık görünse de duyuşal adaptasyon da gösterir. Bu nedenle, baş ağrılarının, diş ağrılarının ve yaralanmalardan kaynaklanan ağrılarının yoğunlukları, muhtemelen kan dolaşımındaki değişiklikler veya iltihaplanma derecesi gibi faktörlerden kaynaklanan döngüsel dalgalanmalar gösterir. Diş kaynaklı veya hastalıklı dokulardan kaynaklanan iç organ ağrıları, kutanöz ağrı üzerinde daha az etkili olma eğiliminde olan analjezik ilaçlarla azaltılabilir. Ağrının güçlü bir duyuşal bağlamı vardır. Bazı durumlarda, frontal lobotomiler (bir tür beyin ameliyatı) yapıldıktan sonra, bir kişi hala iğne batması veya başka bir tahrişin acısını hissettiğini ancak bunu kendisi kadar rahatsız edici veya duyuşal olarak yıkıcı bulmadığını bildirebilir. Birçok fenomen, potansiyel olarak ağırlı duyuşal girdiyi algılamada beyin ve omuriliğın güçlü rolünü gösterir. Bir teoriye göre, omurilikteki bir kapı kontrol sistemi, girdinin ağırlı olarak algılanıp algılanmadığını belirlemek için deriden gelen duyuşal girdiyi modüle eder. Bu teorik formülasyon, herhangi bir uyarın değişikliğı olmamasına rağmen, algılanan ağrının yoğunluğundaki anbean dalgalanmaları da açıklayabilir. Duyuşal gerilim veya geçmiş psikolojik deneyimler gibi beyin aracılı faktörlerin, bu spinal kapı kontrol sistemi üzerinde hareket ederek ağrı algısını etkilediğı düşünölmektedir.

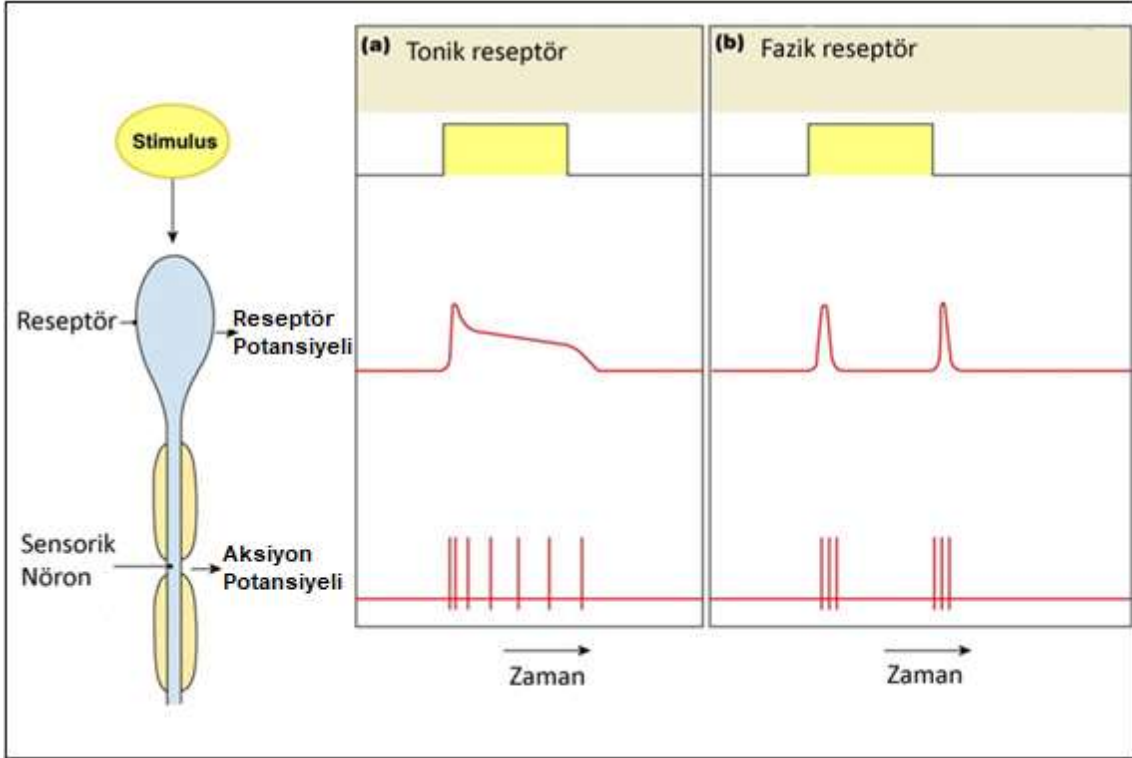
Bu çalışmada yapay dokunma hissi oluşturulması amaçlanmaktadır. Bu sebeple dokunma hissini algılamada reseptörlere yoğunlaşölmüştür. Dokunma duyusu cilt üzerindeki mekano reseptörlerin uyarılmasıyla oluşur. Mekano reseptörler kıllı ve kılsız

deride farklı işlev gösterir. Dokunma somatik duyulardandır. Temas ve basınç olarak farklı şekilde hissedilir. Dokunma reseptörlerinin en yoğun bulunduğu yer el ve özellikle parmak uçlarıdır. Parmak uçlarında aynı zamanda termal ve acı reseptörleri de yer alır. Reseptörlerin kendisi bir sinir hücresi olabileceği gibi sinir hücresine sinaptik bağlantıda oluşturabilir. Reseptörler ya hep ya hiç mantığı ile çalışırlar. Uyarının şiddeti arttıkça reseptörün uyarım frekansı değişir. Uyarılan reseptör sayısı arttıkça ise beyne iletilen impuls sayısı artar. Reseptördeki iletilen sinyalin genliği hiçbir zaman değişmez, aksiyon potansiyeli aşıldığında reseptörde bir sinyal oluşur ve genliği sabittir. Nöron uyarımı ve aksiyon potansiyeli oluşumu Şekil 1.10'da verilmiştir.



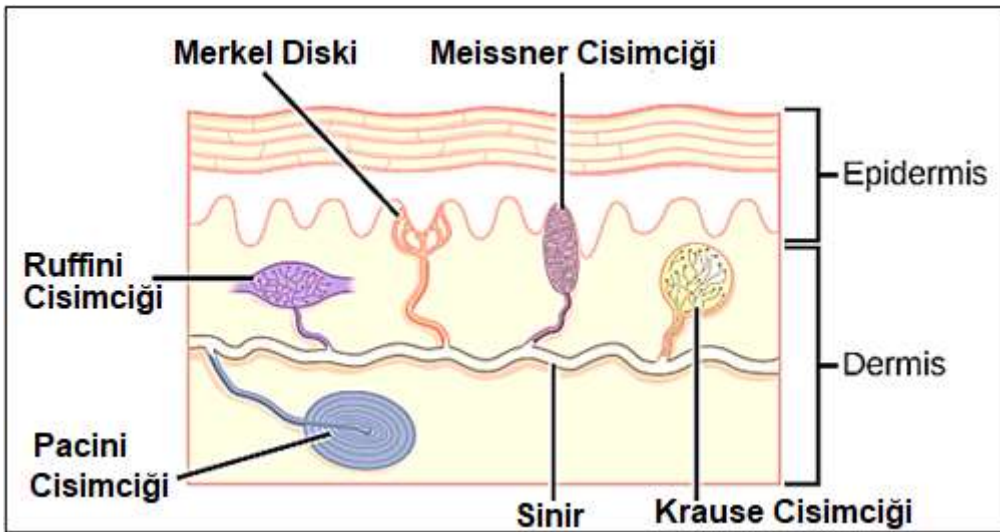
Şekil 1.10. Nöron uyarımı ve aksiyon potansiyeli

Reseptörler sürekli uyarımda tepkisizleşebilirler buna reseptör entegrasyonu ya da adaptasyonu denir. Genellikle mekanoreseptörlerde görülür. Giydiğimiz kıyafetlerin yaptığı baskıyı bir süre sonra hissetmememiz bu duruma örnek olarak verilebilir. Adaptasyon hızına göre çabuk adapte olan reseptörler (fazik) ve yavaş adapte olan reseptörler (tonik) olarak ikiye ayrılırlar. Adaptasyon sürecinde uygulanan uyarımlar, reseptörde daha az sinyale sebep olurlar. Adaptasyon süresi reseptörlere ve buldukları bölgeye değişiklik göstermektedir. Tonik ve fazik reseptörlerin uyarılmasına ilişkin görsel Şekil 1.11'de verilmiştir



Şekil 1.11. Tonik ve fazik reseptörlerin uyarılması

Dokunma duyusu 3 temel özellik algılar. Bunlar dokunma, basınç ve titreşimdir. Dokunma deri ve derinin hemen altında bulunan mekanoreseptörler tarafından algılanır, basınç genellikle daha derin dokuların deformasyonu ile hissedilir, titreşim ise hızlı ve tekrarlayıcı duyuşal sinyaller olarak algılanır. Mekhanoreseptörler Şekil 1.12’de verilmiştir.



Şekil 1.12. Mekano reseptörler

Dokunma duyusunun fizyolojisi incelendiğinde mekanoreseptörlerin cilt yüzeyine daha yakın olduğu görülmektedir. Meissner cisimcikleri, dermal papilla ve epidermis arasında yer alır. Kapsülün merkezi, hızla adapte olan aksiyon potansiyelleri üreten afferent sinir lifleri içerir. Meissner cisimcikleri tüysüz derinin (örneğin parmak uçları) en yaygın mekanoreseptörleridir ve bunların afferent lifleri insan elinin duyu innervasyonunun yaklaşık %40'ını oluşturur [16]. Serbest sinir uçları en az özelleşmiş reseptörlerdir. Dokunma ve basınca karşı duyarlıdır, acı ve ağrı hissi bu sinirler tarafından algılanır. Yüze yakınlar. Meissner köprüsü temas ve basınç duyusunu algılar. Hafif dokunmaya duyarlıdır, hızlı adaptasyon gösterir, çok hassastır. Merkel diski deri ve mukozada bulunur ve teması algılar, yavaş adapte olan reseptörlerdendir. Ruffini organe derinin hemen altında eğer dermin bitip dermin başladığı yerde bulunur, çok az adapte olur (tonik), basıncı ve deformasyonu algılar. Pacini korpuskülü deri altında ligament ve eklemlerde bulunur. Çok hızlı adapte olurlar. Basınca duyarlıdır. Titreşim ve hızlı mekanik değişimleri algılarlar.

2. MATERYAL METOT

Günümüzde yüksek teknolojiye sahip robot kol uygulamalarına rastlansa da akademik platformlarda ilgili yayın ve çalışmalara erişilememektedir. Yapılan çalışmalarda farklı protezlerde dokunma hissi algılanması sağlandığı görülmüştür. Fakat kullanıcıya doğrudan ve gerçek zamanlı dokunma hissi aktaran bir robot ya da protez örneğine rastlanmamıştır. Dokunma hissi geri bildirimının hareket hassasiyeti ve gerçekçi bir protez hissi yaşatacağı öngörülmektedir (Mottard ve ark., 2017; Yang ve ark., 2009). Bu çalışma da yapay dokunma hissi oluşturularak bir sistem tasarlanmış ve uygulama olarak da insan iskelet sistemini baz alarak hazırlanan mekanik bir protez elin dokunma hissi geri bildirimini özelliği kazanması sağlanmıştır. İlk olarak mekanik bir protez el tasarlanmıştır. Daha sonra yapay dokunma hissi oluşturacak bir sistem tasarlanmış, deneylerle güvenilirliği ve seçiciliği test edilmiştir. Son aşamada yapay dokunma hissi, geliştirilen mekanik proteze uygulanmış ve oluşturulan yapay dokunma hissini ayırt ediciliği ve güvenilirliği test edilmiştir.

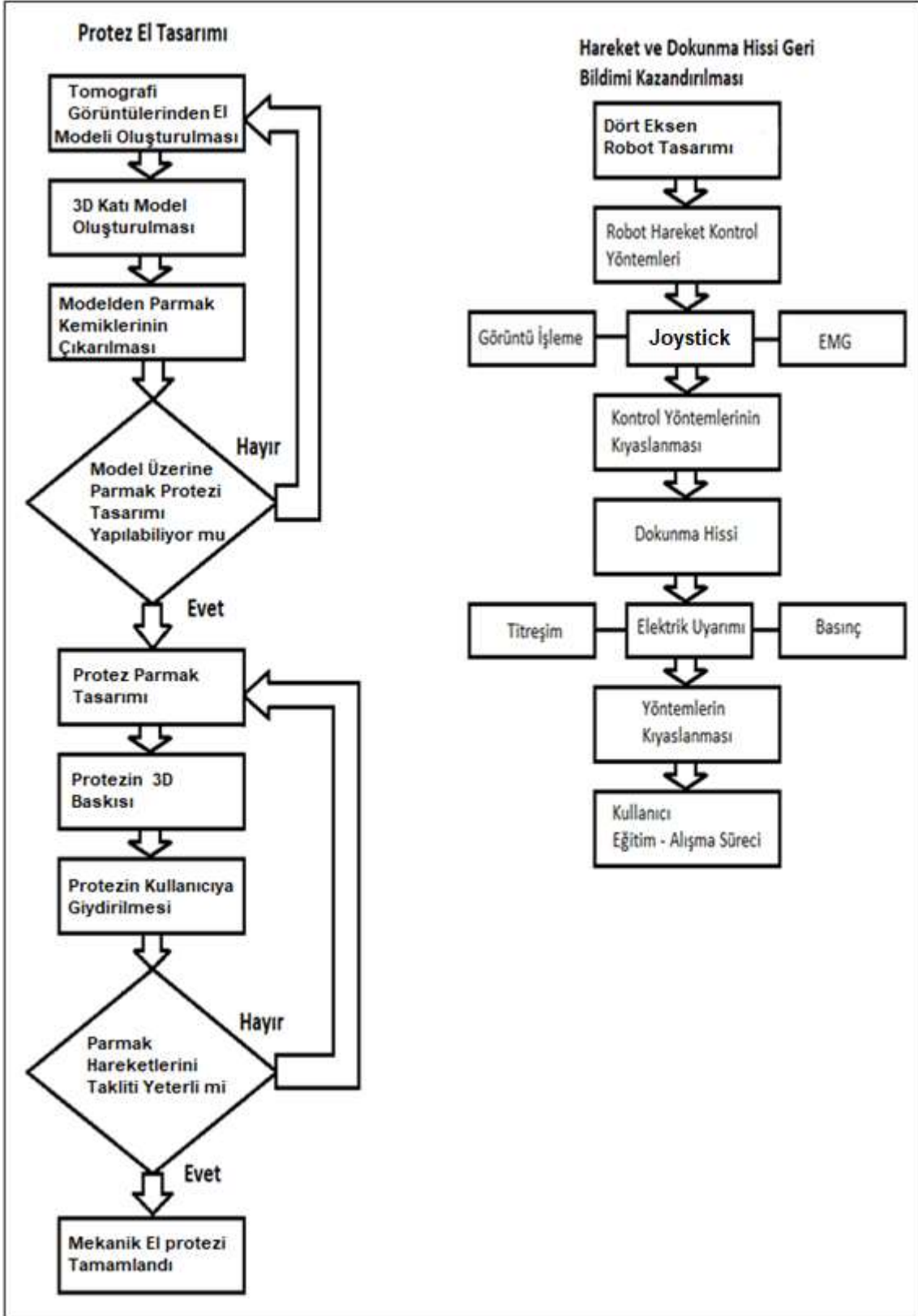
Protez el, bu zamana kadar yapılan çalışmalardan farklı olarak insan iskelet sistemi baz alınacak hazırlanmıştır. Protez parmakları modellenen kişinin parmak ölçüleri ile aynıdır fakat parmaklara hareket kabiliyeti kazandırabilmek için eklem noktalarına ilave menteşe sistemi eklenmiştir. Tasarım, insan eli modelleri ve yapılan kinematik analiz sonuçları incelenerek mekanik yapı optimize edilmiş ve tasarım güncellenmiştir. Güncellemeler ve kinematik analizler sonucu çıkarılan ampirik formüller ile her defasında tomografi görüntülerine ihtiyaç duymadan, kişisel protez üretilebilmesi sağlanmıştır. Ayrıca rotez 3D yazıcı ile üretildiği için hızlı, kolay ve ekonomik bir üretim sağlanmıştır. Bu sayede ilerleyen çalışmalar için pahalı el modelleri kullanımına alternatif, ucuz ve üretimi kolay faydalı bir model oluşturulmuştur. Uygunluğu değerlendirilen ve üretilen protezin giydirilmesi işlemi de hızlı ve kolay gerçekleştirilebilmektedir. Herhazngi bir cerrahi operasyon yada hazırlık sürecine gerek kalmadan el üzerine giydirilebilen protez, aynı zamanda farklı parmaklarız modellenmesi ve eklenmesine de imkan sağlamaktadır.

Mekanik el protezi modeli üretiminden sonra yapay dokunma hissi çalışmalarına başlanmıştır. Kullanılacak sinyal 9V'luk kaynağın (Batarya) voltajının yükseltilmesi ve geçiş bir voltaj aralığında duyu reseptörlerine uygulanması şeklinde planlanmıştır.

Uyarımın seçicilik ve güvenilirlik testlerinin yapılabilmesi için robot bir kol tasarlanmıştır. Robot kola, servo-motorlar aracılığı ile hareket yetisi sağlanmıştır. Robot kolun kontrolü için elektromiyografi (EMG) sinyalleri, görüntü işleme ve joystick gibi farklı sinyal ve kontrol yöntemleri denenmiştir. Kontrol yöntemlerinin artı ve eksileri değerlendirilmiş, farklı uygulamalar için optimum kontrol yöntemi incelemesi yapılmıştır. Denemeler sonucunda dobot kontrolü ve yapay dokunma hissi ikilileri oluşturulmuş, hassasiyet ve seçicilik denemeleri bu ikililer üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Yapay dokunma hissi oluşturulması için robot kol üzerine basınç sensörleri yerleştirilmiş ve kullanıcı vücudunun farklı yerlerine, ölçülen basınç değerine göre uyarımlar uygulanarak hassas bir kontrol sistemi elde edilmiştir. Burada dikkat edilen husus uyarımın verildiği bölgede herhangi bir kas sisteminin yer almamasıdır. Elektriksel uyarım kasları da aktive edilebileceğinden, istenmeyen durumlar ile karşılaşılması bu sayede önlenmiştir. Yapay dokunma hissi oluşturmak için farklı sinyal modelleri kullanılmıştır. Uygulanacak olan uyarı sinyalleri tens cihazlarında olduğu gibi düşük voltaj ve akımlarda olduğundan canlı için tehlike arz etmeyen basit uyarımlardır. Unutulmamalıdır ki tens cihazları herhangi bir reçete ya da uzman gözetimi olmaksızın, kişisel olarak temin edilebilen ve evlerde kullanıcıların tek başlarına kullanabildikleri cihazlardır. Yapay dokunma hissinin bu çalışmada parmaklardan uygulanması planlanmıştır. Bunun en önemli sebebi parmak hareketlerini sağlayan kasların ön kolda olması sayesinde, uygulanan sinyalin herhangi bir kas hareketine sebep olmayacağıdır. Ayrıca çalışma sürecince denemeler uzuv kaybı olmayan sağlıklı bireyler üzerinden yapılacağı için, dokunma bilgisini parmaklarından hissetmeye alışmış kişilerde daha kolay adaptasyon sağlayacağı düşünülmüştür.

