



**EMG SENSÖR KONTROLLÜ BEŞ EKSENLİ
ROBOTİK KOL VE ROBOTİK EL
TASARIMI VE GERÇEKLENMESİ**

**SALİH OBUŞ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

1.Danışman: Doç. Dr. Şengül DOĞAN

2.Danışman: Dr. Türker TUNCER

AĞUSTOS 2019

T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EMG SENSÖR KONTROLLÜ BEŞ EKSENLİ ROBOTİK KOL VE
ROBOTİK EL TASARIMI VE GERÇEKLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Salih OBUŞ

151134108

MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİLGİSAYAR SİSTEMLERİ PROGRAMI

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 9 Temmuz 2019

Tezin Savunulduğu Tarih: 8 Ağustos 2019

1. Danışman: Doç. Dr. Şengül DOĞAN

2. Danışman: Dr. Türker TUNCER

Diğer Jüri Üyeleri: Doç. Dr. Mustafa AY

Dr. Yasin SÖNMEZ

AĞUSTOS 2019

ÖNSÖZ

Tez çalışmamın tüm aşamalarında desteğini esirgemeyen ve büyük bir sabırla benden sonuç bekleyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Şengül DOĞAN'a ve yine çalışmalarında yardımını esirgemeyen Sayın Arş. Gör. Dr. Türker TUNCER'e teşekkürlerimi sunarım.

Bütün hayatım boyunca gerek manevi gerekse maddi yardımlarını esirgemeyen, iş hayatımın ve özel hayatımın bütün zorluklarında yanımda olan ve bana sabır gösteren; başta annem ve babam olmak üzere tüm aileme teşekkürü bir borç bilirim.

Salih OBUŞ
Elâzığ-2019

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ.....	I
İÇİNDEKİLER.....	II
ÖZET	IV
SUMMARY.....	V
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	IX
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı.....	2
1.2. Literatür Taraması.....	3
2. İNSAN KOLUNUN FİZYOLOJİSİ	15
2.1. Kas Fizyolojisi	15
2.1.1. Kas Çeşitleri ve Yapısı.....	15
2.1.2. Kas Kasılması	18
2.2. Kemik Fizyolojisi.....	20
2.3. İnsan Kolu Kas ve Kemik Haritası	21
2.3.1. Eklem Hareket Çeşitleri	22
2.3.2. Kol Kas Haritası.....	23
2.3.3. Kol Kemik Haritası	29
2.3.4. Kolun Eklem ve Eksenleri	30
3. ELEKTROMİYOGRAFİ.....	34
3.1. EMG Sinyalinin Oluşumu ve Yapısı	35
3.2. EMG Sinyalinin Ölçümü	38
3.3. EMG Ölçümünde Kullanılan Elektrot Tipleri ve Seçimi.....	40
3.4. EMG Üzerine Gürültü Olarak Etkiyen Faktörler.....	47
3.5. İşlenmiş EMG Verileri ile Denetim Yöntemi Seçimi.....	50
3.5.1. Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi	50
3.5.2. Tek Girişli İki Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi.....	51
3.5.3. Tek Girişli Oransal Kontrol Yöntemi	52
3.5.4. Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli Sıralı Kontrol Yöntemi.....	52
3.5.5. İki Girişli Oransal Kontrol Yöntemi	53

3.5.6.	Mod Anahtarlamaalı Kontrol Yöntemi.....	54
4.	ROBOT KOL PROTOTİPİNİN ÜRETİMİ VE TESTİ	56
4.1.	Robot Kol Prototipi.....	56
4.2.	Sinyalin Alınması ve İşlenmesi.....	61
5.	DİNAMİK MERKEZ TABANLI 1 BOYUTLU YEREL İKİLİ YÖNTEMİ	
	TABANLI SEMG SİNYALİ TANIMA YÖNTEMİ	72
5.1.	Özellik Çıkarma	72
5.1.1.	Yerel İkili Örüntüler.....	72
5.1.2.	1 Boyutlu Yerel İkili Örüntüler.....	74
5.1.3.	Dinamik Merkez Tabanlı 1 Boyutlu Yerel İkili Örüntüler	75
5.2.	Özellik Seçme	77
5.3.	Sınıflandırma.....	78
5.4.	Önerilen Yöntemin Gerçekleştirimi.....	79
6.	SONUÇ ve DEĞERLENDİRME.....	84
	KAYNAKLAR.....	88
	ÖZGEÇMİŞ	97

ÖZET

Yarı otonom veya manuel kontrollü elektromekanik donanımlar genelde kontrol panelleri üzerinden veya basit yazılımlar aracılığıyla kontrol edilmektedir. Bu donanımların askeri/medikal uygulamalar gibi zorlu saha şartlarında kullanımı için ilk adım girdi sinyallerinin operatörden hızlı, basit ve doğru bir şekilde alınmasıdır. Ancak eğitilmiş teknik personelin istihdam edilmesi veya yazılımın kodlanması zaman ve para kaybına yol açmaktadır. Ayrıca her türlü saha şartına uyum sağlayacak bir yazılımın geliştirilmesi de oldukça zordur. Bu işlemlerin, operatörün çok az eğitildiği veya hiç eğitilmediği durumlarda da doğru bir şekilde yapılması önemlidir. Bu amaçla insanın doğal fiziksel hareketlerinin veya sinirsel sinyallerinin bir girdi sinyali olarak kullanılması bir teknik olarak tercih edilebilir.

Bu tez çalışması kapsamında, ilk uygulama olarak insan kolunun fonksiyonelliğini sağlayacak beş eksenli bir robot kol tasarlanmış ve prototip üretimi yapılmıştır. Robot kolun gerçek zamanlı denetimi için sağlıklı bireyin kolunda altı farklı kastan alınan yüzey elektromiyografi sinyalleri kullanılmıştır. Deneylerde %81,7 başarı sağlanmıştır.

İkinci uygulamada altı farklı harekete ait veriler elde edilmiştir. Toplanan veriler kullanılarak bir yapay zekâ uygulaması gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen yöntemde support vector machine (SVM) sınıflandırıcısı kullanıldığında doğruluk oranının %92,77 olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Elektromiyografi, Protez Kol, Gerçek Zamanlı Denetim, Yapay Sinir Ağı, Robot Kol,

SUMMARY

Emg Sensor Controlled Five Axis Robotic Arm And Robotic Hand Design And Implementation

Semi-autonomous or manual-controlled electromechanical equipments is usually controlled via control panels or through simple software. The first step for using these equipments's in harsh field conditions, such as military/medical applications, is the quick, simple and accurate retrieval of input signals from the operator. However, employment of trained technical staff or coding of the software leads to time and money loss. It is also very difficult to develop a software that adapts to all kinds of field conditions. It is important that these operations are done correctly in situations where the operator's has little or no training. For this purpose, the use of human's natural physical movements or neural signals as an input signal may be preferred as a technique.

Within the scope of this thesis, as a first application, a five-axis robotic arm designed to provide the functionality of the human arm was designed and prototype was produced. For real-time control of the robot arm, the surface electromyography signals taken from six different muscles are used in the healthy individual's arm. 81.7% success was achieved in the experiments.

In the second application, data from six different movements were obtained. Using the collected data, an artificial intelligence application was realized. When the support vector machine (SVM) classifier was used in the developed method, the accuracy rate was found to be 92.77%.

Keywords: Electromyography, Prosthetic Arm, Real Time Control, Artificial Neural Network, Robot Arm,

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1 Deney düzeneği (solda), 4 DOF mayo-elektrik el (sağda).	7
Şekil 1.2 PHABS protez el.....	8
Şekil 1.3 A) 3 DOF protez, B) 6 DOF protez.	9
Şekil 1.4 B.A.Kent ve arkadaşlarının robotik el tasarımı.	10
Şekil 1.5 Myo Armband (solda), J.Cannan ve H.Hu'nun çalışması (sağda).	10
Şekil 1.6 Sidek ve arkadaşlarının kullandığı deneysel düzenek.	11
Şekil 1.7 S. Shin ve arkadaşlarının HMI üzerine çalışması.	11
Şekil 1.8 Akgün ve arkadaşlarının kullandığı deneysel düzenek.....	12
Şekil 1.9 I.Ruhunage ve arkadaşlarının tasarladığı kol protezi.....	13
Şekil 1.10 Mobius Bionic firmasına ait 10-DOF protez kol.	14
Şekil 2.1 Çizgili kasın iç yapısı ve bant yapısı.	17
Şekil 2.2 A) Çizgili kas, B) Kalp kası, C) Düz kas.....	18
Şekil 2.3 Dinamik kasılma (solda), Statik kasılma (sağda).	18
Şekil 2.4 Kemiğin iç yapısı.	21
Şekil 2.5 Anatomik el hareketleri.	23
Şekil 2.6 Kol kaslarının detayı ve anatomik isimleri.	24
Şekil 2.7 Omuz kaslarının detayı ve anatomik isimleri.	25
Şekil 2.8 Önkol iç yüzey kaslarının detayı ve anatomik isimleri.....	26
Şekil 2.9 Önkol dış yüzey kaslarının detayı ve anatomik isimleri.....	28
Şekil 2.10 El kaslarının detayı ve anatomik isimleri.	29
Şekil 2.11 Tüm kol kemiklerinin genel görünüşü.....	30
Şekil 2.12 İnsan vücudunun anatomik düzlemleri.	31
Şekil 2.13 A) Tek eksenli eklem, B) İki eksenli eklem, C) Çok eksenli eklem.....	32
Şekil 2.14 Omuz eklemi A) Sagittal, B) Frontal ve C) Transverse eksen hareketi.	32
Şekil 2.15 A) Dirsek eklemi Sagittal eksen hareketi, B) Ele yaptırılan pronasyon-supinasyon hareketleri.....	33
Şekil 2.16 Bilek eklemi A) Sagittal ve B) Frontal eksen hareketi.	33
Şekil 3.1 Kasın regülasyonu.....	36

Şekil 3.2 Temel bir EMG sinyal demeti.	36
Şekil 3.3 Biyolojik sinyallerin işleme sırası.....	39
Şekil 3.4 EMG sinyal ölçümünün yapılması.	39
Şekil 3.5 A) EMG sinyalinin frekans spektrumu, B) EMG sinyali.	40
Şekil 3.6 A) Dairesel tip ve B) Bar tipi elektrotların kas lifi üzerindeki konumu.	42
Şekil 3.7 Elektrot konumunun frekans dağılımı ve genlik üzerine etkisi.	42
Şekil 3.8 A) İğne tip, B) Mikro tip, C) Yüzey tip, EMG elektrotları.....	44
Şekil 3.9 Çeşitli elektrot tipleri.	46
Şekil 3.10 Diferansiyel Amplifikatör.....	48
Şekil 3.11 Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi örnek şeması.	51
Şekil 3.12 Tek Girişli İki Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi örnek şeması.....	51
Şekil 3.13 Tek Girişli Oransal Kontrol Yöntemi örnek şeması.	52
Şekil 3.14 Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli Sıralı Kontrol Yöntemi örnek şeması.	53
Şekil 3.15 Kol üzerindeki fleksör ve ekstansör kaslar.	53
Şekil 3.16 İki Girişli Oransal Kontrol Yöntemi örnek şeması (A:Orijinal Sinyal, B:Aç/Kapa Yöntemi, C:Oransal Denetim).....	54
Şekil 4.1 Robot kol tasarımı ve deney düzeneği.....	57
Şekil 4.2 Robot kolun koordinat sistemi.....	58
Şekil 4.3 Servo motor iç yapısı.	58
Şekil 4.4 Kontrol devresi blok diyagramı.	59
Şekil 4.5 EMG elektrotu ve ön yükselteç kartı.	59
Şekil 4.6 Ön yükselteç devresi blok diyagramı.....	60
Şekil 4.7 Ön yükselteç devresi devre şeması.	60
Şekil 4.8 EMG sinyali alımı için elektrot yerleşim noktaları.	62
Şekil 4.9 Anatomik Duruş.....	63
Şekil 4.10 Omuz Öne Abduksiyon-Adduksiyon Hareketi.....	64
Şekil 4.11 Omuz Pronasyon-Supinasyon Hareketi.....	64
Şekil 4.12 Dirsek Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketi.	64
Şekil 4.13 Bilek Pronasyon-Supinasyon Hareketi.	65
Şekil 4.14 Bilek Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketi.	65
Şekil 4.15 El Açma-Kapama Hareketi.....	65
Şekil 4.16 A) Temiz EMG sinyali, B) Gürültülü EMG sinyali.	66

Şekil 4.17 Offset işlemi yapılmamış EMG sinyali.	66
Şekil 4.18 Offset işlemi yapılmış EMG sinyali.	67
Şekil 4.19 Eşik seviyesi belirlenmiş sinyalin kontrol çıktıları.	67
Şekil 4.20 Robot kol eklemlerini kontrol eden aktüatörler.	68
Şekil 4.21 Tüm kasların serbest olduğu durum.	69
Şekil 4.22 Omuz abduksiyon-Adduksiyon hareketi deneyi.	69
Şekil 4.23 Omuz eklemi Pronasyon-Supinasyon hareketi deneyi.	69
Şekil 4.24 Dirsek eklemi Fleksiyon-Ekstansiyon hareketi deneyi.	70
Şekil 4.25 Bilek eklemi Pronasyon-Supinasyon hareketi deneyi.	70
Şekil 4.26 Bilek eklemi Fleksiyon-Ekstansiyon hareketi deneyi.	70
Şekil 4.27 El Açma-Kapama hareketi deneyi.	71
Şekil 5.1 3 x 3 boyutundaki komşuluk matrisi.	73
Şekil 5.2 1B-YİÖ'nün sayısal örneği.	75
Şekil 5.3 DM-1BYİÖ'ye ait sayısal bir örnek.	77
Şekil 5.4 Önerilen otomatik sEMG sinyali sınıflandırma yöntemi.	79
Şekil 5.5 Örnek bir sEMG sinyali.	79
Şekil 5.6 DM-1BYİÖ kullanılarak örnek bir sEMG sinyalinden çıkarılan 2304 elemanlı özellik seti.	80
Şekil 5.7 Örnek bir sEMG sinyalinin en anlamlı 256 özelliği.	80

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1 Kas tipleri ve özellikleri.	16
Tablo 4.1 Deneyde kullanılan hareketlere ait detaylar.	63
Tablo 5.1 Veri setindeki hareketlerin numaralandırılması.	81
Tablo 5.2 Elde edilen doğruluk oranları.	81
Tablo 5.3 KNN'nin hata matrisi.	81
Tablo 5.4 LDA'nın hata matrisi.	81
Tablo 5.5 SVM'nin hata matrisi.	82
Tablo 5.6 BT'nin hata matrisi.	82

1. GİRİŞ

Günümüzde kullanılmakta olan endüstriyel robot kollar oldukça yüksek (genellikle beş ve üzeri) serbestlik derecelerine (Degree of Freedom- DOF) ve özel olarak tasarlanan fonksiyonel başlıklara sahiptir. Robot kolların serbestlik dereceleri birçok uygulama için yeterli olsa da genellikle farklı görevler için özel başlık tasarımlarına ihtiyaç duyulmakta ve bu ekipmanlar sık sık robot kollardan daha pahalıya mal olmaktadır. Bunun yanı sıra her ne kadar otonom hale getirilmiş basit işlerde robot kolu tek bir kez programlamak yetiyor olsa da nispeten daha karmaşık ve sık sık değişkenlik gösteren uygulamalarda her senaryoya uygun kodun yazılması maliyet, zaman ve verimlilik açısından sorun teşkil etmektedir. Ayrıca robot kolların gerçek zamanlı kontrollerinde gerekli hassasiyet, doğrusallık, tekrarlanabilirlik gibi özelliklerin yerine getirilmesi çoğu zaman mümkün olmamaktadır. Tüm bu durumlar göz ardı edilse dahi robot kolun kodlamasını yapacak uzmanın eğitilmesi uzun bir süreçtir ve işletmelere yüksek mali yükler getirmektedir. Bu nedenle endüstriyel cihazların kontrolünde kullanılmak üzere operatörden bağımsız alternatif yöntemlerin geliştirilme çalışmaları uzun yıllardır tüm dünyada devam etmektedir.

