

2023

DOKTORA TEZİ

Mehmet Can ŞEN



T.C.  
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YENİ BİR İNSAN-MAKİNE ARAYÜZÜ TASARIMI: HALL  
ETKİSİ SENSÖRLERİ İLE PROTEZ KONTROLÜ VE  
FİZYOLOJİK AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Dr. Mehmet Can ŞEN**

FİZYOLOJİ PROGRAMI

Ankara, 2023



T.C.  
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YENİ BİR İNSAN-MAKİNE ARAYÜZÜ TASARIMI:  
HALL ETKİSİ SENSÖRLERİ İLE PROTEZ KONTROLÜ  
VE FİZYOLOJİK AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Dr. Mehmet Can ŞEN**

FİZYOLOJİ PROGRAMI

Ankara, 2023

T.C.  
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Yeni Bir İnsan-Makine Arayüzü Tasarımı: Hall Etkisi Sensörleri ile Protez  
Kontrolü ve Fizyolojik Açından Değerlendirilmesi

Dr Mehmet Can ŞEN

Doktora Tezi

06.07.2023

Tez Danışmanı

Prof Dr Fahri BAYIROĞLU

İkinci Danışman

Prof Dr Ethem GELİR

Jüri Üyeleri

Prof Dr Erhan KIZILTAN

Prof Dr Fahri BAYIROĞLU

Prof Dr Mehmet Salih KAYA

Prof Dr Erhan KIZILTAN

Doç Dr Leyla AYDIN

Doç Dr Okan ARIHAN

Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Doktora derecesi için  
gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Prof Dr Sena KAPLAN

Enstitü Müdürü

Bu tezin Doktora derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik ederim.

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

18.07.2023

Dr. Mehmet Can ŞEN

## TEŐEKKÜR

“Yeni Bir İnsan-Makine Arayüzü Tasarımı: Hall Etkisi Sensörleri ile Protez Kontrolü ve Fizyolojik Açıdan Değerlendirilmesi” başlıklı tezimde emeği geçen

Tez Danıőmanım Prof Dr Fahri BAYIROğLU ve İkinci Tez Danıőmanım Prof Dr Ethem GELİR’e;

Çalışmada büyük emekleri ve katkıları olan Doç Dr Okan Arıhan’a;

Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi ve Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı hocalarına ve personeline;

Tez sürecinde tanıştığım ancak benim için bir çalışma arkadaşının ötesine geçen, çalışkanlığı ve karakteriyle saygı ve sevgi duyduğum değerli arkadaşım Dr Ali Okan Gazeloğlu’na;

Hem akademik hem de insani yönden istisna bir kişilik olan, ülkesi ve öğrencileri için yaptığı fedakarlıklarını bizzat gözleme fırsatı bulduğum, benim için bir hocadan çok daha fazlası olan Prof Dr Tuba Dal’a;

Hayatımda her zaman elinden geldiğince bana destek olan ve vizyonu ile yol gösteren annem Hayrünnisa Şen’e içten teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>iii</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>iv</b>
<b>KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>v</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>vi</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>vii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>2</b>
2.1. Ampütasyon.....	2
2.1.1. Ampütasyonun Tarihiçesi.....	2
2.1.2. Ampütasyon Nedenleri.....	3
2.1.3. Ampütasyon Cerrahisi ve Ampütasyon Seviyesinin Belirlenmesi .....	5
2.1.4 Ampütasyonların Sınıflandırılması .....	6
2.2. Protezler.....	7
2.2.1. Protezlerin Sınıflandırılması .....	10
2.2.2. İyi Bir Protez Kontrolü İçin Gerekli Özellikler.....	12
2.3. Protez Kontrol Yöntemleri .....	13
2.3.1. Beynin Elektriksel Aktivitesinin Protez Kontrolünde Kullanımı .....	13
2.3.2. Rezidüel Kasın Elektriksel Aktivitesinin Protez Kontrolünde Kullanımı .....	15
2.3.3. Rezidüel Kasın Boyutsal veya Yapısal Değişikliklerinin Protez Kontrolünde Sinyal Olarak Kullanılması.....	17
2.4. Doğrusal Hall Etkisi Sensörleri ve Manyetik İmplantlar .....	18
2.4.1. Doğrusal Hall Etkisi Sensörleri ve Manyetik İmplantların Avantajları	19
<b>3. MATERYAL VE YÖNTEM</b> .....	<b>21</b>
3.1. Çalışmada kullanılan Malzeme ve Araçlar .....	21
3.1.1. 49E Grubu Doğrusal Hall Etkisi Sensörleri .....	21
3.1.2. Manyetik İmplantlar .....	22

3.1.3. Mikrodenetleyici Kartlar .....	22
3.1.4. Servo Motorlar .....	23
3.1.5. Cerrahi Aletler .....	23
3.2. Çalışma İçin Yapılan Ön Hazırlıklar .....	24
3.2.1. Sensör-İmplant Etkileşim Ölçüm Aracının Tasarlanması.....	24
3.2.2. İnsan Eli Maketinin Hazırlanması .....	25
3.2.3. Yazılım Geliştirilmesi .....	28
3.3. Deneyler .....	29
3.3.1. Sensör – İmplant Etkileşiminin Test Edilmesi.....	29
3.3.2. İnsan-Makine Ara Yüzünün İnsan El Maketi Üzerinde Test Edilmesi .....	29
3.3.3 Canlı Hayvan Deneyleri ile İnsan-Makine Arayüzünün Test Edilmesi .....	30
Sıçanlara .....	30
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>36</b>
4.1. Sensör-İmplant Etkileşimi .....	36
4.2. İnsan-Makine Ara Yüzünün İnsan El Maketi Üzerinde Test Edilmesi.....	37
4.3. Canlı Hayvan Deneyleri Sonuçları.....	37
4.3.1. Grup 1 Myodez.....	37
4.3.2. Grup 2 Myoplasti .....	38
4.3.3. Grup 3 Serbest Kas Ucu .....	38
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>39</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>42</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>44</b>
<b>8. EKLER.....</b>	<b>48</b>
EK-1. Etik Kurul Raporu.....	48
EK-2. Sertifikalar .....	49
EK-3. Özgeçmiş .....	50

## ÖZET

### Yeni Bir İnsan-Makine Arayüzü Tasarımı: Hall Etkisi Sensörleri ile Protez Kontrolü ve Fizyolojik Açından Değerlendirilmesi

Uzuv kaybı insan hayatını ciddi olarak etkileyen önemli bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Tarihin eski çağlarından günümüze kadar, bu amaç için protezler geliştirilmiş olmasına rağmen protez kontrolünde zorluklar yaşanmaktadır. Bu tezde, vücuda yerleştirilecek her bir manyetik implantın hareketini tespit etmek üzere bir Doğrusal Hall Etkisi sensörü kullanılmış, yeni bir insan-makine ara yüzü tasarımı önerilmiş ve *in vivo* testleri gerçekleştirilmiş, böylece kullanılan bu tekniğin protez kontrolündeki etkisi belirlenmiştir.

Öncelikle sensör-implant etkileşim ölçüm aracı tasarlanmıştır. Manyetik implant bu araç üzerinde hareket ettirilerek sensör verileri kaydedilmiştir. Ardından silikon el maketi üzerinde birden fazla mıknatıs ve sensör kullanılarak etkileşimleri gözlenmiştir. Son olarak manyetik implantlar Wistar albino cinsi sıçanlara üç farklı cerrahi teknikle (myodez, myoplasti, kas ucunun serbest bırakılması) amputasyon uygulanmıştır. Ampüte uzuvda tibialis anterior kasına manyetik implantlar yerleştirilmiş ve cilt kapatılmıştır. Bu kas elektrostimulasyonla hareket ettirilmiş ve implantın hareketleri cilt dışında bulunan Doğrusal Hall etkisi sensörleri ile tespit edilmiştir.

İnsan el maketi üzerindeki manyetik implantlar hareket ettirildiğinde ortalama gecikme süresi 0,73 ms olarak bulunmuştur. Bir manyetik implant sabit tutulduğunda ve diğer manyetik implantlar hareket ettirildiğinde, sabit tutulan manyetik implanta ait sensörde değişme olmamış ve parazitlenme (crosstalk) olmadığı gözlenmiştir.

Hayvan deneylerinde, kas hareketiyle sensör verisi myodez tekniğinde 142, myoplastide 74 birim değişmiş olup kas hareketi tespit edilmiştir.

Çalışmamızda rezidüel kas aktivitesini tespit ederek hareket istemini algılayabilen yeni bir insan-makine arayüzü geliştirilmiştir. Bu arayüz hayvanlarda ve insanlarda yapılacak protez kontrol uygulamaları için umut vadetmektedir.

**Anahtar kelimeler:** Protez kontrolü, Hall etkisi sensörü, manyetik implant

## ABSTRACT

### **A New Human-Machine Interface Design: Prosthesis Control with Hall effect Sensors and Physiological Investigation of Interface**

Limb loss is an important problem that seriously affects human life. Although prostheses have been developed since ancient times there are still difficulties in prosthesis control. In this thesis, a Linear Hall Effect sensor was used to detect the motion of each magnetic implant to be placed in the body, a new human-machine interface design was proposed, and *in vivo* tests were carried out, thus determining the effect of this technique on prosthetic control.

First, a sensor-implant interaction measurement tool was designed. The sensor data was recorded by moving the magnetic implant on this tool. Then, their interactions were observed by using multiple magnets and sensors on the silicon hand model. Finally, magnetic implants were implanted to amputated Wistar albino rats using three different surgical techniques (myodesis, myoplasty, free end). Magnetic implants were placed on the tibialis anterior muscle of amputated limb and the skin was closed. This muscle was moved with electrostimulation and the movements of the implant were detected by Linear Hall effect sensors located outside the skin.

When the magnetic implants on the human hand model were moved, the average latency was found to be 0.73 ms. When a magnetic implant is held fixed and other magnetic implants are moved, the sensor of the fixed magnetic implant did not change and there was no crosstalk. In animal experiments, sensor data with muscle movement changed by 142 units in myodesis technique and 74 units in myoplasty, and muscle movement was detected.

In our study, a new human-machine interface has been developed that can detect the movement demand by detecting residual muscle activity. This interface is promising for prosthetic control applications in animals and humans.

**Keywords:** Prosthesis control, Hall effect sensors, magnetic implants

## KISALTMALAR DİZİNİ

EEG	: Elektroensefalografi
sEMG	: Yüzeysel Elektromiyografi
ECOG	: Elektrokortikografi
IMES	: İmplant Edilebilir EMG Sensörleri
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat
ICSP	: In-Circuit Serial Programming
NdFeB	: Neodymium
USB	: Universal Serial Bus
PLA	: Polilaktit asit

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Mısır’da mumyılanmış bir kadında bulunan 3000 yıllık protez .....	7
Şekil 2.2. Alt ekstremite protezlerinin yüz yıllık gelişimi. ....	8
Şekil 2.3. Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre ülkemizde kullanılan protezlerin dağılımı .....	9
Şekil 2.4. Hayvanlarda protez örneği .....	10
Şekil 2.5. Vücut gücüyle çalışan protez örneği .....	11
Şekil 2.6. Eksternal güç protez örneği .....	12
Şekil 2.7. EEG (Elektroensefalografi) .....	14
Şekil 2.8. ECOG (Elektrokortikografi) .....	14
Şekil 2.9. Neuralink projesi .....	15
Şekil 2.10. İmplant Edilebilir EMG Sensörleri (IMES) .....	16
Şekil 2.11. Myokinematik Arayüz .....	18
Şekil 2.12. Hall Etkisi sensörü .....	19
Şekil 3.1. Doğrusal Hall Etkisi sensörü .....	21
Şekil 3.2. Manyetik İmplant-Halka Miknatis .....	22
Şekil 3.3. Mikrodenetleyici kart .....	23
Şekil 3.4. Cerrahi aletler .....	24
Şekil 3.5. Sensör-İmplant Etkileşimi Ölçüm Aracı .....	25
Şekil 3.6. Üç boyutlu insan robotu .....	27
Şekil 3.7. Parmak protezi ve platform .....	28
Şekil 3.8. Sıçanlara transtibial amputasyon yapılması .....	31
Şekil 3.9. Myodez uygulanması Ressam: Emel Cansu Erenözlü .....	32
Şekil 3.10. Myoplasti uygulaması. Ressam: Emel Cansu Erenözlü .....	33
Şekil 3.11. Kasın yüzeyine manyetik implantların yerleştirilmesi. ....	34
Şekil 3.12. Doğrusal Hall Etkisi sensörlerinin yerleştirilmesi .....	35

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo 4.1.</b> Farklı cilt kalınlıklarını temsilen farklı üst parça kalınlıklarında (1, 2, 3 mm) mıknatısların 1mm arayla hareket ettiğinde elde edilen sensör verileri.....	36
---	----



## 1. GİRİŞ

Uzuv kaybı insan hayatını ciddi olarak etkileyen önemli bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Yalnızca Amerika Birleşik Devletleri'nde amputasyon prevalansı 2005 yılında 1,7 milyon olarak bulunmuştur. Bu sayının 2050 yılında ikiye katlanması öngörülmektedir. Bunların büyük çoğunluğunun altında yatan nedenler diyabet ve periferik arter hastalığı kaynaklı vasküler hastalıklar (%54) ve travmalardır (%45). Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl 185.000 amputasyon olgusu bildirilmektedir. Amputasyonların büyük çoğunluğu, alt ekstremitte amputasyonlarıdır. Üst ekstremitte amputasyonları ise tüm amputasyonların yaklaşık %3-15'ini oluşturur (1,2). Amputasyon nedeniyle kaybedilen uzva ait işlevlerin yüksek derecede geri kazanılması, hastaların hareket kabiliyetlerini, yaşam kalitelerini artıracak, hatta bu bireylerin çalışma hayatına katılımları mümkün olabilecektir. Tarihin eski çağlarından günümüze kadar, bu amaç için çeşitli protezler geliştirilmiş olmasına rağmen protez kontrolünde zorluklar yaşanmaktadır. Bu tezde, vücuda yerleştirilecek her bir manyetik implantın hareketini tespit etmek üzere bir Hall Etkisi sensörü kullanılmış, yeni bir insan-makine arayüzü tasarımı önerilmiş ve *in vivo* testleri gerçekleştirilmiş, böylece kullanılan bu tekniğin protez kontrolündeki etkisi belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar ile arayüzün insanda uygulanmasına yönelik çalışmalara ışık tutulması amaçlanmaktadır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ampütasyon

Ampütasyon “Kol, bacak, kulak gibi organların tedavi amacıyla kısmen veya tamamen kesilip çıkartılması” olarak tanımlanır. Herhangi bir uzvu ampütasyona uğrayan bireyi tanımlamak için “ampüte” terimi kullanılır. Güdük ise “büyük bölümü kesilip çıkartılan kol, bacak veya organın vücutta kalan kısmı” olarak tanımlanmaktadır (1-3).