Çalışma sürecinde denemeler biyomekanik laboratuvarında görev yapan ve çalışan akademik personel tarafından yapılmış olup, katılımda bulunan akademik personelden “rıza mektubu” alınmıştır. Elektriksel uyarımın oluşturulmasında düşük akım ve voltajlarda uyarım sinyalleri kullanıldığından insan sağlığını tehdit eden bir durum söz konusu değildir. Çalışma akış şeması Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1. Çalışmanın genel akış şeması

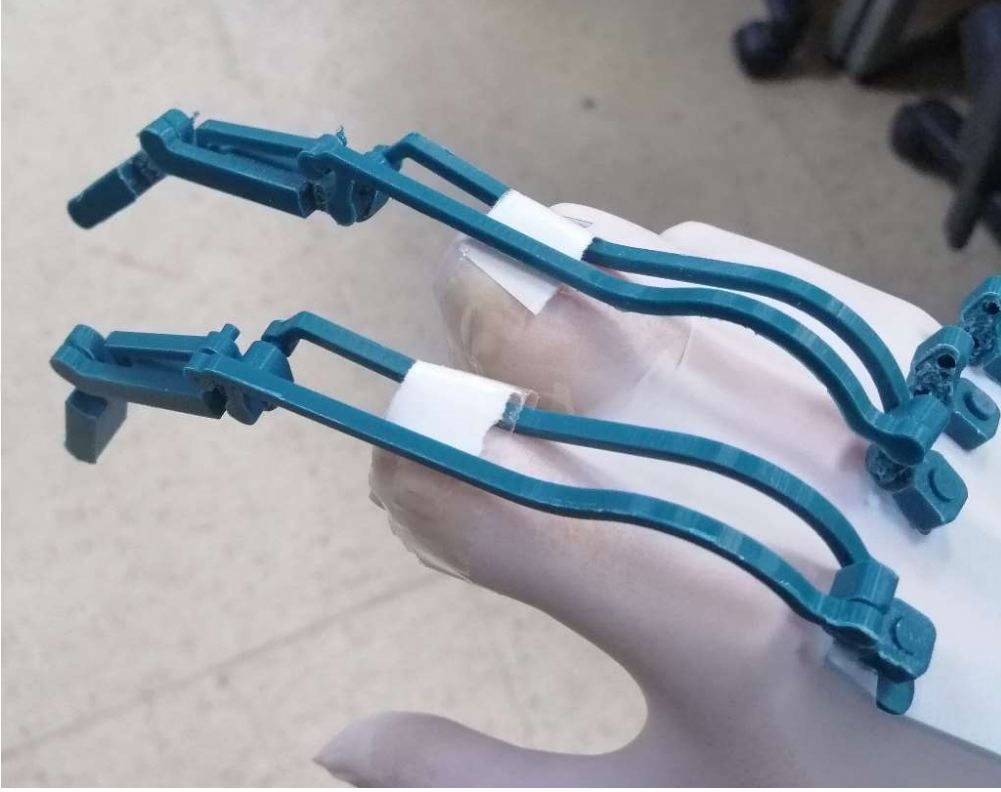
3. MEKANİK EL PROTEZİ TASARIMI VE ÜRETİMİ

Bu bölümde tasarlanan mekanik el protezi sisteminin tasarım detayları ve çalışma prensipleri anlatılmaktadır. Sistem, kavrama esnasındaki insan parmak hareketlerini taklit edecek şekilde tasarlanmıştır. Bu hareketi taklit edebilmesi ve parmak falaks kemikleri ile kontrol edebilmesi için eklem açısı ve hareket yönlerinin doğru belirlenmesi gerekmektedir. MCP eklem hareketi, PIP ve DIP eklemlerini aynı anda ve farklı oranlarda hareket ettirir. Eklemler bağımsız hareket edemezler. Eklem hareketi oranı belli kabuller sonucunda tasarlanan mekanik sistem ile kesinleştirilmiştir. Protez insan elinin hareketi ile tahrik edilmektedir. Mukavemeti arttırmak için tendon tahrik sistemi yerine mekanik hareket (kas destekli) sistemi kullanılmaktadır. Bu sayede parmakların hem kavrama hem gevşeme hareketleri tek bir sistem ile sağlanabilmektedir. Ayrıca tendon tahrik sisteminden farklı olarak mekanik sistemde eklemlerin hareketleri aynı anda ve istenilen oranda ayarlanabilmektedir.

Model 3D yazıcı kullanılarak üretilmiştir. Tasarımın hareket hızları ve kabiliyeti, üretim öncesi Solidworks programı kullanılarak analiz edilmiş ve model, insan eli hareketine mümkün olduğunca yakın olacak şekilde yenilenmiştir. Malzemenin esnekliği ve bulunabilirliği nedeniyle polilaktik asit malzemesi kullanıldı. Bu sayede profesyonel olmayan üreticiler ve hatta tıbbi tedavi merkezleri tarafından kolayca üretim olanakları elde etmek mümkündür. Farklı malzemeler ile de üretim ve demeler yapılabilir. Dikkat edilmesi gereken husus parmak sisteminin ve hareket sistemini modelleyen barların farklı kuvvetler altında kalacağı ve ona göre kalınlık ve doluluklarının belirlenmesi gerekeceğidir. Hareketi sağlayan bar sisteminin esnek olması istenmeyen bir durumdur, benzer şekilde parmak iç yüzeylerinin de yumuşatılması kavramayı kolaylaştıracaktır.

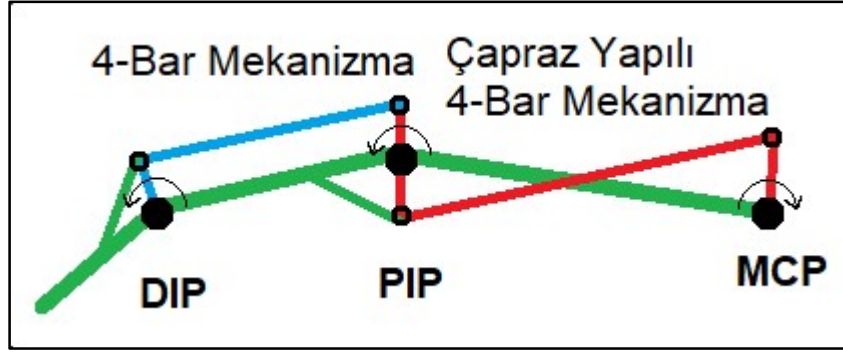
Model oluşturulurken yazarın tomografi görüntüleri kullanılmıştır. Farklı kullanıcılar için parmak uzunlukları, hareketlilik ve kavrama gücü parametreleri ayarlanarak farklı kişilere göre tasarım revize edilebilmektedir. Bu sayede her model için tekrar tomografi görüntüleri kullanılmasına ihtiyaç kalmamıştır. Bu da kişiye özel protez üretimini hızlı ve kolay hale getirmiştir.

Parmak kaybı olan kişilerde kayıp uzuv yerine kullanılabilir mekanik bir sistem sunan model, kolay giyilebilir özelliği ile ağrısız ve hızlı şekilde yerine yerleştirme imkanı sağlamıştır. Tasarlanan model Şekil 3.1'de verilmiştir.



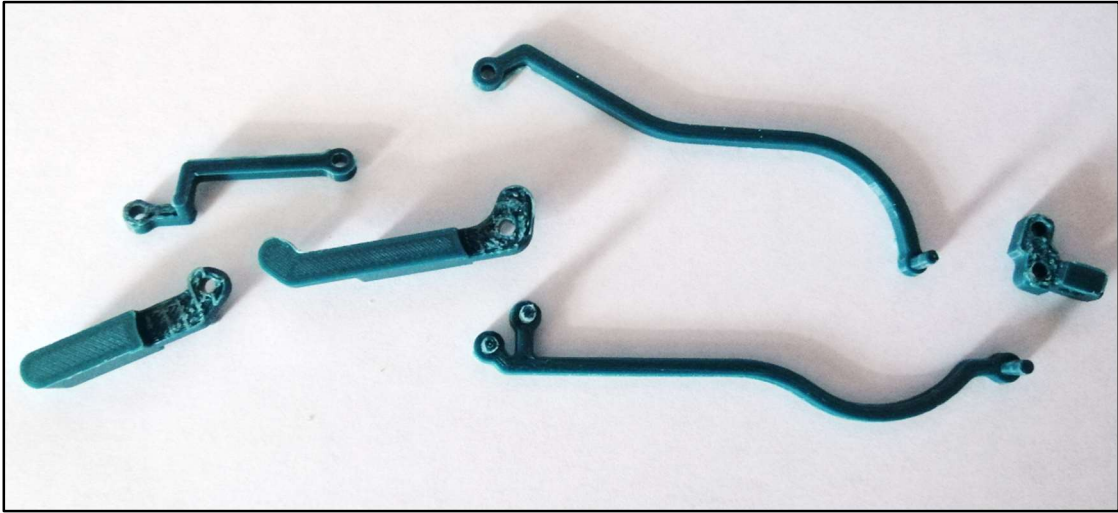
Şekil 3.1. Tasarlanan el protezi modeli

Sistem 4 bar mekanizma kullanılarak tasarlanmıştır. Bu mekanizma normal (temel 4 bar) ve çapraz (x) bar olarak kullanılabilir. MCP ve PIP birleşimleri arasında ters dönüş elde etmek için x çubuk mekanizması kullanılırken, PIP ve DIP birleşimleri arasında temel 4 çubuk mekanizması kullanılmaktadır. Şekil 3.2, tasarlanan sistemde çapraz (x) bar ve normal hareketi göstermektedir. Yeşil ile gösterilen parçalar parmak kemikleridir. Bar sisteminden daha kalın ve yüzeyi daha geniş olacak şekilde tasarlanmıştır. Kırmızı ile gösterilen bar hareketin aktarılacağı ve proksimal falanks kemiğinin bağlanacağı yerdir. Mavi bar hareketin parmak ucuna aktarılması ve distal falanksın hareketlendirilmesini sağlayacaktır. Parmak eklemi dönüş hareketleri sabit olup, kırmızı ve mavi ile gösterilen bar sistemlerinin ölçülerinin değiştirilmesi ile farklılık göstermektedir.



Şekil 3.2. Çapraz (x) bar ve normal bar hareket sistemi

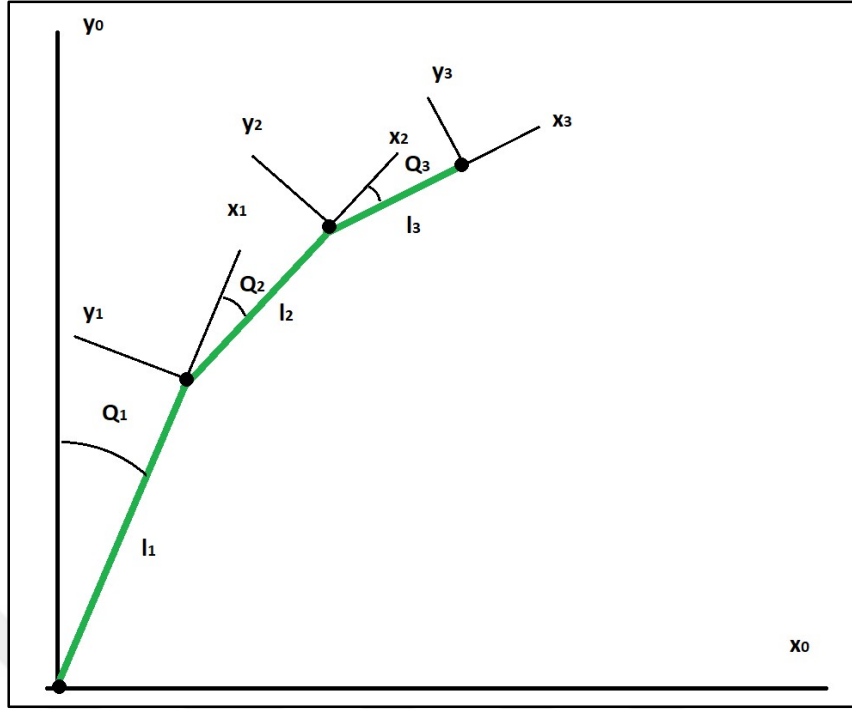
X Bar sistemi eklemin hareket yönünü değiştirirken, normal sistem aynı yönde hareket iletimini sağlar. Tasarlanan modelin parçaları Şekil 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.3. Tasarlanan modelin parçaları

3.1. Sistemin Kinematik Analizleri

Eksik bir tahrik sisteminde kinematik ve dinamik analiz birlikte çözülmelidir. Ayrıca sistemin yörüngesi tendon ve benzeri kuvvet iletim bileşenleri nedeniyle kısıtlandığından bağımsız bir yörünge planlaması yapmak mümkün değildir. Ancak sistemin kısıtsız versiyonu için transfer matrislerinin çıkarılmasının parmağın çalışma alanının belirlenmesinde faydalı olacağı öngörülmektedir. Ayrıca Jacobian'ın hesaplanması için transfer matrislerinin hesaplanması önemlidir. 3 parçalı protez parmağın kordinat düzlemindeki yapısı Şekil 3.3'te gösterilmektedir.



Şekil 3.4. Üç parçalı parmak protezi koordinat sistemindeki yapısı

Denavit-Hartenberg parametreleri, çok parçalı bir robotun her bir parçasının önceki bağlantıya göre konumunu ve yönünü ifade etmek için bir adlandırma tekniğidir. Normalde bir cismin uzaydaki konumunu ve yönelimini ifade etmek için 6 parametreye ihtiyaç duyulurken, her bir parça için değerleri belirlenen 4 parametre kullanılarak transfer matrisleri kolaylıkla hesaplanabilir. Bu dört parametre parça uzunluğu (ai), parça bükümü (ai), parça yüksekliği (di) ve bağlantı açısıdır (θi). Protez parmağın her hareketli parçası için Denavit-Hartenberg parametreleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Hartenberg parametreleri

Bağlantı	ai	di	θi
1	l_1	0	θ_1
2	l_2	0	θ_2
3	l_3	0	θ_3

Parametreler belirlenerek, protez parmağın her bir parçasının önceki parçanın koordinat sisteminin merkezine göre ifade edilmesini sağlayan transfer matrisleri elde edilebilir.

Denklem 3.1, 3.2 ve 3.3'de $i - 1$ olarak adlandırılan transfer matrislerinin her biri, koordinat sistemini (i 'th) önceki koordinat sistemiyle ilişkilendirmek için kullanılan transfer matrisleridir.

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & l_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & l_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$A_3^2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & l_2 \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & l_2 \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Her parçanın bir önceki parçaya göre konumu ve yönelimi ifade edilerek, transfer matrisleri birbiriyle çarpılır ve protez parmağın bitiş noktası sistemin koordinatlarının merkezine göre ifade edilebilir. Bu dönüşümlerde küçük değişiklikler yapılarak serbest çalışma alanı ile protez parmağın herhangi bir noktasının serbest çalışma alanı belirlenebilir. Denklem 3.4 ve 3.5'de $T_i 0$ adıyla ifade edilen transfer matrisleri, i -inci koordinatlarda tanımlanan koordinatları sistemin kök koordinatlarında tanımlanan koordinatlara dönüştürmek için kullanılır.

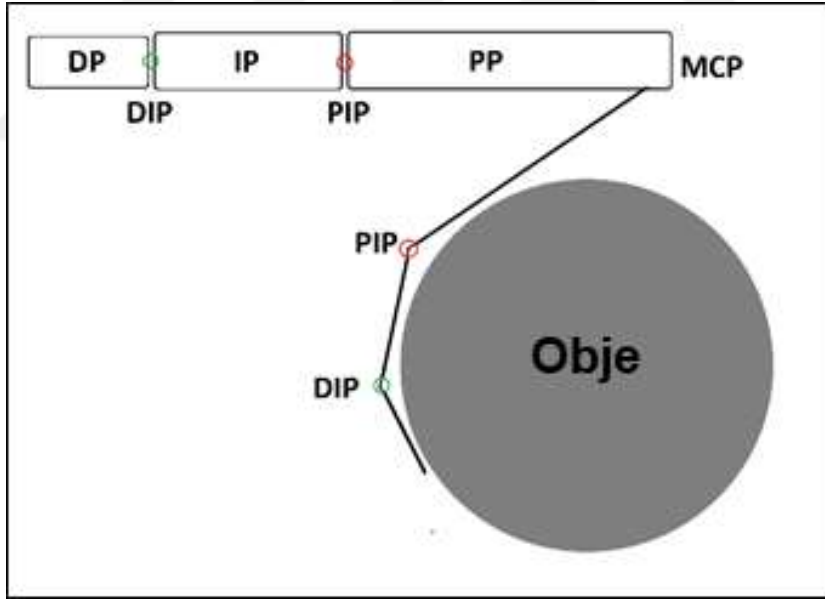
$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (3.4)$$

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

3.2. Parmak Hareketleri Takibi

Tasarlanan protezin parmakların yerini alması ve gerçekçi bir kullanım hissi vermesi için kavrama sırasında insan parmaklarının izlediği yolu da izlemesi gerekir. Parmaklar,

kavranacak objeye göre farklı oranlarla bükülürler. Bu çalışmada kavrama kolaylığı açısından silindirik obje tercih edilmiştir. Farklı çaplardaki objeler farklı eklem açıları ile kavranırlar. Yapılan çalışmalar özellikle küçük çaptaki objelerin kavranmasının zor olduğunu göstermektedir. Parmaklar kapanırken izledikleri yol, farklı büyüklükteki objeleride kavrayabilecekleri şekilde belirlenmelidir. Yalnızca kavrama sonucu elde edilmesi gereken eklem açılarına ulaşmak farklı objelerin kavranması esnasında hatalara neden olacaktır. Kavrama sırasında parmak eklemleri birbirleri ile belirli bir oranda hareket ederler, bu oran protezin tasarımında belirlendikten sonra değiştirilememektedir. Fakat tasarımın kolaylıkla parmak parçası değişimi sağlaması, farklı kullanımlarda farklı parmak yapılarının eklenmesine imkan vererek ve çok yönlü bir kullanım sunmaktadır. Şekil 3.5 bir topu tutarken insan parmak eklemlerinin izlediği yolu gösterilmiştir. Parmak kemikleri DP, IP ve PP olarak parmak eklemleri ise DIP, PIP ve MCP olarak verilmiştir. Parmaklar kapatılırken eklemler hareket boyunca aynı oranda dönecek ve bur oran formülüne edilecektir.