Robot kolların her türlü karmaşık çalışmanın altından kalkabilecek esneklik ve fonksiyonelliğe kavuşması, ayrıca maliyetlerin de düşürülmesi için birçok teknolojik gelişmede olduğu gibi yine doğadan esinlenilmesi, insan kas-eklem fizyolojisinin ve biyo-sinyallerin incelenmesi gerektiği aşîkardır [1]. Günümüzde teknoloji, doğrudan sinir hattı üzerinden sinyallerin algılanmasını mümkün kılacak düzeydedir. Her ne kadar çalışmalar deneysel seviyede olsa da firmalar, aktüatörlerin direkt olarak sinirlerden alınan sinyaller ile kontrol edilmesi üzerine çalışmalar yürütmektedir. 2010 yılı içerisinde yayınlanmış bir çalışmada bu konu üzerine yapılmış bazı hayvan deneylerinin sonuçları yer almaktadır [2]. İlgili yazıda belirtildiği üzere: bu tip çalışmalarda başlıca problem canlı sinir sistemine müdahale sonucu oluşabilecek olası fonksiyon bozuklukları ve enfeksiyonlardır. Ayrıca elektrot kalitesine bağlı olarak sinirsel sinyallerin alınmasında yaşanan kalite sorunları da verimliliği düşüren nedenler arasındadır. Bunun yanı sıra vücudumuzdaki hareketi sağlayan kaslar da yine bu sinirler aracılığıyla aktif edilmektedir. Ayrıca bu konu üzerine yapılan çalışmalar göstermektedir ki; kas üzerinden alınabilen aktivasyon sinyalleri sinirsel sinyallere kıyasla çok daha güçlüdür. Bu

sayede elektromiyogram (EMG) sinyalleri olarak isimlendirilen bu sinyallerin kaydedilmesi ve işlenerek aktüatörlere iletilmesi de çok daha kolay olmaktadır [3,4].

EMG sinyalleri üzerine yapılan çalışmaların bir sonucu olarak ortaya çıkan mayo-elektrik protez uzuvlar, önceleri insan kolunun hareket yeteneğinden çok uzak, basit birkaç harekete (aç/kapa) odaklanmış ve birkaç serbestlik dereceli tasarıma sahiptiler [5]. İlerleyen yıllarda gerek malzeme ve motor teknolojilerinde gerekse verimli hız ve kontrol metodolojilerinde yaşanan gelişmeler sadece endüstriyel robot kol çalışmalarına hız vermekle kalmadı, aynı zamanda çok kavramalı ve yüksek serbestlik dereceli hibrit kol protezlerinin gelişimine de katkı sağladı [6]. Bu sayede EMG sensörleri kuşanmış bir insan tarafından kontrol edilen insansı kavrama kabiliyetine sahip robot kol tasarımlarının, sağlayacakları güç ve hassasiyet ile endüstride ve insan sağlığı için tehlikeli ortamlarda çalışabileceği görülmüş, günümüzde de üzerinde özenle çalışılan bir konu haline gelmiştir [7].

1.1. Tezin Amacı

Bu tez çalışmasının temel amacı; hassas ve/veya tehlikeli işlerde kullanılmak üzere insan kolunun fonksiyonelliğini sağlayabilecek ve herhangi bir eğitime ihtiyaç duyulmadan kontrol edilebilecek bir robot kol prototipinin geliştirilmesidir. Bu nedenle insan kolunun fonksiyonelliğini sağlayabilecek bir robot kol tasarımının oluşturulması, bu tasarımın üretilmesi ve üretilen bu robot kolun operatörün kolundan alınan EMG sinyalleri vasıtasıyla gerçek zamanlı olarak kontrol edilmesi bu tez kapsamında sağlanacaktır. Tüm bu istemlerin üretimi kolay, düşük maliyetli ve erişilebilir ürünlerle yapılması hedeflenmiştir.

Robot kol; iki DOF omuz eklemi, bir DOF dirsek eklemi ve iki DOF bilek eklemi olmak üzere beş serbestlik dereceli olarak tasarlanacaktır. Robotik el, insan elinin eklem yapısına sahip şekilde tasarlanacak ancak eli kontrol edecek aktüatör ele yalnızca açma/kapama hareketini yaptıracaktır. Robot kol ve elin tasarımı üç boyutlu modelleme programı aracılığıyla yapılacaktır. Üretimi ise düşük maliyetli olması ve karmaşık tasarımların üretimine imkân vermesi nedeniyle üç boyutlu yazıcı ile yapılacaktır.

Robot kolda kullanılacak aktüatörlerin, harici sensörlere ihtiyaç duymadan pozisyon bilgisi sağlaması ve kolay kontrol edilebilir olması hem kontrol sisteminin hem de mekanik sistemin daha basit olmasını sağlayacaktır.

EMG sinyallerinin ölçümü için pasif sEMG (yüzey elektromiyografi) sensörü tercih edilecektir. Bu sensörlerden alınan sinyalin kalitesi her ne kadar aktif sEMG sensörlerine nazaran düşük olsa da bu çalışma için yeterli performansı sağlayacaktır. Ayrıca düşük maliyetli ve erişilebilir olmaları da tercih sebebidir. Sinyalin işlenmesi ve aktüatör çıktılarının elde edilmesi için uygun bir mikrodenetleyici ve programlama dili tercih edilecektir.

İkinci bir uygulama olarak; ilk uygulamada kullanılan kaslara ait bir veri seti kullanılarak akıllı sEMG sinyali tanıma yöntemi geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Bu yöntem özellik çıkarma, özellik seçme ve sınıflandırma olmak üzere üç kısımdan oluşacaktır. Yöntemi detaylı olarak analiz edebilmek için dört farklı sınıflandırıcı kullanılacak ve sonuçlar değerlendirilecektir.

1.2. Literatür Taraması

Günümüzde biyopotansiyel işaret denetimli elektromekanik protezler üzerindeki çalışmalar hem akademik çevre hem de ticari firmalar tarafında oldukça artmıştır. Bu ilginin temel gerekçesi, sanayileşmenin yoğun olduğu ülkelerdeki iş ve trafik kazaları nedeniyle elektromekanik protezlere olan ihtiyacın artmasıdır. Pasif protezlerin aksine aktif protezler hastanın müdahalesi ile denetlenebilir durumdadır. Aktif protezler, robotik teknolojilerin de konuya dâhil edilmesi ile birlikte daha gerçekçi ve işlevsel hareketlerin elde edilmesi yönünde gelişim göstermiştir. EMG sinyalleri üzerinde günümüze kadar yapılmış olan tüm çalışmalar göz önüne alındığında bu çalışmaların büyük çoğunluğunun EMG sinyalinin incelenmesi, işlenmesi, filtrelenmesi, analizi, karşılaştırılması ve sınıflandırılması şeklinde gerçekleşen yazılım çalışmaları olduğu görülmektedir. Protez tasarımları gibi fiziki tasarımlar veya bir aktüatörün EMG sinyali ile kontrolüne yönelik çalışmalar azınlıkta kalmaktadır. Yine aynı şekilde EMG sinyalinin edinimi ve işlenmesinde kullanılan sensör, entegre ve elektronik devrelerin geliştirilmesine yönelik çalışmalarda oldukça azdır. Ancak burada, gerçekleştirilecek tez çalışmasına yönelik bir literatür araştırması yapıldığı için içeriğinde EMG sinyali kullanılarak aktüatör kontrolünün yapıldığı çalışmalar irdelenmiştir.

İlk EMG deneylerinden birini elektrofizyolojinin babası olarak kabul edilen Du Bois-Reymond 1849 yılında gerçekleştirmiştir. Reymund bu deneyinde ellere ve ön kola kuru bez yerleştirmiş ve elektrotlarla teması sağlamak için her birini tuzlu çözeltiye daldırmıştır. Elektrotları galvanometreye bağlamış ve kolun hareketi sırasında galvanometre ibresinde

sapma meydana geldiğini gözlemlemiştir. Daha sonra önkoldaki derinin bir kısmını kaldırarak deneyi tekrarladığında işaretin genliğinde dikkate değer bir artış olduğunu gözlemlemiş ve deri empedansının okunan genlik şiddetini azalttığını ortaya koymuştur [8, 9]. Elektriksel aktivitenin ilk kaydı ise 1890 yılında Marey tarafından gerçekleştirilmiş ve elektromiyografi terimi literatüre girmiştir.

Pratt F.H. 1900'lerin başında yaptığı deneylerde kas kasılması ile oluşan enerjinin büyüklüğünün sinirsel ileti şiddetinden daha ziyade kas lifi topluluğunun boyutuna bağlı olduğunu ortaya koymuştur. Gasser, Newcomer ve Erlanger 1920'li yıllarda yeni icat edilen katot osiloskopuyla kullanılmak üzere triyot vakum tüpü yükselteci geliştirmişlerdir. Bu sayede ilgili kas üzerine yerleştirilen bir çift elektrot aracılığıyla alınan EMG sinyali yükseltilecek katot osiloskopunda gözlemlenmiştir [8, 9].

L. Vodovnik ve arkadaşlarının 1965 yılındaki çalışmasında, felçli hastalarda normal olarak aktif edilebilen kaslardaki sinyaller kullanılarak, felç geçirmiş kasların kontrolünün yeniden kazanılması olasılığı tartışılmıştır. Örnek çalışma olarak, bir hastanın sol omuz kasını kullanarak sağ elini açmasını sağlayan bir cihaz tasarlanmıştır. Çalışma sonucunda kısmen başarıya ulaşılmış ve felçli kas üzerinde kontrol sağlanmıştır [10].

D. Graupe ve W. K. Cline 1975'te EMG sinyallerini kullanarak yapay bir uzvun çok fonksiyonlu kontrolü üzerine bir çalışma yürütmüşlerdir [11]. Bu çalışmada ham EMG verisi üzerinde çeşitli uzuv fonksiyonlarının verilerini güvenilir bir şekilde tanımak veya ayırt etmek amaçlanmış, basit bir protezin hazırlanmasında ağırlık, maliyet ve zaman kısıtlamaları gibi durumlar göz önünde bulundurulmuştur. Çalışma kapsamında hızlı bir parametrik tanıma algoritması oluşturulmuştur. Çalışma sonucunda uzuv işlevleri başarılı bir şekilde ayırt edilse de doğrusal olmayan analizdeki aşırı karmaşıklığın zaman açısından sorun oluşturması nedeniyle protez kontrolünde kullanılamayacağı görülmüştür.

D. Graupe, J. Magnussen ve A. Beex, 1978 yılındaki çalışmalarında, önceki çalışmalardan farklı olarak bir EMG sinyali yerine birden fazla EMG sinyali üzerinde uzuv işlevi belirleme çalışması yürütmüştür [12]. Burada amaçları, hem uzuv işlevlerini yüksek doğrulukla belirleyebilecek hem de pratik uygulamalarda kullanılabilecek kadar küçük zaman gecikmesine sahip bir kontrol kartı tasarımı yapmaktır. Çalışma kapsamında dirsek altı kol bölümü kesilmiş olan ve dirsek üstü %90 kas kaybına sahip bir hasta kullanılmıştır. 8 bit Intel

8080 mikroişlemcili bir kart ile birlikte tek bir elektrot çifti kullanılarak 15 ila 20 milisaniye içerisinde elde edilen sonuçlarda uzuv işlevleri %85 başarı ile ayırt edilebilmiştir.

S. Lee ve G. N. Saridis 1982 yılında, EMG verilerinden uzuv hareketinin yanı sıra hız bilgisinin de gerçek zamanlı olarak alınabilmesine yönelik bir çalışma yürütmüştür [13]. Protezin online kontrolü için geliştirilen sistem, hareket ve hız tahmini yoluyla yüksek düzeyde karar verme, öğrenme ve kontrol ortamı ile etkileşim gibi fonksiyonel yetenekleri karakterize edebilecektir. Ayrıca hastanın az bir eğitimle protezi zahmetsizce kontrol etmesine yönelik bir yaklaşım sergilenmiştir. Öncelikle olasılıksak bir model olan EMG verilerinin integral mutlak değeri özellik uzayında formüle edilmiş, ardından bu veriye bağlı sınıflandırma için varyans ve sıfır geçişler arasındaki ilişkinin belirlenmesi amacıyla örnek olasılık yoğunluk fonksiyonu türetilmiştir. Hesaplama sadeliği ve desen sınıflandırılması için sayısal bir sıralı karar prosedürü tasarlanmış, hata olasılığının üst sınırı ve örnek gözlemlerin ortalama sayısı araştırılmıştır. Kombine bir harekette yer alan her hareket ve hız verisinin ayrıştırılması için bir ayrıştırma kuralı formüle edilmiştir. Deneysel çalışmalar sonucunda, önerilen teori ve prosedürler doğrulanmıştır.

M. Yamada, N. Niwa ve A. Uchiyama 1982 yılında çok fonksiyonlu bir el protezinin kontrolü ve gerçek zamanlı çevrimiçi simülasyonuna yönelik bir çalışma gerçekleştirmiştir [14]. Bu çalışmada, EMG sinyallerinin edinimi, analizi ve sınıflandırılmasında bir bilgisayar; el protezinin simüle edilmesinde ise farklı bir bilgisayar kullanılmıştır. Ön kolun uygun olan üç bölgesinden alınan EMG sinyallerinden üç genlik ve üç frekans bileşeni türetilmiştir. Kullanıcının yaptığı, önceden belirlenmiş altı hareket; doğrusal diskriminant analiz yöntemine dayanan bir model tanıma tekniği kullanılarak sınıflandırılmıştır. Sağlıklı yetişkinlerde yapılan deneyler sonucunda tanıma oranının %90'ın üzerinde olduğu ve bazı vakalarda %100 başarı sağladığı görülmüştür. Protezin kontrolü ile birlikte online simülasyon ekranda görüntülenmiştir.

B. Aeyels ve arkadaşları 1995 yılında, sürekli değişken dirençli moment sağlayan manyetik parçacık freni ile donatılmış bir dizüstü ampute protezi geliştirmeyi amaçlamışlardır [15]. Bu protezde, bir mikrobilgisayar ve birkaç sensör protez ayağının altındaki basıncı, kaslardan gelen EMG sinyalini ve buna bağlı olarak diz açısını ölçer. Mikrobilgisayar; yürüyüş moduna, yürüyüş hızına ve diğer hareket koşullarına göre frenleme momentinin otomatik olarak ayarlanmasını sağlar. Yapılan testler sonrasında, eğitim verilen ampute bireylerin protezi

kullanabildiği görülse de hem çeşitli çevre/yürüme şartlarına uyum açısından kontrol algoritmasının daha optimize hale getirilmesi gerektiği hem de kapsamlı eğitim ihtiyacının giderilmesi gerektiği anlaşılmıştır.