#### 2.1.1. Ampütasyonun Tarihçesi

Ampütasyon cerrahi işlemler içerisinde en eskisi olarak kabul edilebilir. Eski çağlarda tedavi edilemeyen uzuvlar, hastaya anestezi verilmeden giyotin benzeri bir sistemle kesilmekteydi. Ardından açık olan güdük kısmı, ezilerek veya kaynar yağa batırılarak kapatıldığından, güdük, protez yerleşimi için genellikle uygun olmuyordu. Ayrıca bu ve benzeri uygulamalarda ölüm oranları oldukça yüksekti (1,2).

Ampütasyon teknikleri, özellikle savaşlarda meydana gelen toplu uzuv kayıpları sonucu yıllar içinde gelişim göstermiştir. Fransız savaş cerrahı Ambroise Pare, 1529 yılında, Hipokrat zamanında kullanılan ligatürleri (damar bağı) tekrar gündeme getirmiş ve kullanmaya başlamıştır. Pare, yaptığı çalışmalarla ölüm oranlarını düşürmenin yanı sıra daha işlevsel güdük elde edilmesine olanak sağlamıştır. Bunun yanında arter forsepsini geliştirerek daha fonksiyonel ve güvenli güdük elde edilmesine katkıda bulunmuştur (1,2).

Morel tarafından 1674 yılında turnikenin, 1867’de Lister tarafından antiseptik tekniğinin tanıtılması ve 19. yüzyılın sonlarında genel anestezi için kloroform ve eterin kullanılması ile daha sağlam ve işlevsel güdüklerin elde edilmesi mümkün olmuştur (1,2).

İşlevsel güdük elde edilmesi, protez kullanımının artmasında ve daha karmaşık protezlerin geliştirilmesinde öncü bir rol oynamıştır. Günümüzde, protez tasarımındaki gelişmeler sayesinde, kaybedilen uzva ait işlevlerin yüksek derecede

geri kazanılması sağlanabilmektedir. Bu sayede hastaların hareket kabiliyetleri artmakta, hatta bu bireylerin çalışma hayatına katılımları mümkün olabilmektedir (1,2).

Ampütasyon sonucu immobilizasyon ve metabolizma değişikliklerine bağlı olarak kas atrofisi, kas volümünde değişiklikler, kilo artışı, yağ dokusu artışı, kemik mineral dansitesindeki değişiklikler meydana gelmekte ve kişilerin muskuloskeletal sağlığı etkilenmektedir (4-7). Ancak ampütasyon teknikleri ve protez uygulamalarındaki değişiklikler sayesinde ampütasyon artık tedavi başarısızlığı olarak değil, hastanın hayatını kurtarmanın yanı sıra daha kaliteli bir yaşam sunan bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (1,2).

### **2.1.2. Ampütasyon Nedenleri**

Ampütasyon uzuvda hasar meydana getiren birçok nedene bağlı olarak gelişebilir. Uzun bütünlüğü travma, soğuğa maruziyet, termal ve elektriksel yaralanmalar, enfeksiyon gibi dışarıdan gelen etmenlere bağlı olarak ya da periferik damar hastalığı ve tümörler gibi vücut içinden kaynaklanan nedenlerle bozulabilir.

Ampütasyonun en sık karşılaşılan endikasyonu periferik damar hastalığıdır. Son yıllarda artan ampütasyonların da önemli bir kısmından diyabete bağlı alt ekstremitte ampütasyonları sorumludur. Vasküler kaynaklı beslenme bozukluklarına bağlı ampütasyonlar en çok alt ekstremitte görülmektedir. Son yıllarda gittikçe yaygınlaşan diyabetin 2040 yılında tüm dünyada 700 milyondan fazla insanı etkilemesi beklenmektedir. Diyabet hastalarında uygun ayak bakımı ve kontrolü önem arz etmektedir. Periferik damar hastalığına bağlı ampütasyonlarda hastalık genellikle yalnızca ampütasyon yapılacak uzuvda izole değildir. Hastada koroner, serebral ve renal arterlere bağlı hastalıklar da bulunabilir (1, 2, 8, 9).

Ampütasyonun ikinci en sık nedeni ise travmalar olup hastalar genellikle genç, sağlıklı ve kronik hastalığı olmayan hastalardır. Travma sonrası mikrovasküler cerrahi teknikler ile travmaya maruz kalan uzuvun kurtarılma olasılığı bulunmakla birlikte, bu girişimler de birtakım riskler barındırmaktadır. Uzuv kurtarma girişimleri, birden fazla ağır yaralanmış uzvu olan hastalarda metabolik yüklenmeye neden olabilir. Uzuv

kurtarma girişimleri, tekrarlayan operasyonlar gerektirmesi, protez uygulamasını geciktirmesi, enfeksiyon riski ve tüm çabalara rağmen sonuçta amputasyona ihtiyaç duyulabilmesi nedeniyle, hastaya özgü olarak değerlendirilmelidir. Böyle durumlarda uzuv kurtarma yerine amputasyonu tercih etmek hayat kurtarıcı olabilmektedir. Erken dönemde amputasyon ve protez uygulamaları morbiditeyi azaltabilir, işe daha erken dönüşü sağlayabilir ve proteze uyumu artırır (1, 2, 8, 9).

Termal ve elektriksel yaralanmalar da amputasyon nedenleri arasında yer almaktadır. Bu tür yaralanmalarda agresif debridman ve erken dönem amputasyon önerilmektedir (1, 2).

Vücuttan yüksek düzeyde ısı kaybı olduğu durumlarda ekstremitelere olan kan akımı azaltılarak vücut sıcaklığının korunması sağlanır. Ancak uzun süre soğuğa maruz kalındığında, uzuvlarda iskemik hasar ve düşük ısıya bağlı hücre dışı sıvıda donma meydana gelir. Ekstremitelerde dokuların donmasına soğuk ısırması adı verilir ve en sık savaşlarda görülür. Bunun dışında yüksek rakımlara çıkan dağcılar, kayakçılar, alkolikler, evsizler ve şizofrenik bireyler risk altındadır. Soğuk ısırması durumlarının tedavisinde vücut sıcaklığı hızlı bir şekilde eski haline getirilir. Ancak ölü doku ve canlı dokunun net bir şekilde sınırlanması için amputasyon 2-6 ay kadar ertelenir (1, 2, 8, 9).

Antibiyotiklere ve cerrahi debridmana yanıt vermeyen akut veya kronik enfeksiyonlarda da amputasyon gerekli olabilir. Böyle durumlarda güdük ucunun cilt ile kapatılmadığı açık amputasyon endikedir (1, 2, 8, 9).

Vücudun farklı bölgelerinde oluşan tümörlerin rezeksiyonu için de amputasyon uygulanabilir (1, 2, 8, 9).

Amputasyona neden olan etmen diğer faktörlerle birlikte amputasyon seviyesinin belirlenmesi, amputasyonda kullanılacak tekniğin seçilmesi, iyileşme ve protez uygulamalarında belirleyici rol oynamaktadır (1, 2, 8, 9).

### 2.1.3. Ampütasyon Cerrahisi ve Ampütasyon Seviyesinin Belirlenmesi

Ampütasyon cerrahisinde genel kural, ampute edilecek uzvun mümkün olduğunca korunmasıdır. Ancak ampütasyon seviyesinin belirlenmesinde birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır. Ampütasyonun nedeni, hastanın genel durumu, hastanın ambulatuvar potansiyeli, bağışıklık düzeyi, beslenme durumu, mesleği, hastada kullanılan protez yöntemi gibi birçok faktör ampütasyon seviyesini ve uzuv kurtarma tekniklerinin düzeyini belirler. Ampütasyon seviyesinin belirlenmesi hastanın da karar verme sürecine dahil edildiği karmaşık ve hastaya özgü bir süreçtir (9, 10).

Uzuv kurtarma tekniklerinin gereksiz yere agresif olarak uygulanması hastanın hayatını tehlikeye atabilir veya komplikasyonlara neden olabilir. Ampütasyon sırasında yumuşak dokulara özen gösterilmeli ve yumuşak dokuların iyi bir şekilde damarlanması sağlanmalıdır. Gündük ucu cilt ve kas flepleri ile sağlam bir şekilde kapatılmalıdır. Her ampütasyon için uygun flep tipleri tanımlanmış olup gerektiğinde atipik flepler de kullanılabilir (10-12).

Kaslar kemik rezeksiyonu yapılacak seviyenin en az 5 cm distalinden ayrılır. Böylece kasların sabitlenmesi ve ampute edilen kısmın kapatılabilmesi için yeterli uzunluk sağlanır. Bağlantı yerlerinden (insersiyon) ayrılan kas ve tendonların serbest uçlarının sabitlenmesi önerilmektedir. Yapılan çalışmalarda sabitlenmemiş kasların %40-60 oranında atrofiye uğradığı gösterilmiştir. Yapışma yerinden ayrılan kasın kemik dokuda açılan bir deliğe sabitlenmesine myodez (myodesis) adı verilir. Myodez işlemi sayesinde kasların antagonistlerini dengeleme kabiliyeti, kontraktürlerin önlenmesi ve yüksek rezidüel uzuv işlevi sağlanır. Atrofiyi azaltmak ve dayanıklılığı artırmak için mümkün olduğunca kemiğe sabitleme işlemi tercih edilir. Ancak ciddi iskemi durumlarında myodez kontrendikedir. Bağlantı yerinden ayrılan kasın periostuma veya antagonist kasların fasyasına dikilmesine ise myoplasti adı verilir. Ciddi iskemi durumlarında myodez yerine myoplasti tercih edilir (10-12).

## 2.1.4 Ampütasyonların Sınıflandırılması

Genel olarak ampütasyonlar, üst ekstremité ampütasyonları ve alt ekstremité ampütasyonları olarak ikiye ayrılmakta olup gerçekleştirildikleri anatomik bölge seviyesine göre adlandırılırlar (8-13).

### Üst Ekstremité Ampütasyon Seviyeleri

Üst ekstremité ampütasyonları genel olarak aşağıdaki gibi sınıflandırılır:

#### 1-El Ampütasyonları

- Parmak Ucu Ampütasyonları
- Tek Parmak Ampütasyonları
- Birden Fazla Parmak Ampütasyonları
- El Bileği Dezartikülasyonu:

#### 2-Ön Kol Ampütasyonları

#### 3-Transradiyal Ampütasyon

#### 4-Dirsek Dezartikülasyonu

#### 5-Omuz Ampütasyonları

#### 6-Forequarter Ampütasyon

### Alt Ekstremité Ampütasyon Seviyeleri

Alt ekstremité ampütasyonları genel olarak aşağıdaki gibi sınıflandırılır:

- Kısmi ayak ampütasyonları

- Ayak Bileği Ampütasyonları
- Trans-Tibial ampütasyonlar
- Diz Dezartikülasyonu
- Transfemoral Ampütasyonlar
- Hemipelvektomiler (7-12).

## 2.2. Protezler

Protez “Çıkarılmış bir parça ya da organın görevini üstlenme veya estetiğini sağlama amacıyla onun yerine yerleştirilen yapay oluşum ya da araç” olarak tanımlanır (3). Mısır’da mumyalanmış bir kadının ayağında bulunan 3000 yıllık protezin dünyanın en eski protezlerinden biri olduğu düşünölmektedir (şekil 1).



**şekil 2.1.** Mısır’da mumyalanmış bir kadında bulunan 3000 yıllık protez (14)

Zamanla, protez uygulamalarının yaygınlaşması, işlevsel protezlerin üretilmesini ve farklı tipte protezlerin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Hareketli protezlerin kullanılmaya başlanmasıyla birlikte, bu protezlerin kontrolü ile ilgili çalışmalar önem kazanmıştır (şekil 2).



**Şekil 2.2.** Alt ekstremitte protezlerinin yüz yıllık gelişimi. (15).

Üst ekstremiteler, özellikle de el ve parmaklar insanın hassas işlevleri yerine getirmesi ve entelektüel kapasitesini fiziksel dünyaya aktarmasını sağlar. El fonksiyonlarının da %50'si başparmağa ait olduğundan, başparmağa ait fonksiyonların korunması ve bu fonksiyonların kaybı halinde tekrar yerine konulması oldukça önemlidir. Günümüzde büyük çoğunlukla protez kontrolü için gerekli sinyaller rezidüel kaslardan alınmaktadır. Bu nedenle, amputasyon proksimale doğru çıktıkça geri kazanılan işlevler rezidüel kasların kaybedilmiş olması nedeniyle azalır. Üst ekstremitelerde özellikle elin oldukça kompleks hareketler sağlaması nedeniyle üst ekstremitelerde proksimal seviyelerde yaşanan kayıplarda işlevlerin geri kazanılması zorlaşır. İşlevlerin tatmin edici düzeyde geri kazanılamaması protez kullanım oranlarını düşürebilir (16, 17).

Transhumeral ve daha distal seviyelerdeki amputasyonlarda erken protez uygulamaları başarılı sağlarken omuz düzeyindeki amputasyonlarda protez kullanımı nadirdir. Bunun nedeni kasların birçoğunun kaybedilmiş olması, protez ile işlev geri kazanım olasılığının düşük olmasıdır (16, 17).