Şekil 3.5. Kavrama sırasında insan parmak eklemlerinin hareketi

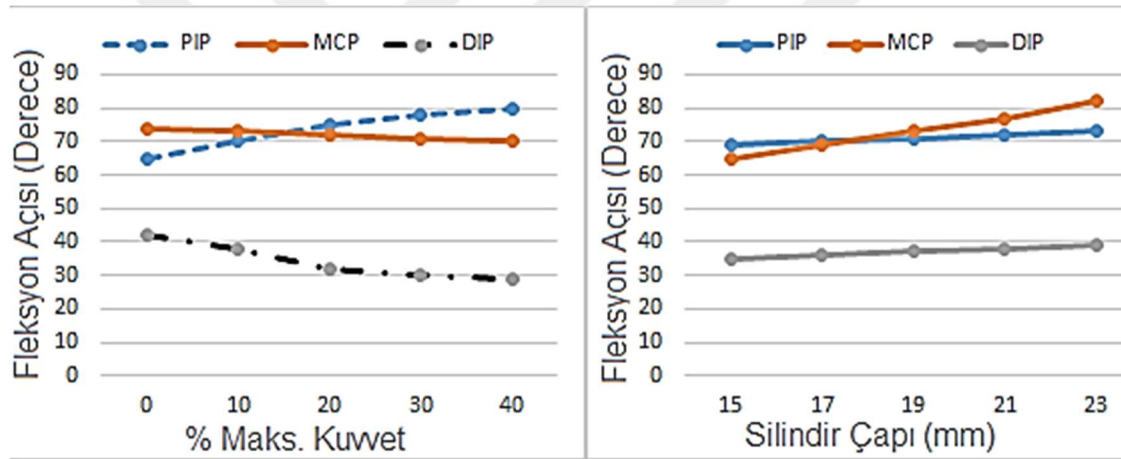
Kavrama hareketi incelendiğinde parmak ucunun x ve y koordinatlarındaki yer değiştirmesi denklem 3.6 ve 3.7 ile ifade edilebilir.

$$x = l_{PP} \cos \theta_{MCP} + l_{IP} \cos(\theta_{MCP} + \theta_{PIP}) + l_{DP} \cos(\theta_{MCP} + \theta_{PIP} + \theta_{DIP}) \quad (3.6)$$

$$y = l_{PP} \sin \theta_{MCP} + l_{IP} \sin(\theta_{MCP} + \theta_{PIP}) + l_{DP} \sin(\theta_{MCP} + \theta_{PIP} + \theta_{DIP}) \quad (3.7)$$

Parametre l_{PP} , l_{IP} ve l_{DP} 'ler phalanks uzunlukları, θ_{MCP} , θ_{PIP} ve θ_{DIP} 'ler eklem açılarıdır. Parmak uzunlukları kullanıcıya özgü bir veridir ve değiştirilemez. Tasarımdaki amaç kavranacak objelere göre eklem açılarının belirlenmesidir.

Parmak hareketleri formüle edilebilir ancak parmak eklem dönüş hızı her zaman aynı değildir. Eklem rotasyonu, kavrama nesnesinin boyutuna ve eldeki kavrama merkezine göre değişir. Ayrıca kavrama kuvveti de eklem dönüş hızını değiştirir. Şekil 3.6 kavrama nesnesinin (silindir) ve kuvvetin (yüzde) parmak fleksiyon açısı üzerindeki etkisini göstermektedir. Burada görüldüğü gibi silindir çapının değişmesi özellikle MCP eklemine hareketini değiştirmektedir. Sistem genel olarak incelendiğinde eklem açıları hareket oranı birbirine yakın olduğu görülür. Ölçümler minimum 15mm çaplı silindirik objeden 23mm çaplı silindirik objeye kadar yapılmıştır.



Şekil 3.6. Eklem açıları değişimi

Bu çalışmada uzuv kaybının (parmak kaybı) dezavantajlarını en aza indirmek için mekanik olarak çalıştırılan (kaslar tarafından kontrol edilen) bir protez modeli geliştirilmiştir. 3D yazıcı kullanarak ve katılımcının antropometrik ölçümlerinden kişisel tasarım yaparak; ekonomik, üretimi kolay ve sürdürülebilir protezler üretilebilmektedir. Protezin cerrahi operasyon gerektirmeden uygulanabilmesi bir diğer özelliğidir. İnsan eli ve tasarlanmış protez kavraması Şekil 3.7'de görülebilir.



Şekil 3.7. İnsan eli ve tasarlanmış protez kavraması

Bu çalışmadaki analizler, minimum çapı 20 mm olan silindirik cisimleri tam olarak kavramak için yapılmış, daha küçük çaplı cisimlerin parmak uçlarıyla kavranabileceği varsayılmıştır. Şekil 3.6'da verilen farklı cisimlerdeki eklem hareketi açıları da göstermektedir ki çapı 20mm'den daha büyük objeler belirlenen açı değerleri ile de kolayca kavranabilecektir. Protez, parmakların kolay montajını ve değiştirilmesini sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Protez parmak parçalarını ve eklem oranlarını değiştirmek mümkündür. Farklı cisimlerin kavranması için Şekil 3.2'de gösterilen kırmızı ve mavi bar sistemlerinin tasarımlarının değiştirilmesi yeterli olacaktır. Böylece parmak parçaları farklı büyüklükteki nesnelere kavramak için tasarlanıp üretilebilir. Bu uyarlanabilir tasarım hastanın yaşam kalitesini artırır.

El protezi tasarımı konusunda birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda genel el ölçüleri kullanılmış, kişiye özel tasarım yöntemleri göz ardı edilmiştir (Jin H, ve ark., 2020; Liu S. ve ark., 2020). Bu, bu çalışmaların hatalı olmasına neden olabilir. Protez ve elin uyumluluğu hem bilimsel çalışmalarda hem de günlük kullanımda oldukça önemlidir. Bu çalışmada kişiye özel tasarım yapılarak hatalı sonuçlara neden olan faktörler ortadan kaldırılmıştır. Tasarımların çoğunda metal parçalar kullanılmış, bu çalışmada PLA malzeme kullanılmıştır. Bu malzeme çok daha ucuzdur ve 3D teknolojisi sayesinde üretim için kullanımı kolaydır. Yapılan analizler ve üretilen

formüller sonucunda mükemmel uyumlu protezlerin üretimi kolay ve ulaşılabilir olmuştur.

İleride yapılacak çalışmalarda tüm parmakları içeren protez modelleri tasarlanabilir. Bu çalışmanın dezavantajı, protezin hareketi için proksimal falanksa ihtiyaç duyulmasıdır. Tam parmak kaybı yaşayanlar için uygun değildir. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için farklı protez tasarımları yapılabilir. Tasarımın uzuv kaybı olan insan deneklerde kullanılması öngörülmüştür ancak katılımcı bulmakta güçlüklerle karşılaşmıştır.



4. YAPAY DOKUNMA HİSSİ

Kore Daegu Gyeongbuk Bilim ve Teknoloji Enstitüsü'nde (DGIST) mühendis ve yayınlanan çalışmanın baş yazarı Kwonsik Shin, "insan duyularını taklit etmek, mühendisliğin en popüler alanlarından biridir, ancak dokunma duyusunu taklit etmek çok zordur" demiştir. İnsan çevresindeki basınç, sıcaklık, titreşim, gerilim ve kesme kuvveti (keskinlik) gibi birden çok özelliği aynı anda algılayabilir. Aynı zamanda pürüzlülük, pürüzsüzlük, sertlik ve ağrı gibi psikolojik parametreleri de algılar. Bu bilgiler yüzeyler ve objeler hakkında çok önemli ve ayrıntılı veriler sunar. Fakat günümüzde kullanılan robotlar ve akıllı sistemler, sıcaklık basınç ve temas gibi kısıtlı fiziki algılama yetisine sahiptir.

Dokunma hissi ve verilerinin algılanmasından sonra en önemli konu elde edilen verinin iletilmesi ve değerlendirmesidir. İnsanlar reseptörleri ile algıladıkları ve aldıkları verileri sinir sistemi ile beyine iletirler. Veri beyinde işlenerek anlamlı hale gelir. Robotik sistemler ise sensörler ile algıladıkları veri ve bilgileri kablolu veya kablosuz sistemlerle işlemcilerine iletir, işlemci ise bir algoritma yardımı ile veriyi değerlendirir.

Robot insan etkileşimli sistemlere en belirgin örneklerden biri de protez kollarıdır. Robotik protezler insan kolu hareketlerini taklit edebilirler, fakat çoğu protezde geri bildirim sinyali bulunmaz. Geri bildirim özelliği olan sistemler son yıllarda kullanılmaya başlanmış ve uyarım yöntemi olarak titreşim uygulanması tercih edilmiştir. Sensörlerin algı kabiliyetlerinin insan dokunma hissine nazaran çok yüzeysel hassasiyette ve sınırlı olduğun bilinmektedir. Bu çalışmada temas ve basınç bilgileri yapay dokunma hissi oluşturmak için kullanılmıştır.

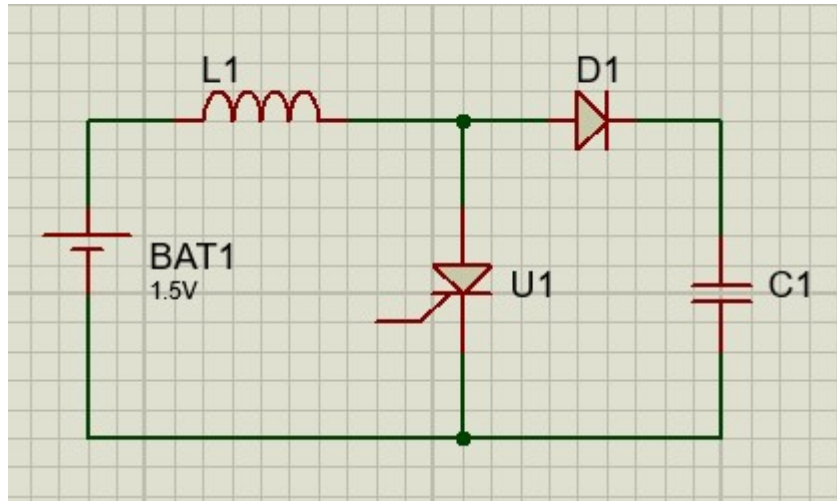
Yapay dokunma hissi oluşturmak için beynin dokunma hissini algılayan merkezin uyarılması gerekmektedir. Bu iki şekilde sağlanabilir:

Beynin ilgili merkezi direkt olarak uyarılabilir. Bu durumda sinirlerin iletim özellikleri göz önüne alınarak sabit genlikte değişken frekansta sinyaller kullanılmalıdır. Dokunma reseptörleri algıladıkları temas veya basıncı sinirlere iletir. Aksiyon potansiyelinin aşılana kadar sinirde iletim olmazken, aksiyon potansiyeli aşımında temas veya basıncın şiddeti arttıkça sinirde iletilen sinyalin frekansı artacaktır.

Bir diğerk yöntem ise duyu reseptörlerini harici bir uyarı ile etkileştirmektir. Bu yöntemde basınç veya temasın şiddetine göre parmak ucundaki reseptörler uyarılmıştır. Dokunma hissini artışına göre uygulanan sinyalin genliği artırılmalıdır. Bu tez çalışmasında genlik kontrollü ve duyu reseptörlerini uyararak bir yapay dokunma hissi sistemi yapılmıştır.

Sinirlerin deri üzerinden uyarılması zordur. Bunun en büyük sebebi derinin büyük ölçüde yalıtkan olmasıdır. Bu çalışmada parmak uçlarından deri 5-30V arası gerilim ile uyarılmıştır. Bir diğerk önemli etkide uygulanan gerilimin dokunma hissinden önce acı hissi olarak algılanması zorluğudur. Basınç ve teması algılayan sinir uçları ve reseptörler epidermisin hemen altında yer alır, fakat acı hissini algılayan serbest sinir uçları ve reseptörlerde aynı yerde bulunduğuandan şiddetli bir uyarı acı olarak algılanacaktır.

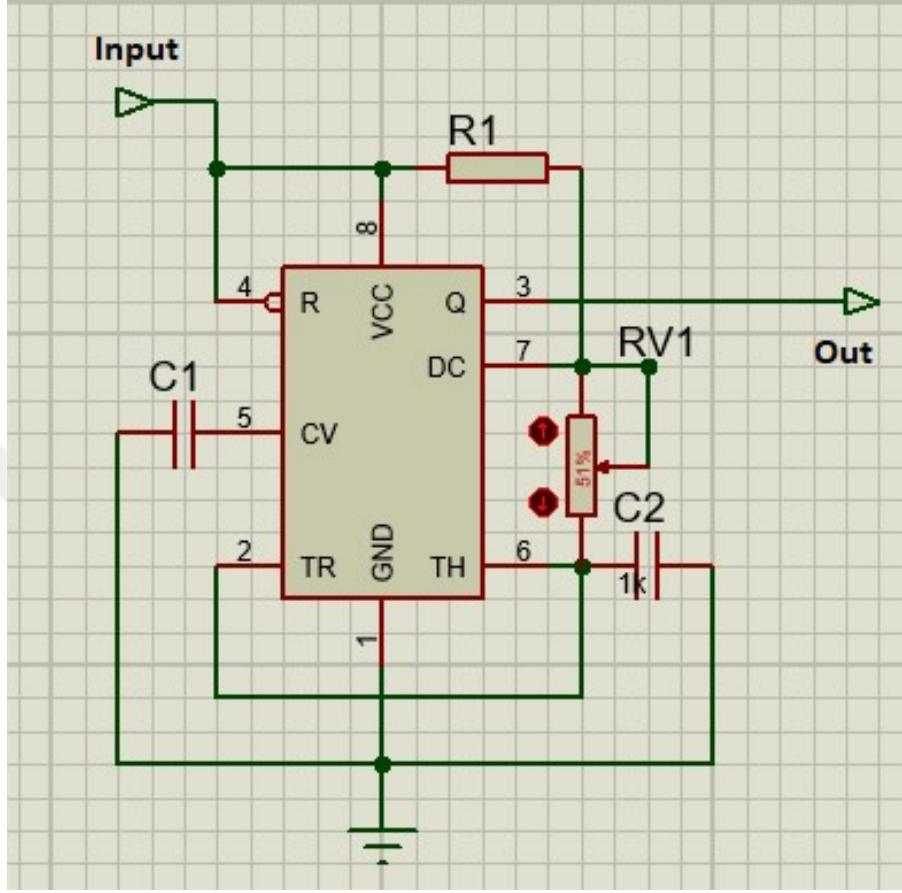
Çalışmada yapay dokunma hissi oluşturmak için 9V dc kaynak (Batarya) kullanılmıştır. Sinirlerin uyarılabilmesi için uyarının kısa sürede anlık uygulanması ve hemen kesilmesi gerekir. Sinüzoidal uygulanacak bir sinyal sinirleri uyarılmayacaktır. Ayrıca deri 9V da yalıtkan olduğu için sinyalin yükseltilmesi gerekmektedir. Sinyalin yükseltilmesi için Şekil 4.1.'de görülen DC-DC booster devresi kurulmuştur.



Şekil 4.1. DC-DC booster devresi

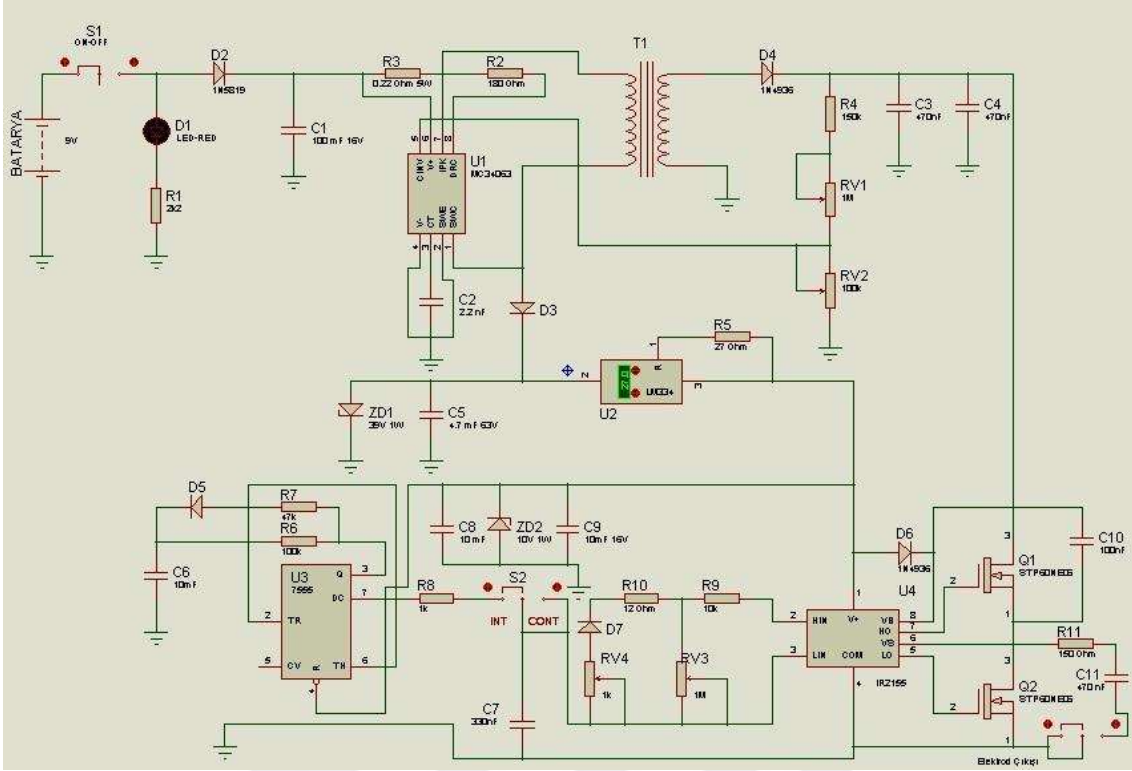
Devrede anahtarlama transistor üzerinden yapılmış ve anahtarlama sinyali olarak kare dalga kullanılmıştır. Kare dalga 555 osilatörü kullanılarak ele edilmiştir. Kare dalganın genliği çıkışına bağlanan seri direnç ile, frekansı ise 555 entegresinin 6. 7. bacakları

arasına bağlanan direnç ile ayarlanmıştır. 555 entegresi kullanarak kare dalga elde edilmesi Şekil 4.2.'de verilmiştir.



Şekil 4.2. Kare dalga oluşturan devrenin şeması

Yapay dokunma hissi oluşturulması için uygulanan sinyal düşük akım ve voltajda olup insan sağlığı açısından tehlike arz etmemektedir. Oluşturulan devre tens cihazı çalışma mantığı göz önüne alınarak tasarlanmıştır. Tens cihazları kasların düşük akım ve voltajda uyarılmasını sağlayan, uzman kontrol gerektirmeden günlük kullanıma uygun güvenli cihazlardır. Yapay dokunma hissi oluşturulması için kullanılan devre örneği Şekil 4.3'de verilmiştir. Bu sistemde batarya ile elde edilen sinyalin voltajı yükseltilmekte, akımı kısıtlanmakta ve darbeler oluşturacak şekilde optimize edilmektedir. Uygulanacak olan uyarımın frekansı ayarlanabilmektedir. Optimum dokunma hissine göre bu frekans değeri belirlenecek fakat daha sonraki denemelerde değiştirilmeyecektir. Dokunma hissi seçiciliği sinyalin genliği değiştirilerek sağlanacaktır.