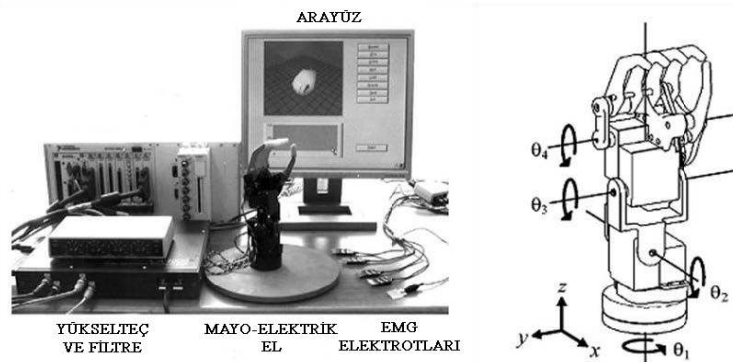
R. Okuno, M. Yoshida ve K. Akazawa 1996 yılındaki çalışmalarında, insan nöromüsküler kontrol sistemi dinamiklerine ve parmak kası mekanik özelliklerine sahip tek aktüatörlü ve üç parmaklı yeni bir protez el geliştirmeyi amaçlamışlardır [16]. Bu çalışmada EMG sinyalleri bir çift ön kol kasından alınmış ve nöromüsküler kontrol sisteminin non-lineer özellikleri parmak hareketi üzerinde bir dc-servo pozisyon kontrol sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda başarılı bir şekilde insan kas ve gerilme refleksinin dinamik özelliklerini simüle eden yeni tip bir miyoelektrik protez el geliştirilmiştir. Geliştirilen elin yararlılığı hem sağlıklı bireyler hem de ampute bireyler ile yapılan deneylerde kanıtlanmıştır. Bireyin protez eli gönüllü olarak kontrol edebildiği ve yumuşak bir objeyi başarılı bir şekilde kavrayabildiği görülmüştür.

K. Kiguchi ve arkadaşları 2001 yılına ait bir çalışmalarında özellikle bedensel olarak zayıf insanlarda hareket desteği sağlamak amacıyla bulanık nörokontrol yöntemini kullanan tek serbestlik dereceli bir dış iskelet tasarlamayı amaçladılar [17]. Yapılan çalışmada dış iskelet robot sisteminin açıl pozisyonu, belirsiz bir biyolojik sinyal olan EMG verilerinin bulanık nörokontrol yönteminin uyarlama yeteneği ile incelenmesi sonucu elde edilmiştir. Yapılan deneyler, yöntemin etkinliğini göstermiş ve dış iskelet sisteminin dirsek rehabilitasyonunda kullanılması önerilmiştir. Bu çalışma sayesinde EMG verilerinin, askeri veya endüstriyel ağır yük taşımacılığı uygulamalarında insan kas gücünün artırılması yönünde kullanılabileceği çıkarımı yapılabilir.

S. Morita, T. Kondo ve K. Ito 2001 yılında yaptıkları bir çalışmada yeni bir yaklaşımla protez elin kontrolü için gerekli verileri ham EMG verilerinden yapay sinir ağı kullanarak elde etmeyi amaçlamışlardır [18]. Öğrenme sistemi bir hata geri bildirim öğrenme şemasına dayanmaktadır. Deneylerde elin dinamik modeli ve protez el kullanılmıştır. Bu yeni yaklaşım, geleneksel yöntemlere kıyasla daha karmaşık hareketlerin gerçekleştirilmesini mümkün kılmaktadır. 2005 yılında benzer bir çalışma M. Mulas, M. Folgheraiter ve G. Gini tarafından da yapılmıştır [19]. Bu çalışmada, tasarlanan protezin el rehabilitasyonunda kullanılması ve internet üzerinden terapist tarafından takip edilebilmesi amaçlanmış ve çalışmada başarıya ulaşılmıştır.

2005 yılında K. Naruse, S. Kawai ve T. Kukichi'nin yaptıkları çalışmada 2001 yılında K. Kiguchi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya benzer olarak kullanıcının ağır bir nesneyi kaldırmasına yardımcı olacak bir dış iskelet tasarımı yapılması amaçlanmıştır [20]. Bu çalışmada, alt sırt bölgesini destekleyici bir tasarım yapılmış ve 60kg'lık yükün 30°lik bir sırt açısı ile kaldırılması deneyi yapılmıştır. Deney sırasında sırt desteği ile alınan EMG verilerinin genliğinde sırt desteği olmadan alınan EMG verilerine kıyasla azalma olduğu görülmüştür. Bu durum tasarımın işlevselliğini kanıtlamaktadır. Benzer bir dış iskelet tasarımı 2007 yılında H. He ve K. Kiguchi tarafından fiziksel olarak zayıf kişilerin hareketine yardımcı olmak amacıyla alt vücut bölgesine uygulanmış ve çalışma deneyler sonucunda doğrulanmıştır [21]. Bu çalışmada ham EMG verilerinden hareket tahmini yapılmasında nörokontrol yöntemi uygulanmıştır. Yine 2009 yılında H. Yan ve arkadaşları tarafından yürütülen benzer bir çalışmada EMG sinyallerine dayalı gelişmiş bir insan-makine arayüzü oluşturulması ve elde edilen kontrol komutları ile prototip dış iskeletin (üst kol protezi) sürülmesi amaçlanmaktadır [22]. Yapılan deneyler sonucunda başarıya ulaşılmıştır.

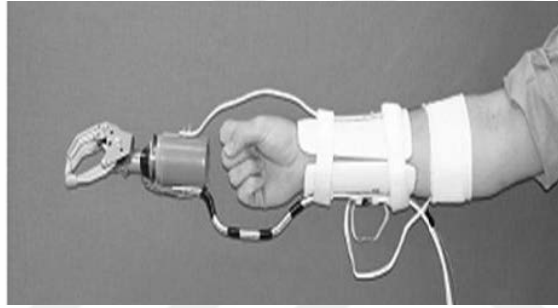
Chu ve arkadaşları tarafından 2006 yılında 21 kişi üzerinde yapılan bir çalışmada dört kanallı sEMG sinyali ile dört serbestlik dereceli sanal protez el denetlenmiştir [23]. Sinyalden ilk olarak dalgacık dönüşümü ile öznitelik vektörü çıkarılmış, doğrusal analiz ile boyut azalımı yapılarak çok katmanlı algılama sınıflandırıcısı ile hareket sınıflandırılmıştır. Kullanılan yöntemlerde %95'in üzerinde başarı sağlanmıştır. Deney düzeneği ve protez elin kinematik modeli Şekil 1.1'de görülebilir.



Şekil 1.1 Deney düzeneği (solda), 4 DOF mayo-elektrik el (sağda).

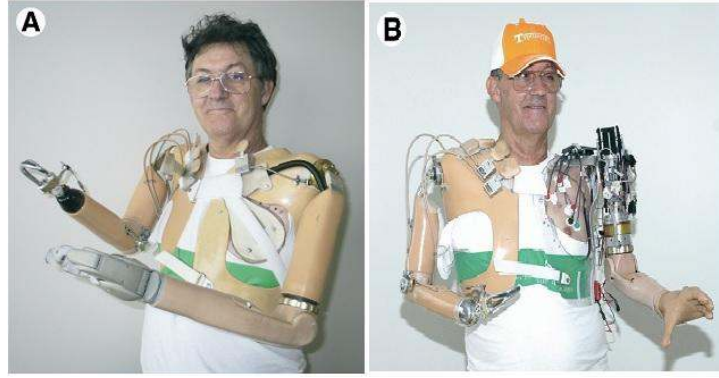
Farnell ve arkadaşları 2007 yılındaki çalışmalarında PHABS olarak adlandırılan protez eli kullanmışlardır [24]. Protez ele ait görsel Şekil 1.2'de verilmiştir. Deney düzeneğinde

denetleyici algoritma olarak çok düşük bir gecikme (1ms) ile denetime imkân veren ve Hosmer-Dorrance Corp. tarafından da kullanılan mayo-darbe denetimi seçilmiştir. Mayo-darbe denetimi, EMG işaretinin mutlak ortalamasının daha önceden tanımlı eşik değerleri ile karşılaştırılması mantığıyla çalışır. EMG işareti belirlenen eşik değerleri arasında ise aktüatöre gönderilecek değer “0”, eşik değerin üzerinde veya altında ise aktüatöre gönderilecek değer “1”dir. Farnell en uygun denetleyici gecikme süresini bulmak için PHABS ile bir kutudaki küplerin aradaki engel aşılarda diğer kutuya bir dakika içerisinde konduğu kutu-engel deneyini gerçekleştirmiştir. Deneyler 0-300ms gecikme sürelerine sahip yedi farklı denetleyici ve iki farklı aktüatör hızında yapılmıştır. Bu deneysel ölçümler sonucunda protez el için en uygun denetleyici gecikme süresinin 100-125ms arasında olduğu belirlenmiştir.



Şekil 1.2 PHABS protez el.

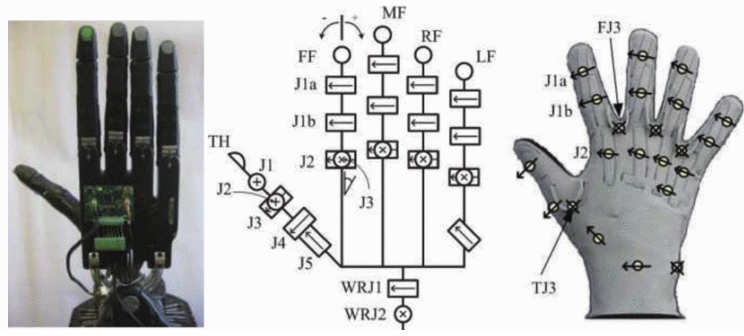
Miller ve arkadaşlarının 2008 yılında omuz itibariyle ampute bireyler üzerinde yaptıkları çalışmada 6 DOF protez kolun gerçek zamanlı kontrolünü hedeflemişlerdir [25]. Bu çalışmada denek olarak kullanılan ampute bireylerde kolu denetleyen sinirler cerrahi bir operasyonla göğüs üzerindeki kaslara aktarılmış, ancak ilk çalışmalara ameliyattan iki yıl sonra başlanabilmektedir. Deneklere bardak tutma, raflara nesneleri yerleştirme, kutular arasında nesneleri taşıma ve mandal tutturma hareketleri yaptırılmış; değerlendirme ölçütü olarak ise hareket seçme zamanı, hareket tamamlama zamanı ve hareket tamamlama başarısı kullanılmıştır. Çalışmalar sonucunda denekler; 6 serbestlik derecesi, kuvvet algılayıcıları ve omuz anahtarı olan protez kolun denetiminde iyi bir başarıyı göstermişlerdir [25,26]. Bu çalışmalarda kullanılan deneysel düzenekler Şekil 1.3’te görülebilir.



Şekil 1.3 A) 3 DOF protez, B) 6 DOF protez.

Hioki ve Kawasaki 2009 ve 2012’de yaptıkları çalışmalarda sEMG işareti ile parmak açısını kestirmeye çalışmışlardır [27, 28]. EMG işaretini (aktif sEMG elektrotları ile) 2009 yılındaki çalışmalarında tek bir denek üzerinde sekiz farklı önkol kasından, 2012 yılındaki çalışmalarında beş farklı denek üzerinde dört farklı önkol kasından, eklem açısını ise her iki deneyde de ele giydirilen “Cyber Glove” marka eldiven üzerinden almışlardır. Deneylerde; 2-5. parmaklarla eli kapama, el açıkken başparmağı hareket ettirme, serbest konum ve yumruk yapma hareketleri kullanılmıştır. Çalışmalarda kullanılan iki tip yapay sinir ağı sisteminden birinci tipi dinamik sistemlerin eğitiminde kullanılmayan, ikinci tip ise giriş için zaman gecikme çarpanı ve özyinelemeli olan dinamik sistemlerin eğitiminde kullanılan sistemdir. Parmak eklem açılarının tahmini yönünden iki sistem karşılaştırıldığında deney sonuçlarına göre tip iki sistem tip bir sisteme göre daha iyi bir tahmin başarımı sağlamıştır. Ayrıca dört kanallı sistem %7,1-11,8 ortalama hata oranıyla, Smith ve arkadaşlarının 2008 yılında benzer şartlarda yaptıkları on beş kanallı sistemin [29] sonuçları ile yaklaşık olarak aynı doğruluktadır.

B. A. Kent ve E. D. Engeberg 2011 yılında fonksiyonel bir robotik el ve iki girişli EMG tabanlı bir kontrol algoritması üzerine bir çalışma yürütmüşlerdir [30]. Bu çalışma, işaret parmağı ile bir yazım fonksiyonuna ek olarak hem güçlü tutma hem de yanal kısıtma kavramlarının kontrolüne de izin verir. Uygulanan kavrama kuvveti kontrol edilirken aynı anda bilek hareketinin oransal kontrolü de mümkün olmuştur. Deneysel sonuçlar, beş farklı görevi gerçekleştiren dört farklı insan denek aracılığıyla elde edilmiştir. Sonuçta yetenekli ve gerçekçi hareket sağlanabilen bir kontrolör, algoritma ve protez el tasarımı ortaya konulmuştur. Robotik elin tasarımı Şekil 1.4’te görülebilir.



Şekil 1.4 B.A.Kent ve arkadaşlarının robotik el tasarımı.

J. Cannan ve H. Hu 2012 yılında içerisinde Gyro sensörü ve EMG sensörü barındıran giyilebilir bir prototip kol bandı üzerinde çalışmışlardır [31]. Bu çalışmada amaç, engelli veya engelsiz bireylerin bilgisayar, telefon, robotik kol vb. kablosuz bağlantı sağlanabilen sistemleri el hareketleri aracılığıyla kontrol edebilmesini sağlayacak düşük maliyetli bir cihaz geliştirmektir. Deneysel çalışma sonucunda istenen çıktılar elde edilmiş ve çalışma başarıyla tamamlanmıştır. Bu çalışmanın ticari bir sürümü olan “Myo Armband” birkaç yıl sonra satılabilir bir ürün olarak piyasaya çıkmıştır. Her iki ürüne ait görseller Şekil 1.5’te görülebilir. 2012-2018 yılları arasında ise bu ürün kullanılarak birçok bilimsel çalışma gerçekleştirilmiştir [32-37].



Şekil 1.5 Myo Armband (solda), J.Cannan ve H.Hu'nun çalışması (sağda).

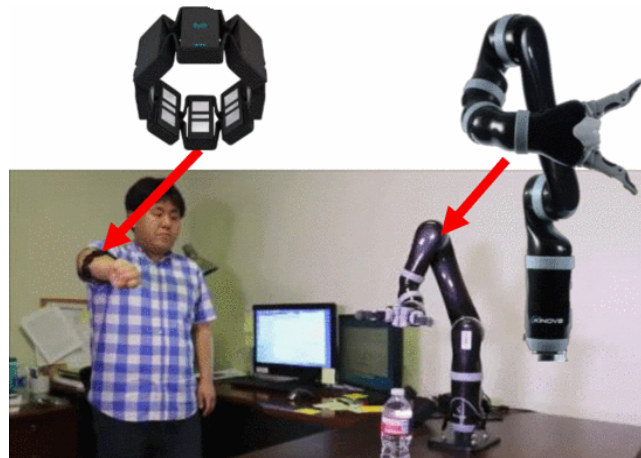
Sidek ve arkadaşları 2012 yılındaki çalışmalarında başparmaktan alınan sEMG verilerini YSA’nda işleyerek protez başparmak için eklem açısı ve kuvvet bilgilerini kestirmeye çalışmışlardır [38]. Deneysel düzenek Şekil 1.6’da görülebilir. EMG işareti el üzerinde Adductor Pollicis, Fleksör Pollicis Brevis, Abductor Pollicis Brevis ve First Dorsal Interosseous kaslarından aktif sEMG elektrotları ile alınmıştır. Deney parametrelerinde başparmak açı değerleri 0, 15, 30, 45 derece ve kuvvet değerleri %25, %50, %75, %100 olarak alınmıştır.