Dirsek altı amputasyonu olan hastalarda mekatronik protezler işlevlerin geri kazanılmasında fayda sağlayabilir. Bu protezler çeşitli kaynaklardan elde edilen sinyalleri işleyerek hareket istemini algırlar. Bununla birlikte, el işçiliği yapan bireylerde daha geleneksel bir cihaz kullanılmalıdır. Beden gücü kaynaklı bir dirseğe sahip, kilitlenen bir omuz eklemi ve dış güç kaynaklı bilek ve terminal cihazlarından oluşan hibrit sistemler de kullanılabilir. Bu sistemler en çok dominant ekstremitenin amputasyonlarında faydalıdır (16, 17).

Üst ekstremitte ampütasyonlu bireylerin %50'sinin beş yıl içinde protez kullanımını bıraktığı bildirilmiştir. Özellikle ilk 30 günde protez uygulanması, ampütasyon seviyesinin distalde olması ve yeterli hasta eğitimi ile protez kullanımı ve proteze uyum oranı artırılabilir (16, 17).

Alt ekstremitte ampütasyonları ile paralel şekilde alt ekstremitte protez kullanımı üst ekstremitte protez kullanımına göre oldukça yüksektir. Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre ülkemizde kullanılan protezlerin yaklaşık %90'ını alt ekstremitte protezleri oluşturmaktadır (18, 19) (Tablo 1). Protez uygulamaları hayvanlar için de kullanılmaktadır (Şekil 3) (20).

		n
<b>Alt ekstremitte protezleri</b>	<b>(% 89.7)</b>	<b>6062</b>
Modüler tip protez		5509
Diz altı		3563
Diz üstü		1482
Klasik tip protez		239
TT protez		239
Güdüc ucundan yük taşıyan protezler		348
Parsiyel ayak		120
Syme		123
Kalça dezartikülasyon		85
Diz dezartikülasyon protezi		315
Hemipelvektomi protezi		4
<b>Üst ekstremitte protezleri</b>	<b>(10.3)</b>	<b>693</b>
Dirsek altı		248
Dirsek üstü		228
Modüler protez		217
Dirsek üstü		176
Omuz		37
Forequarter		4
Klasik omuz dezart/forequarter		63
Parmak		13
Parsiyel el		17
Elbileği dezartikülasyon		55
<b>TOPLAM PROTEZ</b>		<b>6755</b>

**Şekil 2.3.** Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre ülkemizde kullanılan protezlerin dağılımı (19).



**Şekil 2.4.** Hayvanlarda protez örneği (20)

### **2.2.1. Protezlerin Sınıflandırılması**

Protezler genel olarak şu şekilde sınıflandırılabilir:

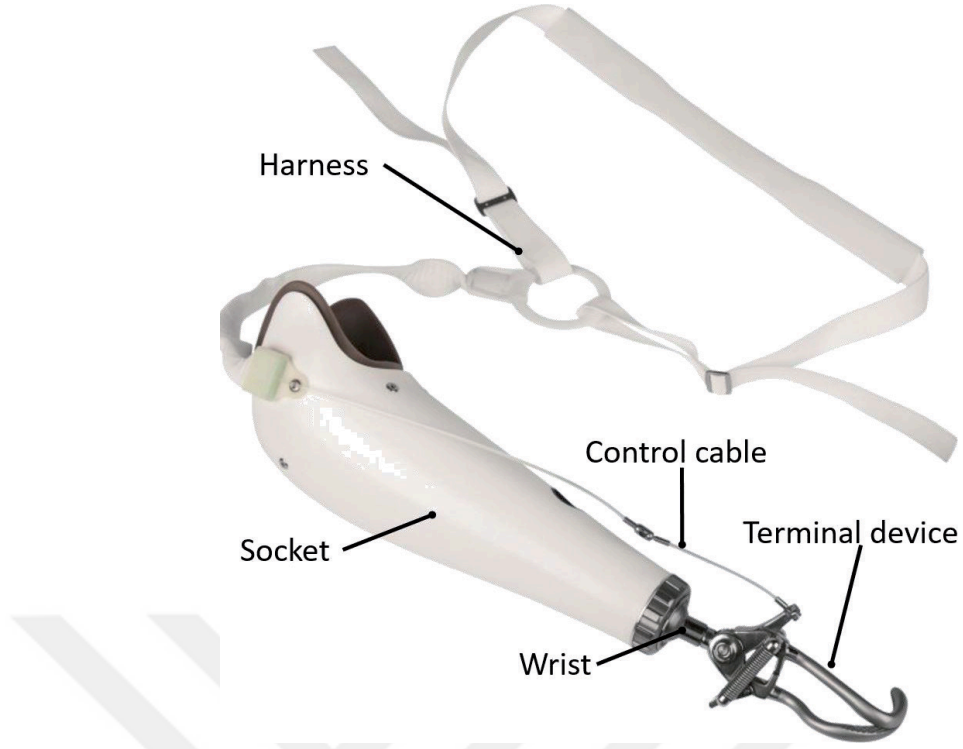
- Kozmetik Protezler
- Vücut gücüyle çalışan protezler
- Eksternal güç protezleri (21)

#### Kozmetik Protezler

Uzuv kaybının yaratmış olduğu işlev kaybından çok sosyal ve psikolojik etkilerinin giderilmesine yönelik gerçeğe yakın görünümlü protezlerdir (21).

#### Vücut Gücüyle Çalışan Protezler

Direkt veya indirekt olarak vücut gücüyle çalışan protezler bu gruba girer (Şekil 4).



**Şekil 2.5.** Vücut gücüyle çalışan protez örneği (22).

#### Eksternal Güç Protezleri

Gelişmiş mekatronik protezlerdir. Gelen sinyale göre birçok hareketi gerçekleştirebilirler (Şekil 5) (21).



**Şekil 2.6.** Eksternal güç protez örneği (23)

### **2.2.2. İyi Bir Protez Kontrolü İçin Gerekli Özellikler**

- Gerçek zamanlı olması
- Uzun fizyolojik hareket özelliklerini taşıması
- Sürekli kullanılabilmesi
- Düşük enerji ihtiyacı
- Düşük işlem gücü
- Parazitlenme sorununun olmaması
- Bağımsız kontrol
- Hareket istemi sinyalinin normal insan fizyolojisine yakın olması

- Hareket istemi sinyalinin sürekli olması
- İnvazivliğinin düşük olması

### **2.3. Protez Kontrol Yöntemleri**

Protez kontrolü, kullanıcının hareket isteminin algılanması ve vücuttan elde edilen çeşitli fizyolojik sinyallerin işlenerek proteze iletilmesiyle gerçekleşir. Hareket isteminin algılanması, bu istemin oluşmasından efektör organın hareketine kadar herhangi bir aşamada olabilir (24).

#### **2.3.1. Beynin Elektriksel Aktivitesinin Protez Kontrolünde Kullanımı**

İstemli hareket primer motor korteksten kaynaklanan sinyallerle başlamaktadır. Bu sinyaller motor nöronlar aracılığıyla efektör organlara taşınırlar.

İstemli harekette görevli nöronların aktiviteleri algılanarak, istemli hareket bilgisi çözümlenebilir. Beynin elektriksel aktivitesinin kaydedilmesi ve değerlendirilmesi birçok nörolojik hastalığın tanısında da kullanılmaktadır. Örneğin iskemi gibi nöronların hasar gördüğü durumlarda, beynin elektriksel aktivitesinin yorumlanması önemlidir. Beynin elektriksel aktivitesinin saptanmasında girişimsel ve girişimsel olmayan yöntemler kullanılabilir.

#### EEG (Elektroensefalografi)

Saç derisine yerleştirilen yüzey elektrotları ile beynin elektriksel aktivitesinin kaydedilmesine Elektroensefalografi adı verilir. Girişimsel olmayan bu yöntem klinikte birçok hastalığın tanısında ve bilimsel araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem ile hareket isteminin oluştuğu beyin elektriksel aktivitesi kaydedilmektedir. Elektroensefalografi kullanılarak protez kontrolüne yönelik çalışmalar umut vaat etmektedir (25) (Şekil 6).



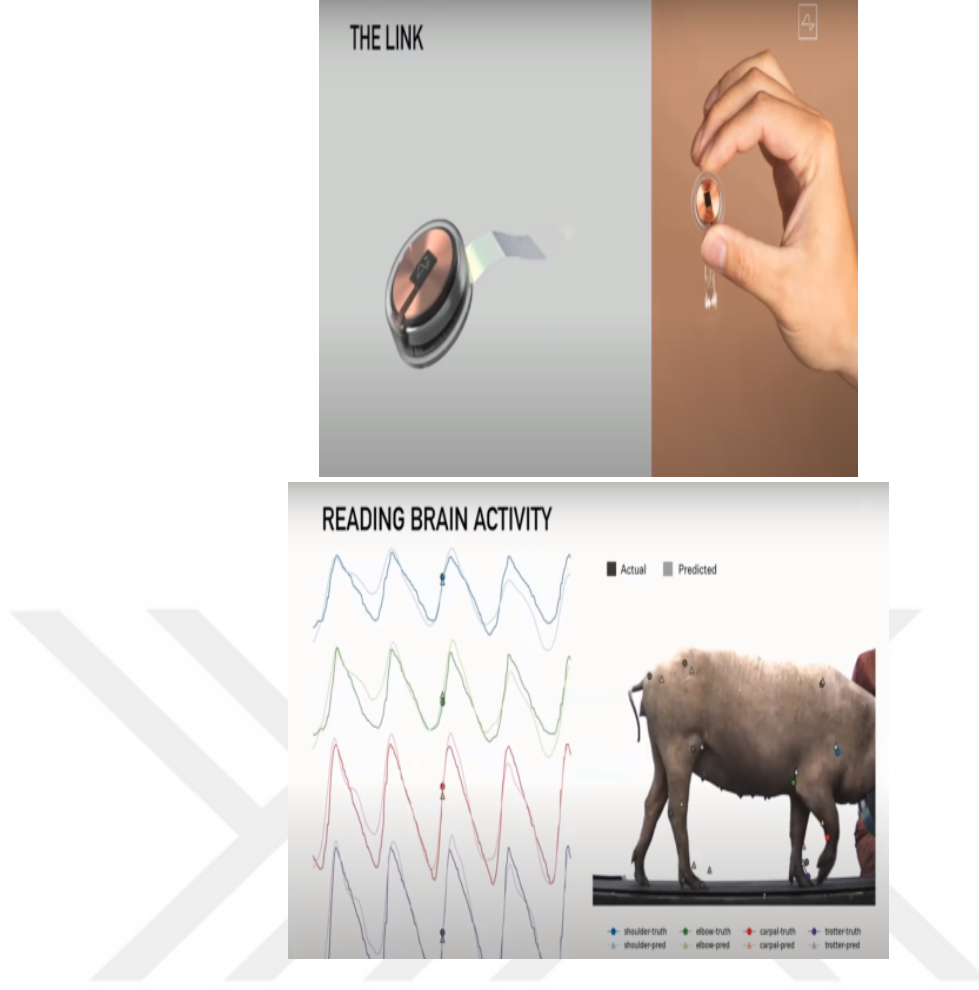
**Şekil 2.7.** EEG (Elektroensefalografi) (25).

### ECOG (Elektrokortikografi)

Beynin elektriksel aktivitesinin kaydedilebildiği bir diğer yöntemdir. Bu yöntemde iğne elektrotlar kafatasına geçilerek, korteks içerisindeki nöronlara yerleştirilir ve ardından kayıt alınır (27, 28). Oldukça invaziv bir yöntem olan elektrokortikografide, elektroensefalografiye göre daha kaliteli sinyal alabilmek mümkündür (Şekil 7). Elon Musk'ın başlatmış olduğu Neuralink projesi de elektrokortikografi ile beynin elektriksel aktivitesinin kaydedilmesine dayanmaktadır (Şekil 8) (29).



**Şekil 2.8.** ECOG (Elektrokortikografi) (28)



Şekil 2.9. Neuralink projesi (29)

### 2.3.2. Rezidüel Kasın Elektriksel Aktivitesinin Protez Kontrolünde Kullanımı

Rezidüel kaslar sinyalin harekete dönüştüğü organlardır. Özellikle tendonların uzun olduğu ve amputasyonun görece daha alt seviyelerde olduğu durumlarda kaslar sağlam kalabilmekte, kasılmaya devam etmekte ve hareket üretebilmektedir. Ancak bağlantı noktalarındaki uzuv kaybedildiği için fonksiyonlarını gerçekleştiremeyebilirler (30). Böyle durumlarda kalan sağlam kaslardan çeşitli yöntemlerle sinyal elde edilerek hareket istemi saptanabilir.