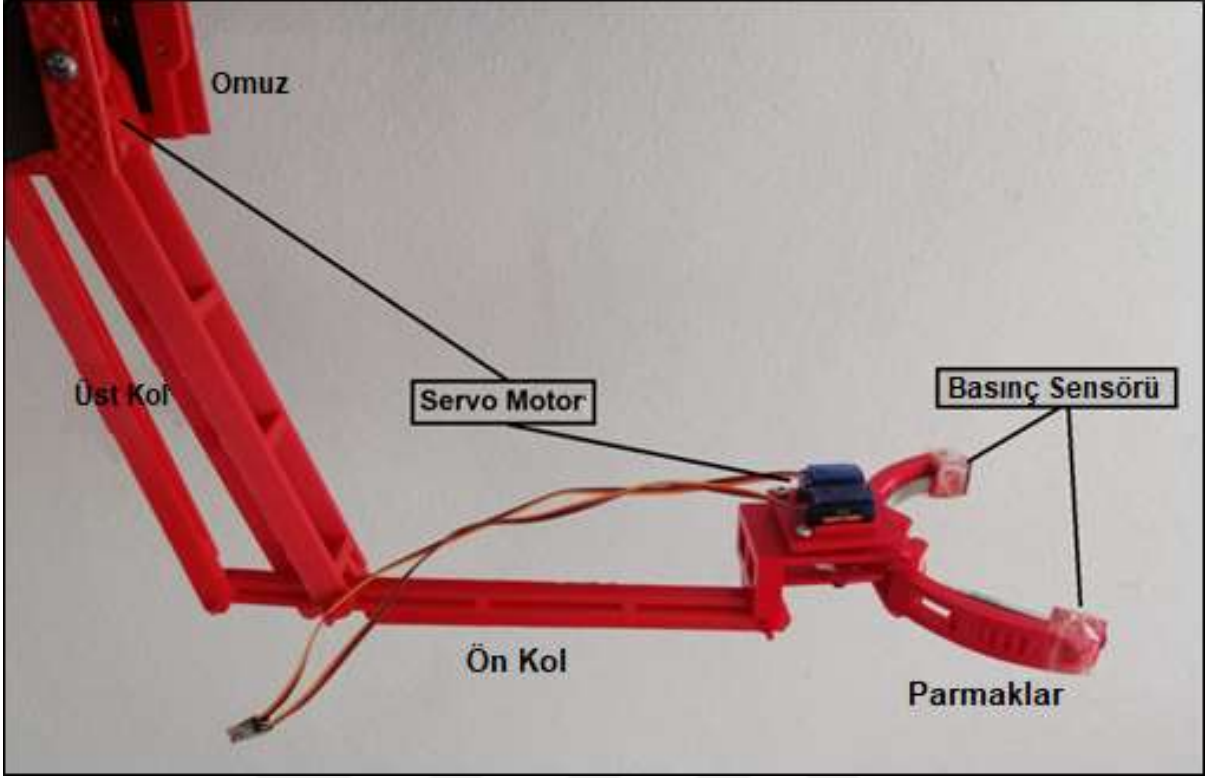


Şekil 4.3. Yapay dokunma hissi uyarımı devresi

Bu çalışmada yapay dokunma hissi elde etmek için parmak uçlarından elektriksel sinyal uygulanmıştır. Bu sinyaller parmak hareketlerinin belirlenmesi için ölçülen EMG sinyallerinde bozulmalara ve hatalı ölçümlere sebep olduğundan robot kontrolünde EMG sinyali kullanımından vazgeçilmiştir. EMG sinyalleri ile parmak hareketlerinin ölçülmesine alternatif, görüntü işleme ile parmak hareketleri belirlenmiştir. Bunun için kızıl ötesi kamerası olan Leap Motion sensörü kullanılmıştır. Bu sensör ile tüm parmak kemiklerinin ve eklemlerinin hareketleri belirlenebilmekte, kavrama hareketi esnasında ki elin ve ön kolun durumu da görülebilmektedir.

4.1. Dokunma Hissi Geri Beslemeli Robot

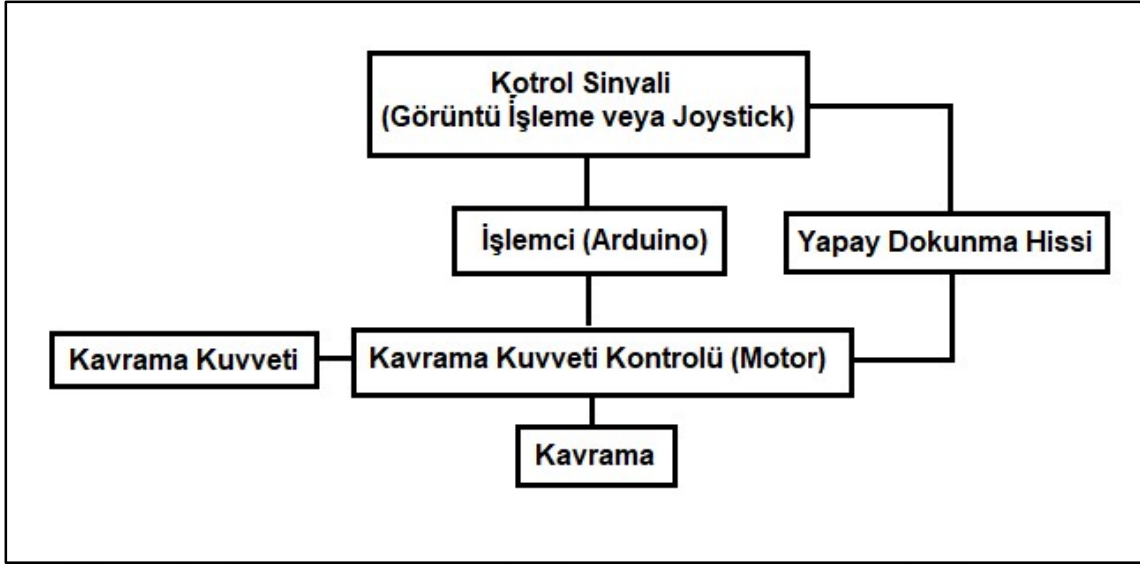
Yapay dokunma hissi ölçüm ve denemelerinde kullanılmak üzere dört eksenli robot kol Solidworks yazılımı kullanılarak tasarlanmıştır. Şekil 4.4'te görülen robot kol üç boyutlu (3D) yazıcı (Ultimaker 2) kullanılarak üretilmiştir. Robot kolunu hareket ettirmek için servo motorlar kullanılmıştır. Robotun parmaklarının maksimum kavrama kapasitesi 2 kgf (20 N)'dur.



Şekil 4.4. Dört eksenli robot kol

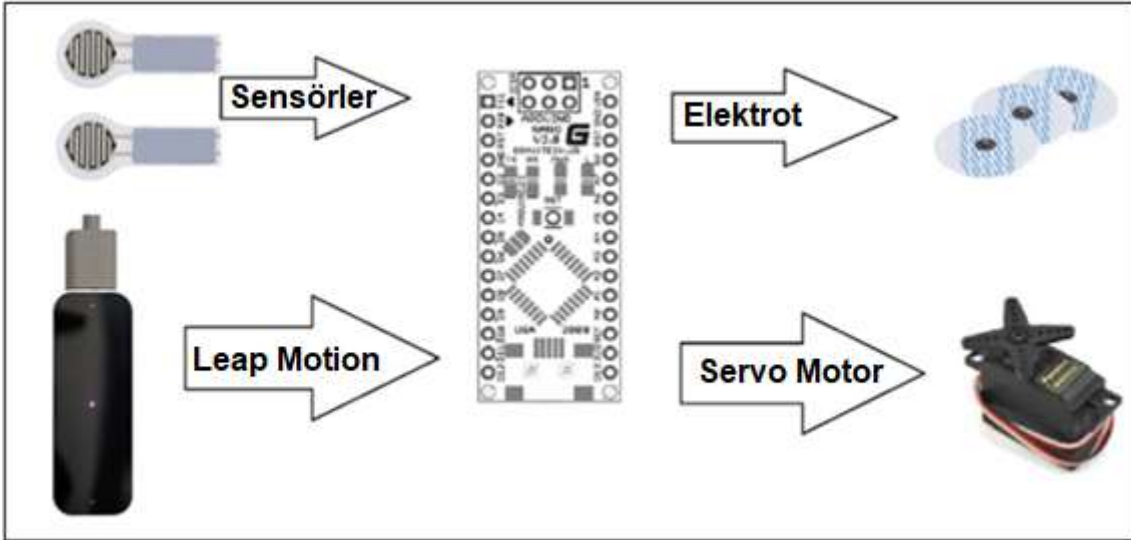
Robot, joystick kontrolü ve görüntü işleme olmak üzere iki farklı yöntemle kontrol edilmiştir. Robot parmaklarından gelen kuvvet, basınç duyarlı değişken direnç tarafından algılanmıştır. Titreşim motoru ve elektriksel darbe yöntemleri ile yapay dokunma hissi oluşturulmuş ve kullanıcı-robot kol uyumluluğu dört farklı senaryo için değerlendirilmiştir.

Tasarlanan sistemde kullanıcı tarafından gönderilen kontrol sinyali işlemci tarafından değerlendirilerek kavrama sinyali oluşturulmuştur. Ortaya çıkan kuvvet, sensör tarafından algılanmış ve kullanıcıya dokunma hissi olarak iletilmiştir. Kullanıcı hissi değerlendirerek ve gerekli kavrama gücünü elde etmek için düzeltmeler yapmıştır. Burada düzeltmeler kavramanın sıklaştırılması ya da gevşetilmesi şeklindedir. Tasarlanan sistemin akış şeması Şekil 4.5'te verilmiştir. Kavrama kuvveti sensör ile ölçülerek sisteme harici bir sinyal olarak uygulanırken sistem bu sinyali değerlendirerek Yapay Dokunma Hissi geribildirimini oluşturmaktadır.



Şekil 4.5. Sistemin akış şeması

Deney düzeneğinde kontrol elemanı olarak Arduino Nano kullanılmıştır. Kontrolöre kavrama kuvveti girişi 0-5 V arasında bir voltaj uygulanmıştır. Kontrol cihazı ölçülen kavrama kuvvetini değerlendirir ve bir PWM (Modülasyonlu Darbe) sinyali oluşturur. Sinyal Yapay Duyu Sağlayıcılara iletilir, aynı zamanda kullanıcı tarafından oluşturulan düzeltme sinyali işlemci üzerinden değerlendirilir ve servo motorlara iletilir. Deney düzeneğinin şematik gösterimi Şekil 4.6'te verilmiştir.



Şekil 4.6. Deneysel kurulumun şematik gösterimi

Yapay dokunma hissi, parmak ucunda titreşim ve elektriksel uyarım verilerek sağlanmıştır. Robotun parmaklarında ölçülen kavrama kuvveti artışı ile dokunma hissi

artar. Kullanıcıların yapay dokunma hissine alışmaları için eğitim ve alışma süreci gereklidir. Bu nedenle ölçümler öncesinde her kullanıcı 1 hafta boyunca günde en az 1 saat eğitim sürecine tabi tutulmuştur.

4.2. Robot Kontrolü

Robot kontrolü için görüntü işleme (Leap Motion) ve joystick kontrolörü kullanılmıştır. Robot-kullanıcı arayüzü olarak Arduino Nano kullanılmıştır. Robot kolunu (yukarı-aşağı, ileri-geri, sol-sağ, tut-bırak) hareket ettirmek için iki joystick kontrolörü (toplam 4 eksen) kullanılmıştır.

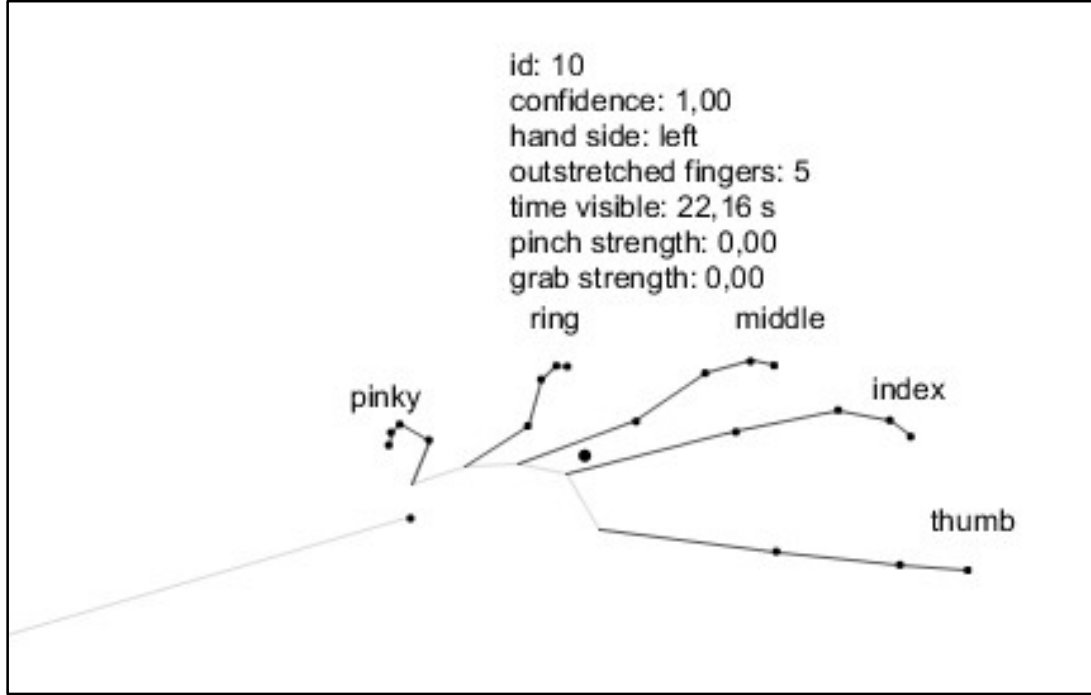
Leap Motion sensörü, robotun eksenel hareketleri için kullanılmıştır. Robot kolunu hareket ettirmek için kullanıcının el hareketleri izlenmiştir. Robotun kavraması, baş parmak ve işaret parmağı arasındaki mesafenin değişimi ile sağlanmıştır. Robot, yatay ve dikey hareketlerinde elin hareketlerini takip eder. Kavrama hareketi ve Leap Motion sensörü Şekil 4.7'de verilmiştir.



Şekil 4.7. Leap motion sensörü ve kavrama hareketi

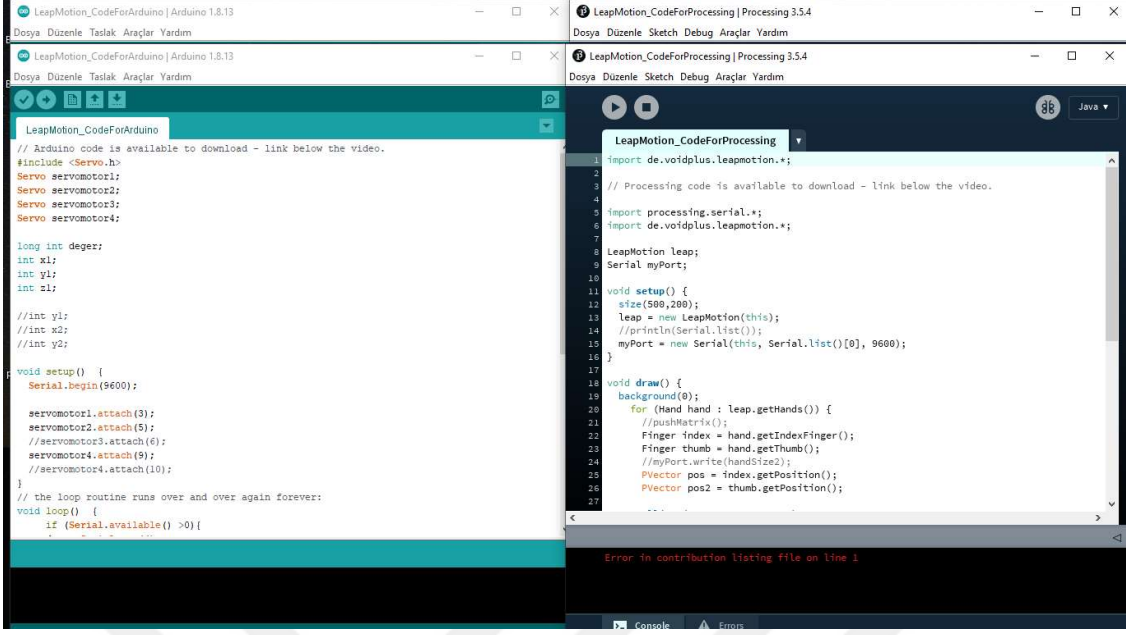
Leap Motion sensörü, 3D görüntüler yakalayabilen bir kızılötesi kameradır. Tüm robot kontrol deneyleri yazarlar tarafından yapılmıştır. Leap Motion “Projeccisng” programı kullanılarak Java dilinde programlanmıştır. Processing programında Leap Motion sensörüne özel kütüphane bulunmasından dolayı tercih edilmiştir. Leap Motion ile elin tüm parmak kemikleri hareketleri, bilek hareketi ve ön kol hareketleri okunabilmektedir.

Okunan veriler koordinat olarak x, y ve z eksenlerinde vektörel olarak kodlanmaktadır. Leap Motion'dan okunan ve Processing programı ile gösterilen el konumu Şekil 4.8'de verilmiştir. Baş parmak thumb olarak adlandırılmakta ve 2 eklemden oluşmaktadır. Diğer parmaklar serçe, yüzük orta ve işaret parmağı sırasıyla pinky, ring, middle ve index olarak görülmektedir. Ayrıca program algılanan görselin sağ ele mi sol ele mi ait olduğunu da belirlemektedir.



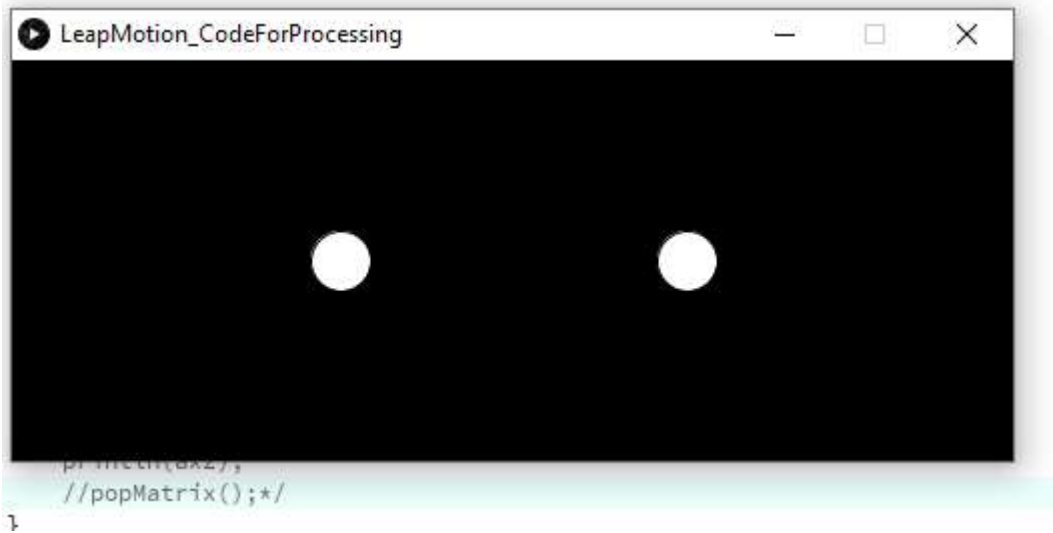
Şekil 4.8. Leap motion ile el hareketlerinin gösterimi

Robot kontrolü Arduino programı üzerinden yapılmış ve Arduino ile Processing programları seri haberleşme üzerinden iletişim kurdurulmuştur. Arduino C++ bazlı kendi özel dilini kullanmaktadır. Veriler string olarak aktarılmakta ve Arduino üzerinde float olarak servo motorun açısal kontrolünde kullanılmaktadır. Servo motorların hareket aralığı 0-120° olacak şekilde belirlenmiştir. Arduino ve Processing programlarının beraber çalışmasına ilişkin görsel Şekil 4.9'da verilmiştir. Processing programı Leap Motion sensörünün kontrolünde kullanıldığı için ekranda kullanıcıyı bilgilendirecek olan görüntü de yine Processing programında hazırlanmıştır. Çalışmada yalnızca işaret ve baş parmaklar arasındaki mesafe değerlendirilmiştir. Bunun sebebi kullanılan robotun da iki parmaklı olmasıdır.