Alınan verilerin %30'u test %70'i YSA'nın eğitimi için kullanılmış, YSA'da ağırlıklar ise Levenberg-Marquart algoritması kullanılarak ayarlanmıştır. Çalışma sonucunda YSA'dan alınan açı ve kuvvet değerlerine bakıldığında; küçük bir kısımdaki sapmalar haricinde hatanın çok küçük olduğu görülmüş ve YSA'nın sEMG verilerini dört farklı güç ve başparmak açısı için başarılı bir şekilde sınıflandırdığı sonucuna varılmıştır.



Şekil 1.6 Sidek ve arkadaşlarının kullandığı deneysel düzenek.

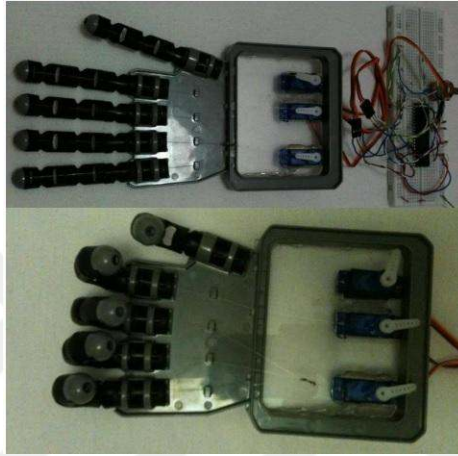
S. Shin, R. Tafreshi ve R. Langari 2017 yılında içerisinde Gyro sensörü de barındıran Myo Armband kullanarak 6 DOF bir robotik kolun dinamik kontrolüne yönelik insan-makine arayüzü (HMI) geliştirilmesi üzerine çalışma yürütmüştür [39]. Bu çalışma Şekil 1.7'de görülebilir. Çalışma sonucunda miyoelektrik arayüzün ortalama gerçek zamanlı sınıflama doğruluğu %95 olarak ölçülmüştür.



Şekil 1.7 S. Shin ve arkadaşlarının HMI üzerine çalışması.

Akgün ve arkadaşları 2013 yılındaki çalışmalarında sonlu durum makinesi (Finite State Machine-SDM) yöntemi kullanarak günlük ihtiyaçların büyük çoğunluğunu

karşılayabilen altı farklı kavrama ve pozisyon hareketini gerçekleştiren bir robotik el protezi geliştirmeyi amaçlamışlardır [40]. Ön kolda fleksör karpi radialis, ekstansör karpi radialis ve brakioradialis kasları olmak üzere üç noktadan sEMG elektrotu ile alınan sinyaller SDM yöntemi ile analiz edilmiş ve Matlab ortamında bulunan “Real Time Windows Target (RTW)” üzerinden analog çıkış alınarak prototip ele gönderilmiştir. Deneylerde beş ayrı sağlıklı denekten alınan EMG işaretleri kullanılmıştır ve dört farklı el durumu gerçekleştirilmiştir. Deneysel düzenek Şekil 1.8’de görülebilir.

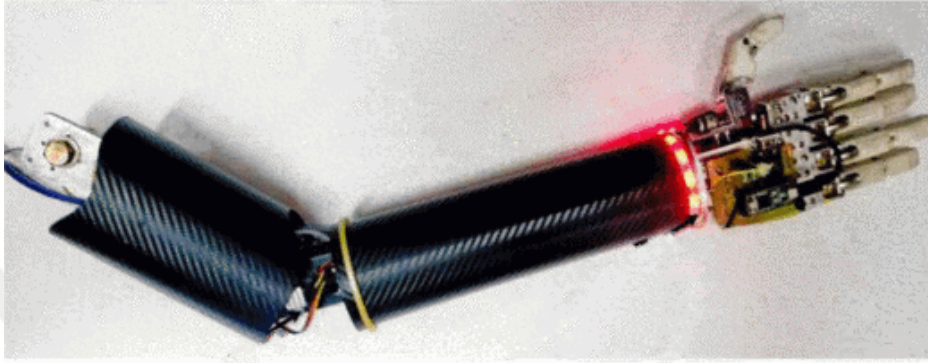


Şekil 1.8 Akgün ve arkadaşlarının kullandığı deneysel düzenek.

Taşar ve arkadaşları 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada Olimex firmasının ürettiği aktif sEMG elektrodunu kullanarak önkol brakioradialis kasından EMG sinyallerini gerçek zamanlı olarak almış ve Arduino Mega geliştirme kartı aracılığıyla Matlab Simulink programına aktarmışlardır. Alınan sinyaller matlab ortamında ön işlemden ve bant geçiren filtreden geçirilerek gürültülerden arındırılmıştır. Matlab Simulink ortamında, her parmak için fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yapabilecek şekilde 14 DOF el simülatörü tasarlanmış ve işlenen EMG sinyali bu simülatöre kontrol girişi olarak uygulanmıştır. Sanal ele; el açma hareketi brakioradialis kasının kasılması ve el kapama hareketi de brakioradialis kasının dinlenme durumlarında olacak şekilde el açma/kapama hareketi yaptırılmış ve deney başarı ile sonuçlandırılmıştır [41].

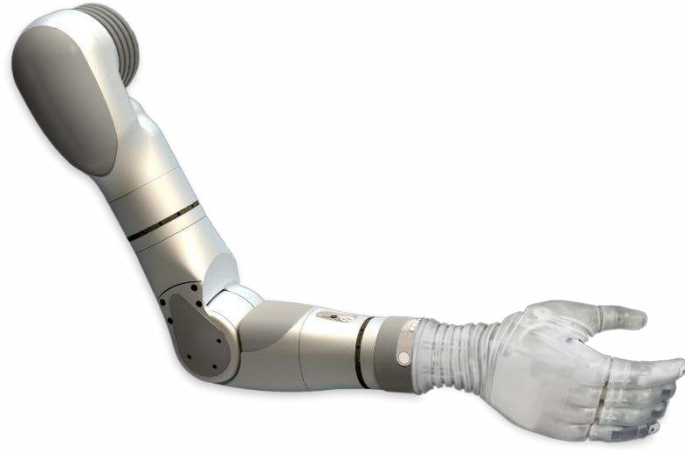
I. Ruhunage ve arkadaşları 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada EMG ve EEG sinyallerinin kombinasyonunu kullanarak kontrol edilen bir kol protezi geliştirmişlerdir [42]. Bu protez, 1 DOF dirsek eklemi ve 6 DOF el protezinden oluşmaktadır. Çalışmada dirsek ekleminin kontrolü için EMG verilerinin işlenmesinde bulanık nörokontrol tabanlı bir yöntem

kullanılmıştır. El protezini kontrol etmek için ise EEG verileri SSVEP bazlı bir yöntemle incelenmiştir. Çalışma kapsamında EEG-SSVEP sinyallerini sınıflandırmak için basit ama etkili bir eşik tabanlı yöntem geliştirilmiştir. Deneylerden elde edilen sonuçlar kullanıcıların dirsek ve el açma/kapama hareketlerini amaçlanan yöntemlerle etkin bir şekilde kontrol edebildiğini göstermiştir. Tasarlanan kol protezi Şekil 1.9’da görülebilir.



Şekil 1.9 I.Ruhunage ve arkadaşlarının tasarladığı kol protezi.

DARPA’nın DEKA Research and Development Corporation ile birlikte 2009 yılında geliştirmeye başladığı “Revolutionizing prosthetics” projesinde amaç savaş yaralanmalarında uzuv amputasyonuna uğrayan askerlerin tedavi ve rehabilitasyonlar neticesinde doğal el ve kol hareketlerini gerçekleştirebilecekleri bir protez kol çalışmasıyla yeniden hayata kazandırılmasıydı [43]. Protez kolda ivme, jiroskop, EMG ve EEG sensörleri ile bilgi alımının yanı sıra duyuların restorasyonu amaçlanarak tıbbi operasyonlar vasıtasıyla beyne bağlanan sensörler ile hastaya uzuvlardan geri bildirim sağlanması üzerine çalışmalar yürütülmüştür. Yapılan çalışmalar sonrası ilk prototipler, kullanıcıların aynı anda birden fazla eklemi kontrol etmelerine olanak tanımakta ve basit, sezgisel kontrol sistemi sayesinde dingin el-kol hareketleri sağlamaktaydı. Yıllar süren çalışmalar neticesinde 2014’te fonksiyonel ve ticarileşebilir bir ürün çıkarılmış ve ürünün satışı için 2016 yılında Mobius Bionics kurulmuştur. Bu firma günümüzde 10 DOF omuz altı ampute protez kolu satmaktadır [44]. Protez kola ait görsel Şekil 1.10’da görülebilir. Protez kolunun kontrolü için ivme-jiroskop sensörü, EMG sensörü ve basınç anahtarı gibi opsiyonlar sunulmaktadır. Protez kol şu an anahtar ile kapı açmaktan matkap kullanımına kadar birçok hareketin yapılabilirliğini desteklemekte ve titreşim geri bildirimi sağlamaktadır.



Şekil 1.10 Mobius Bionic firmasına ait 10-DOF protez kol.

EMG sinyallerinin yapısı, oluşumu, ölçülmesi, işlenmesi, filtrelenmesi, analizi, sınıflandırılması ve Mekatronik sistemlerde kullanılması ile ilgili olarak literatür taraması yapılmıştır. Bu araştırmada EMG sinyallerinin tıp alanında hastalıkların teşhis-tedavisinde ve biyolojik yapıların anlaşılmasında kullanıldığı, mekatronik ile olan ilişkisinin ise protez uzuvlar, rehabilitasyon aletleri ve dış iskelet sistemleri olduğu görülmüştür. Ancak yaklaşık 100 yıldır EMG sinyallerinin edinimi ve kullanımı üzerine çalışmalar yapılmasına rağmen bu çalışmaların büyük çoğunluğu sinyallerin işlenmesi ve incelenmesi üzerine yürütülmüş; mekatronik ile alakalı olan protez ve dış iskelet sistemleri üzerine çalışmalar %3-5'lik bir oranla azınlıkta kalmıştır.

Son yıllarda literatürdeki başarılı protez çalışmalarının yanı sıra DARPA gibi büyük araştırma kurumları protez uzuvlar üzerine başarılı ticari çalışmalar yürütmüştür. Literatürde kısmen felçli hastaların rehabilitasyonu amacıyla dış iskelet sistemi geliştirilmesine yönelik birkaç çalışmada mevcuttur. Ancak ticarileşmiş bir çalışmayla karşılaşılmamıştır. Askeri ve/veya endüstriyel uygulamalarda EMG sinyalleri ile robotik sistemlerin ve dış iskelet sistemlerinin kontrolüne yönelik çalışmalarda literatürdeki birkaç deneysel çalışma ile sınırlıdır.

2. İNSAN KOLUNUN FİZYOLOJİSİ

İnsan vücudu birçok işlevsel sistemin birleşiminden meydana gelmektedir. Bu sistemlerin en önemlileri kas, sinir ve iskelet sistemleridir. Tez konusu kapsamında kas ve iskelet sistemi iki ana başlık altında incelenecektir.

2.1. Kas Fizyolojisi

Kaslar, uyarılabilen hücreler olan kas hücrelerinden meydana gelmektedir. Bu hücreler 1-50mm uzunluğunda ve 10-100µm çapında tüm kas boyunca uzayan lif yapısını oluştururlar. Vücut ağırlığının %40-50'sini oluşturan 600'den fazla kas yapısı iskelet sistemine destek olarak hareketi sağladığı gibi organların dış etmenlerden korunmasında ve birçok organın hayati işlevlerini yerine getirmelerine yardımcı olmaktadır [45-49]. Kasların karakteristik özelliği kimyasal enerjiyi (ATP) mekanik enerjiye dönüştürebilme yetenekleridir. Genel olarak kaslar kısalabilme, uzayabilme, gerilebilme, uyarılabilme ve elastisite (eski haline dönebilme) özelliklerine sahiptir. Kaslar bağlı oldukları yapıyı çekmek için grup olarak çalışır fakat itemezler. Bunun yerine zıt yöndeki diğer bir kas grubu çekme işlemi yaparak her iki yönde de hareketin gerçekleşmesini sağlar. Bu sayede hareket oluşumu, ısı üretimi ve iskelet bütünlüğünün sağlanmasında görev alırlar. Kaslar temelde sinir hücreleri aracılığıyla uyarılarak aktif edilirler. Ancak bunun yanı sıra dışarıdan gelecek elektriksel ve mekanik uyarılara da cevap verirler.

2.1.1. Kas Çeşitleri ve Yapısı

Kaslar yapı ve çalışmalarına göre iki grupta değerlendirilir. Kasları çalışmalarına göre sınıflandırmak çok genel bir tanımlama oluşturmaktadır. Bu nedenle kasların iç yapısı ile ilgili daha detaylı tanımlama ve incelemeler yapabilmek amacıyla literatürde yaygın olarak yapılarına göre sınıflandırma tercih edilmektedir. Kaslar çalışma şekilleri bakımından istemli çalışan kaslar ve istem dışı çalışan kaslar olarak iki sınıfa ayrılır. İstemli çalışan kaslar genel olarak iskelet sistemi kaslarıdır. Bu kas türü, sinir hücreleri aracılığıyla iletilen istemli hareket komutlarının yerine getirilmesinde görev alır. İstem dışı çalışan kaslara ise temel olarak kalp kası ve düz kaslar örnek verilebilir. Bu kas türü, yine sinir hücreleri aracılığıyla iletilen ve bilinçsiz/kontrolsüz olarak yerine getirilen kalp atımı, öğürme gibi görevlerin yerine

getirilmesini sağlar [45]. Yapılarına göre kaslar ise düz kaslar, çizgili kaslar ve kalp kası olarak üç grupta incelenmektedir [48, 50, 51]. Kasların tiplerine göre özellikleri Tablo 2.1’de görülebilir.

Tablo 2.1 Kas tipleri ve özellikleri.

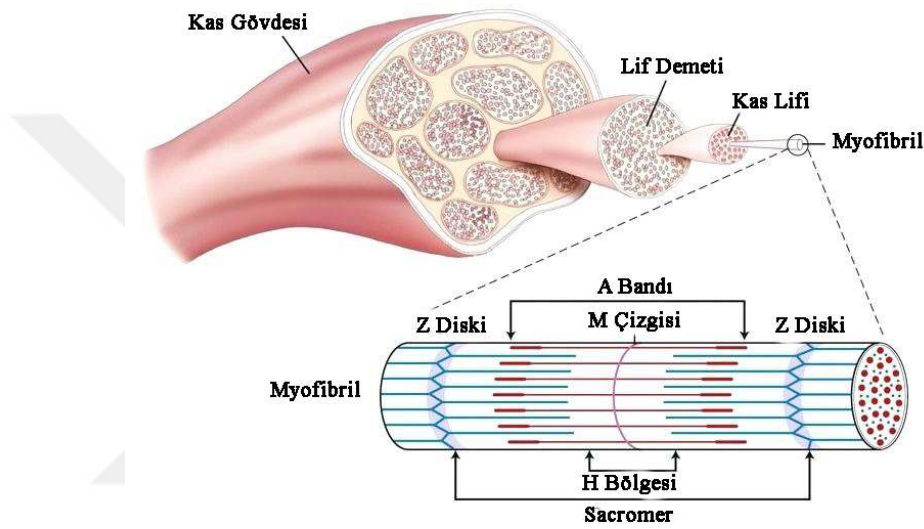
Kas Tipi	Bulunduğu Yer	Kasılma Şekli	Lif Tipi	Çizgilenme Şekli	Görevi
Çizgili Kas	İskelete yapışan kaslar	İstemli	Uzun silindirik	Belirgin enine çizgilenme	*İskeletin hareketi *Postürün sağlanması *Isı üretimi
Düz Kas	Sindirim, solunum ve üriner sisteme ait içi boş organların duvarları ve kan damarları	İstemsiz	İğcik şeklinde	Çizgilenme yok	İç organlarda ve damarlarda hareketin sağlanması
Kalp Kası	Kalp	İstemsiz	Kısa dallanmış	Çizgilenmiş	Kalbin hareketinin sağlanması

a) Çizgili (iskelet) Kaslar

Bu tez konusu ile ilgili olarak incelenen kol kasları çizgili kaslardır ve istemli çalışan kas türüne aittir. İskelet etrafını sardığı ve iskeletin hareketini sağladığı için iskelet kasları olarakta adlandırılır. İskelet ve omurilik için destek görevi görür. Hareket, diklik ve vücut şekli sağlar. Çizgili kaslar uç kısımlarından iskelete yapışık olarak bulunur. Uzun silindirik bir yapıya ve belirgin enine çizgilere sahiptir. Çok hızlı kasılıp gevşerler ve diğer kas türlerine nispeten çabuk yorulurlar. Somatik sinir sistemi tarafından aktif/deaktif edilirler. Sinir sisteminden gelen sinyal kasın bütünü boyunca iletilir. Kasların uyarılması ile oluşan kasılma-gevşeme hareketleri sırasında kimyasal enerjiyi mekanik enerjiye çevirirler.