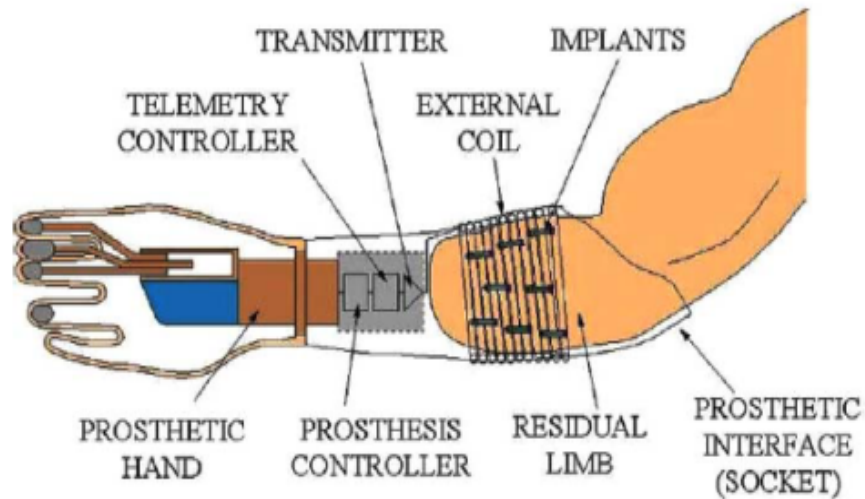
#### Elektromyografi (EMG)

Bu yöntemde efektör organ olan kasın elektriksel aktivitesi kaydedilmektedir. Piyasada satılan mekatronik cihazların kontrolünde en yaygın olarak kullanılan arayüzdür. Örüntü tanıma yöntemleri veya direkt kontrol yoluyla çalışır. Örüntü

tanıma yöntemlerinde kişi önceden çalışmış olduğu belirli hareketleri proteze yaptırabilir. Direkt kontrolde sinyal şiddetine göre hareket gerçekleşir. Bu yöntemle çalışan protezleri kullanabilmek için önemli bir öğrenme süreci geçirilmesi gereklidir. Bu cihazlarda genellikle yüzeysel EMG (sEMG) sensörleri kullanılır ve bir bölgedeki kasların toplam elektriksel aktivitesi sinyal kaynağı olarak kullanılır. Ancak tüm başarılı sinyal işleme tekniklerine ve örüntü tanıma yöntemlerine rağmen yapılan iyileştirmelerin klinik yansıma bekleneni verememektedir. Hastaların protez red oranları yüksektir. Hastanın hayat kalitesini her zaman artıramamaktadır. Yüzeysel EMG'nin aynı bölgedeki farklı kas gruplarının ortalama elektriksel aktivitesini kaydeden bir yöntem olması nedeniyle kaslardan bağımsız sinyal alınmasını ve sinyalin çeşitlendirilmesini sağlayamamaktadır (31).

### İmplant Edilebilir EMG Sensörleri (IMES)

EMG yaklaşımında en önemli sorun sinyal kaynağının ayırımında yaşanan zorluklardır. Ayrıca elektotların kayması, terleme vs nedeniyle doğru işlev görememesi mümkündür. İmplant edilebilir EMG sensörleri ile bu sorunların aşılması amaçlanmıştır. Bu yöntem ilk defa kedilerde denenmiş ve farklı kasların içine EMG sensörleri implante edilmiştir (32). Bu sensörler kablosuz olarak şarj edilmekte ve dışarıya sinyali kablosuz olarak göndermektedir (Şekil 9) (32).



**Şekil 2.10.** İmplant Edilebilir EMG Sensörleri (IMES) (32)

### **2.3.3. Rezidüel Kasın Boyutsal veya Yapısal Değişikliklerinin Protez Kontrolünde Sinyal Olarak Kullanılması**

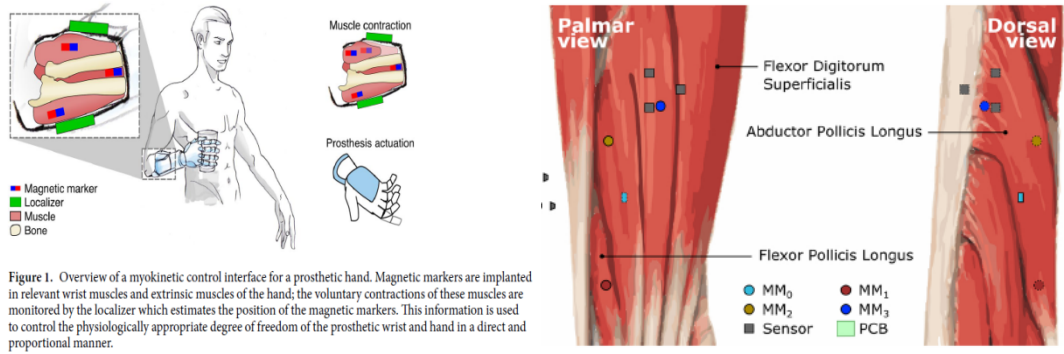
Kasılma esnasında kaslarda boyutsal değişiklikler meydana gelir. Kas kasılması aktin ve myozin iplikçiklerinin birbirine yaklaşması ve temelde kasın boyunun kısılması ile gerçekleşir. Kasın insersiyonu ve origosu birbirine yaklaşır. Bu boyutsal değişikliklerin tespit edilmesi halinde kasın kasılma derecesi tahmin edilebilir. Yine kaslara gelen uyarılar sonucunda kaslardaki yapısal ve boyutsal değişiklikler incelenerek kasın kasılma ve gevşeme süreçleri incelenebilmektedir. Bu amaçla kullanılan yöntemler aynı zamanda uzuv kaybı sonrası rezidüel kasların kasılma sürecini izlemememizi ve dolayısıyla protez kontrolü için gerekli sinyal kaynağını sağlayabilmektedir. Bu mekanizmadan yararlanılan yöntemlere çok sayıda farklı yöntem örnek olarak sonomyogram ve myokinematik arayüz gösterilebilir (33).

#### Sonomyografi

İnsan duyma eşiğinin üzerindeki frekanslara sahip olan ses dalgalarına “Yansılama -Ultrason” adı verilir. İnsanda duyma eşiği yaklaşık 20 khz olarak kabul edilir ve bu eşikten daha yüksek frekansa sahip ses dalgaları ultrases olarak kabul edilir. Ultrason cihazları klinikte yaygın olarak kullanılan cihazlardır. Anne karnındaki fetüsün görüntülenmesi ve sağlık durumunun tespitinden vücut içindeki kitlelerin araştırılmasına birçok alanda yaygın ve güvenli olarak kullanılan bu yöntemle protez kontrolü de sağlanabilmektedir (33).

#### Myokinetik Kontrol Arayüzü

Myokinetik kontrol arayüzü, ilk kez Tarantino ve arkadaşları tarafından geliştirilen, manyetik implantlar ve üç eksenli manyetik alan sensörleri ile kas hareketinin algılanması esasına dayanan bir arayüzdür. Bu yöntemde, kasın içine yerleştirilen doğal mıknatısların kas hareketi ile hareket etmesi ve bu hareketin sensörler tarafından algılanması sağlanır. Üç eksenli manyetik alan sensörleri belirli bir bölgedeki manyetik implantlar tarafından oluşturulan manyetik alanı algılar. Bir yazılım sayesinde manyetik invers problemi çözülerek o bölgedeki mıknatısların yeri tahmin edilmeye çalışılır. Myokinetik arayüz henüz canlılarda denenmemiş olup maket üzerinde geliştirme çalışmaları devam etmektedir (Şekil 10) (34).



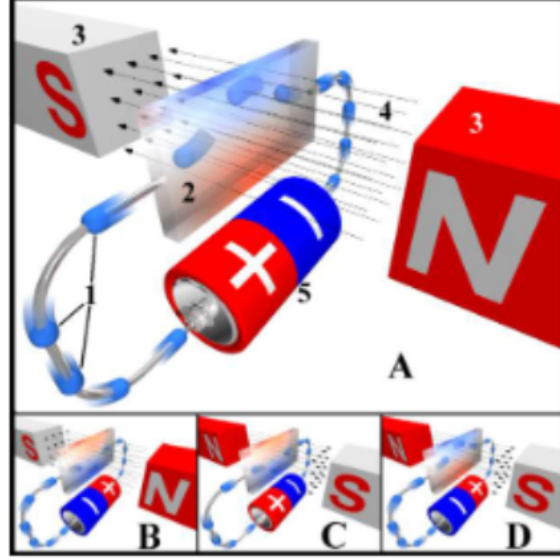
**Şekil 2.11.** Myokinematik Arayüz (34).

Sonuç olarak, protez kontrolü için farklı seviyelerde birçok yöntem geliştirilmiş olup bu konuda yeni yöntemler geliştirilmeye devam edilmektedir. Bu yöntemlerin temel amacı amputé bireyden hareket istemi bilgisini doğru, gerçek zamanlı, sürekli, kaybedilen uzvun fizyolojisine uygun olarak almak ve protezi kontrol edebilecek şekilde bir sinyale dönüştürmektir. Şu ana kadar yapılan çalışmalara rağmen henüz kaybedilen uzvun fonksiyonlarını tam olarak yerine koyabilecek şekilde hareket istemini alabilen bir sistem bulunmamaktadır. Tarih boyunca insanlığın gelişmesini sağlayan el, farklı görevlere sahip birçok kas, kemik ve eklemden oluşmaktadır. Birbirinden bağımsız olarak parmakların hareketi sayesinde, insanın alet kullanımı ve birçok jesti yapabilmesi mümkün olmaktadır. Parmakların birbirinden bağımsız hareketini algılayan ve klinikte kolaylıkla kullanılacak bir protez kontrol yöntemi henüz geliştirilmemiştir. Bu bağlamda, son yıllarda, rezidüel kas aktivitesini algılamak üzere, manyetik implantların ve doğrusal Hall etkisi sensörlerinin kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır (35).

#### 2.4. Doğrusal Hall Etkisi Sensörleri ve Manyetik İmplantlar

Son yıllarda, rezidüel kas aktivitesini algılamak üzere, manyetik implantların ve doğrusal Hall etkisi sensörlerinin kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır. Hall etkisi ilk defa 1879 yılında Edwin Hall tarafından tanımlanmıştır. Bir elektrik iletkeni boyunca, iletkendeki elektrik akımına dik yönde bir manyetik alan uygulandığında, iletkendeki elektrik akımına transvers şekilde bir gerilimin oluşmasına “Hall Etkisi” gerilimi adı verilir (Şekil 11). Bu fenomen kullanılarak çeşitli sensörler üretilmiştir. Tipik olarak

pozisyon sensörü, ferröz metal detektörü, akım detektörü gibi kullanım alanları vardır (36).



Şekil 2.12. Hall Etkisi sensörü (37)

#### 2.4.1. Doğrusal Hall Etkisi Sensörleri ve Manyetik İmplantların Avantajları

- Eşzamanlı Kontrol: Gecikme olmaması
- Bağımsız Kontrol: Farklı kaslardan sinyal alınabilmesi
- Sinyalin sürekli olması
- Uzun Süreli Kontrol: Sensör kaynaklı sorunların olmaması
- Doğal-Fizyolojik Kontrol: Daha önce nasıl kontrol ediyorsa aynı şekilde kontrol edilmesi
- Tek seferlik operasyonun yeterli olması, cihaz değişiminin olmaması
- İmplantın enerji ihtiyacının, şarj sorununun olmaması

- Parazitlenme sorununun olmaması (Crosstalk)
- Düşük işlem gücü gereksinimi (38).



### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

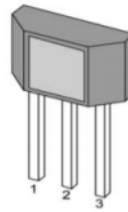
Bu çalışmada vücuda yerleştirilecek her bir manyetik implantın hareketini tespit etmek üzere ayrı bir Hall Etkisi sensörü kullanılmış, yeni bir insan-makine ara yüzü tasarımı önerilmiş ve *in vivo* testleri gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Çalışmada kullanılan Malzeme ve Araçlar

##### 3.1.1. 49E Grubu Doğrusal Hall Etkisi Sensörleri

Deneylerde piyasada yaygın olarak satılan 49E grubu Doğrusal Hall Etkisi sensörleri kullanılmıştır (Şekil 12). Bu sensörler, manyetik alan değişimlerini doğrusal (lineer) olarak ölçebilirler. Sensörün ön veya arka yüzüne doğru oluşan manyetik alanın gücüne bağlı olarak sensörde üretilen gerilim ve okunan değer değişmektedir. Manyetik özellikteki bir cisim, bu sensörün ön yüzüne yaklaştırıldığında sensörde oluşan manyetik alan artmakta ve dolayısıyla sensörde okunan değer artmaktadır. Bu sayede belirli şartlar altında manyetik özellikteki cismin sensöre olan uzaklığı hesaplanabilir. Kullanılan sensörlerin çalışma gerilimi 5-volt olup (4,5-6 V) çalışma sıcaklığı  $-40^{\circ}\text{C}$  ile  $150^{\circ}\text{C}$  arasındadır (38, 39).

#### Pinning



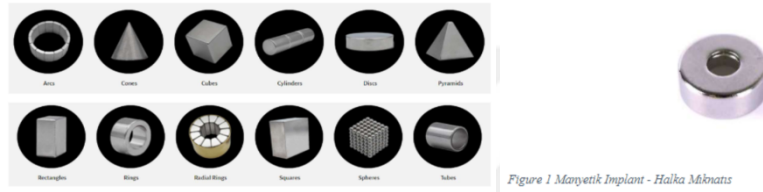
#### Pin Description

Name	No	Status	Description
Vdd	1	P	Power Supply
Gnd	2	P	IC Ground
Output	3	O	Output

Şekil 3.1. Doğrusal Hall Etkisi sensörü (38)

### 3.1.2. Manyetik İmplantlar

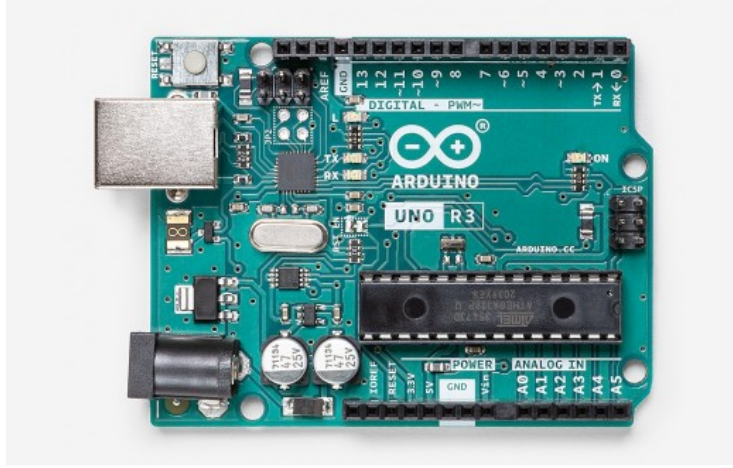
Bu çalışmada farklı kasların hareketini tespit edebilmek için her kasın yüzeyine bir adet manyetik implant yerleştirilmiştir (Şekil 13). Manyetik implant olarak piyasada yaygın olarak satılan neodymium (NdFeB) halka mıknatıslar tercih edilmiştir. Çalışmada kullanılan halka mıknatıslar N50 sınıfında ve nikel kaplamadır. Halka mıknatısların Br değeri 14000-14500 Gauss olup mıknatıslanma çap yönündedir. Halka mıknatısların ortasında bir delik bulunmaktadır. Halka mıknatısların kalınlığı 1,5 mm, dış çapı 5 mm ve iç çapı ise 1,5 mm'dir (40).