Şekil 4.9. Arduino ve processing'in eşzamanlı kullanılması

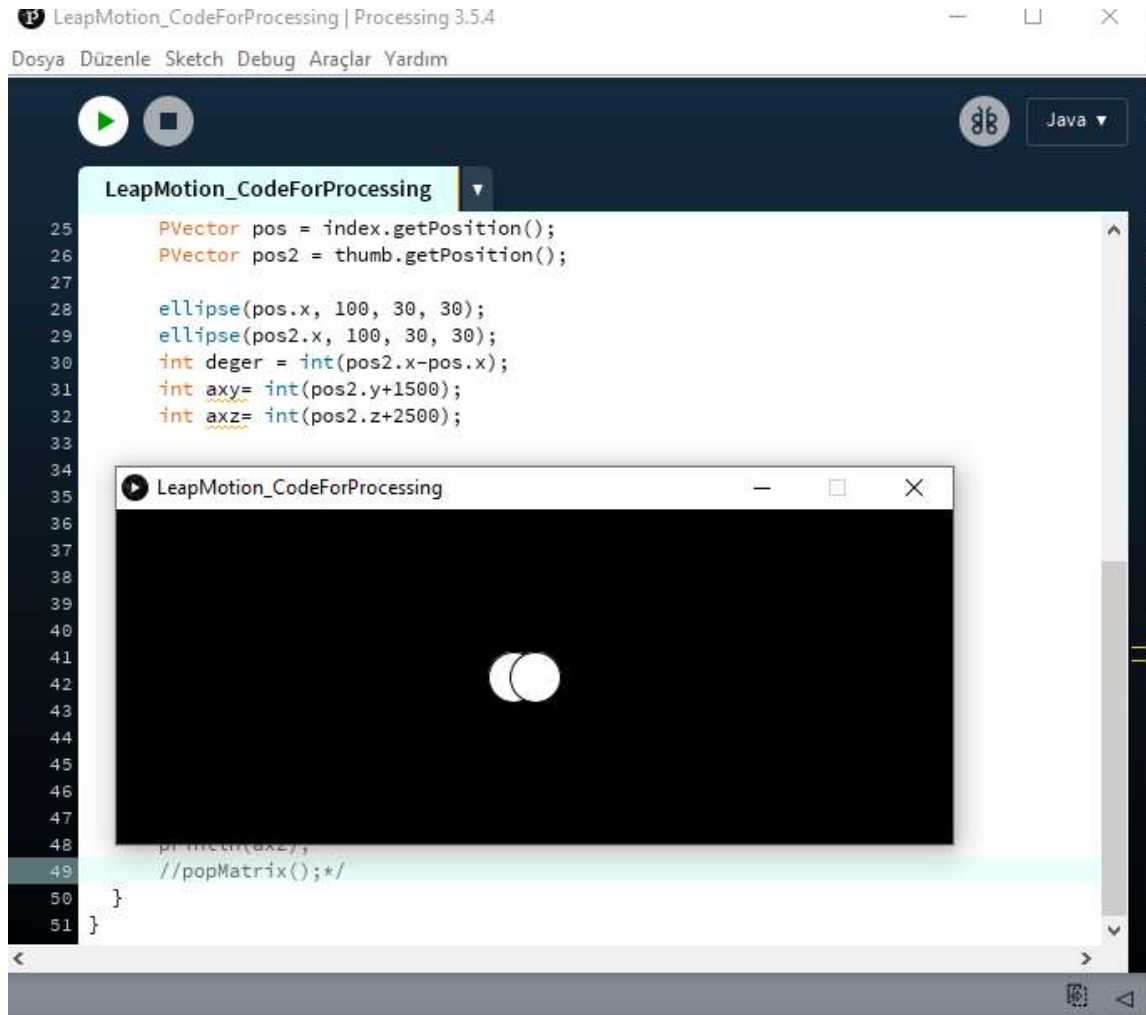
Programda parmakların konumu x, y, z koordinatlarında alınarak robota gönderilmekte, robotun parmakları da bu konumlara göre hareket etmektedir. Parmakların açık olduğu anki program çıktısı Şekil 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4.100 Parmakların açık olduğu andaki processing ekranı

Robot parmakları, operatörün işaret ve baş parmakları arasındaki açıklık kadar hareket etmektedir. Bu amaçla yazılan kodlarda operatörün işaret ve baş parmak açıklığını takip eden ve görsel olarak gösteren bir de arayüz programlanmıştır. Parmakların kapatıldığı, dolayısıyla robotun da parmaklarını kapattığı ana ilişkin Processing programı çıktısı

Şekil 4.11’de verilmiştir. Parmaklar arasındaki mesafe, 0-120 derece arasında değişecek şekilde tanımlanmış ve servo motorun açısal hareketi olarak kullanılmıştır.



Şekil 4.111 Arduino ve processing’in eşzamanlı kullanılması

Parmak hareket ve konumlarını göstermek üzere Processing ekranında 500x200 boyutlarında bir alan oluşturulmuştur. Oluşan alanda arka plan siyah tanımlanmış, beyaz ile çizilen daireler ise baş ve işaret parmaklarının konumlarını gösterecek şekilde ayarlanmıştır. Ekranda sadece baş ve işaret parmağının arasındaki açıklık gösterilmektedir. Elin x, y, z koordinatlarındaki konumu görsel olarak verilmemiştir.

```
import processing.serial.*;
import de.voidplus.leapmotion.*;

LeapMotion leap;

Serial myPort;
```

```

void setup() {
    size(500,200);

    leap = new LeapMotion(this);
    //println(Serial.list());

    myPort = new Serial(this, Serial.list()[0], 9600);
}

void draw() {
    background(0);

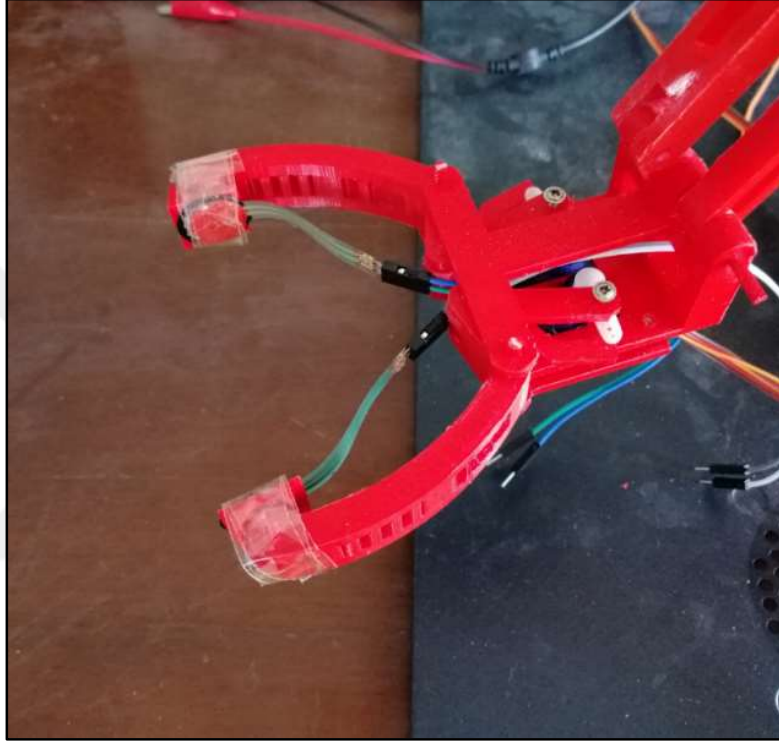
    for (Hand hand : leap.getHands()) {
        Finger index = hand.getIndexFinger();
        Finger thumb = hand.getThumb();
        PVector pos = index.getPosition();
        PVector pos2 = thumb.getPosition();
        ellipse(pos.x, 100, 30, 30);
        ellipse(pos2.x, 100, 30, 30);
        int deger = int(pos2.x-pos.x);
        if (deger<0){
            deger=0;
        }
        myPort.write(deger);
        println(deger);
    }
}

```

Yukarıda parmak konumunun x koordinat değerlerinin alınarak ekran çıktısı olarak parmaklar arası mesafenin yazdırıldığı kod parçası verilmiştir.

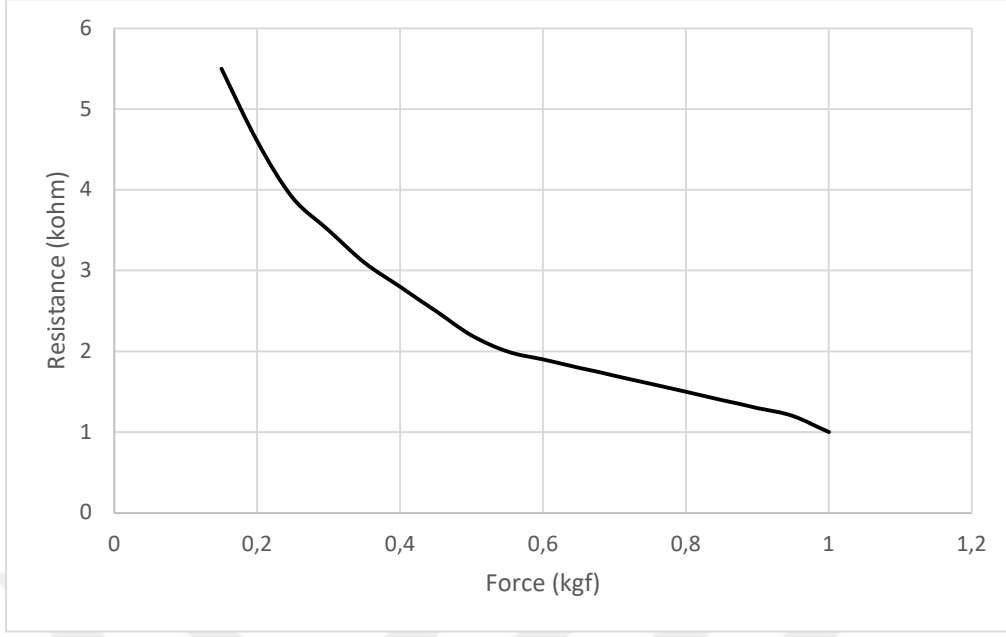
4.3. Yapay Dokunma Hissi Oluşturulması

Kavrama gücünü ölçmek için kuvvete duyarlı direnç kullanıldı. Sensör, robotun parmaklarının iki yanına yerleştirilmiştir. Ölçülen kuvvet, titreşim motoruna bir rpm değişikliği olarak ve yüzey elektrotlarına bir genlik değişikliği olarak uygulanmıştır (elektriksel darbe yöntemi). Robot parmaklarına yerleştirilen basınç sensörü şekil 4.12'de verilmiştir.



şekil 4.12 Basınç sensörü yerleştirilmiş robot

Sensörün lm aralığı 0-2 kgf arasındadır. Sensörün lm hassasiyeti 0,2 kgf'dir. Sensör algıladığı basınç değerine karşılık iletkenlik kazanmakta, dolayısıyla direnç değeri düşmektedir. Kontrolör direnç değişimini potansiyel fark olarak algılamaktadır. 0-5V arası değişen potansiyel fark, Arduino nano üzerinde 0-1024 aralığında analog sinyal farkı olarak değerlendirilmektedir. Kontrolör llen basınç değerine göre yapay dokunma hissi sağlayıcısına tetikleme sinyali oluşturmakta ve böylece uyarım sinyalinin genliği ayarlanmaktadır. Böylece sensör üzerinde okunan gerilim değeri değişen kuvvet değerini gösterecektir. Kuvvete duyarlı direncin basıncı ve direnç değişimi şekil 4.13'te gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Sensörün kuvvet direnci değişimi

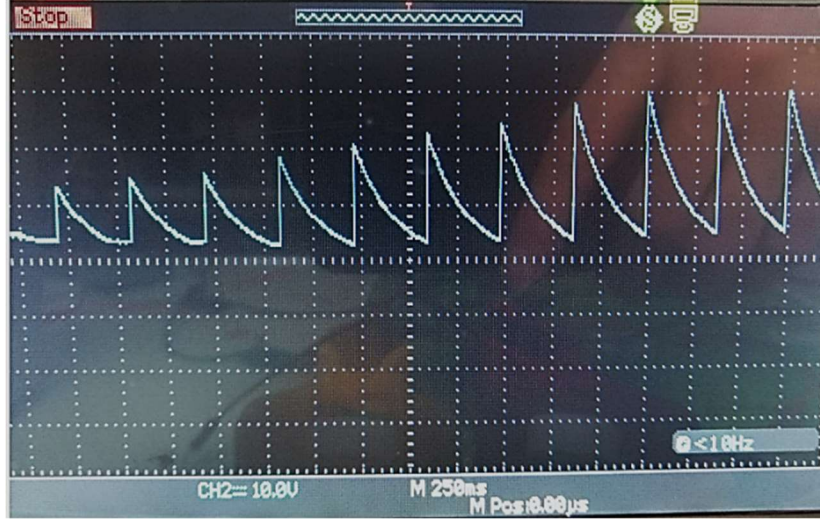
Dokunma hissi algılayıcı olarak kullanılan kuvvet kontrollü direncin ölçtüğü değerin lineere yakın değişiyor olduğu yapılan test ve denemelerle bir kez daha test edilmiştir. Ölçüm hassasiyetinin 0,2 kgf olmasına karşın daha yüksek kuvvetlerde hassasiyetin 0,1 kgf'lara kadar geldiği de kaydedilmiştir. Direnç değişimi sistem tarafından potansiyel fark (V) değişimi olarak algılanmaktadır. Dolayısıyla mikro kontrolör üzerinde 0-5 V potansiyel fark değişiminin 0-1024 değer farkı olarak algılanması da elde edilmek istenen hassasiyet değeri aralığında olduğu tespit edilmiştir.

Ölçülen kavrama kuvveti Arduino ile dokunma duyusuna dönüştürülerek kullanıcıya uygulanmıştır. Parmak uçlarına titreşim motoru ve elektriksel uyarım yöntemleri ile dokunma duyusu sağlanmıştır. Titreşim yönteminin kullanımında motor parmak ucuna yerleştirilmiş ve motor devirleri robotun uyguladığı kavrama kuvvetine göre ayarlanmıştır. Yapay dokunma hissi yaratmak için parmak ucuna elektriksel darbeler uygulanmıştır. Robot kontrolünde baş ve işaret parmakların hareketleri değerlendirildiğinden elektrot işaret parmağı yerleştirilmiştir, elektrot yerleşimi Şekil 4.14'te görülmektedir.

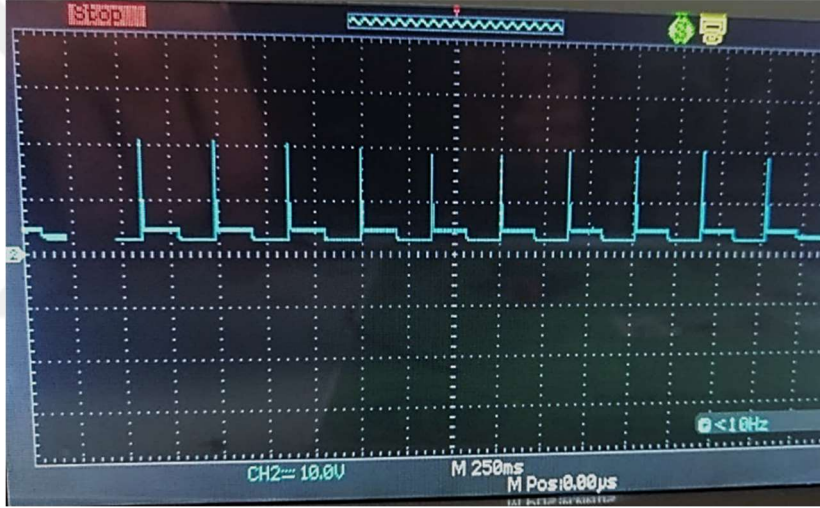


Şekil 4.14. Elektriksel dürtü kullanılarak uygulanan yapay dokunma hissi

Mekanoreseptörler, epidermise en yakın reseptörlerdir ve tetiklenmesi kolaydır. İnsan dokusu 30 volta kadar iletken değildir. Ancak iletken jel ve özel elektrotlar kullanmak sinirleri 5 volt civarında tetiklemeyi mümkün kılmıştır. Çalışmada düşük dirençli gümüş alaşım elektrot ve ultrason jeli kullanılmıştır. Epidermis kalınlığından dolayı uygulanan sinyalin ayırt edici olabilmesi için 5 ile 30 volt arasında değişen sinyallere ihtiyaç vardır. Daha yakın aralıkta seçilecek sinyallerin ayırt ediciliği yeterli olmayacağı öngörülmüştür. Elektriksel darbe yönteminde parmak uçlarına genliği 5 ile 30V arasında olan 1 Hz darbeler uygulanmıştır. Böylece dokunma hissi saniyede 1 kez hissedilen darbeler olarak algılanmaktadır. Sinyal frekansının düşük olması ayrıca reseptörlerin erken uyum sağlamasının da önüne geçmiştir. Uygulanan sinyalin genliği Şekil 4.15'te görüldüğü gibi zamanla keskin bir şekilde artmalıdır. Ters testere dişi olarak da adlandırılabilen bu sinyal kullanıcıya uygulandığında Şekil 4.16'da görüldüğü gibi darbe sinyaline dönüşmektedir. Uyarım sinyali olarak zamanla artış gösteren üçgen ve sinüs sinyallerinin kullanılması duyu reseptörlerini tetikleyemeyecek ve herhangi bir oluşturmayacaktır. Ölçümler Osiloskop ekranından Volt/Div=10V ve Time/Div=250milisaniye olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 4.15 Yapay dokunma hissi sinyal örneği



Şekil 4.16 Dönüşen darbe sinyali

4.4. Kavrama Denemeleri

Kavrama denemelerinde 3D FDM yazıcıdan üretilmiş 30x30x50 mm boyutlarında kare prizma objeler kullanılmıştır. Aynı malzemedен ve aynı ebatlarda iç dolgu oranları değiştirilerek farklı ağırlıklarda (100g, 200g ve 300g) 3 adet obje üretilmiştir.

Nesneleri hareket ettirmek için gereken optimum kavrama kuvveti, yerleştirilen kuvvet sensörü ile insan eli kullanılarak kaydedilen ölçümlerle belirlenmiştir. Bu değer referans değeri olarak kullanılmıştır. Gereken minimum kavrama kuvveti yüzey pürüzlülükleri ve cismin ağırlığına bağlı olduğundan farklı kişilerde yapılan referans ölçümleri aynı değeri vermektedir.