Kas dokuları miyofibril adı verilen mikro ölçekli liflerden oluşur. Miyofibriller ise daha küçük yapıli miyoflamentlerden oluşmaktadır. Miyoflamentler boyut değıştiren proteinler olan Aktin, Myozin, Tropomiyozin ve Troponinden (Troponin I, Troponin T, Troponin C) meydana gelen kalın ve ince yapılara sahip uzantılardır [52]. Çizgili kasların temel yapısı Şekil 2.1’de gösterilmektedir. Çizgili kaslar demetli bir yapıya sahiptir. Kas gövdesini oluşturan en büyük demet fasciculus olarak isimlendirilir. Her bir fasciculus ise kas fiberlerinin birleşiminden ve kas fiberleri de miyofibrillerin birleşiminden meydana gelmektedir. Kas demetlerini çevreleyen yapıya epimysium, fasciculusları çevreleyen yapıya perimysium ve kas fiberlerini çevreleyen yapıya ise endomysium denmektedir [52].

Çizgili kaslar mikroskop altında incelendiğinde açık ve koyu renkli bantlardan oluştuğu gözlenmiştir. Açık renkli bantlar “I” bandı, koyu renkli bantlar ise “A” bandı olarak isimlendirilir. I bandının ortasında koyu “Z” bandı ve A bandının ortasında açık “H” bandı yer alır. “Z” bantlarının arasında yer alan kısım sakromer olarak isimlendirilir. Kasın kasılması durumunda “I” bandı ve “H” bandı kısalır, “H” bandı görünmez olur, “A” bandının ise boyunda bir değişiklik olmaz. İki “Z” bandı arasında ki mesafe kısalır, bu sayede kas boyu kısalmış ve kasılma gerçekleşmiş olur. Gevşeme durumunda ise kas kasılma öncesi durumuna geri döner [46, 48, 49]. Bu bantların detaylı görüntüsü Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1 Çizgili kasın iç yapısı ve bant yapısı.

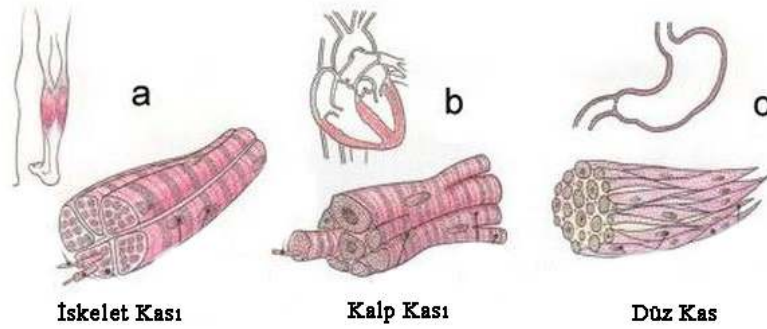
b) Düz Kaslar

Otonom sinir sistemi kontrolünde istemsiz hareket eden kas türüdür. Omurgalı canlılarda sindirim, solunum, dolaşım, ürogenital ve boşaltım sistemlerinin hareket yapısını oluşturur. Kasılmaları oldukça uzun süreçlerde gerçekleşebilir ve minimum enerjiyle uzun süreler kasılı olarak kalabilirler. Düz kaslar kısa lif yapılarına sahiptir. Hücre yapıları oval şekilli ve soluk renktedir, hücre merkezinde olan bir çekirdekte oluşmaktadır [47-49].

c) Kalp Kası

Kalp kasları çok gelişmiş istemsiz kaslardır. Yapı olarak çizgili kasa benzese de çalışma şekli çizgili kas gibi istemli değildir. Diğer kaslarda olduğu gibi sinir sisteminden uyarım alırlar ancak sinirsel uyarı yalnızca kasılma zamanını etkiler. Herhangi bir sinirsel uyarı olmadan da kasılma işlemini gerçekleştirebilirler. Kalp kasının çekirdeği kasın orta bölümündedir ve lifleri çizgili kaslardaki gibi düz şekildedir. Kalın ve kısa liflerden meydana

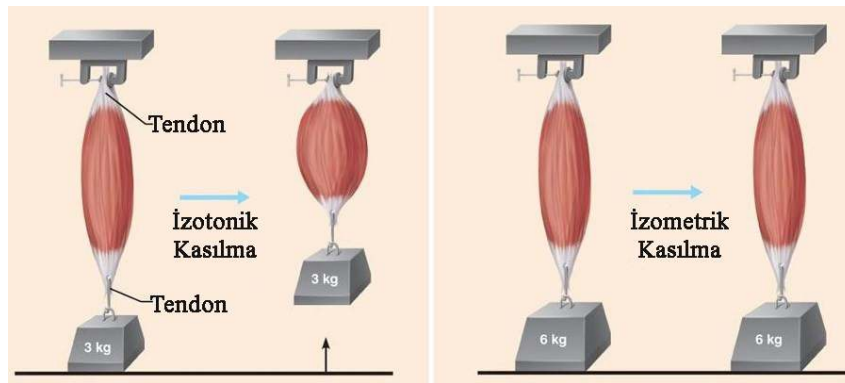
gelen çok yoğun bir ağ yapısı oluşturur. Kalp kası diğer kaslara nispeten daha çok oksijen ve enerjiye ihtiyaç duyar [48, 49, 51]. Çizgili kas, kalp kası ve düz kasın çekirdek yapısı Şekil 2.2’de görülmektedir.



Şekil 2.2 A) Çizgili kas, B) Kalp kası, C) Düz kas.

2.1.2. Kas Kasılması

Kasılma için gerekli uyarı motor siniri aracılığıyla kasın tamamına ulaştırılır. Gerekli uyarı bir elektrik akımı olarak dışarıdan da verilebilir. Kasılmalar, kas üzerinde ki yüke ve istemli hareketin durumuna göre statik veya dinamik şekilde gerçekleşebilir. Statik (izometrik) kasılmada kas şişerken boyu sabit kalır, dinamik (izotonik) kasılmada ise hem kas şişer hem de kas boyu kısalır. Her iki kasılmanın yapısına ait detay Şekil 2.3’te görülebilir. Kas üzerine bir uyartım uygulandıktan bir süre sonra (latent period) kas kasılır ve uyartım kaybolduktan bir süre sonra da gevşeme meydana gelir [55].



Şekil 2.3 Dinamik kasılma (solda), Statik kasılma (sağda).

Kasın kasılması sırasında oluşan kimyasal olayları şu şekilde özetleyebiliriz. Motor sinirlerinin kas liflerine ulaştığı noktalara motor uç plakları adı verilir. Motor sinirlerinden motor uç plaklarına uyartım geldiğinde sinir hücresi asetilkolin olarak adlandırılan kimyasallar kas hücresine salgılanır. Bası düz kaslar ise kimyasal haber ileticisi olarak noradrenalin

kullanılır. Bu kimyasal, sarkolemmada ki kapalı sodyum kanallarının açılmasını ve hücre içerisine sodyum girmesini sağlayarak hücre içerisinde elektriksel bir aktivitenin oluşmasına ve kasın uyarılmasına neden olur. Uyarılan hücrede, depolanan kalsiyum iyonları serbest bırakılır ve bir dizi kimyasal reaksiyon tetiklenmiş olur. Kas uyarım ile aktif duruma sokulduğunda glikojen depoları boşalır, oksijen reaksiyonu sonucunda karbondioksit açığa çıkar. Glikojen, pruvik aside parçalanırken yüksek enerjili ATP (Adenezin Tri Fosfat) moleküllerinde depolanan enerji açığa çıkar [46]. Pruvik asidin tekrar oksitlenmesi ile strik asit çevriminde (krebs döngüsü) karbondioksit, su ve ATP molekülleri sentezlenir. Oksijenin yetersiz kaldığı durumlarda ise pruvik asitten anaerobik reaksiyonla laktik asit sentezlenir ve yine enerji açığa çıkarılır. İlerleyen aşamada oksijen açığının kapanması ile birlikte üretilmiş olan laktik asidin 1/5'i oksitlenerek karbondioksit ve su ile enerji açığa çıkarır ve bu enerjide geri kalan laktik asidin glikojene dönüştürülmesi işleminde kullanılır [47, 51, 56]. Tüm bu kimyasal dönüşümler sonucunda ATP yıkımına sebep olunarak miyozin ipliklerinin aktin ipliklerinin üzerinde kayması sağlanmış ve kasın kasılması gerçekleştirilmiş olur.

Bu kimyasal dönüşümler sırasında üretilen enerjinin bir kısmı mekanik enerjiye bir kısmı da ısı enerjisine dönüştürülür. Çizgili kasların verimliliği %25'tir. Yani üretilen enerjinin yalnızca %25'i mekanik enerjiye dönüşür. Geri kalan kısım ise ısı enerjisi olarak kaybolur. Kalp kasları diğer kaslardan farklı olarak enerjilerini glikozdan değil yağdan sağlarlar. Bu sayede kandaki glikoz oranından etkilenmezler.

Kasın kasılması birçok farklı şekilde gerçekleşebilir. Bunlardan bazıları;

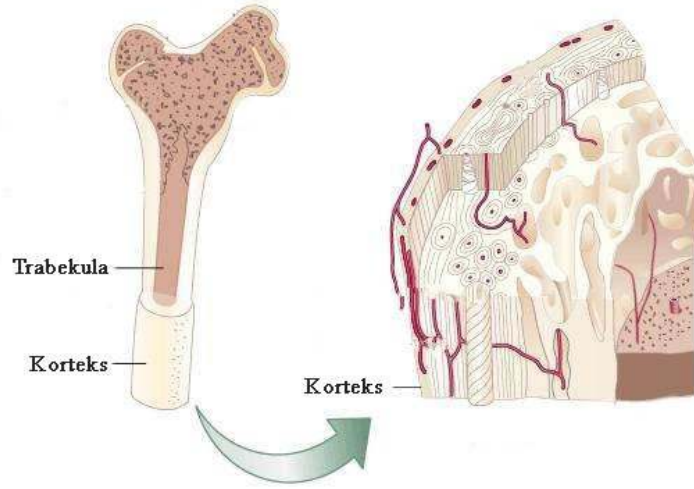
- Statik (izometrik) Kasılma: Kasın boyu kasılma süresince sabittir. Kas üzerinde ki gerilim ise sürekli artış gösterir. (Örn: Vücut katılığını sağlayan kasların kasılması.)
- Dinamik (izotonik) Kasılma: Kas üzerinde ki gerilim yüke bağlı olarak sabittir. Kasın boyu ise kısalır. (Örn: Bir cismin kaldırılmasını sağlayan kasların kasılması.)
- Darbe Kasılma: Önce kasın boyu kısalır, ardından kas üzerinde ki gerilim artar.
- Destekleme Kasılma: Önce kasın gerilimi artar, ardından kas boyu kısalır.
- Oksotonik Kasılma: Zamana bağlı olarak kas boyu kısalır, aynı zamanda kas üzerindeki gerilim de artar. Dirence karşı kasılma olarakta isimlendirilebilir.

- Konsentrik (concentrik) Kasılma: Kas sürekli gerilim altındadır, kas boyu kısalır. (Örn: Pozitif -yer çekimine zıt- yönde ağırlık kaldırmak.)
- Eksantrik (eccentrik) Kasılma: Kas sürekli gerilim altındadır, kas boyu uzar. (Örn: Negatif -yer çekimi ile aynı- yönde ağırlık kaldırmak.)

2.2. Kemik Fizyolojisi

Kemik; kemik doku, kemik iliği ve bunları çevreleyen bir bağ doku olan periosteum'dan oluşan damarlı ve sinirlerle donatılmış en sert vücut dokuların biridir. Kemiğin iki ana bileşeni olan kolajen ve kalsiyum fosfat kemiği kitin ve kabuk gibi diğer sert dokulardan ayıran en önemli malzemelerdir. Genellikle kemik dokusu, her bir kemiğin işlevine uygun şekil ve özellikte olmaktadır. Örneğin skapula (kürek kemiği) geniş yassı bir plaka şeklinde olup büyük kas kütleleri için çapa görevi görürken; femur (bacak kemiği), radius ve ulna (ön kol kemikleri) içi boş kalın duvarlı tüp şeklindedir, ağırlığı destekler veya kaldıraç görevi görürler. Bu farklı tip kemiklerin dış şekilleri temel yapılarından daha belirgin farklılıklar gösterirler. Kemiğin temel işlevleri; yumuşak dokuların korunması, akciğerin genişlemesi gibi mekanik hareketlerin yerine getirilmesi, vücut bütünlüğünün sağlanması, kan üretimi (kemik iliği) ve mineral depolanması olarak sıralanabilir. Tır, yaş ve kemik tipine bağlı olarak kemik hücrelerinin kemik hacmine oranı %15' geçmez. Olgunlaşmış kemiklerde bu oran genellikle %5 civarındadır. Yani kemik büyük oranda cansız hücrelerden ve hücreler arası maddelerden oluşan organik bir yapıdır [57].

Tüm kemikler korteks adı verilen düz, kompakt, değişken kalınlıkta ve sürekli bir dış katmana sahiptir. Bu katmanın hemen içinde trabekula adı verilen ve içerisinde kan damarları ile kemik iliği bulunduran kesişen plakalar ve spiküller ağı bulunur. Trabekula ağ yapısı minimum malzemeyle maksimum sağlamlık sağlayacak şekilde dizilmiş karmaşık bir çapraz destekler sistemidir. Kemiğin iç yapısı Şekil 2.4'te görülebilir.



Şekil 2.4 Kemik iç yapısı.