Şekil 3.2. Manyetik İmplant-Halka Mıknatıs (40).

### 3.1.3. Mikrodenetleyici Kartlar

Hall Etkisi sensörlerinden alınan sensör verisinin işlenmesi için Arduino Uno model bir mikrodenetleyici kart kullanılmıştır. Sensörlerden alınan verilerin okunması ve servo motorlara uygun şekilde sinyal gönderilebilmesi için bir yazılım geliştirilerek mikrodenetleyiciye yüklenmiştir. Bu yazılım ile detaylı bilgi ayrıca verilmiştir. ArduinoUno, ATmega328P'ye dayalı bir mikrodenetleyici karttır. Ondört dijital giriş/çıkış pini, altı analog giriş, 16 MHz seramik rezonatör (CSTCE16M0V53-R0), USB (Universal Serial Bus) bağlantısı, güç girişi, ICSP başlığı (In-Circuit Serial Programming) ve sıfırlama düğmesi vardır. Dijital pinlerin altısı PWM çıkışı olarak kullanılabilir. Çalışma gerilimi beş voltur. Uzunluğu 68,6 mm, genişliği 53,4 mm ve ağırlığı 25 gramdır (Şekil 14). Mikrodenetleyici kart Universal Serial Bus (USB) bağlantısı ve Arduino resmi internet sitesinden indirilebilen yazılım sayesinde bilgisayara bağlanabilecek özelliktedir. Arduino yazılımı ile yazılan kodlar mikrodenetleyici karta yüklenerek mikrodenetleyici kart ve bağlı aksesuarlar komuta edilir (41).



**Şekil 3.3.** Mikrodenetleyici kart (40)

#### **3.1.4. Servo Motorlar**

Bu motorlar, her iki tarafa 90'ar derece olmak üzere yaklaşık 180 derece dönebilme özelliğine sahiptirler. Standart servo motorlar gibi çalışmakta olup boyutları daha küçüktür. Boyutları sırasıyla 23.1 x 12.2 x 29 mm'dir. Çalışma voltajı 4,8-6 V, çalışma hızı ise 0,1 saniyedir. Ağırlığı 9 gram olup 1,8 kg-cm torka sahiptir (42).

#### **3.1.5. Cerrahi Aletler**

Tüm cerrahi işlemler non-manyetik titanyum mikrocerrahi aletleri (Deniz Tıbbi Aletler, İzmir) ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 15) (43).

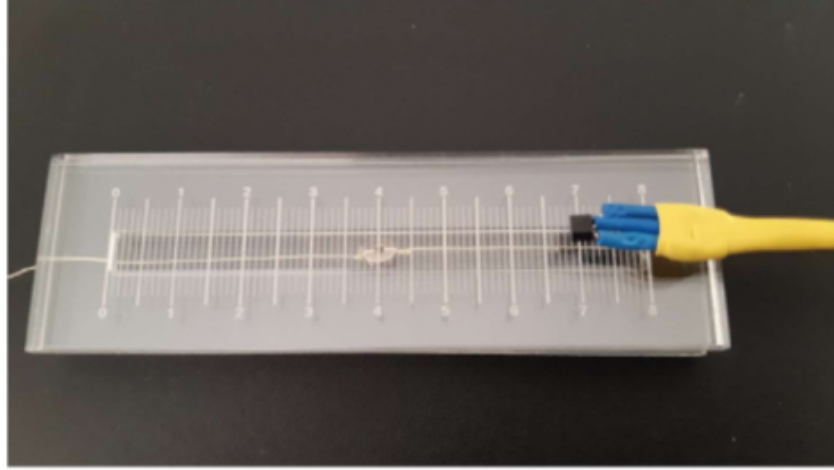


**Şekil 3.4.** Cerrahi aletler (43)

### **3.2. Çalışma İçin Yapılan Ön Hazırlıklar**

#### **3.2.1. Sensör-İmplant Etkileşim Ölçüm Aracının Tasarlanması**

Manyetik implantın ve Doğrusal Hall Etkisi sensörünün vücut içindeki konumunu modellemek amacıyla manyetik olmayan pleksiglas malzemeden yapılmış ve iki parçadan oluşan bir test aracı tasarlanmıştır (Şekil 16). Alttaki parça 1,5 mm kalınlığında 3 cm genişliğinde ve 10 cm uzunluğundadır. Ortasında 1,5 mm genişliğinde bir oluk olup manyetik implant bu oluğa oturtulmuştur. Üstteki parça ise yine 3 cm genişliğinde ve 10 cm uzunluğundadır. İnsanda cilt dokusu farklı vücut bölgelerinde farklı kalınlıklardadır. Bu nedenle üst parça farklı cilt kalınlıklarını temsil etmek üzere farklı kalınlıklarda (1mm, 2 mm ve 3 mm) üretilmiştir. Bu parçaların üzerinde milimetrik olarak işaretlenmiş cetvel bulunmaktadır. Doğrusal Hall Etkisi sensörleri, Arduino Uno'nun analog girişine bağlanarak, analog okuma fonksiyonu ile sensör değerleri okunmuştur.



**Şekil 3.5.** Sensör-İmplant Etkileşimi Ölçüm Aracı

### **3.2.2. İnsan Eli Maketinin Hazırlanması**

İnsan el maketinin oluşturulabilmesi için öncelikle insan metakarpal kemiklerinin bir replikası oluşturulmuştur. Metakarpal kemikleri modellemek için, Hacettepe Üniversitesi anatomi laboratuvarından alınan insan kemik maketlerinden kalıp alınmış ve bu kalıplardan poliüretan malzeme kullanılarak metakarpal kemikler üretilmiştir. Daha sonra gerçek bir insan sağ elinden alginat ile kalıp alınmıştır. Bu kalıp kullanılarak alçıdan bir el yapılmıştır. Oluşturulan elin parmak bölümü metatarsofalangeal ekleme denk gelen bölgeden kesilmiş böylece parmak amputasyonu yapılmış bir el modellenmiştir. Elde edilen alçıdan yapılmış amputasyonlu elden silikon kalıp alınmıştır. Kalıbın içine poliüretan metakarpal kemikler yerleştirilmiştir. Kalıp bu şekilde manyetik olmayan, yumuşak, şeffaf silikon malzeme ile doldurularak silikon maket elde edilmiştir (33).

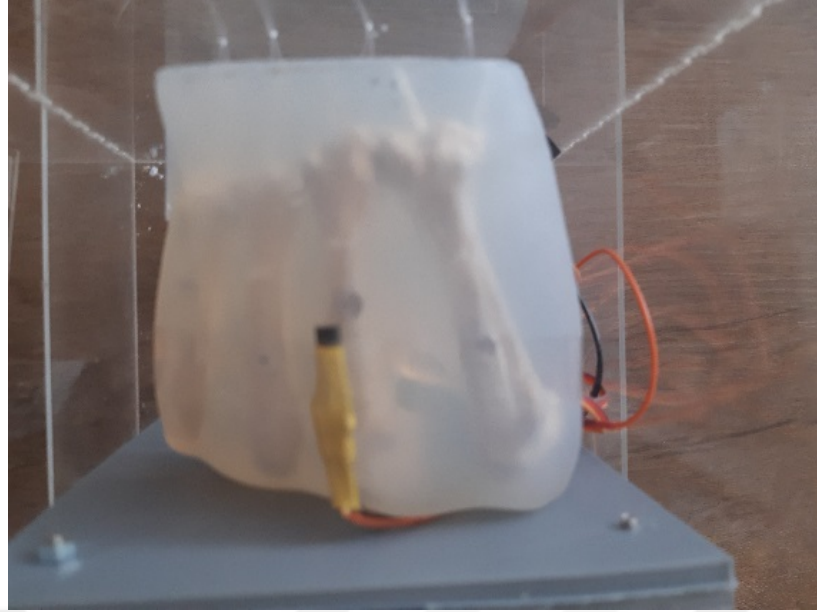
### İnsan Eli Maketinin İçine Mıknatısların Yerleştirilmesi

Deneylerde kullanılacak olan 5 mm dış çap, 1,5 mm iç çap ve 1,5 mm kalınlığındaki neodymium halka mıknatıslar, el maketinin içerisinde, kemiklerin üzerinde, yüzeyden yaklaşık 1,5 mm derinlikte açılan bir kanala yerleştirilmiştir. Kanalin içerisinden geçirilen misinalar, halka mıknatısların her iki tarafından bağlanmıştır. Kanal boyunca devam eden misinalar bilek bölgesinden dışarı çıkarılmıştır. Bu sayede mıknatısların dışarıdan el ile kanal boyunca hareket ettirilmesi sağlanmıştır (33).

### Parmak Protezlerinin Hazırlanması

Parmak protezleri elin 2, 3, 4 ve 5. parmakları için üç boyutlu yazıcı yardımıyla üretilmiştir. Bunun için in Moov (Fransa)  boyutlu insan robotunun (şekil 17) el bölümünün parmak tasarımı kullanılmıştır. Bu üç boyutlu insan robotu üç boyutlu yazıcı ile yazdırılacak şekilde tasarlanmış ve tasarımları açık kaynak kodlu olarak internet sitesinde yayınlanmaktadır (44). Ayrıca bu parmakların bağlanmış olduğu, parmakları hareket ettirecek “servo” motorların yerleştirildiği ve silikon el maketinin de üzerine oturtulduğu bir platform tasarlanmıştır.

İnsan robotunun parçaları servo motor ve ara bağlantı parçaları aracılığıyla hareket ettirilebilir şekildedir. Parmak bölümünün hareketi için servo motorlara bağlanan ipler parmakların içinden geçirilerek bağlanır. Servo motorun her iki yöne hareketinde bu ipler çekilir veya serbest kalır. İpler çekildikçe parmak eklemleri katlanır ve bu şekilde parmaklara hareket verilmiş olur (44).



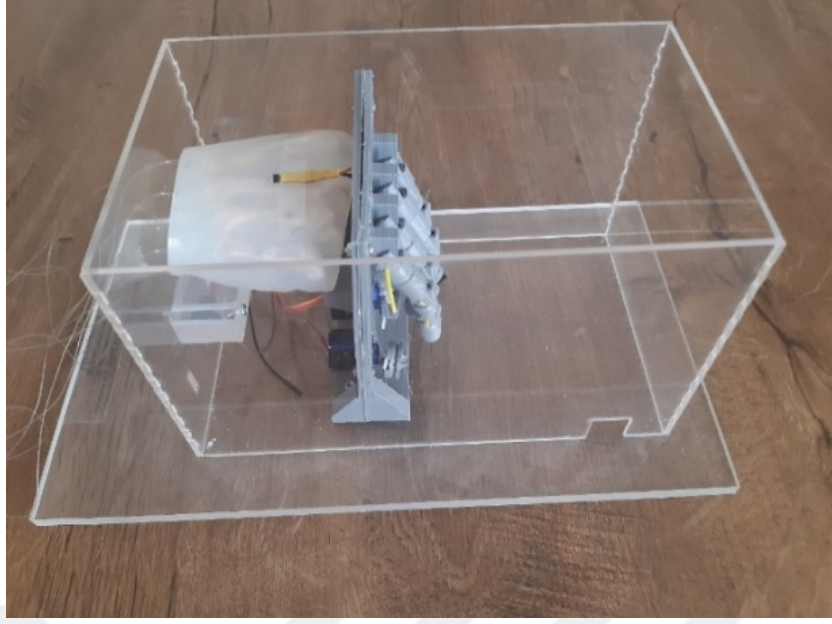
**Şekil 3.6.** Üç boyutlu insan robotu (43)

### Parmakların Monte Edilmesi İçin Platform Hazırlanması ve Servo Motorların Yerleştirilmesi

Parmakların monte edilmesi için CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat) yazılımları kullanılarak bir platform tasarlanmıştır. Bu platform üzerinde silikon el maketinin yerleştirileceği bir bölme bulunmaktadır. Protez parmakların çalışması amacıyla kullanılacak “servo” motorların sabitlenmesi için de platform üzerinde yuvalar oluşturulmuştur. Manyetik olmayan polilaktit asit (PLA) malzeme kullanılarak üç boyutlu yazıcıdan bastırılmış olan parmak protezinin yerleştirildiği platformun üzerindeki yuvalara servo motorlar (Tower Pro SG90) sabitlenmiştir. Bu motorlar uygun bir ip ile parmaklara bağlanmıştır (45). Servo motorlar ve Hall Etkisi sensörleri Arduino Uno mikrodenetleyici karta bağlanmıştır.

### Silikon El Maketinin Platform Üzerine Yerleştirilmesi

Hall Etkisi sensörleri silikon makete temas edecek ve dört manyetik implantın her birinin üzerine gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Bu sayede, önerilen insan-makine ara yüzü ile çalışan parmak protezlerinin, işaret, orta, yüzük ve serçe parmağını kaybetmiş bir kişide kullanımı modellenmiştir. Parmak protezi ve platform şekilde görülmektedir (Şekil 18).