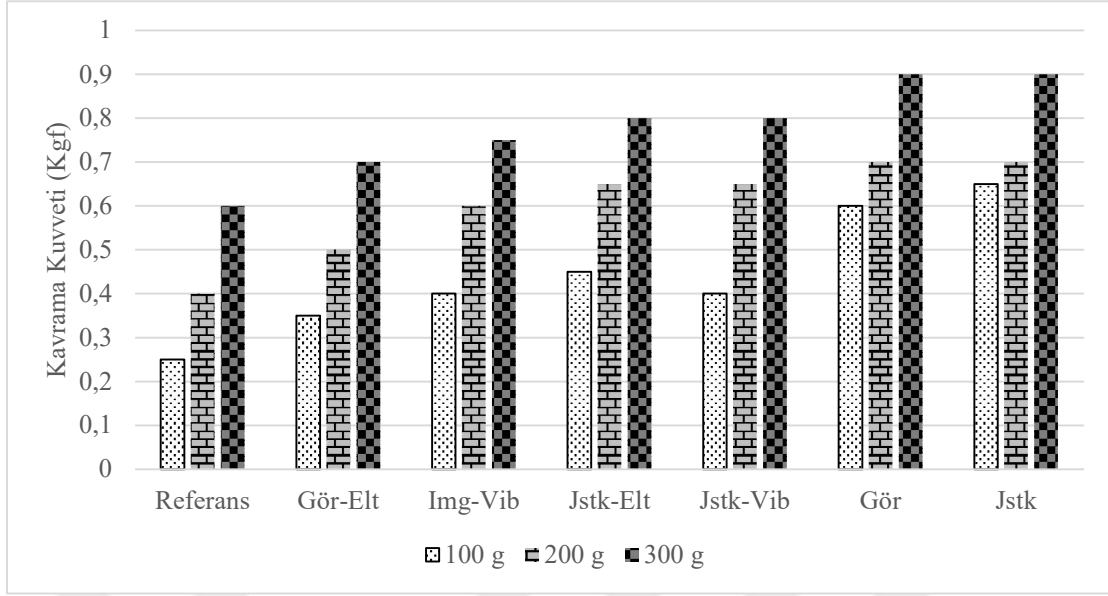
Bu çalışmada, robot hareketleri görüntü işleme veya joystick ile sağlanmış ve bir titreşim motoru veya elektriksel uyarım ile yapay bir dokunma hissi elde edilmiştir. Robot kontrolü ve yapay dokunma hissi 4 farklı senaryo için değerlendirilmiştir. Bu senaryolar Joystick (Jstk) ve Titreşim Motoru (Vib), Joystick ve Elektriksel Darbe Tekniği (Elt), Görüntü İşleme (Img) ve Titreşim Motoru ve Görüntü İşleme ve Elektrik Darbesidir. Referans değerinin %10 toleransla elde edilmesi tam kavrama olarak puanlanmıştır. Tam kavrama değerinin altındaki değerler gevşek kavrama, üzerindeki değerler aşırı kavrama olarak puanlanmıştır. Senaryoları değerlendirmek için bir skor tablosu oluşturuldu. Çalışmanın amacı minimum kuvvetle tutuş sağlamak olduğundan gevşek tutuşlar 2 puan, aşırı kavrama 1 puan olarak değerlendirilmiştir. Aşırı kavramada üst sınır değer belirlenmemiştir. Ayrıca cisimler denemelerde uygulanan kuvvetler ile deforme edilemeyecek malzemelerden seçilmiştir. Bu nedenle deformasyon değerlendirilmesi de mümkün değildir. Puanlama tablosu Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Kavrama tipine göre uygulanan puan tablosu

Kavrama Tipi	Puan
Gevşek Kavrama	2
Tam Kavrama	3
Aşırı Kavrama	1
Başarısız Kavrama	0

4.5. Yapay Dokunma Hissi Bulguları

Bu çalışmada minimum kuvvet ile tam kavrama elde edilmesi hedeflenmiştir. Tüm deneyler aynı koşullar altında yapılmış ve her nesne için insan eli kavrama kuvveti bir referans değeri olarak belirlenmiştir. Kavrama kuvvetleri referans değerlerle karşılaştırılmıştır. Referans değerine en yakın kavrama kuvvetine sahip yöntem bu çalışma için en iyi yöntem olarak belirlenmiştir. Farklı ağırlıktaki nesnelere için ölçülen kavrama kuvveti değerleri ve dokunsal geri bildirimli ve bildirimli sistem karşılaştırmaları Şekil 4.17'de gösterilmektedir.



Şekil 4.17. Farklı obje ve kavrama metotları için kuvvet karşılaştırması

Referans değeri objelerin kaldırılması için yeterli olan minimum kavrama (sıkma) kuvvetidir ve yalnızca sensör ve obje yüzeylerinin yapısına bağlıdır. Farklı kullanıcılarda alınan farklı referans değerlerinin aynı olduğu kaydedilmiştir. Burada dikkat edilmesi gereken sensör yüzeyinin objelere tam temas etmesidir. Yukarıdaki tablo incelendiğinde düşük ağırlıklı obje ile yapılan denemelerde referans kuvvet değerine yaklaşmakta zorluk çekildiği görülmektedir. Objeye ağırlığı arttıkça tam kavrama için uygulanması gereken kuvvette artmış olup, daha yüksek kuvvetlerde referans değerinin yakalanmasının daha kolay olduğu görülmüştür. En başarılı kontrol-dokunma hissi çiftinin Görüntü işleme yöntemi ve Elektrik Uyarı yöntemi ikilisi olduğu kaydedilmiştir. Optimal kavrama kuvveti ve en iyi kontrol-dokunma hissi çiftleri belirlendikten sonra, her yöntemin başarı oranlarını analiz etmek için bağımsız deneyler yapılmıştır. Başarı oranlarının belirlenmesinde Tablo 4.1'de verilen puanlar kullanılmıştır. Sonuç ölçümleri alınmadan önce 15 dakikalık alışma ve kalibrasyon deneyleri yapılmıştır. 5 farklı kişiden alınan ölçüm sonuçları Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4 ve Tablo 4.5'te verilmiştir. Her kullanıcı üzerinde 10 deneme yapılmış ve tablo skorlanmıştır.

Tablo 4.2. Joystick ve titreşim yöntemi ikilisi

Deney	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Total
Kullanıcı 1	0	1	0	2	1	1	2	3	3	3	16
Kullanıcı 2	1	2	2	3	1	0	2	3	3	1	18
Kullanıcı 3	0	0	3	1	3	2	1	1	3	1	15
Kullanıcı 4	1	0	1	1	2	3	1	2	3	3	17
Kullanıcı 5	1	0	1	2	3	1	3	1	2	3	17
Ortalama											
Puan	16,6										
% Başarı											
Oranı	55,33										

Joystick Titreşim ikilisi kullanım ve uygulama açısından kolaylık sağlamaktadır. Her iki yöntemde kolayca kullanılıp uygulanmaktadır. Titreşim motorları devirleri kontrol edilerek dokunma hissine çevrilmiştir. Sensörük okuduğu kuvvent arttıkça motorlar daha hızlı dönmekte ve titreşimin frekansı artmaktadır. Tablo 2'deki sonuçlar incelendiğinde katılımcıların ilk 3 denemede sisteme adapte olamadıkları görülmektedir.

Tablo 4.3. Joystick ve elektriksel uyarı yöntemi ikilisi

Deney	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Total
Kullanıcı 1	1	0	2	3	1	2	3	3	1	3	19
Kullanıcı 2	0	1	3	1	2	1	3	3	3	1	18
Kullanıcı 3	0	1	1	1	3	3	1	2	1	3	16
Kullanıcı 4	1	0	1	3	3	3	2	1	3	1	18
Kullanıcı 5	1	0	1	3	3	0	3	3	2	3	19
Ortalama											
Puan	16,4										
% Başarı											
Oranı	54,67										

Joystick Elektriksel Uyarı sistemi beraber kullanıldığında, Joystick Titreşim ikilisine benzer sonuçlar elde edilmiştir. Elektriksel Uyarı ve Joystick teması ile oluşan iki hissini birlikte hissedilmesi ayırt ediciliğin düşmesine sebep olmuştur. Elektriksel uyarım titreşimden farklı olarak dokunma hissine daha yakın bir uyarım oluşturduğu için joystick yüzeyinden gelen dokunma hissi sebebi ile ayırt ediciliğini kaybetmektedir.

Tablo 4.4. Görüntü işleme ve titreşim yöntemi ikilisi

Deney	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Total
Kullanıcı 1	1	1	2	2	2	1	3	3	3	3	21
Kullanıcı 2	1	2	3	3	1	1	3	3	3	1	21
Kullanıcı 3	0	0	3	2	3	3	1	2	3	2	19
Kullanıcı 4	1	3	1	1	3	3	1	1	3	3	21
Kullanıcı 5	1	1	3	3	2	1	3	1	1	1	19
Ortalama Puan											20,2
% Başarı Oranı											67,33

Görüntü İşleme ve Titreşim yöntemi beraber kullanıldığında başarı oranının arttığı görülmüştür. Buradaki en büyük etken görüntü işleme yönteminde herhangi bir ilave dokunma hissi olmamasıdır. Ayrıca parmak hareketleri bu yöntem ile okunması çok daha hassas bir robot kontrolü sağlamaktadır. Katılımcılar Görüntü İşleme ile robot kontrolüne kolay adapte olmuşlar ve 2 deneme sonunda başarılı kavrama elde edebilmişlerdir.

Tablo 4.5. Görüntü İşleme ve Elektriksel Uyarı yöntemi ikilisi

Deney	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Total
Kullanıcı 1	1	2	3	3	2	1	3	3	3	3	24
Kullanıcı 2	2	1	3	3	1	1	3	3	3	2	22
Kullanıcı 3	1	1	3	2	3	3	1	3	3	1	21
Kullanıcı 4	1	2	3	1	3	3	2	3	3	3	24
Kullanıcı 5	1	1	1	3	3	3	3	3	3	2	22
Ortalama Puan											22,6
% Başarı Oranı											75,33

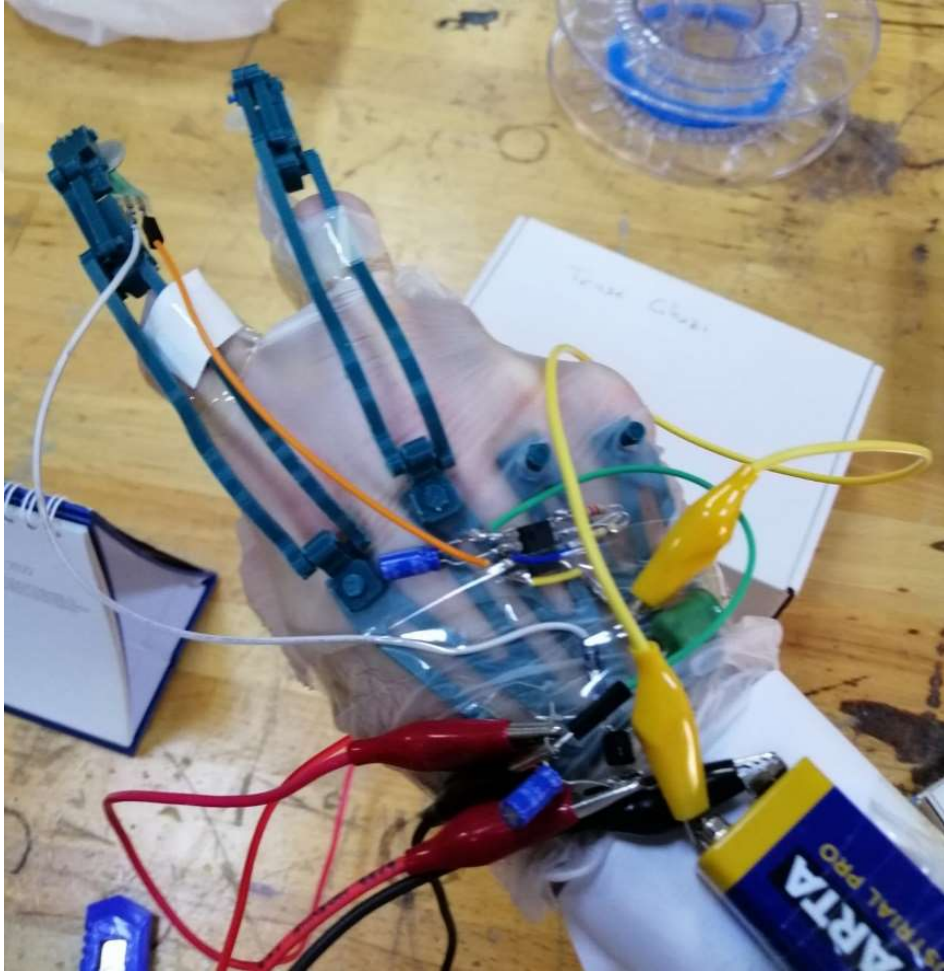
Bu çalışmada oluşturulan yapay dokunma hissi sistemi Elektriksel Uyarı yöntemidir. Bu yöntem en verimli Görüntü İşleme ile kontrol sağlandığında kullanılmıştır. Katılımcıların yüksek doğrulukta kavrama sağlayabildikleri kaydedilmiştir. Elektriksel uyarımın titreşim motorunun yarattığı histen daha fazla ayırt ediciliğe sahip olduğu ve daha hassas olduğu bu sonuçlara bakılarak görülmektedir.

Yapılan çalışmalarda robot kontrolünde EMG sinyallerinin sıkla kullanıldığı görülmektedir. Fakat Elektriksel Uyarı gibi bir yöntemle reseptörlerin uyarılması durumunda EMG sinyallerinde bozulmalarda meydana gelmektedir. EMG sinyalleri kaslar üzerinden elektriksel olarak okunduğu için yapay dokunma hissi oluşturulması esnasında uygulanan elektriksel uyarımların yansımaları kaslar üzerinden okunmakta, bu da kontrol sinyali olarak EMG'nin kullanımını zorlaştırmaktadır.



5. YAPAY DOKUNMA HİSSİ UYGULAMASI

Bu bölümde geliştirilmiş olan yapay dokunma hissi sağlayıcı, tasarlanmış olan mekanik protez ile birleştirilerek yapay dokunma hissi geri beslemeli el protezi oluşturulmuştur. Parmak kaybı yaşayan kişilerin kullanımı için uygun olan protezin parmak uçlarına sensörler yerleştirilmiş, elektriksel uyarım middle phalanges üzerinden uygulanmıştır. İşaret ve orta parmak için hazırlanmış olan protezin yapay dokunma hissi sağlayıcısı eklenmiş hali Şekil 5.1.'de verilmiştir.



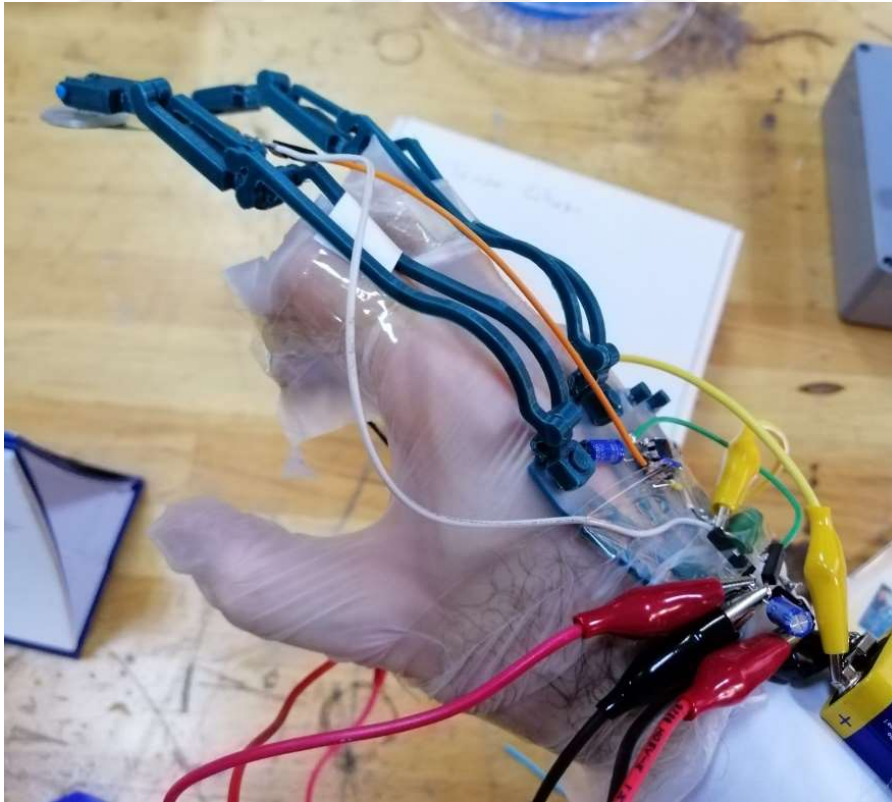
Şekil 5.1. Yapay dokunma hissi uygulaması

Yapay dokunma hissi 2 parmak için üretilmiş ve yine 2 parmak üzerinden uygulanmıştır. Sensörlerin rahat yerleştirilebilmesi ve hassas ölçüm alınabilmesi için protez parmak uçlarına hareketli bir yüzey eklenmiştir. Bu sayede sensörlerin kavranacak objeye tam olarak temas edilebilmesi sağlanmıştır. Sensörlerin eklenen yüzeye monte edilmiş hali Şekil 5.2.'de verilmiştir



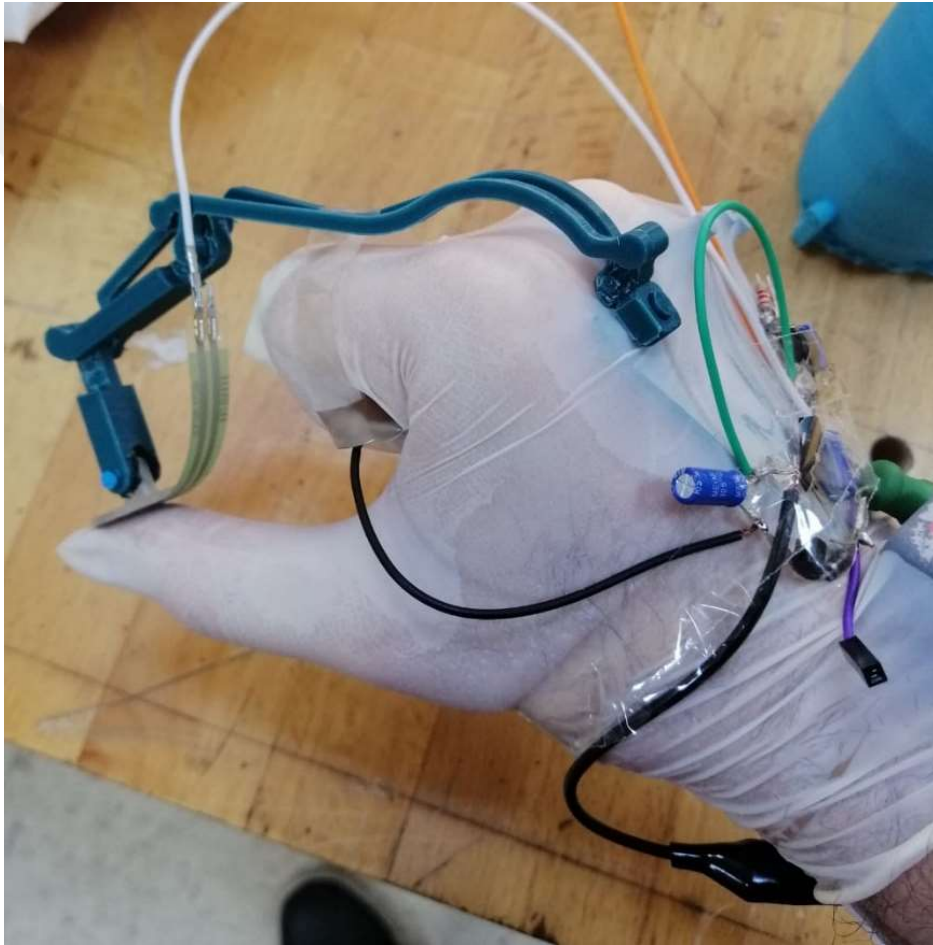
Şekil 5.2. Sensörlerin protez parmaklara monte edilmesi

Çalışmadaki denemeler parmak kaybı olmayan kişiler üzerinden yapıldığı için, kullanıcıların parmak uçları eldiven içerisinde katlı olacak şekilde ayarlanmış ve sabitlenmiştir. Tasarımın insan eli üzerine monte edilmesi ve parmakların konumu Şekil 5.3.'de görülmektedir.