2.3. İnsan Kolu Kas ve Kemik Haritası

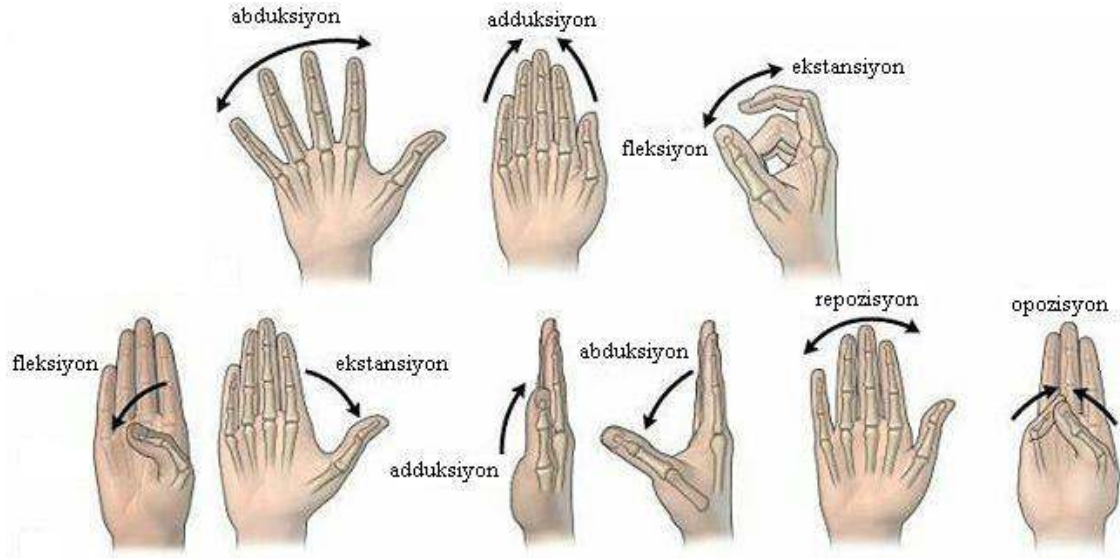
İnsanın çevresinde ki canlı/cansız varlıklarla etkileşiminde ve bedenimizde çeşitli hareket ve işlevlerin yerine getirilmesinde el ve kolun hayati bir rolü vardır. Bilek, dirsek ve omuz eklemleri insan vücudunda yer alan en hareketli eklemler olup elin geniş bir alanda ve işlevsel şekilde konumlandırılmasına imkân sağlamaktadır. Merkezi sinir sisteminin en uzağında bulunan uç organlardan biri olarak el ve kolun işlevsel özellikleri oldukça fazla gelişmiştir. Elin, insanın kendisini ifade edebilmesini sağlayan duyu işlevlerinin yanı sıra çok sayıda tutma ve kavrama yetisi de bulunmaktadır. Yaşamsal faaliyetlerimizi yerine getirirken cisimler ve canlılara temas ederek şekillerini algılayabilir, sıcaklık ve titreşim gibi bilgilere erişebiliriz. Bunların yanı sıra yazı yazma, jest ve el aleti kullanma gibi insan yaşamında ki sayısız faaliyeti el ve kol sayesinde gerçekleştiririz. El ve kol çok sayıda kas, tendon, kemik ve bağlar gibi hareketli ve sabit yapılardan meydana gelmiş; birçok karmaşık işi yerine getirebilme kapasitesine sahip anatomik bir sistemdir. Koordineli olarak çalışan bu kas ve dokular bütünü elin tam bir uyum içinde ve hassasiyetle işlevlerini yerine getirmesini sağlamaktadır. Bir cismin kuvvetle ya da aksine hassasiyetle kavranmasını gerektiren durumlarda ele ve ön kola yerleştirilmiş kaslarla bu hareketleri kolaylıkla yapabiliriz [58-60].

Elin ve kolun olağanüstü algılama ve hareket yeteneğinin sebeplerinden biri de beyinde bu uzuvları kontrol eden nöronların kapladığı alan ve beyin ile el arasında ki çok sayıda sinir bağlantısıdır. Bu alan bütün ayak için ayrılan alandan 10 kat büyük ve tüm duyu organlarının kapladığı alana eşit boyuttadır [61].

2.3.1. Eklem Hareket Çeşitleri

Kol kas ve kemiklerinin işlevlerini öğrenmeden önce eklemlerin hareket tiplerini bilmek oldukça önemlidir. Üst ekstremitte uzuvlarının hareketleri, hareketin yapısına ve yönüne göre çeşitli şekillerde olabilmektedir. Üst ekstremitede ki omuz, dirsek, bilek ve parmak eklemlerinin hareketleri incelenirken kullanılacak terimler şu şekildedir [62]:

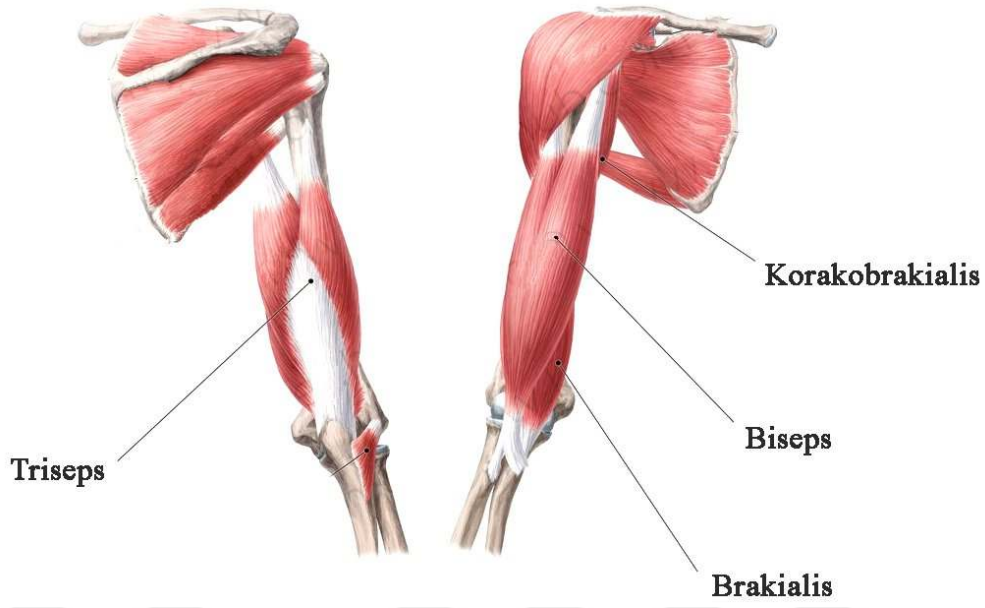
- **Fleksiyon:** İki uzvun düz durumdan ayrılarak birbirlerine doğru yaklaşımları hareketidir. Parmakların içe doğru bükülmesi bu duruma örnektir. Diz eklemi hariç tüm eklemlerde fleksiyon hareketi öne doğru yapılmaktadır.
- **Ekstansiyon:** İki uzvun birbirine yakın durumdan uzaklaşarak düz bir hal almaları hareketidir. Fleksiyon hareketinin tersi olarakta tanımlanabilir. Parmakların dışa doğru bükülerek düz bir hal alması bu duruma örnektir. Diz eklemi hariç tüm eklemlerde ekstansiyon hareketi geriye doğru yapılmaktadır.
- **Abduksiyon:** Dışa çekme, orta çizgiden uzaklaşma şeklinde tanımlanabilir. Parmakların yana doğru birbirinden uzaklaşması hareketidir.
- **Adduksiyon:** İçe çekme, orta çizgiye yaklaşma şeklinde tanımlanabilir. Abduksiyon hareketinin tersidir. Parmakların yana doğru birbirlerine yaklaşması hareketidir.
- **Supinasyon:** Bir uzvun kendi boyuna eksenini etrafında dışa doğru dönme – dışa rotasyon olarak tarif edilebilir. Dirseğin; ön kol ve avuç içi yukarı bakacak şekilde dışa doğru döndürülmesi bu duruma örnektir.
- **Pronasyon:** Bir uzvun kendi boyuna eksenini etrafında içe doğru dönme – içe rotasyon olarak tarif edilebilir. Supinasyon hareketinin tersi olarak tanımlanabilir.
- **Sirkumduksiyon:** Diğer altı çeşit hareketin bileşimi şeklinde tanımlanan dairesel harekettir. Bu hareket sadece küresel yapıya sahip omuz ve kalça eklemlerinde gerçekleştirilebilir. Anatomik hareketler Şekil 2.5'te görülebilir.



Şekil 2.5 Anatmik el hareketleri.

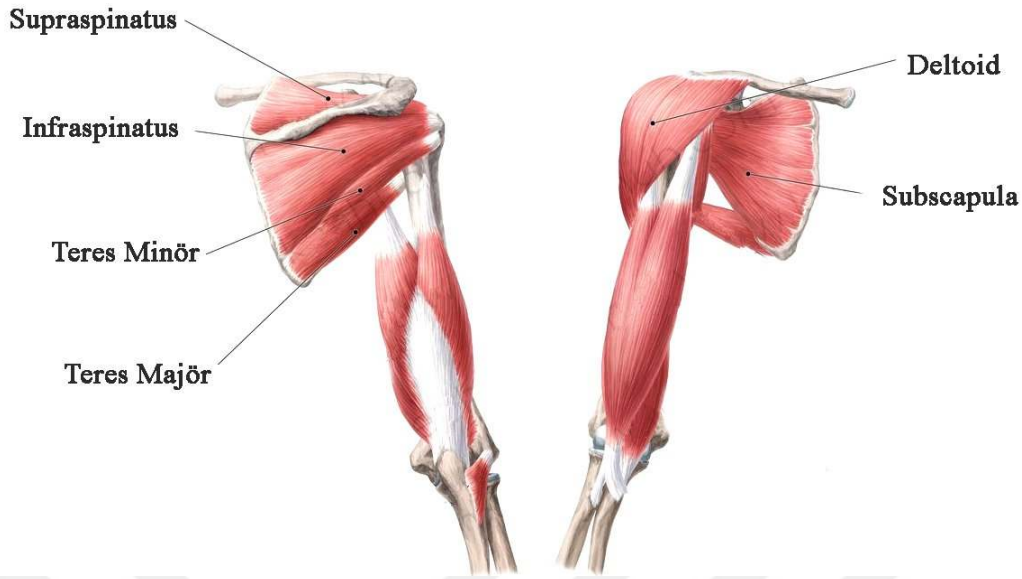
2.3.2. Kol Kas Haritası

Literatürde omuz ekleminde dirseğe kadar uzanan kısım kol, dirsekten bileğe kadar uzanan kısım önkol olarak isimlendirilmekle birlikte bazı kaynaklarda bu iki kısmın tamamı da kol olarak isimlendirilmektedir. Kolda dört farklı kas bulunmaktadır. Bunlardan ön tarafta olanları Biceps, Brakialis ve Korakobrakialis; arka tarafta olan kas ise Triseps kasıdır. Bu kaslardan en önemlileri biceps kası ve triseps kasıdır. Biceps kası omuz ekleminde iki başlı bir kas olarak başlar ve dirseğin 7-10 cm üzerinde birleşerek tek kas olarak sonlanır. Bu kas, kol sabit ise ön kola, ön kol sabit ise kola fleksiyon hareketini yaptırır. Triseps kası kolun arka yüzünde yer alan üç başlı bir kas ve kolun en güçlü ekstansiyon hareketi yaptırır. Biceps ve Triseps kasları birbirinin zıttı hareketleri yaptırırlar. Bu tip kas çiftleri agonist-antagonist kas çiftleri olarak adlandırılır. Agonist kas hareketi gerçekleştirirken, antagonist kas agonist kasın zıt yönüne doğru bir kasılma gerçekleştirir. Korakobrakialis kası kola adduksiyon hareketi yaptırırken, brakialis kası ise fleksiyon hareketine yardımcı olur [63-66]. Kol kaslarına ait detay Şekil 2.6’da görülmektedir.



Şekil 2.6 Kol kaslarının detayı ve anatomik isimleri.

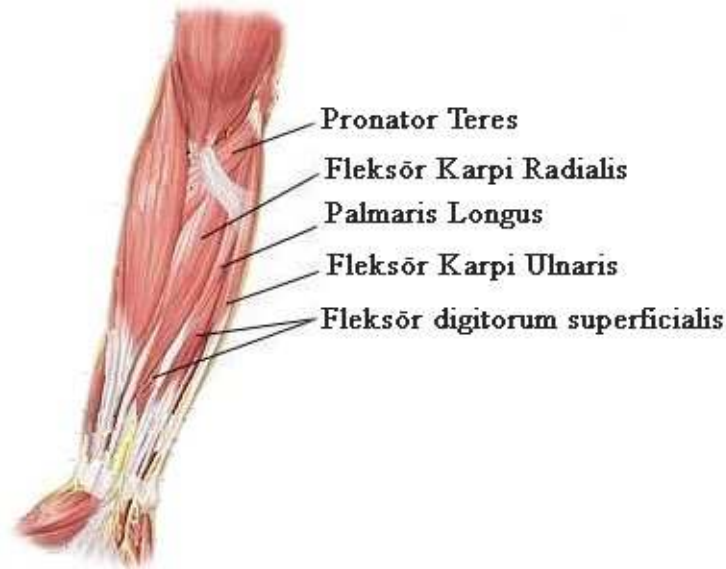
Omuzda altı adet kas bulunmaktadır. Bunlar sırası ile Deltoid, Subscapula, Subraspinatus, Infraspınatus, Teres majör ve Teres minör kaslarıdır. Omuz kaslarına ait detay Şekil 2.7’de görülmektedir. Deltoid kası omzun üst kısmında yer alır. Kalın üçgen şekillidir ve insanlara özgü omuz kabarıklığını oluşturur. Omuz üzerinde üç noktadan başlayıp kol üzerinde sonlanır. Ön lifleri kola pronasyon, dış lifleri supinasyon ve orta bölümdeki lifleri abduksiyon hareketini yaptırır. Subscapula kası göğüs bölümünden başlar ve omzun ön kısmında sonlanır. Görevi kola pronasyon hareketini yaptırmak ve kol kemiğini çekerek omuz eklemini kuvvetlendirmektir. Ayrıca kolun pozisyonu diğer kaslar tarafından değiştirildikten sonra kolun diğer hareket tiplerini de yerine getirmesinde yardımcı olur. Subraspinatus kası kürek kemiğinin üst kısmından başlar ve omzun üst kısmında sonlanır. Infraspınatus kası ise kürek kemiğinin alt kısmından başlayarak omzun dış kısmında sonlanır. Subraspinatus kası kolun abduksiyon hareketini başlatırken infraspınatus kası bu hareketin devam etmesini sağlar. Her iki kasta omuz ekleminin kuvvetlendirilmesinde görev alır. Teres minör kası kürek kemiğinin alt bölümünden başlar ve omuz ekleminin arka bölümünde sonlanır. Görevi kola supinasyon hareketini yaptırmak ve adduksiyon hareketine destek olmaktır. Teres majör kası ise yine kürek kemiğinin alt bölümünden başlar ve kolun iç kısmında sonlanır. Görevi kola pronasyon, abduksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yaptırmaktır [63-66].



Şekil 2.7 Omuz kaslarının detayı ve anatomik isimleri.