**Şekil 3.7.** Parmak protezi ve platform

### 3.2.3. Yazılım Geliştirilmesi

Hall etkisi sensörlerinden mikrodenetleyici kartına gelen verilerin işlenmesi ve üretilen komutların proteze doğru gönderilmesi için bir yazılım geliştirilmiştir. Arduino Uno'ya yüklenen bu yazılım her bir Doğrusal Hall Etkisi sensöründen gelen sinyali kaydetme özelliği taşımaktadır. Protez kontrolünü sağlamak üzere sinyalin kararlılığın sağlanması için yumuşatma (smoothing) işlemi uygular. Bu işlem için Üssel Hareketli Ortalaması (Exponential Moving Average) kullanılmıştır. Üssel Hareketli Ortalaması, gelen en son veri noktalarına daha fazla ağırlık veren bir tür Hareketli Ortalama'dır (46). Elde edilen sinyal, ilgili eklemin hareket açıklığına göre haritalanmıştır. Bu amaçla Arduino programlama dilinin "map" fonksiyonu kullanılmıştır. Bu fonksiyon bir sayıyı bir aralıktan diğerine yeniden eşler. Eşleme sonucu elde edilen değerler servo motora gönderilerek manyetik implantın hareketine ve Doğrusal Hall Etkisi sensöründe oluşan değere göre parmak protezleri hareket ettirilir. Sensör verisinin alınması ile servo motorlara gönderilmesi arasında yapılan tüm işlemler "control" metodu altında toplanmıştır. Bu işlemlerin ne kadar sürdüğünü, dolayısı ile de arayüzün gecikme süresini ölçmek üzere Arduino programlama dilinin "micros()" fonksiyonu kullanılmıştır (47).

### **3.3. Deneyler**

#### **3.3.1. Sensör – İmplant Etkileşiminin Test Edilmesi**

Bu aşamada manyetik implant ile Doğrusal Hall Etkisi sensörünün etkileşimi test edilmiştir.

Öncelikle sensöre herhangi bir manyetik cisim yaklaştırılmadığında sensörde okunan değer kaydedilmiştir. Daha sonra manyetik implant manyetik alan yönü doğrultusunda sensöre yaklaştırılarak değerler kaydedilmiştir.

Ardından manyetik implant ölçüm aracının ortasındaki oluğa yerleştirilmiştir. Üzerine sırasıyla 1, 2 ve 3 mm kalınlığında üst parçalar kapatılmıştır. Bu parçanın üzerine Doğrusal Hall Etkisi sensörü manyetik alanı üst parçaya dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. Manyetik implant oluk boyunca bir milimetre arayla hareket ettirilerek sensör verileri kaydedilmiştir. İşlem her bir üst parça kalınlığı için tekrarlanmıştır.

Son olarak aynı özelliklere sahip ve farklı kas veya tendonlara takılan manyetik implantların hangi mesafelerde birbirleriyle etkileşecekleri ve hareket etme eğilimi göstereceklerini anlamaya yönelik olarak oluğa iki adet manyetik implant manyetik kutupları aynı yönde olacak şekilde yerleştirilmiştir. Milimetrik cetvel üzerinde hareket ettirilen mıknatısların etkileşim göstermedikleri birbirlerine en yakın oldukları uzaklık kaydedilmiştir.

#### **3.3.2. İnsan-Makine Ara Yüzünün İnsan El Maketi Üzerinde Test Edilmesi**

İnsan-makine ara yüzü canlılar üzerinde kullanılmadan önce maket üzerinde test edilmiştir. Tek bir parmak ve birden fazla parmak hareket ettirilmek istendiğinde protezin gecikme süresi (delay) hesaplanmıştır. Ayrıca bir mıknatısın hareketinin diğer parmaklarda hareket oluşturup oluşturmadığı, yani parazitlenme (crosstalk) olup olmadığı test edilmiştir. Silikon el maketine yerleştirilmiş manyetik implantlar hareket alanları boyunca 1 milimetrelık aralıklarla hareket ettirilmiştir. Bu işlem her bir parmak için önce teker teker, ardından birden fazla parmak ile tekrar edilmiştir.

Verilerin okunduğu ve proteze komutların gönderildiği “control” metodunun tamamlanması için geçen süre saptanarak yapılan işlemler için geçen ortalama süre hesaplanmıştır. Ayrıca mıknatıslar birçok farklı pozisyona getirilerek mevcut pozisyonlarında sürekli aynı sensör değerinin elde edilip edilmediği tespit edilmiştir. Bu sayede mıknatısların diğer mıknatıslardan etkilenip etkilenmediği test edilmiştir

### **3.3.3 Canlı Hayvan Deneyleri ile İnsan-Makine Arayüzünün Test Edilmesi**

Canlı hayvan deneylerinde toplam üç adet Wistar cinsi sıçan kullanılmıştır. Denekler ortalama 4 aylıktır. Deneklerin ağırlıkları 400-500 gram civarındadır. Deneklere uygun dozda ketamin/ksilazin verilerek, deneyler anestezi altında gerçekleştirilmiştir. Deney sonrasında deney hayvanları termine edilmiştir.

Bu aşamada, insan-makine arayüzünün canlı dokuda nasıl çalıştığı test edilmiştir. Öncelikle, manyetik implantlar amputasyon cerrahisinde kullanılan farklı tekniklerle hayvanların kas yüzeyine yerleştirilmiştir. Ardından, bu kasları innerve eden sinir elektriksel uyarı ile uyarılarak manyetik implantın hareketi doğrusal hall etkisi sensörleri aracılığıyla tespit edilmiştir.

#### **Sıçanlara Transtibial Ampütasyon Yapılması**

Anestezi altında sıçanların sağ arka bacaklarına transtibial amputasyon işlemi yapılmıştır. Bu işlem sonrasında tibialis anterior kasının insersiyosu serbest kalmıştır (Şekil 19).

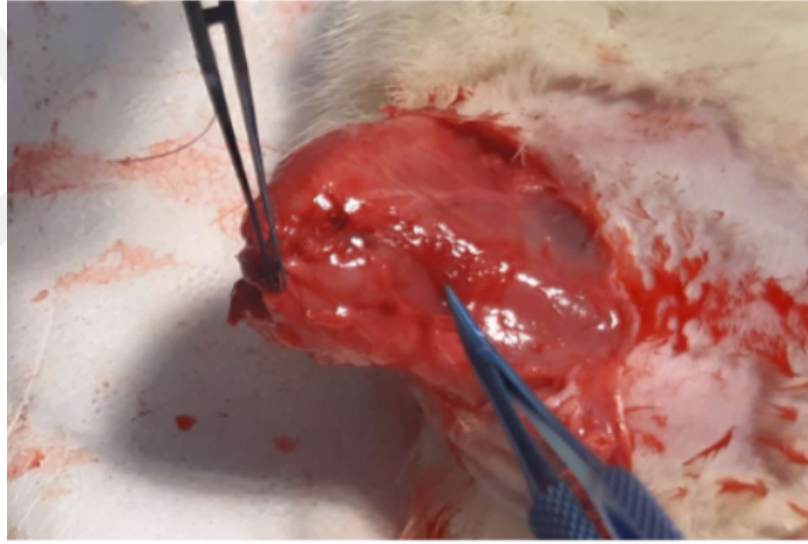


**Şekil 3.8.** Sıçanlara transtibial amputasyon yapılması

Tibialis Anterior Kasının Serbest Kalan Ucunun Sabitlenmesi İşlemine Göre  
Deney Gruplarının Oluşturulması

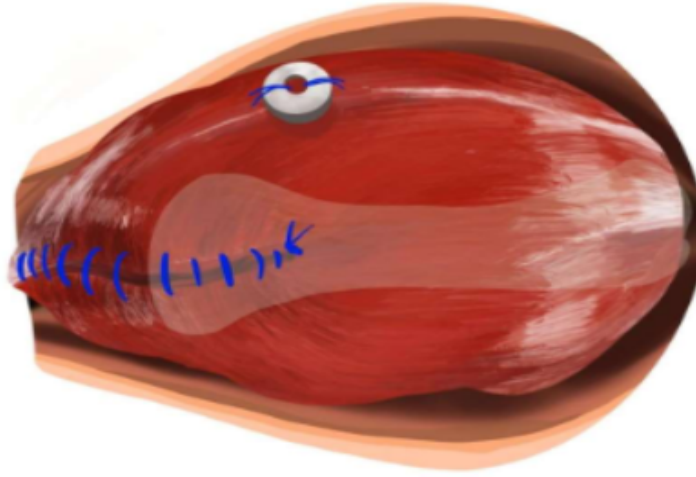
Buna göre üç deney grubu oluşturulmuştur.

Grup 1 Myodez: İlk grupta kasın serbest ucu tibiada açılan bir delikten geçirilen suture ile sabitlenmiştir (Şekil 20).



**Şekil 3.9.** Myodez uygulanması Ressam: Emel Cansu Erenözlü

Grup 2 Myoplasti: İkinci grupta tibialis anterior kası antagonist kaslara dikilmiştir



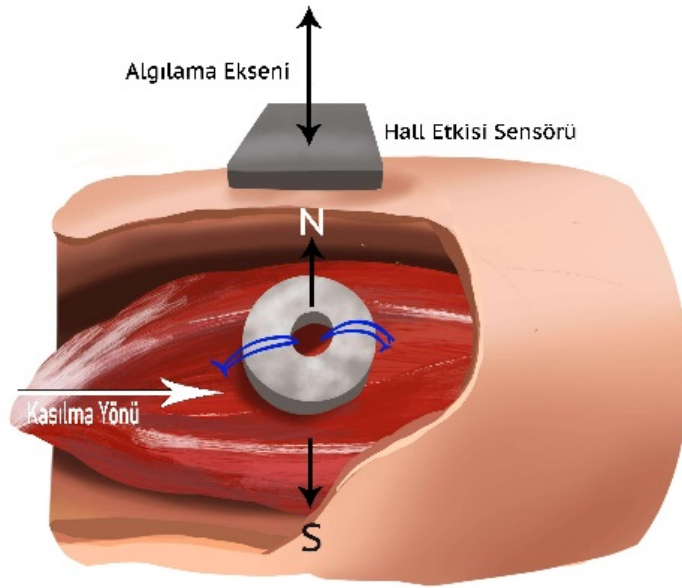
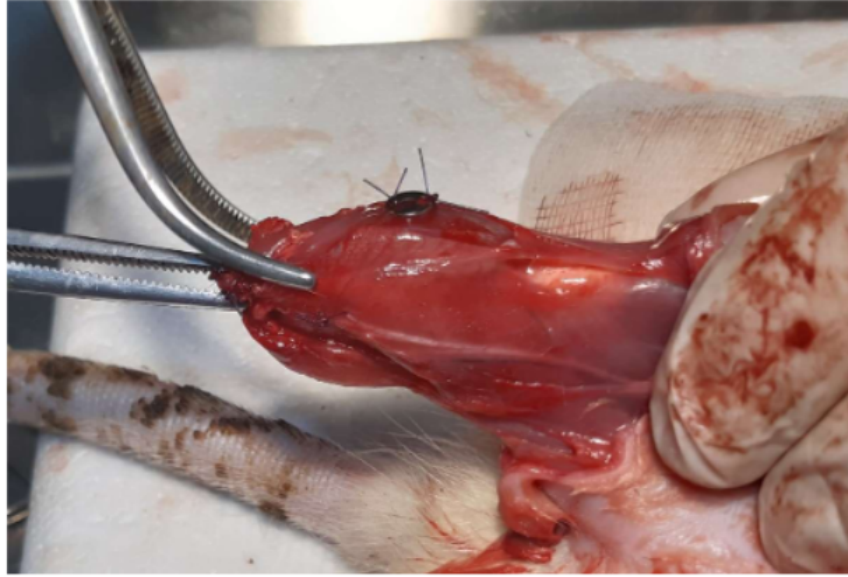
**Şekil 3.10.** Myoplasti uygulaması. Ressam: Emel Cansu Erenözlü

Grup 3 Serbest Kas Ucu: Son grupta tibialis anterior kası herhangi bir yere sabitlenmemiş, kas ucu serbest bırakılmıştır.

#### Kasın Yüzeyine Manyetik İmplantların Yerleştirilmesi

Tibialis anterior kasının yüzeyine manyetik implantlar yerleştirilmiştir. Manyetik implantlar medikal çelikten yapılan cerrahi aletlere manyetik etkileşim nedeniyle yapıştıkları için implantların kas yüzeyine yerleştirilmesi işlemleri, titanyumdan yapılmış manyetik olmayan mikro cerrahi aletleriyle gerçekleştirilmiştir

(Şekil 22). Çalışmada manyetik implant olarak çapları kalınlıklarından büyük olan halka mıknatıslar kullanılmıştır. İmplantlar kas yüzeyine iki noktadan sabitlenmiştir.

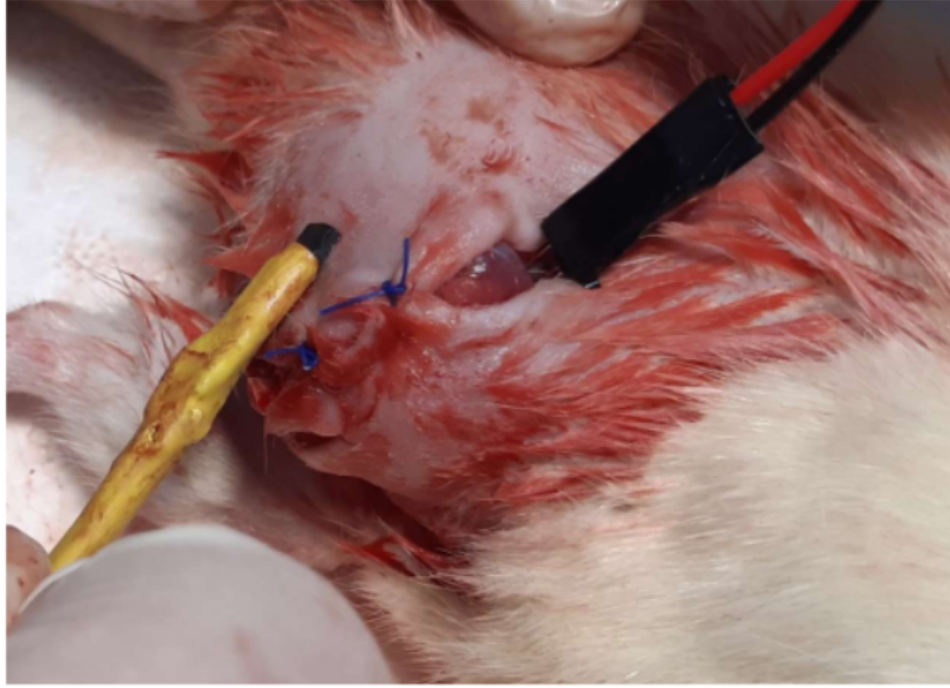


**Şekil 3.11.** Kasın yüzeyine manyetik implantların yerleştirilmesi. Ressam: Emel Cansu Erenözlü

#### Doğrusal Hall Etkisi Sensörlerinin Yerleştirilmesi

Tibialis anterior kasını innerve eden siyatik sinirin common peroneal dalı izole edilmiştir. Bu sinire elektriksel uyarım cihazı ve elektrotlarıyla (Adinstruments-Powerlab 26T), yaklaşık 1 saniye boyunca, 200 mikrosaniye genişliğinde kare dalga şeklinde 50 Hz frekansında ve 0.5 V şiddetinde elektriksel uyarım verilmiştir. Böylece

tibialis anterior kasında izometrik kasılma elde edilmiştir. Tibialis anteriorun kasıldığı ve manyetik implantın hareket ettiği gözle gözlemlenmiştir. Bu gözlemin ardından manyetik implantın üzerindeki cilt dokusu cerrahi olarak kapatılmıştır. Cilt dokusu kapatıldıktan sonra Doğrusal Hall Etkisi sensörleri cilt üzerinde gezdirilerek en fazla sinyal değerinin okunduğu yer tespit edilmiştir. En yüksek sensör değerinin okunduğu yani manyetik implantın tam üzerindeki bölgede sensörler sabitlenmiştir. Bu noktada deri altındaki manyetik implanta bası uygulanmamasına dikkat edilmiştir (Şekil 23).