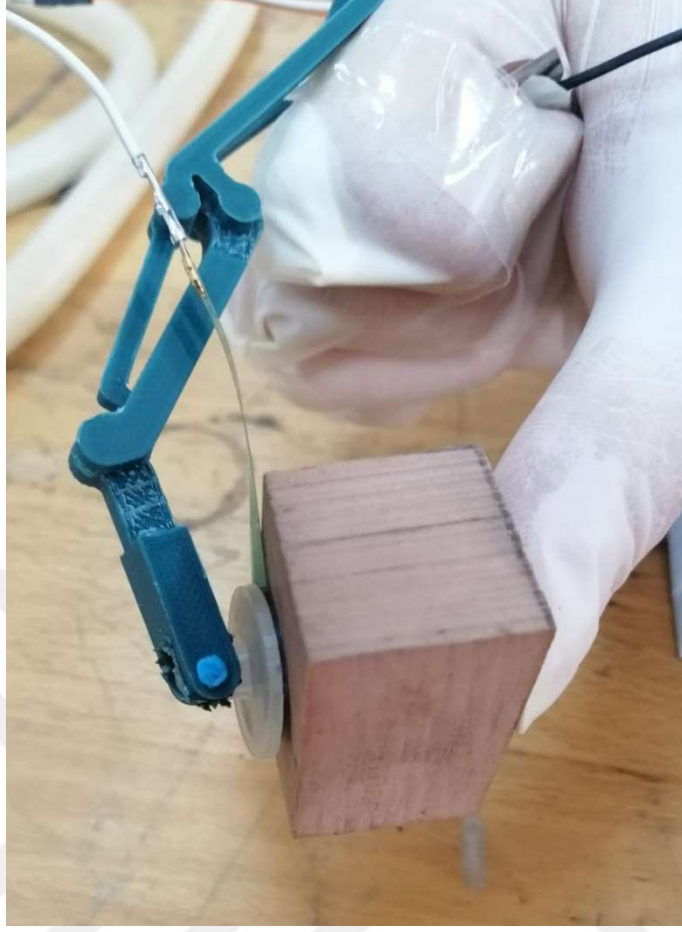
Şekil 5.3. Protezin el üzerine montajı

Geliştirilen dokunma hissi geri beslemeli protez üzerinde yapılan testlerde sadece işaret parmağı kullanılmıştır. Protezin işaret parmağı üzerinden alınan kuvvet ölçümü değeri için, işaret parmağı proksimal falanksı üzerinden sinyal uygulanmıştır. Yalnız işaret parmağı kullanılmasının sebebi, robot kol uygulamasına benzer şekilde bir kavrama oluşturmaktır. İki parmağın kullanıldığı durumda sensörler arasında veri farkları oluşacağı için farklı dokunma hissi oluşumlarının seçiciliği etkileyebileceği düşünülmüştür. Protez parmağının, parmağın proksimal falanksı üzerinden kontrol edilmesi ve basınç sensörünün konumuna ilişkin görsel Şekil 5.4'te verilmiştir.



Şekil 5.4. İşaret parmağı, protezin kapalı konumu

Geliştirilen protezin ve yapay dokunma hissini başarısına ilişkin iki adet test hazırlanmıştır. Farklı geometrilerde seçilen objeler için tam kavrama ile hareket ettirme çalışmalarında yine robotik uygulamada kullanılan ve Tablo 4.1'de verilen puantajlar kullanılmıştır. Kare prizma cisminin tam kavrama ile kaldırılmasına ilişkin görsel Şekil 5.5'te, silindirik cismin kaldırılmasına ilişkin görsel ise Şekil 5.6'da verilmiştir.



Şekil 5.5. Kare prizma obje



Şekil 5.6. Silindirik obje

Objeler seçilirken özellikle deforme olmayacak şekilde seçilmiştir. Bu sayede deformasyon sonucu oluşabilecek hatalı ölçümlerin de önüne geçilmiştir. Silindirik objenin kavranması özellikle dengeli kaldırılamadığı durumlarda sorun oluşturmaktadır.

Yapılan denemeler 5 kullanıcı ile 10 tekrar olacak şekilde planlanmıştır. Yapay dokunma hissi kalibrasyonu denemeler öncesinde kişiye özel yapılmıştır. Kullanıcılar ölçümlerden önce 5 gün ve günde en az yarım saat protez üzerinde denemeler yapmış ve sisteme adapte olmuştur. Her katılımcı için kişisel ölçü ve el yapısına göre parmak modelleri oluşturulmuştur. Geliştirilen protez ile alınan ölçümler sırasıyla Tablo 5.1 ve Tablo 5.2’de verilmiştir.

Tablo 5.1. Kare prizma obje için yapılan denemeler

Kare Prizma Objeye											
Demene	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Toplam
Kullanıcı 1	1	2	3	3	2	1	3	3	2	3	23
Kullanıcı 2	2	1	3	3	1	1	3	3	3	2	22
Kullanıcı 3	1	1	3	2	3	3	1	3	2	1	20
Kullanıcı 4	1	2	3	1	3	3	2	3	2	3	23
Kullanıcı 5	1	1	1	2	3	3	3	3	3	2	22
Ortalama											22
%Hata											73,33

Kare prizma obje için yapılan denemelerde başarı oranının %73 olduğu görülmektedir. İlk 2 denemede kullanıcıların cisme adapte olmasında zorluk yaşadığı fakat sonrasındaki denemelerde başarılı tam kavrama sağlayabildikleri kaydedilmiştir.

Tablo 5.2. Silindir obje için yapılan denemeler

Silindir Prizma Objeye											
Demene	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Toplam
Kullanıcı 1	0	2	2	1	2	1	3	3	3	3	20
Kullanıcı 2	1	0	2	1	1	1	3	3	3	2	17
Kullanıcı 3	0	1	2	2	3	3	1	3	3	1	19
Kullanıcı 4	1	0	2	1	3	3	2	3	3	3	21
Kullanıcı 5	1	1	1	2	3	2	3	2	3	2	20
Ortalama											19,4
%Hata											64,67

Deneme ölçümleri yapılmadan önce her kullanıcı iki farklı objeyi de gereken minimum kavrama kuvveti ile kaldırmıştır. Burada kaydedilen değerlerin aynı olması, bir kez daha referans değerinin kullanıcıya bağlı değişmediğini göstermiştir. Silindirik objenin kaldırılmasında başarı oranının düştüğü kaydedilmiştir. Bunun en büyük sebebinin objenin geometrik şekli sebebiyle dengeli kaldırılamaması olarak öngörülmüştür. Kullanıcıların sonuçları değerlendirildiğinde bu sebeplerle ilk denemelerde başarısızlıklara rastlanmasına rağmen sonraki ölçümlerde yüksek skorlar elde edilebilmiştir. Ayrıca sensörün yüzey teması tam olarak sağlanamadığı için silindirik obje kullanımında yüksek kavrama kuvveti değerleri de kaydedilmiştir. Aynı değerler referans ölçümlerinde de kaydedildiğinden skor tablosunda hatalara sebep olmamıştır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması temel olarak 3 aşamadan oluşmuştur. İlk aşamada mekanik bir el protezi tasarlanarak üretilmiştir. Bu protez parmak kaybı yaşayan kişilere yönelik tasarlanmıştır. İkinci kısımda yapay dokunma hissi çalışmalarına başlanmış olup, farklı uyarım yöntemleri birbirleri ile değerlendirilerek optimum bir dokunma hissi yöntemi belirlenmiştir. Belirlenen yöntem robot kol üzerinde denenerek dokunma hissini ayırt ediciliği ve hassasiyeti değerlendirilmiştir. Çalışmanın son aşamasında daha önceden üretilmiş olan mekanik el protezinde geliştirilen yapay dokunma hissi sağlayıcısı eklenerek yapay dokunma hissi geri beslemeli mekanik bir el protezi elde edilmiştir. Bu protez ile gerçekleştirilen ölçüm ve denemeler sonucu geliştirilen sistemin seçiciliği değerlendirilmiştir.

Çalışmanın ilk bölümünde tasarlanan mekanik el protezi kişiye özel olarak üretilmiştir. Tasarımlarda kullanıcının tomografi görüntüleri üzerinden iskelet sistemi modellenmiştir. Yapılan kinematik analiz ve çıkarılan formüller ile daha sonraki protez üretimlerinde iskelet sistemi modellemesine gerek kalmayacak ortak bir tasarım yöntemi geliştirilmiştir. Mekanik protez 3D yazıcı kullanarak üretildiği için hızlı ve ekonomik bir üretim yöntemi sağlamıştır. Bu yöntemin yaygınlaşmasının protezlerin erişilebilirliğinin ve maliyetini düşüreceği görülmüştür.

İnsan eliyle alınan referans ölçümleri ve yapay dokunma hissi olan/olmayan sistemler karşılaştırıldığında, yapay dokunma hissi olan sistemler referans kavrama kuvveti değerinin %25'ine kadar yaklaştığı ve dokunma hissi olmayan sistemler de ise referans değerinin yalnızca %50'sine kadar yaklaşabildiği kaydedilmiştir.

Tasarlanan 4 farklı yapay dokunma hissi ve robot kontrol yöntemi ikilisi karşılaştırıldığında, Elektriksel Uyarım ve Görüntü İşleme ikilisinin daha yüksek bir başarı oranı (%75,33) sağladığı görülmüştür. Joystick kontrol yöntemlerinin hassasiyetinin zayıf olması sebebi ile düşük başarı oranı elde edildiği görülmüştür. Joystick kontrolörleri için en iyi yapay dokunma hissi sağlayıcısının titreşim yöntemi olduğu ancak Joystick ve Titreşim yöntemi Görüntü işleme ve Elektriksel Uyarım yöntemi kadar başarılı olmadığı ve referans değerinin yalnızca %55,33'i kadar başarı oranı sağladığı görülmüştür.

Yapay dokunma hissinin Elektriksel Uyarı ile üretilmesi, titreşim motoru yöntemine göre %50 daha hassas bir kontrol imkanı sağlamış ve yapay dokunma hissi oluşturmak için kullanılabileceği görülmüştür. Elektriksel Uyarı deri üzerinden uygulandığı için, deri iletkenliği de göz önüne alınarak 30V'a ulaşan gerilimler kullanılmıştır. Deri üzerinden uygulanan gerilimin frekansından çok, genliğinin daha belirleyici bir faktör olduğu anlaşılmıştır. Oysa aksiyon potansiyelinin sinir hücresi boyunca frekans değişikliğiyle iletilmesi ve genliğinin sabit olması, frekans değişiminin daha belirleyici olması beklentisini doğurmaktaydı.

Robotlardan ve protezlerden ölçülen kavrama kuvveti ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Ancak bu çalışmalarda ölçülen kavrama kuvveti ön işleme için kullanılmış ve akıllı bir sistem üzerinden veya akıllı sistemlerde karar verme verisi olarak değerlendirilmiştir. (Lovasz ve ark., 2017; Bekiroğlu ve ark., 2014; Mahler ve ark., 2016). Bu çalışmada ilk kez robot parmaklarından ölçülen kavrama kuvveti doğrudan kullanıcıya elektriksel bir uyarı olarak uygulanmıştır. Kullanıcı, kavrama sırasında uygulanan kavrama kuvvetine gerçek zamanlı olarak karar vermiştir. Cerrahi robotlara titreşim geribildirim uygulanmasıyla ilgili çalışmalar vardır (Enayati ve ark., 2016; Wottawa, 2016; McKindley, 2015), elektriksel uyarım yöntemlerinin bir geribildirim sistemi olarak uygulanmasının robotik cerrahiyi çok daha hassas hale getireceği düşünülmektedir.

Robotik protezlerde dokunma geri bildirim duyusunun kullanılmasının daha gerçekçi bir protez hissi sağlayacağı öngörülmektedir. Bu nedenle elektriksel uyarı yöntemi ile haptik duygu sağlayan protezlerin geliştirilmesinin bilime büyük katkılar sağlayacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmada kullanıcı, bir ara sistem olmadan oluşturulan yapay dokunma duyusu ile nesnelere hareket ettirmek için gereken minimum kavrama gücünü belirlemiştir. Bu sayede gerçekçi ve hassas bir tutuş sağlanması planlanmıştır. Robotik protezler uzuv kayıplarında sıklıkla kullanılmaktadır. Literatürde yapılan çalışmalarda robotik protezler geri bildirim yöntemleri ile kullanılmamaktadır. Bu nedenle protezler insan uzvunun tamamıyla yerini almaktan uzaktır (Su ve ark, 2021; Alebooyeh ve ark., 2020; Martini ve ark., 2020). Haptik geri bildirim sistemleri birçok cihazda kullanılmaktadır, ancak hiçbiri doğrudan kullanıcıya dokunsal geri bildirim uygulamamaktadır. Son çalışmalar

bu durumu vurgulamış ve robotik protezlerde dokunsal geribildirim kullanılmasını önermiştir (Zult ve ark., 2016; Edoardo ve ark., 2019; Raspopovic ve ark. 2020). Elektriksel Uyarı geribildirimi kullanılarak gerçekçi protez hissi sağlanacak ve kaybedilen uzvun yarattığı konfor ve günlük yaşam zorlukları büyük ölçüde önlenmiş olacaktır.

Elektrik uyarım kullanımı mekano reseptörlerde yorulmaya neden olabileceği için uzun süreli kullanımda hassasiyet düşüşlerine sebep olabileceği öngörülmektedir. İleride yapılacak çalışmalarda bu konu göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca deri iletkenliğini arttıracak yöntemler bulunması daha düşük gerilimlerle çalışılabilmesi imkanı sağlayacaktır.



KAYNAKLAR

- Akgün G., Alveroğlu A., Özkaya G., Kaplanoğlu E., (2013). Sonlu Durum MakineYöntemi ile Protez El Kontrolü”, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı (TOK2013)*, Malatya, Türkiye, 26-28 Eylül 2013.
- Akyüz G., Leblebiciler M. A., (2012). Otonom Sinir Sistemi Anatomisi ve Değerlendirilmesi, *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 58(1), 1-5.
- Arıncı K., Elhan A., (2014). *Anatomi* (5. Baskı), 1.cilt, Ankara: Güneş Tıp Kitabevi
- Arieta A, H., Katoh R, Yokoi H., Wenwei, Y., (2006). Development of multi-DOF electromyography prosthetic system using the adaptive joint mechanism, *Applied Bionics and Biomechanics*, 3, 101–112.
- Atkins D. J., Heard D. C. Y., Donovan W. H., (1996). Epidemologic overview of individuals with upper-limb loss and their reopeted research priorities, *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 8(1), 2-11.
- Bandara D. S. V., Gopura R. A. R. C., Kajanthan G., Brunthavan M., Abeynayake H. I. M. M., (2014). An under-actuated mechanism for a robotic finger, *Annual International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, Hong-kong, Çin, 4-7 Haziran 2014.
- Basmajian M. D., Luca C. J., (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography* (1. Baskı), London: Williams&Wilkins.
- Bekey G. A., Tomovic R., Zeljkovic I. (1990). *Control Architecture for the Belgrade/USC Hand, Dextrous Robot Hands*, New York: Springer.
- Berker B. M., Karamustafaoğlu O. (2020). Merkezi ve Çevresel Sinir Sistemi Konusunda Geliştirilmiş Bir Eğitsel Oyun, *Gazi Eğitim Bilimleri Dergisi*, 6(1), 80-92.
- Bekiroglu Li, Y., Kragic D., and Billard A. (2014). Learning of grasp adaptation through expe rience and tactile sensing. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Chicago, USA, 14-19 Eylül 2014.
- Benjamin M., Ralphs J. R., (1997). Tendons and ligaments--an overview, *Histol. Histopathol.*, 12(4), 1135–1144.
- Bennett D. A., Dalley S. A., Truex D., Goldfarb M., (2018). A Multigrasp Hand Prosthesis for Providing Precision and Conformal Grasps, *IEEE ASME Trans Mechatron*, pp(99), 1-8.

- Best C. H., Taylor N. B., (1937). *Physiological basis of medical practice*, (11.Baskı), London: Williams&Wilkins.
- Bontrager E.L., (1965). The application of muscle education techniques in the investigation of electromyographic control. *Case Western Reserve Univ Rep*, (4-65), 13
- Boostani R., Moradi, M.H., (2003). Evaluation of the Forearm EMG signal Features for the control of a Prosthetic Hand, Institute Of Physics Publishing Physiological Measurement, *Physiol. Meas.* 24(2), 309–319
- Bottomley A.H., (1962), Working model of a myoelectric control system, *Proc. Int. Symp. Applications in Automatic Control in Prosthetics Design*, 37-45.
- Carrozza M.C., Cappiello, G., Stellin, G., Zaccone, F., Vecchi, F., Micera, S., Dario, P., (2005). On the development of a novel adaptive prosthetic hand with compliant joints: experimental platform and EMG control, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, Kanada, 2-6 Ağustos 2005.
- Cheng M., Jiang L., Fenglei N., Fan S., Liu Y., Liu H., (2017), Design of a highly integrated underactuated finger towards prosthetic hand, *IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Münih, Almanya, 3-7 Temmuz 2017
- Childress D.S, Billock J. N., (1970). Self-containment and self-suspension of externally powered prostheses for the forearm, *Bull Prosthet Res BPR*, 10(14),4-21.
- Chu J., Moon, I., Kim S., Mun M., (2005), Control of multifunction myoelectric hand using a real time EMG pattern recognition, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, Kanada, 2-6 Ağustos 2005.
- Delgado A., Jara C. A., Torres F. (2017), In-hand recognition and manipulation of elastic objects using a servo-tactile control strategy, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 48, 102-112.
- Dempster W. T., Finerty J. C., (1947) Relative activity of wrist moving muscles in static support of the wrist joint; an electromyographic study, *The American journal of physiology*, 150(4), 596–606.
- Dorcas D.S., Scott, R.N., (1966), A three-state myoelectric control, *Medical & biological engineering*, 4(4), 367–370.
- Drake H., Vogl R. L., Mitchell W., Gray A. W. M., (2015) *Gray's anatomy for students* (2. Baskı), Londra: Churchill Livingstone.
- Du Y.C., Hu W.C., Shyu L.Y., (2004), The effect of data reduction by independent component analysis and principal component analysis in hand motion

identification, Engineering in Medicine and Biology Society, *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, San Fransisko, USA, 1-5 Eylül 2004.