Önkolda on sekiz adet kas bulunmaktadır. Bu kasları iki temel grupta inceleyebiliriz. Ön kolun ön tarafındaki kaslar el bileğine ve el parmaklarına fleksiyon, ele ve ön kola pronasyon, el bileğine de abduksiyon hareketlerini yaptırır. Ön kolun arka tarafındaki kaslar ise el bileğine ve el parmaklarına ekstansiyon, ele de supinasyon hareketlerini yaptırır. Bilek ve el üzerinde sonlanan kasların tamamı ön kolun bileğe yakın bölümünde kırıışli bir yapıya dönüşür ve bu şekilde sonlanır. Ön kolun ön yüzünde yüzeysel grupta Palmaris longus, Pronator teres, Fleksör karpi radialis, Fleksör karpi ulnaris ve Fleksör digitorum superficialis kasları bulunur. Ön yüzde derin grupta ise Fleksör digitorum profundus, Fleksör pollicis longus ve Pronator kuadratus kasları bulunur. Bu kaslara ait detay Şekil 2.8’de görülebilir. Yüzeysel grup kaslar hassas hareketlerin yerine getirilmesinde görev alırken derin grup kaslar daha ziyade tutma, kavrama gibi kaba işlerin yerine getirilmesinde görev alır. Palmaris longus kası dirsekten başlar ve kırıışli bir yapıya dönüşerek bilekte sonlanır. Ele fleksiyon hareketini yaptırır ve ön kol fleksiyonuna yardımcı olur. Pronator teres kası dirsekte başlar ve kolun yan kısmında sonlanır. Görevi ön kol ve ele pronasyon hareketini yaptırmak ve ön kol fleksiyonuna yardım etmektir. Fleksör karpi radialis kası dirsekte başlar ve kırıışli bir yapıyla el üzerinde sonlanır. Görevi ele fleksiyon ve abduksiyon hareketi yaptırmaktır. Fleksör karpi ulnaris kası kolun iç yan kısmında dirseğe yakın bir noktadan başlar ve elin yan kısmında kırıışli bir yapı ile sonlanır. Görevi el bileğine fleksiyon ve abduksiyon hareketini yaptırmaktır. Fleksör digitorum superficialis kası ön kol yüzeysel kaslarının en genişidir ve üç başlıdır. Kasın kırıışleri 2-5. parmaklara gitmek üzere dört kola ayrılır. Her parmağa giden kırıış 1. parmak eklemine geldiğinde iki kola ayrılır

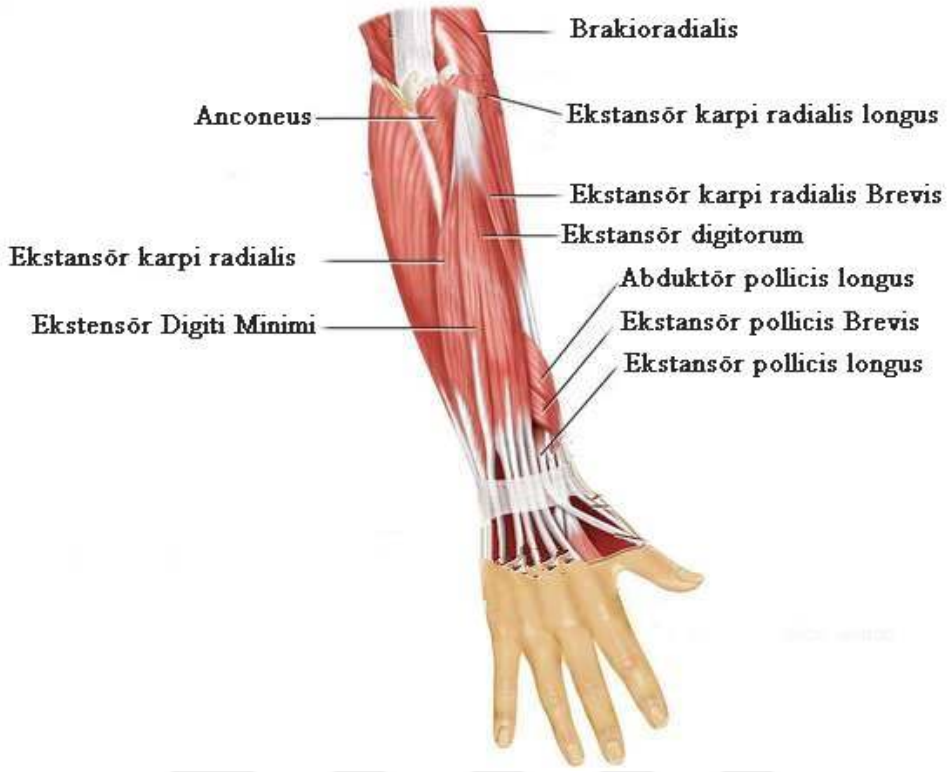
ve bu şekilde parmak eklemlerinde sonlanır. Görevi 2-5. parmak eklemlerine ve ele fleksiyon hareketi yaptırmaktır. 2-5. parmakların hassas hareketleri yapabilmesi bu kas sayesinde olmaktadır [anatomi-marur ve akkın,2010]. Fleksör digitorum profundus kası yüzeysel kasların derininde ve dirseğe yakın bir noktadan başlar. Bileğe yakın bir noktada kırıklı bir yapıya dönüşerek dört kola ayrılır ve 2-5. parmaklara gider. Yine burada da her bir kol iki kola ayrılarak parmak eklemlerine dağılır. Görevi 2-5. parmaklara fleksiyon hareketi yaptırmaktır. Fleksör pollicis longus kası ön kolun yan kısmında dirseğe yakın bir noktada başlar ve bileğe yakın bir noktada kırıklı bir yapıya dönüşerek baş parmak üzerinde sonlanır. Baş parmağa ait en kuvvetli fleksiyon kasıdır. Ayrıca adduksiyon hareketine de yardımcı olur. Pronator quadratus kası dört köşeli yassı bir kastır. Radius ve ulna kemiklerinin ön kısmında çapraz şekilde bulunur. Ön kola ve ele pronasyon hareketi yaptırır [64-67].



Şekil 2.8 Önkol iç yüzey kaslarının detayı ve anatomik isimleri.

Ön kolun arka yüzünde yüzeysel grupta Brakioradialis, Ekstansör karpi radialis longus, Ekstansör karpi radialis brevis, Ekstansör digitorum, Ekstansör digiti minimi, Ekstansör karpi ulnaris ve anconeus kasları bulunmaktadır. Arka yüzde derin grupta ise Supinator, Abduktör pollicis longus, Ekstansör pollicis longus, Ekstansör pollicis brevis ve Ekstansör indicis kasları bulunur. Bu kaslara ait detay Şekil 2.9’da görülebilir. Brakioradialis kası ön kolun dış tarafındaki en yüzeysel kastır. Dirseğe yakın bir bölgeden başlar, kas lifleri ön kolun ortasına yakın bir bölümde yassı bir kırış şekline döner ve bilek üzerinde sonlanır. Görevi ön kol düz durumdayken fleksiyon yaptırmak, pronasyon durumundayken de supinasyon yaptırmaktır. Ekstansör karpi radialis longus kası brakioradialis kasının hemen altında başlar,

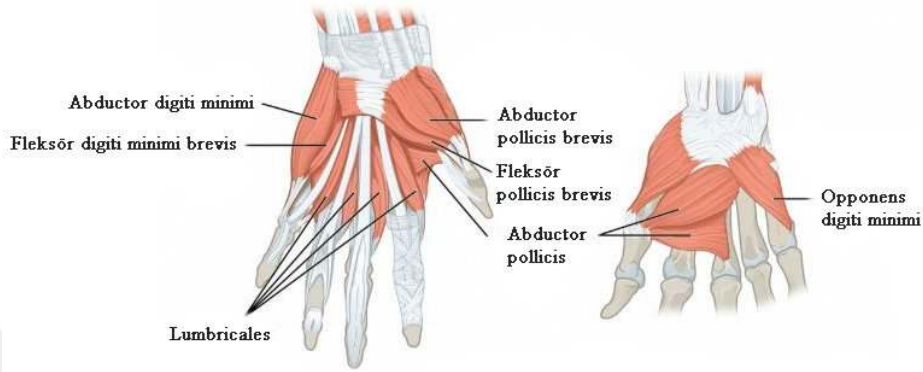
kolun üst 1/3'lik kısmında kırıklı bir yapıya dönüşür ve bilek üzerinde sonlanır. Görevi ele ekstansiyon ve radial abduksiyon hareketlerini yaptırmaktır. Bu kasın hemen altından başlayan Ekstansör karpi radialis brevis kası da yine kırıklı bir yapıya dönüşerek bilek üzerinde sonlanır. Görevi ele ekstansiyon ve çok zayıfta olsa radial abduksiyon yaptırmaktır. Ekstansör digitorum kası ön kolun dirseğe yakın dış tarafından başlar, bileğe yakın bir noktada dört kollu kırıklı bir yapıya dönüşerek 2-5. parmaklara doğru yönelir ve son parmak eklemlerinde sonlanır. 2-5. parmaklara ve ele ekstansiyon hareketi yaptırır. Ekstansör digiti minimi ve Ekstansör karpi ulnaris kasları ulna kemiği üzerinde dirseğe yakın bir noktadan başlar ve bileğe yakın bir noktada kırıklı bir yapıya dönüşerek 5. parmak üzerinde sonlanır. 5. parmağa ve ele ekstansiyon hareketi, ele de abduksiyon hareketi yaptırır. Anconeus kası humerus kemiğinin dirseğe yakın noktasında başlar ve ulna kemiğinin dışa dönük yüzünde sonlanır. Görevi ön kola ekstansiyon ve kısmen ulna kemiğine pronasyon hareketi yaptırmaktır. Derin grup kaslardan olan supinator kası dirseğe yakın birkaç noktadan ve ulna kemiğinin dirseğe yakın bir noktasından başlayan yayvan bir kıştır. Radius kemiğinin ön kenarı ile ön ve dış yüzünde birkaç noktada sonlanır. Ön kola, dolayısıyla ele supinasyon hareketi yaptırır. Abduktör pollicis longus kası radius ve ulna kemiklerinin arka yüzünden başlayarak ön kolun ortalarında dışa doğru kıvrılır ve kırıklı bir yapıya dönüşür. Bileğin hemen altında başparmağın ilk kemiğinde sonlanır. Görevi başparmağa repozisyon hareketi (abduksiyon + ekstansiyon) yaptırmaktır. Ekstansör pollicis longus kası ulna kemiğinin dış yüzeyinden başlar ve el bileğine yakın bir noktada kırıklı bir yapıya dönüşerek başparmağın ikinci kemiğinde sonlanır. Görevi önce başparmağın ikinci eklemine ve ardından birinci eklemine ekstansiyon hareketini yaptırmaktır. Bu kasın hemen iç tarafında ekstansör pollicis brevis kası bulunur ve aynı yönde seyrederek. Ancak başlangıç noktası diğerinden farklı olarak radius kemiğinin arka yüzüdür ve başparmağın birinci kemiğinde sonlanır. Baş parmağın birinci eklemine repozisyon hareketi yaptırır. Ekstansör indicis kası ince uzun bir yapıdadır. Ulna üzerinden başlayıp el bileğine yakın bir noktada kırıklı bir yapıya dönüşerek ekstansör digitorum kasının işaret parmağına giden kırıklı ile karışır ve burada sonlanır. Görevi işaret parmağına ve ele ekstansiyon hareketi yaptırmaktır [64-67].



Şekil 2.9 Önkol dış yüzey kaslarının detayı ve anatomik isimleri.

Elin sırtında kas bulunmaz. İç kısmında ise Tenar, Hipotenar, Lumbricales ve Interossei olmak üzere dört grupta incelenen on iki adet kas bulunur. Tenar kaslar Abductor pollicis brevis, Opponens pollicis, Fleksör pollicis brevis ve Adductor pollicis olmak üzere dört adettir. Baş parmağa yakın olan el ve bilek kemiklerinden başlayıp başparmağa ait kemiklerde sonlanırlar. Görevleri baş parmağa abduksiyon, adduksiyon, fleksiyon ve oppozisyon (adduksiyon + fleksiyon) hareketlerini yaptırmaktır. Hipotenar kaslar Palmaris brevis, Abductor digiti minimi, Fleksör digiti minimi brevis ve Opponens digiti minimi olmak üzere dört adettir. Bu kas grubu küçük parmak tarafındaki kabarıklığı meydana getirirler. Küçük parmağa yakın olan el bilek kemiklerinden başlarlar ve elin yan tarafından uzanarak küçük parmağa ait kemiklerde sonlanırlar. Görevi 5. parmağa abduksiyon, fleksiyon ve oppozisyon hareketlerini yaptırmak ve deride sonlanan palmaris brevis kası sayesinde deriyi buruşturmadır. Lumbricales kas grubu dört adet ince uzun kastan oluşur. Bu kaslar derin fleksör kas kırımlarından başlar, 2-5. parmakların yan taraflarından ilerleyerek ait oldukları parmaklarda sonlanırlar. Görevleri birinci ekleme fleksiyon ikinci ve üçüncü ekleme ekstansiyon yaptırmaktır. Interossei kas grubunda Interossei dorsales ve Interossei palmares olarak iki alt grupta isimlendirilen yedi adet kas bulunur. 2-5. parmak kemiklerinin bileğe

birleştigi noktaya yakın bir bölgeden başlarlar ve ilgili parmak kemiklerinin yan taraflarında sonlanırlar. 2-5. parmaklara abduksiyon; parmakların birinci eklemlerine fleksiyon, ikinci ve üçüncü eklemlerine de ekstansiyon hareketi yaptırırlar [64-68]. El kaslarına ait detay Şekil 2.10’da görülebilir.



Şekil 2.10 El kaslarının detayı ve anatomik isimleri.

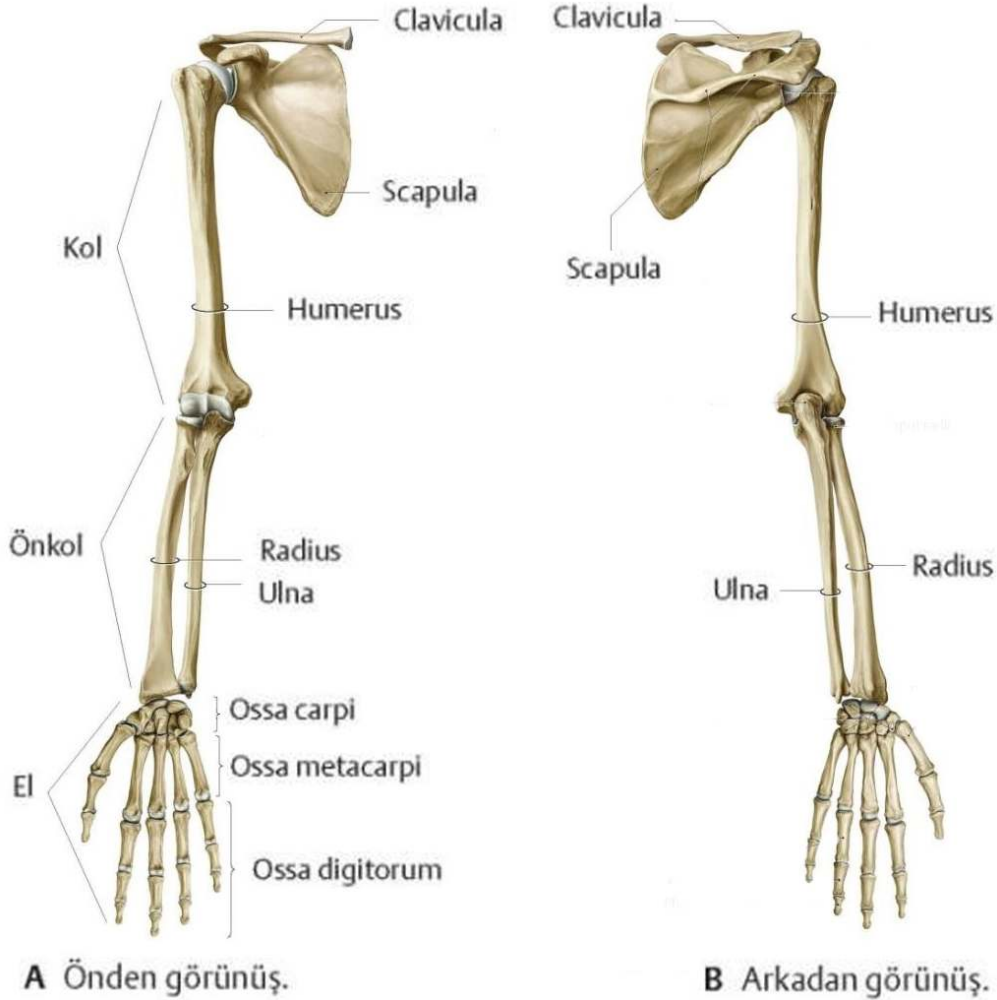
2.3.3. Kol Kemik Haritası

Kol bölümünde omuz ve dirsek eklemleri arasında humerus adı verilen tek kemik bulunmaktadır. Dirsek ile bilek eklemleri arasında ise radius ve ulna olarak isimlendirilen kemik çifti yer almaktadır. Bu kemiklerin ikisine birden antebrachi kemikleri denmektedir. Bu iki kemik işlevleri gereği birbiri üzerine kıvrılabilir yapıdadır. Bileğin ve dolayısıyla elin pronasyon-supinasyon (kendi etrafında dönmesi) hareketi bu kemiklerin kıvrılabilir yapısı sayesinde olmaktadır. Yine omuz mafsalının da küresel uçlu bir yapıya sahip olması kolun sirkumduksiyon hareketini yapabilmesini sağlamaktadır [64, 65].