**Şekil 3.12.** Doğrusal Hall Etkisi sensörlerinin yerleştirilmesi

#### Sensör Verilerinin Kaydedilmesi

Manyetik implantın ve Hall Etkisi sensörünün yerleştirilmesi sonrasında her bir farklı deney grubunda yukarıda belirtildiği şekilde elektriksel uyarı verilerek izometrik kasılma elde edilmiştir. Ardından uyarı kesilmiştir. Başlangıçtaki sensör verilerinin yanı sıra izometrik kasılma ve gevşeme sırasındaki sensör verileri kaydedilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Sensör-İmplant Etkileşimi

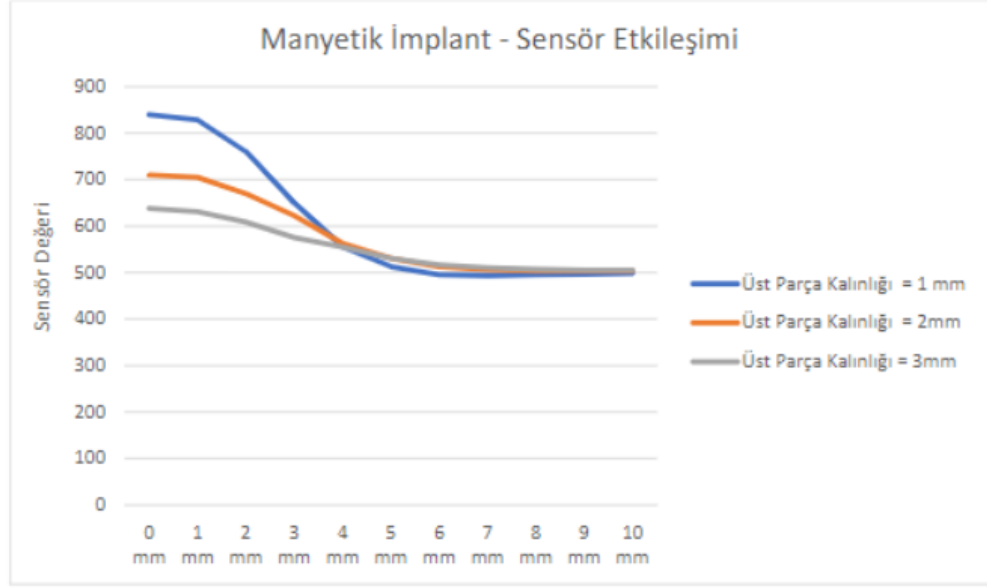
Doğrusal Hall Etkisi sensörüne hiçbir manyetik cisim yaklaştırılmadığında okunan değer 509 olarak saptanmıştır.

Manyetik implant ve Doğrusal Hall Etkisi sensörü orta noktaları denk gelecek şekilde ve birbirlerine bitişik bir şekilde yerleştirildiklerinde okunan sensör değeri 867'dir.

Manyetik implant ve Doğrusal Hall Etkisi sensörü ölçüm aracına yerleştirildiğinde alınan değerler farklı cilt kalınlıkları modellendiğinde aşağıdaki tablo ve grafikte verilmiştir. (Şekil 24).

**Tablo 4.1.** Farklı cilt kalınlıklarını temsilen farklı üst parça kalınlıklarında (1, 2, 3 mm) mıknatısların 1mm arayla hareket ettiğinde elde edilen sensör verileri

		Cilt kalınlıklarını temsilen farklı üst parça kalınlıkları		
		1 mm	2mm	3mm
Mıknatısların sensöre olan uzaklıkları	0 mm	840	710	638
	1 mm	829	705	631
	2 mm	760	670	609
	3 mm	650	622	576
	4 mm	556	562	555
	5 mm	513	531	531
	6 mm	496	513	517
	7 mm	494	507	510
	8 mm	495	504	507
	9 mm	497	504	505
	10 mm	499	504	505



**Şekil 4.1.** Farklı cilt kalınlıklarını temsilen farklı üst parça kalınlıklarında (1, 2, 3 mm) mıknatısların 1mm arayla hareket ettiğinde elde edilen sensör verilerinin grafiği

#### 4.2. İnsan-Makine Ara Yüzünün İnsan El Maketi Üzerinde Test Edilmesi

İnsan el maketi üzerindeki manyetik implantlar hareket ettirildiğinde ortalama gecikme süresi 0,73 ms olarak bulunmuştur.

Bir manyetik implant sabit tutulduğunda ve diğer manyetik implantlar hareket ettirildiğinde sabit tutulan manyetik implanta ait sensörde değişme olmamış ve parazitlenme (crosstalk) olmadığı gözlenmiştir.

#### 4.3. Canlı Hayvan Deneyleri Sonuçları

Canlı hayvan deneyleri sonucunda elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir.

##### 4.3.1. Grup 1 Myodez

Myodez yapılan deney hayvanında sensör sabitlendiğinde okunan ilk değer 813'tür. Sinire elektriksel uyarı verildiğinde manyetik implant Hall Etkisi sensöründen uzaklaşmış ve sensörde okunan değer 671'e kadar düşmüştür.

Uyarı kesildiğinde tekrar yükselerek 811 seviyesine gelmiştir. Uyarı öncesi ve sonrası arasında 142 birimlik bir değişiklik meydana gelmiştir.

#### **4.3.2. Grup 2 Myoplasti**

Myoplasti yapılan deney hayvanında sensör sabitlendiğinde okunan ilk değer 817'dir. Sinire elektriksel uyarı verildiğinde manyetik implant Hall Etkisi sensöründen uzaklaşmış ve sensörde okunan değer 743'e kadar düşmüştür. Uyarı kesildiğinde sensör değeri tekrar yükselerek 815'e yükselmiştir. Uyarı öncesi ve sonrası arasında 74 birimlik bir değişiklik meydana gelmiştir.

#### **4.3.3. Grup 3 Serbest Kas Ucu**

Sinire uyarı verildiğinde sensör değeri yaklaşık 200 azalmıştır. Başlangıçta 810 olan sensör değeri 618'e inmiştir. Uyarı kesildiğinde manyetik implant yerine dönmemiş ve sensörde uzun süre (>3 sn) aynı değer okunmuştur.

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada protez kontrolü için yeni bir insan-makine ara yüzü geliştirilmiştir. İnsan-makine arayüzü öncelikle canlı doku dışında denenmiştir. Ardından ampütasyon cerrahisi ve implantların yerleştirilmesi ile ilgili hususlar değerlendirilerek canlı hayvan çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

Manyetik implantlarla yapılan kısıtlı sayıdaki çalışmalardan biri Tarantino ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu yöntemde, manyetik implantlar ve üç eksenli manyetik alan sensörleri ile kas hareketinin algılanması esasına dayanan myokinetik arayüz kullanılmıştır. Üç eksenli manyetik alan sensörleri belirli bir bölgedeki manyetik implantlar tarafından oluşturulan manyetik alanı algılar. Bir yazılım sayesinde manyetik invers problemi çözülerek o bölgedeki mıknatısların yeri tahmin edilmeye çalışılır. Myokinetik arayüz, henüz canlılarda denenmemiş olup maket üzerinde geliştirme çalışmaları devam etmektedir (34). Çalışmamızda ise üç eksenli manyetik alan sensörlerinden farklı olarak Doğrusal Hall Etkisi sensörleri kullanılmıştır. Uyguladığımız yöntemde, her bir manyetik implant için ayrı bir sensör kullanılmıştır. Böylece hata oranı ve hesaplama gücü gereksinimini azaltılmıştır.

Protez kontrolünde hesaplama gücü, enerji tüketimi ve gecikme süreleri oldukça önem arz etmektedir. Sunulan tez çalışmasının ilk aşamasında, insan el maketi ve parmak protezleri ile yapılan deneyler ile üst ekstremitede insan-makine ara yüzünün kullanımı modellenmiştir. Toplam dört adet manyetik implant, dört adet sensör tarafından başarılı bir şekilde izlenmiş, protez parmaklar birbirlerinden bağımsız şekilde hareket ettirilmiştir. Çalışmada, oldukça düşük hesaplama gücü ile 1 ms'nin altında gecikme süresi (0.73 ms) elde edilmiştir. Tarantino ve arkadaşlarının çalışmasında ise yüksek işlemci gücü (i7 işlemcili PC) kullanılmış ve 45 ms gecikme süresi elde edilmiştir (34). Elde edilen veriler ile, yöntemimizin hesaplama gücü, enerji tüketimi ve gecikme süreleri açısından üstün özelliklerinin olduğu ortaya konmuştur.

Sensörler yalnızca kendi algılama eksenleri doğrultusundaki implantın hareketini algılamaktadır. Önceki çalışmalarda manyetik implantların rezidüel kaslara implante edilmesinde, kas içine açılacak cepler kullanılmıştır (34). Çalışmamızda ise

implantlar, kas yüzeyine sabitlenmiştir. Böylelikle zaten yaralanmış olan rezidüel kasların daha fazla zarar görmemesi sağlanmıştır. Ayrıca, birçok hastada uzuv kaybı sonrası kalan kas dokusunun yeterli olmaması nedeniyle implantasyonda güçlükler yaşanmaktadır. Çalışmamızda uyguladığımız kas yüzeyine implantasyon, cerrahi açıdan da kolaylık sağlamıştır. Hastalarda, magnetik rezonans görüntüleme gereksinimi, ya da komplikasyonlar gibi bazı durumlarda implantların vücuttan çıkarılması gerekebilmektedir. Böyle durumlarda kas yüzeyine yerleştirilen manyetik implantlar minimal invaziv bir şekilde çıkarılabilir. Ancak kas içi implantların çıkarılıp tekrar takılması, rezidüel kasın tekrar zedelenmesine yol açacaktır. Bu nedenlerle, çalışmamızda kullandığımız kas yüzeyine sabitleme yöntemi daha avantajlı bir yöntem olarak kabul edilebilir.

Neodymium mıknatıslar disk, küre, halka gibi çok farklı şekil ve boyutlarda üretilebilmektedir. Bu çalışmada kas yüzeyine implantasyon planlandığı için halka mıknatıslar tercih edilmiştir. Halka mıknatısların ortalarından sütür geçirilerek ek bir aparata gerek kalmadan kas yüzeyine sabitlenebilmesi avantaj sağlamaktadır.

Doğrusal Hall etkisi sensörleri belirli bir doğrultuda manyetik alanı algılayabildiklerinden, doğrusal bir sinyal elde etmek için mıknatıslar bu sensörlere manyetik alanları doğrultusunda yaklaştırılıp uzaklaştırılmalıdır (39). Ayrıca kasın kasılma doğrultusu da mıknatısın manyetik alan doğrultusu ile çakışmalıdır. Böylece mıknatısın hareketi sensör tarafından tespit edilebilir. Ancak çalışmamızda, sensörlerin elektrik enerjisine ihtiyaç duyması nedeniyle sensörler vücut dışında bırakılmıştır. Sensör ile mıknatıs implant arasında kalan cilt dokusundan dolayı Hall etkisi sensörü manyetik algılama yönü, mıknatısların manyetik alan yönü ve kasın kasılma yönü aynı doğrultuda olacak şekilde yerleşim yapılması mümkün olmamıştır. Bu yüzden çalışmamızda mıknatısın manyetik alan yönü ile sensörlerin algılama eksenini kasın kasılma yönüne dik şekilde yerleşim yapılabilmektedir.

Halka mıknatıslar kas yüzeyine iki noktadan sabitlenerek stabilize edilmiş ve manyetik alan eksenindeki sapmalar en az seviyede tutulmuştur. Tek noktadan sabitleme, kas hareketi sırasında komşu dokulara temas nedeniyle mıknatısların rotasyonuna ve manyetik alan yönünün değişmesine sebep olacağı için tercih edilmemiştir.

Çalışmada, farklı cerrahi teknikler kullanılarak insan-makine ara yüzünün canlı dokudaki etkinliği test edilmiştir. Ampütasyon cerrahisinde, bağlantı yerinden ayrılan kasların serbest bırakılması tercih edilmemekte, bu yöntemin uygulandığı hastalarda, kas atrofisinin yaygın olduğu bildirilmektedir (48). Sunulan tez çalışmasında, literatürle uyumlu olarak, kasların serbest bırakılmasının, insan-makine ara yüzünün çalışmasında da uygun bir yöntem olmadığı saptanmıştır. Serbest bırakılan kasların kasılması sonucu hareket eden manyetik implant, eski pozisyonlarına dönmemiştir. Sonuçta bu cerrahi teknik kullanıldığında mıknatısın yeterli hareketi sağlayamadığı ve hareket istemi proteze doğru şekilde aktarılamadığı için uygun bir teknik olarak değerlendirilmemiştir.