Ejderha H., (2009), EMG işaretleri kullanılarak yorgunluk seviyelerinin neuro-fuzzy ve ysa ile sınıflandırılması, Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kahraman Maraş, 252534.

Engeberg E., Meek S., (2013), Adaptive Sliding Mode Control for Prosthetic Hands to Simultaneously Prevent Slip and Minimize Deformation of Grasped Objects, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(1), 376-385.

Englehart K., (1998) Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal, Doktora Tezi, University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, Kanada.

Englehart K., Hudgin B., Parker P.A., (2001). A Wavelet-Based Continuous Classification Scheme for Multifunction Myoelectric Control, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(3), 302-311.

Fassih A., Naidu D. S., Chiu S., Kumar P., (2012), Design and control of an underactuated prosthetic hand, *11th international conference on Applications of Electrical and Computer Engineering (ACA'12)*, Atina, Yunanistan, 7-9 Mart 2012.

Fick R., (2013) *Handbuch der Anatomic und Mechanik der Gelenke, Dritter unter Berücksichtigung der bewegender Muskeln* (2. Baskı), Bremen: Bremen Üniversitesi Yayınları

Freedy, A., Lyman, J., (1969). Adaptive aiding, *3rd International Symposium On External Control Of Human Movement*, Dubrovnik, Yugoslavya, Ağustos 1969, 155-170.

Fukuda O., Tsuji, T., Kaneko, M., Otsuka, A., (2003). A human-assisting manipulator teleoperated by EMG signals and arm motions, *IEEE Transaction Robotics And Automation* 19(2), 210:222.

Fung Y. C., (1993) *Biomechanics* (2. Baskı), New York: Springer.

Graupe D. ve Cline W K., 1975. Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes, *IEEE Tr. On Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 5(2), 252-259.

Haidacher S., Fischer M., Grebenstein M., Joehl K., Kunze K., Nickl M., Seitz N. Hirzinger G., (2003), DLR Hand II: Hard-and Software Architecture for Information Processing, ICRA '03. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Taipei, Tayvan, 14-19 Eylül 2003

- Haihua, L., Xinhao, C., & Yaguang, C. (2005). Wavelet transform analyzing and real-time learning method for myoelectric signal in motion discrimination. *First International Conference on Neural Interface and Control*, 127-130.
- Herberts P., 1973. Hand prosthesis control via myoelectric patterns, *Acta Orthopaedica Scandinavica Journal*, 44(1),389-409.
- Hirt B., Seyhan H., Wagner M., Zumhasch R., (2016) *Hand and wrist anatomy and biomechanics: A comprehensive guide*. Stuttgart: Thieme Publishing Group.
- Hocaoğlu E., 2010. Data Acquisition and Feature extraction for Classification of Prehensile SEMG Signal For Control of A Multifunctional Prosthetic Hand, Yüksek Lisans Tezi, Sabancı Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 178706.
- Howe R. D. (1993) Tactile Sensing and Control of Robotic Manipulation. *Advanced Robotics*, 8(3),245–261.
- Huang Y., Englehart, K., Hudgins, B., Chan, A.D.C., (2005). A Gaussian mixture model based classification scheme for myoelectric control of powered upper limb prostheses, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52(11), 1801:1811.
- Hudgins B., Parker, P., Scott, R., (1993). A new strategy for multifunction myoelectric control, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 40(1), 82–94.
- Jahan M., Manas M., Sharma B. B., Gogoi B. B., (2015). Feature extraction and pattern recognition of EMG-based signal for hand movements., *International Symposium on Advanced Computing and Communication (ISACC)*, Silchar, Hindistan, 14-15 Eylül 2015.
- Jin H, Dong E, Xu M, Yang J., (2020). A Smart and Hybrid Composite Finger with Biomimetic Tapping Motion for Soft Prosthetic Hand, *Journal of Bionic Engineering*, 17(1), 484-500.
- Johansson R. S., Flanagan J. R. (2009). Coding and Use of Tactile Signals from the Fingertips in Object Manipulation Tasks, *Nature Reviews Neuroscience*, 10(5):345–359.
- Jung S., Kang S., Moon I., (2008). Design of Biomimetic Hand Prosthesis with Tendon-driven Five Fingers, *2nd Biennial IEEE/RAS*EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, ABD, 18-22 Ekim 2008.
- Karaca A., Conker C., Yavuz H. (2019) Fuzzy logic based force control of robot hand with haptic feedback, *Konya Technical University Faculty of Engineering and Natural Sciences*, 7(1), 909-923.
- Khzeri M., Jahed, M., Sadati, N., (2007) Neuro-Fuzzy surface EMG pattern recognition for multifunctional hand prosthesis control, *Industrial Electronics, IEEE*

International Symposium on Industrial Electronics (ISIE). Vigo, İspanya 4-7 Haziran 2007.

- Kilby J., Hosseini H.G., (2004). Wavelet Analysis of Surface Electromyography Signals, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 23(2), 384-387,
- Kleinhenz B. P., Adams B. D., (2015). Closed Sagittal Band Injury of the Metacarpophalangeal Joint, *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, 23(7), 415–423.
- Kobrinski A. Y., Bolkhovitin S.V., Voskoboinikova L.M., Ioffe D.M., Polyani E.P., Popov B.P., Slavutski Ya. L., Sysin A. Ya., Yakobson Ya. S., (1960), Problems of bioelectric control, *IFAC Proceedings Volumes*, 1(1), 629-633.
- Kuczynski K., (1968). The proximal interphalangeal joint. Anatomy and causes of stiffness in the fingers., *J. Bone Joint Surg. Br.*, 50(3), 656–663.
- Kuo C. H., Chen C. T., (2010), Development of Tendon Based Dexterous Robot Hand, *Advances in Robot Manipulators*, 1(1) 255-266
- Lamia P. (2019) *Sinir sistemi ve kas fizyolojisi temel bilgileri* (2.Baskı), Ankara: Akademisyen Kitabevi.
- Lamounier E., Soares A., Andrade A., Carrijo R., (2002) A virtual prosthesis control based on neural networks for EMG pattern classification, *Artificial Intelligence and Soft Computing* 1(1), 1-9.
- Landsmeer J. M. F., (1963) The Coordination of Finger-Joint Motions, *J. Bone Jt. Surg.*, 45(8), 1654–1662.
- Licheng W., Yanxuan K., Xiali L., (2016), A fully rotational joint underactuated finger mechanism and its kinematics analysis, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13(5), doi:10.1177/1729881416663373.
- Liu S, Van M, Chen Z, Angeles J, Chen C. (2020) A novel prosthetic finger design with high load-carrying capacity, *Mechanism and Machine Theory*. 156(104121), 1-19.
- Lovasz E. C., Margineanu D. T., Ciupe V., Maniu I., Gruescu C. M., Zăbavă E. S., Stan S.D. (2017) Design and control solutions for haptic elbow exoskeleton module used in space telerobotics, *Mechanism and Machine Theory*, 107(1), 384-398.
- Mahdi K., Mehran J., (2007). A Novel Approach to Recognize Hand Movements Via sEMG Patterns, *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Lyon, Fransa, 22-26 Ağustos 2007
- Mahler J., Pokorny F. T., Hou B., Roderick M., M. Laskey, Aubry M., Kohlhoff K., Kroger T. (2016) Dex-Net 1.0: A cloud-based network of 3D objects for robust grasp planning using a Multi-Armed Bandit model with correlated rewards. *In*

IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Stockholm, İsveç, 16-21 Mayıs 2016.

Mahmoud R., Ueno A., Tatsumi S., (2010). Dexterous Mechanism Design For An Anthropomorphic Artificial Hand: Osaka City University Hand I, *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, Nashville, TN, ABD, 6-8 Aralık 2010.

Massie T.H., Salisbury J.K. (1994). The Phantom Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects. In Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 55(1), 295-300.

Mellema M., and Gjøvaag T. (2022). Reported Outcome Measures in Studies of Real-World Ambulation in People with a Lower Limb Amputation: A Scoping Review, *Sensors for Human Physical Behaviour Monitoring* 26(6), 2043-2053.

Micera S., Carpaneto J., Raspopovic S., (2010). Control of Hand Prosthesis Using Peripheral Information, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 3, 48-68.

Mohammadreza A. O.I, Huosheng H., (2007). Review: Myoelectric control systems: A survey, *Biomedical Signal Processing and Control*, 2, 275-294.

Mottard A., Thierry L., Clement G., (2017). Underactuated tendon-driven robotic/prosthetic hands: design issues, *Robotics: Science and Systems*, Cambridge, MA, ABD, 12-16 Temmuz.

Negi S., Kumar Y., Mishra V. M., (2016) Feature extraction and classification for EMG signals using linear discriminant analysis, *2nd International Conference on Advances in Computing, Communication & Automation (ICACCA)*, Bareilly, Hindistan. 30 Eylül 2016.

Nishikawa, D., Yu, W., Yokoi, H., Kakazu, Y., (2002). On-Line Supervising Mechanism For Learning Data In Surface Electromyogram Motion Classifiers, *Journal and Communication in Japan*, 33(14), 2634-2643.

Omarkulov N., Telegenov K., Zeinullin M., Begalinova A., Shintemirov S., (2015). Design and analysis of an underactuated anthropomorphic finger for upper limb prosthetics, *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Milano, İtalya, 25-29 Ağustos 2015

Pang E. Q. and Yao J., (2018). Anatomy and Biomechanics of the Finger Proximal Interphalangeal Joint, *Hand Clin.*, vol. 34(2), 121–126.

Patoğlu V., (2010). Çok fonksiyonlu protez ellerde kullanılmak üzere yEMG sinyalinin öznelik çıkarma metodlarının performanslarına göre karşılaştırılması, 109M020 Nolu Tübitak Proje Sonuç Raporu.

- Pons J. L., Rocon E., Ceres R., Reynaerts D., Saro B., Levin S., Van Moorleghem W., (2004). The MANUS-HAND Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects, *Autonomous Robots*, 16(2), 143-163.
- Raez M. B. I., Hussain M. S., Mohd-Yasin F., (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biological procedures online*, 8, 11-35.
- Rakic M., Jaksiz, D., Ivancevic, N., (1970). Technical evaluation of Belgrade hand prosthesis, *3rd International Symposium On External Control of Human Extremities, Dubrovnic*, 139- 143.
- Sapsanis C., Georgoulas G., Tzes A., (2013). EMG based classification of basic hand movements based on time-frequency features, *21st Mediterranean Conference on Control and Automation*, Canea, Yunanistan. 28-28 Haziran 2013
- Sauerbruch F., (1916). *Eine Anleitung für Chirurgen und Techniker, Die willkürlich bewegbare künstliche Hand* (2. Baskı), Berlin: Springer.
- Savic S., Rakovic M., Pencic M., Nikolic M., Dudic S., Borovac B. (2016), Design of an Underactuated Adaptive Robotic Hand with Force Sensing, *In International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering IcETRAN*, Zlatibor, Srbistan, 23-25 Haziran 2016.
- Schlesinger, G., (1919) *Der mechanische Aufbau der kunstlichen Glieder in Ersatzglieder und Arbeitshilfen* (2. Baskı), Berlin: Springer.
- Schmidl H., (1965). The INAIL Myoelectric B/E prosthesis. *Orthotics and Prosthetics*, 298-303.
- Shang X., Xu Z., Zhang L., Li Y., Tian Y., (2012). Virtual Bionic Hand Cosimulation Systems and Fuzzy Servo Control Algorithm, *IEEE 5th International Conference on Advanced Computational Intelligence (ICACI)*, Nanjing, Çin, 18-20 Ekim 2012.
- Shin Y. J. and Kim K. S. (2010). Distributed actuation mechanism for a finger type manipulator: Theory and experiments, *IEEE Trans. Robot.* 26(3), 569–575.
- Singh S., Qureshi M. S., Swarnkar P., (2016). Comparison of conventional PID controller with sliding mode controller for a 2-link robotic manipulator, *2016 International Conference on Electrical Power and Energy Systems (ICEPES)*, Bhopal, Hindistan. 14-16 Aralık 2016.
- Stoppa M. H., Carvalho J. C. M., (2015). Kinematic Modeling of a Multi- Fingered Hand Prosthesis for Manipulation Tasks, *Anais do Congresso Nacional de Matemática Aplicada à Indústria, Blucher Mathematical Proceedings*, 1(1), 779-788.

- Suzuki R., (1969). Myoelectric control of a multifunctional system, *8th International Conference On Medical And Biological Engineering*, Chicago, USA, 25 Haziran 1969.
- Şenli K., (2007). EMG (Elektromiyografi) Kontrollü Protez Kol Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 285696.
- Takayama T., Yamana T., and Omata T. (2012), Three-fingered eight-DOF hand that exerts 100-N grasping force with force-magnification drive, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 17(2), 218–227.
- Taşan D., (2008). Protez Denetimi İçin Elektromiyografi (EMG)de Örüntü Tanıma, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 224135
- Tomovic R., (1966). Control theory and signal processing in prosthetic systems, The control of external power in upper extremity rehabilitation, *National Academy of Science- National Research Council, Washington DC*, 221- 226.
- Tomovic R.C., Kennedy, J.L., (1969). Prediction and automatic control of alertness III – calibration of the alertness indicator and further results, *Journal of Comparative Physiology, Psychiatry*, 42, 45-57.
- Vulliez P., Gazeau J. P., Laguillaumie P., Mnyusiwalla H., Seguin P. (2018). Focus on the mechatronics design of a new dexterous robotic hand for inside hand Manipulation, *Robotica*, 36(8), 1206-1224.
- Vuskovic M., Du, S.J., (2002). Classification of prehensile EMG patterns with simplified fuzzy ARTMAP networks, *International Joint Conference on Neural Networks*, 3, 2539:2544.
- Wirta RW., Taylor, DR., (1969). Development of a multi-axis myoelectrically controlled prosthetic arm, *Advances In External Control Of Human Extremities. 3rd International Symposium On External Control Of Human Extremities, Dubrovnik*, 245-253.
- Witteveen H. J., Droog E. A., Rietman J. S., Veltink P. H. (2012). Vibro-and Electrotactile User Feedback on Hand Opening for Myoelectric Forearm Prostheses, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(8), 2219-2226.
- Wolfe S. W., Pederson W. C., Hotchkiss R. N., Kozin S. H., (2010). *Green's operative hand surgery: 2-Volume set*, (6. Baskı). New York, NY: Churchill Livingstone.
- Yang D., Zhao J., Gu Y., Wang X., Li N., Jiang L., Liu H., Huang H., Zhao D., (2009) An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals, *Journal of Bionic Engineering*, 6(3), 255-263.

- Yazıcı İ., (2008). EMG İşaretlerinin İşlenmesi Ve Sınıflandırılması, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya, 214011.
- Zardoshti M., Wheeler B., Badie K., Hashemi M, R. (1995) EMG Feature Evaluation for Movement Control of Upper Extremity Prostheses, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 3, 324-33.
- Zhao J., Xie Z., Jing L., Cai H., Hong L., Hirzinger G., (2006). EMG control for a five-fingered prosthetic hand based on wavelet transform and autoregressive model, *International Conference On Mechatronics and Automation*, Luoyang, Çin, 23-28 Haziran.
- Zhao Z., Chen X., Zhang X., Yang J., Tu Y., Lantz V., Wang K., (2007). Study on Online Gesture SEMG Recognition, *Advanced Intelligent Computing Theories and Applications. With Aspects of Theoretical and Methodological Issues*, 1257-1265.
- Zheng, L., He, X., (2005). Classification Techniques in Pattern Recognition, *SCG, Conference Proceedings*, ISBN 80-903100-8-7.
- Zhizeng L., Xiaoliang R., Yutao Z., (2004). Multi-pattern recognition of the forearm movement based on SEMG, Information Acquisition, Proceedings. *International Conference on IEEE*, Paris, Fransa, 21- 25 June.
- Zuo K. J., Olson J. L., (2014), The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation, *Plastic Surgery*, 22(1), 44-51.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- Taşdemirci Ç., Özkan A. (2020).** Evaluation of Attention Deficit of Engineering Students via Electrooculography Assistance. *Journal of Engineering Research And Applied Science*, 9(2), 1555-1560. (Yayın No: 6973158)
- Taşdemirci Ç., Özkan A. (2019).** Robotik Tedavi ve Tens Cihazının Yürüme Rehabilitasyonunda Eş Zamanlı Kullanımının İncelenmesi. *IMASCON (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)* (Yayın No:5070075)
- Taşdemirci Ç., Özkan A. (2019).** Dronlar İçin Düşük Ses Seviyeli Pervane Tasarımı. *IMASCON (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)* (Yayın No:5070077)
- Taşdemirci Ç., Özkan A. (2019).** Taarruz Tüfekleri İçin Lazer Refleks Nişan Alma Sistemi Tasarımı. *4th International Congress on 3D Printing (Additive Manufacturing) Technologies and Digital Industry (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)* (Yayın No:5070079)
- Taşdemirci Ç., Özkan A. (2018).** Öğrencilerde Dikkat Faktörünün Elektrookülografi Destekli Değerlendirilmesi. *Uluslararası Marmara Fen ve Sosyal Bilimler Kongresi (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)* (Yayın No:4540912)
- Özkan A., Pusur M., Çelik T., Taşdemirci Ç. (2018).** Optimal Location Determinations For Different Types Of Mandibular Fractures. *International Conference on Engineering and Natural Sciences (ICENS 2018) (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)* (Yayın No:4418921)
- Çifçi U., Taşdemirci Ç., Özkan A. (2019).** Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Hızlı Prototip Uygulamaları için Farklı Materyaller Aracılığıyla Yüzey Pürüzlülüğüne Etkilerinin İncelenmesi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 7(3), 1627-1643., Doi: 10.29130/dubited.544192 (Kontrol No: 5635847)
- Taşdemirci Ç., Kişioğlu Y. (2017).** Ön Kol Kaslarında Kavrama Esnasında Oluşan Kuvvetin EMG Sinyalleri ile Belirlenmesi ve Analizi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(2), 455-465. (Kontrol No: 4056191)

ÖZGEÇMİŞ

Çağatay Taşdemirci, ilköğretimini Kocaeli’nde tamamladı. Merkez Bankası Derince Anadolu Lisesi’nde lise öğrenimini tamamladıktan sonra 2006 yılında Kocaeli Üniversitesi Elektrik Mühendisliği Bölümüne Başladı ve bir senesi İngilizce hazırlık eğitimi olmak üzere 5 yılın sonunda 2011 yılında üniversiteden mezun oldu. Mezuniyeti ardından Inductotherm Group ve Hyundai Assan Otomotiv gibi firmalarda olmak üzere 3 senelik deneyimin ardından 2015 yılında Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalında yüksek lisans eğitimine başladı ve 2018 yılında eğitimini tamamlayarak aynı yıl Doktora eğitimine başlamıştır. 2016 yılından itibaren aynı bölümde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.