Çalışmada, rezidüel kasın ayrıldığı kemiğe açılan bir delikle sabitlendiği myodez işlemi uygulanan tibialis anterior kası, elektriksel uyarım ile gerçekleştirilen kasılma ile manyetik implantları hareket ettirilebilmiştir. Oluşan hareket vücut dışında yerleşik Doğrusal Hall Etkisi sensörleri ile saptanabilmiştir. Oldukça küçük bir kasta uygulanan bu işlemde veri aralığı 142 birim olarak bulunmuştur. Manyetik implant ve sensör etkileşimini test eden veriler değerlendirildiğinde, manyetik implantın yaklaşık 3 mm hareket ettiği çıkarımı yapılabilir. Myodez işleminin kontrendike olduğu iskemik vakalarda tercih edilen myoplasti cerrahi tekniği ile yapılan uygulamada, sensör veri aralığı 74 birim olarak bulunmuştur. Yine sensör ve implant etkileşimi sonuçları ile karşılaştırıldığında manyetik implantın yaklaşık 2 mm hareket ettiği çıkarımı yapılabilir. Tibialis anterior kasına myodez işlemi uygulanan sıçanlarda, elektriksel uyarım ile kaslarda kasılmanın ve manyetik implantların hareketinin sağlanması, myodez işleminin protezlerde tercih edilebilir bir cerrahi yöntem olabileceğini göstermektedir. Myoplasti tekniğinin de implantın hareket etmesinde etkili olduğu ortaya konmuştur.

Deney hayvanlarının uzuvlarının ve cilt dokularının protez yerleşimine uygun olmaması nedeniyle, bu çalışmada sıçanlara protez uygulaması yapılamamıştır. Bu nedenle konu ile ilgili başka hayvan çalışmalarına da ihtiyaç duyulmaktadır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İnsan fizyolojisi bir bütün olarak ele alınmalıdır. Protezin, kaybedilen uzvun işlevini mümkün olduğunca benzer şekilde yerine getirmesi beklenir. Ancak protezin kullanılabilmesi için yalnızca bu yeterli değildir. Bunun yanında hareket istemini proteze aktaran arayüzün, kaybedilen uzvun beyinle iletişimine mümkün olduğunca benzer olması kişinin proteze uyumu açısından önemlidir.

Bu çalışmayla vücuda yerleştirilecek her bir manyetik implantın hareketini tespit etmek üzere Doğrusal Hall Etkisi sensörü kullanılmış, yeni bir insan-makine ara yüzü tasarımı önerilmiş ve canlı doku dışında ilk kez sıçanlarda test edilmiştir.

İnsan el maketi ve parmak protezleri ile yapılan deneylerde üst ekstremitede insan-makine ara yüzünün kullanımı modellenmiştir. Toplam dört adet manyetik implant, dört adet sensör tarafından başarılı bir şekilde veriler izlenmiş ve protez parmaklar birbirlerinden bağımsız olarak hareket ettirilmiştir. Düşük hesaplama gücü ile düşük gecikme süresi elde edilmiştir.

Her bir manyetik implant için ayrı bir Hall Etkisi sensörü, kullanılmış, hata oranı ve hesaplama gücü gereksinimi azaltılmıştır.

Çalışmada, farklı cerrahi teknikler kullanılarak insan-makine ara yüzünün canlı dokudaki etkinliği test edilmiştir. Tibialis anterior kasına myodez işlemi ve myoplasti işlemi uygulanan sıçanlarda, elektriksel uyarım ile kaslarda kasılma gerçekleşmiş ve manyetik implantların hareketi sağlanmıştır. Bu cerrahi teknikler, protezlerde tercih edilebilir. Çalışmamızda, tenodez işlemi kullanılamamıştır. Bunun nedeni, sıçanların ilgili kasının çok küçük olması ve insanda bulunan uzun tendonların bulunmamasıdır. Tendonların korunduğu olgularda, manyetik implant ve sensörlerin yerleşimi için daha geniş bir bölge elde edilebileceği düşünülmektedir. Bu nedenle tenodez işleminin protez üzerindeki etkinliğini ölçen çalışmalar yapılmalıdır. Çalışmamızda implantlar kas yüzeyine sabitlenmiştir. Kas yüzeyine sabitleme, kas içine implantasyonla karşılaştırıldığında cerrahi açıdan da kolaylık sağlamıştır.

Sonuç olarak, küçük boyutlardaki sıçan tibialis anterior kasından elde edilen değerler hayvanlarda ve insanlarda yapılacak protez kontrol uygulamaları için umut vadetmektedir.



## 7. KAYNAKLAR

- 1- Markatos K, Karamanou M, Saranteas T, Mavrogenis AF. Hallmarks of amputation surgery, *Int Orthop*, 2019, 43(2):493-499.
- 2- Azar Frederick M, Terry Canale S, James H. Beaty. Campbell's Operative Orthopaedics, Elsevier Health Sciences, 2020.
- 3- Kocatürk U. Açıklamalı Tıp Terimleri Sözlüğü, 9. Baskı. Ankara, Nobel Tıp Kitabevi, 2005
- 4- Finco MG, Kim S, Ngo W, Menegaz RA. A review of musculoskeletal adaptations in individuals following major lower-limb amputation, *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2022, 22(2):269-283.
- 5- Ding Z, Henson DP, Sivapuratharasu B, McGregor AH, Bull AMJ. The effect of muscle atrophy in people with unilateral transtibial amputation for three activities: Gait alone does not tell the whole story, *J Biomech.*, 2023, 149:111484.
- 6- Henson DP, Edgar C, Ding Z, et al. Understanding lower limb muscle volume adaptations to amputation, *J Biomech*, 2021, 125:110599.
- 7- Eckard CS, Pruziner AL, Sanchez AD, Andrews AM. Metabolic and body composition changes in first year following traumatic amputation, *J Rehabil Res Dev.*, 2015, 52(5):553-562.
- 8- Toy PC. General principles of amputations. In: Azar FM, Beaty JH, eds. *Campbell's Operative Orthopaedics*. 14th ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2021:chap 14.
- 9- Kalbaugh CA, Strassle PD, Paul NJ, McGinagle KL, Kibbe MR, Marston WA. Trends in Surgical Indications for Major Lower Limb Amputation in the USA from 2000 to 2016, *Eur J Vasc Endovasc Surg.*, 2020, 60(1):88-96.
- 10- Chadwell A, Diment L, Micó-Amigo M, et al. Technology for monitoring everyday prosthesis use: a systematic review, *J Neuroeng Rehabil.*, 2020, 17(1):93.
- 11- Halil Y, Unilateral Alt Ekstremitte Amputasyonu Olan Bireylerde Sağlam Ayağın Değerlendirilmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez-Ortez ve Biyomekani Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2019.
- 12- Geertzen JHB, van der Schans SM, Jutte PC, Kraeima J, Otten E, Dekker R. Myodesis or myoplasty in trans-femoral amputations. What is the best option? An explorative study, *Med Hypotheses*, 2019, 124:7-12.

- 13- Stevens PM, Rheinsein J, Wurdeman SR. Prosthetic Foot Selection for Individuals with Lower-Limb Amputation: A Clinical Practice Guideline, *J Prosthet Orthot.*, 2018, 30(4):175-180
- 14- The University Of Manchester. Egyptian toes likely to be the world's oldest prosthetics. <https://www.manchester.ac.uk/discover/news/egyptian-toes-likely-to-be-the-worlds-oldest-prosthetics/>. 20 Mayıs 2023.
- 15- Clare Rawlinson. 100 years of prosthesis: How war amputees have driven design innovation. <https://www.abc.net.au/news/2016-04-21/how-war-amputees-drove-the-prosthetics-industry/7342626>. 20 Mayıs 2023.
- 16- Shahsavari H, Matourypour P, Ghiyasvandian S, et al. Upper limb amputation; Care needs for reintegration to life: An integrative review, *Int J Orthop Trauma Nurs.*, 2020, 38:100773.
- 17- Maduri P, Akhondi H. Upper Limb Amputation. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2022.
- 18- Hughes W, Goodall R, Saliccioli JD, Marshall DC, Davies AH, Shalhoub J. Editor's Choice - Trends in Lower Extremity Amputation Incidence in European Union 15+ Countries 1990-2017, *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2020, 60(4):602-612.
- 19- Alsancak S, Altinkaynak H, Güner S. Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre Türkiye'de hastaya özel yapılarak uygulanan profitez ve ortezlerin sayısal çeşitlilik analizi, *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 2013, 24(1): 99-103.
- 20- Inhabitat. <https://inhabitat.com/nakio-is-the-first-bionic-dog-fitted-with-four-prosthetic-limbs/> 20 Mayıs 2023.
- 21- Andrysek J. Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: A review of literature from 1994-2010, *Prosthet Orthot Int.*, 2010, 34(4):378-398.
- 22- Hussain S, Shams S, Khan S. In: Computer Architecture in Industrial, Biomechanical and Biomedical Engineering. *Impact of Medical Advancement: Prostheses*. 2019
- 23- Ottobock Global. bebionic Hand EQD. <https://www.ottobock.com/en-us/product/8E70>. 20 Mayıs 2023.
- 24- D. G. K. Madusanka, L. N. S. Wijayasingha, R. A. R. C. Gopura, Y. W. R. Amarasinghe, G. K. I. Mann. A review on hybrid myoelectric control systems for upper limb prosthesis, 2015 Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon), Moratuwa, Sri Lanka, 2015, 136-141.
- 25- Laufs H. A personalized history of EEG-fMRI integration, *Neuroimage*, 2012, 62(2):1056-1067.

- 26- Jeannie Kever. New UH research has demonstrated that an amputee can grasp with a bionic hand, powered only by his thoughts. <https://www.uh.edu/news-events/stories/2015/March/0331BionicHand.php>. 20 May 2023.
- 27- Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al. Electrographic control of a prosthetic arm in paralyzed patients, *Ann Neurol*, 2012, 71(3):353-361.
- 28- Hotson G, McMullen DP, Fifer MS, et al. Individual finger control of a modular prosthetic limb using high-density electrocorticography in a human subject, *J Neural Eng*, 2016, 13(2):026017-26017.
- 29- Grushko S, Spurný T, Černý M. Control Methods for Transradial Prostheses Based on Remnant Muscle Activity and Its Relationship with Proprioceptive Feedback. *Sensors*, 2020, 20(17):4883.
- 30- Stegeman DF, Blok JH, Hermens HJ, Roeleveld K. Surface EMG models: properties and applications, *J Electromyogr Kinesiol*, 2000, 10(5):313-326.
- 31- Bernardini R, Varvaras D, D'Amico F, et al. Biological acellular pericardial mesh regulated tissue integration and remodeling in a rat model of breast prosthetic implantation, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2020, 108(2):577-590.
- 32- Merrill DR, Lockhart J, Troyk PR, Weir RF, Hankin DL. Development of an implantable myoelectric sensor for advanced prosthesis control, *Artif Organs*, 2011, 35(3):249-252.
- 33- Engdahl SM, Acuña SA, King EL, Bashatah A, Sikdar S. First Demonstration of Functional Task Performance Using a Sonomyographic Prosthesis: A Case Study, *Front Bioeng Biotechnol*, 2022, 10:876836.
- 34- Tarantino S, Clemente F, Barone D, Controzzi M, Cipriani C. The myokinetic control interface: tracking implanted magnets as a means for prosthetic control, *Sci Rep*, 2017, 7(1):17149.
- 35- Mora-Figueroa de Liñán, Mercedes, Design and construction of hand prosthesis controlled through the acquisition and processing of surface myoelectric signals. BS thesis, 2019.
- 36- Gabert L, Lenzi T. Instrumented Pyramid Adapter for Amputee Gait Analysis and Powered Prosthesis Control, *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(18):82728282.
- 37- Peo. Hall effect for different directions of magnetic field and electric current. [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hall\\_effect.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hall_effect.png). 20 May 2023.
- 38- MS Johannes, Faulring EL, Katyal K, Para M, Helder JB, Makhlin A, Moyer T, Wahl D, Solberg J, Clark S, Armiger RS, Lontz T, Geberth K, Moran CW, Wester BA, Doren TV, Santos-Munne JJ. The Modular Prosthetic Limb. In: Rosen J, Ferguson PW (eds). *Wearable Robotics*, Academic Press, 2020: 393-444.

- 39- Honeywell. <https://prod-edam.honeywell.com/content/dam/honeywell-edam/sps/siot/ja/products/sensors/magnetic-sensors/linear-and-angle-sensors/common/documents/sps-siot-ss39et-ss49e-ss59et-product-sheet-005850-3-en-ciid-50359.pdf>. 20 Mayıs 2023
- 40- Roboshop. <https://www.roboshop.com.tr/>. 20 Mayıs 2023
- 41- Arduino. <https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3>. 20 Mayıs 2023
- 42- Robotistan. <https://www.robotistan.com/tower-pro-sg90-rc-mini-servo-motor>. 20 Mayıs 2023
- 43- Deniz Tibbi Aletler. <https://deniztibbi.com/kataloglar>. 20 Mayıs 2023.
- 44- Inmoov. <https://inmoov.fr/>. 20 Mayıs 2023.
- 45- Tower Pro Pte Ltd. <https://www.towerpro.com.tw/>. 20 Mayıs 2023.
- 46- Blana D, Kyriacou T, Lambrecht JM, Chadwick EK. Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment, *J Electromyogr Kinesiol*, 2016, 29:21-27.
- 47- Arduino. `micros()` – Arduino Reference. <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/time/micros/>. 20 Mayıs 2023.
- 48- Lineaweaver WC, Zhang F. Clarifying the Role of Targeted Muscle Reinnervation in Amputation Management, *J Am Coll Surg*, 2019, 229(6):635.