Üst ekstremitenin önemli bir bölümünü oluşturan el iskeleti (manus) üç kısımdan oluşmaktadır. Bunlar; el bilek kemikleri (ossa karpı), el tarak kemikleri (ossa metakarpi) ve el parmak kemikleridir (ossa digitorum). El ve bilek yapısı toplamda yirmi yedi kemikten oluşmaktadır. Bunların sekizi kısa kemik yapısında olan karpal kemiklerden, on dokuzu da uzun kemik yapısına sahip olup on dört tanesi flankslardan beş tanesi metakarpal kemiklerden oluşur [64, 65].

Her ne kadar kol kemikleri içerisinde sayılmasa da üst ekstremitenin önemli kemiklerinden iki tanesi de scapula (kürek kemiği) ve klavikula (köprücük kemiği)’dır. Kürek kemiği, omuz ekleminin yerleştiği ve sirkumduksiyon hareketini yapmasını sağladığı bir oyuntuya sahiptir. Bunun yanı sıra kolun gövdeye kas ve bağ dokularla esnek bir şekilde

bağlanmasını sağlar. Köprücük kemiği ise kürek kemiğine ve omuz eklemine destek olarak omzun dik durmasını sağlar [64, 65]. Kol, el ve omuz kemiklerinin detaylı görünüşü Şekil 2.12’de görülmektedir.

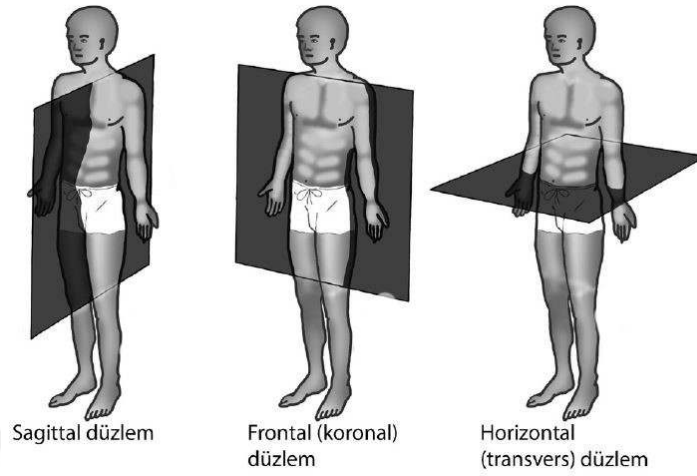


Şekil 2.11 Tüm kol kemiklerinin genel görünüşü.

2.3.4. Kolun Eklem ve Eksenleri

İnsan vücudu ile ilgili olarak anatomide ki tüm tanımlamalar Şekil 2.13’te gösterilen ve Anatomik Duruş adı verilen duruşa göre yapılır. Anatomik duruş; yüzü karşıya bakan, topukları birleşik, avuç içleri öne bakar şekilde kolları yanlara salınmış ve dik durmakta olan bir insanın duruşu şeklinde tanımlanabilir. Bununla birlikte vücudun bölgelerini tanımlamak için Sagittal, Frontal (koronal) ve Horizontal (transvers) düzlem olarak isimlendirilmiş üç adet düzlem mevcuttur. Sagittal düzlem yere diktir ve vücudu sağ/sol olarak iki parçaya ayırır. Vücudu iki simetrik parçaya ayıran ilk ve tek düzlemdir. Frontal düzlem yere ve sagittal düzleme diktir. Vücudu ön ve arka olarak iki parçaya ayırır. Horizontal düzlem sagittal ve

frontal düzlemlere dik, yere ise paraleldir. Göbek deliği üzerinden vücudu alt ve üst olarak iki parçaya ayırır [69-71].



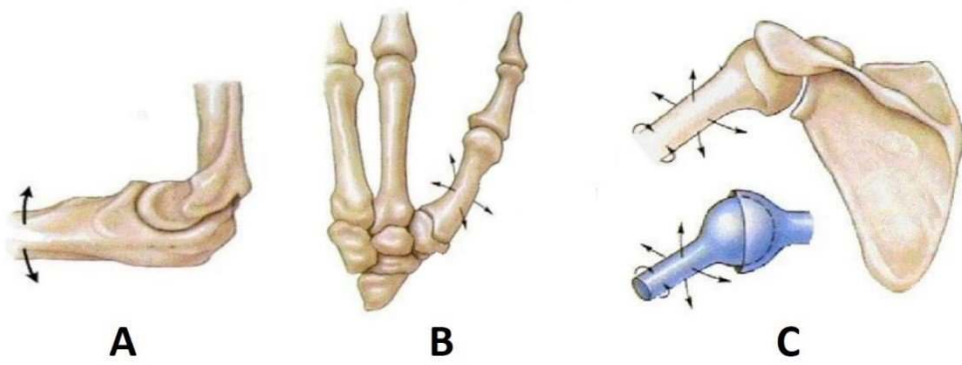
Şekil 2.12 İnsan vücudunun anatomik düzlemleri.

Anatomik tanımlamalarda kullanılan ve anatomik düzlemlerle bağlantılı üç adet eksen mevcuttur. Baştan ayaklara doğru düşey inen eksen Vertikal (z), yere paralel olarak önden arkaya doğru giden eksen Sagittal (x) ve yere paralel olarak soldan sağa doğru giden eksen Transvers (y) eksenler olarak isimlendirilir. Herhangi bir organın bir noktası tanımlanırken; vücut yüzeyine yakın olan için eksternal, vücudun derin kısmında bulunan için internal, ortada bulunan için Intermediatus ve ekstremitelerde gövdeye yakın olan kısım için Proksimal, uzak olan kısım için distal, iç yan kısım için medial ve dış yan kısım için lateral terimleri kullanılır [70, 71].

Anatomide eklem, iskelet sisteminin iki veya daha fazla bitişik elemanını ayıran bir yapı olarak tanımlanmıştır. Eklem tipine bağlı olarak bu elemanlar birbiri üzerinde hareket edebilir veya sabit yapılı olabilir. Birbiri üzerinde hareket edebilen yapılar yine eklem tipine bağlı olarak; dönme, salınım (açısal), kayma ve yuvarlanma hareketlerini gerçekleştirebilir. Dönme, bir kemiğin kendi uzun eksenini etrafındaki hareketidir. Örneğin; ele supinasyon veya pronasyon hareketleri yaptırıldığında radius (ön kol – dış taraf) kemiği bilek üzerinde kendi etrafında dönmüş olur. Salınım veya açısal hareket, sabit kemikteki bazı referans çizgileri ile hareketli kemiğin uzun eksenini arasındaki açının değişimi olarak ifade edilebilir. Ön kola fleksiyon veya ekstansiyon hareketi yaptırıldığında dirsek eklemi açısal hareket yapmış olur.

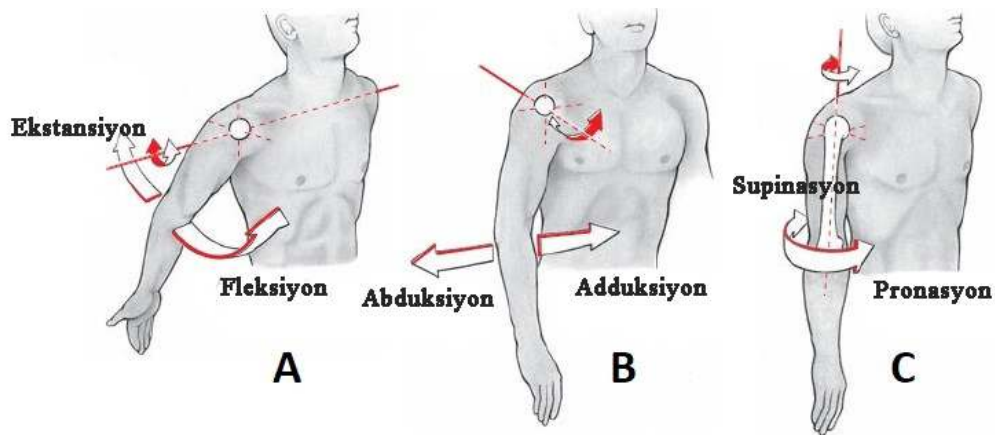
Eklemler eksen sayılarına göre; tek eksenli, iki eksenli ve çok eksenli eklemler olarak 3 ana gruba ayrılabilir (Şekil 2.14). Tek eksenli eklemler menteşe şeklindedir. Hareketlerin elde

edilmesi sadece bir düzlemde ve tek bir eksene göredir. Dirsek eklemi bu tür bir eklemdir ve fleksiyon/ekstansiyon hareketleri gerçekleştirilir. İki eksenli eklemlerde iki farklı düzlemde hareket elde edilir. Eksenler hem birbirlerine hem de kemik eksenine dik durumdadır. El bileği bu türden bir eklemdir. Bu eklem türünde fleksiyon/ekstansiyon ve abduksiyon/adduksiyon hareketleri gerçekleştirilebilir. Çok eksenli eklemlerde en az üç eksen bulunur. Eklemi oluşturan kemik yüzeylerinden biri iç büküye diğeri ise dış büküye. Bu tür eklemlerde üç ana eksenle eklemnin orta noktasından geçer; horizontal, sagittal ve vertikal olarak uzanırlar. Fleksiyon/ekstansiyon, abduksiyon/adduksiyon, supinasyon/pronasyon ve sirkumduksiyon hareketlerinin gerçekleştirilebildiği bu eklemlere omuz ve kalça eklemleri örnek olarak gösterilebilir [72].



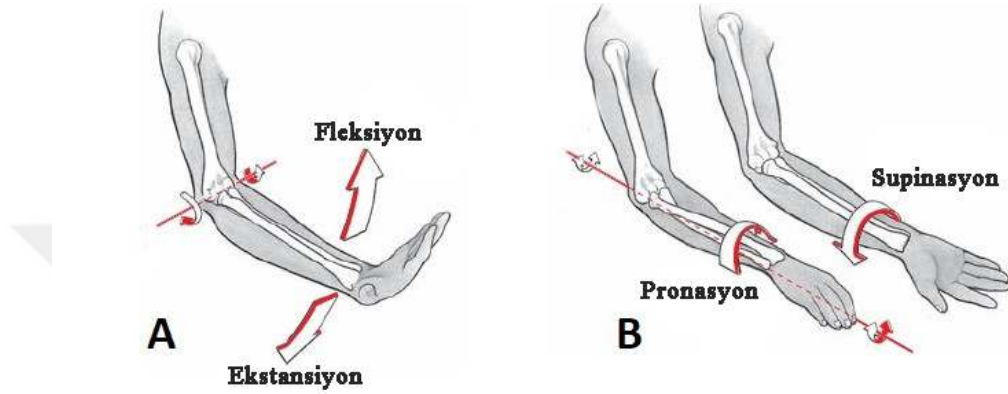
Şekil 2.13 A) Tek eksenli eklem, B) İki eksenli eklem, C) Çok eksenli eklem.

Omuz eklemi (Art.humeri), humerus başı ile scapula'da ki çukur arasında oluşmuş bir eklemdir (Şekil 2.15). Bu eklem klavikula tarafından da desteklenir ve çok eksenli bir eklemdir [73]. Bu sayede tüm hareket tiplerini gerçekleştirebilir.



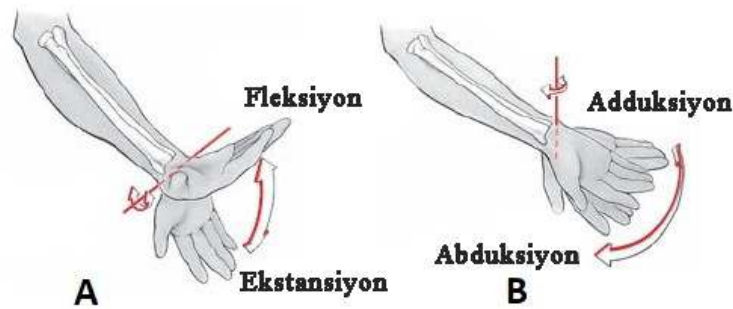
Şekil 2.14 Omuz eklemi A) Sagittal, B) Frontal ve C) Transverse eksen hareketi.

Dirsek eklemi (Art.cubiti), humerus alt ucu ile radius ve ulna'nın üst uçları arasında oluşan, ortak kapsüllü üç eklemden ibaret kompozit bir eklemdir (Şekil 2.16). Eklem içeriğindeki üç eklemden ayrı tiplerde olmasına karşın dirsek eklemi fonksiyonel olarak menteşe eklemi tipindedir. Bu nedenle sadece tek eksenle hareket gerçekleştirebilir. Ön kola yaptırılan pronasyon ve supinasyon hareketleri daha çok dirsek eklemiyle değil radius ve ulna kemiklerinin yapısıyla ilgilidir [73].



Şekil 2.15 A) Dirsek eklemi Sagittal eksen hareketi, B) Ele yaptırılan pronasyon-supinasyon hareketleri.

El bileği eklemi (Art.radiocarpalis), radius kemiğinin alt ucu ile el bilek kemiklerinin üst sırası kemikleri arasında oluşmuş iki eksenli bir eklemdir (Şekil 2.17). Bu sayede dört farklı hareket tipini gerçekleştirebilir. Karpal eklemler ise iki gruba ayrılır. Aynı sıradaki karpal kemikler arasındaki eklemlere interkarpal (Art.intercarpales), üst ve alt sıra karpal kemik grupları arasındaki eklem de mediokarpal (Art.mediocarpalis) eklem denir. Karpal kemiklerin tümü kayma hareketi gerçekleştirirler. Karpal eklemlerin temel görevi bilek ekleminde gerçekleştirilen hareketin açısını artırmaktır [73].



Şekil 2.16 Bilek eklemi A) Sagittal ve B) Frontal eksen hareketi.

3. ELEKTROMİYOGRAFI

Fizyolojik olarak aksiyon potansiyeli, bir hücrenin elektriksel potansiyelindeki anlık artış ve azalışları ifade eder. Bu olay farklı hücre tiplerinde farklı şekillerde gerçekleşir. Örneğin aksiyon potansiyeli; nöronlarda iletişimde, kas hücrelerinde kasın kasılmasında, pankreasın beta hücrelerinde ise insülin salgılanmasında görev alır [74]. Aksiyon potansiyeli hücre zarında bulunan özel kanallardaki iyon değişimiyle meydana gelir. Hücre zarının potansiyeli dinlenme potansiyeline yakın olduğunda iyon kanalları kapalıdır. Aksiyon potansiyeli hücre zarındaki potasyum ve sodyum iyonlarının oluşturduğu polarizasyon değişimiyle meydana gelir. Oluşan bu potansiyel fark eşik değerinin üzerine çıktığında K^+ ve Na^+ iyonları hareketlenir. Aksiyon potansiyeli oluşurken öncelikle Na^+ kanalları açılır ve Na^+ iyonları harekete geçerek depolarizasyona neden olur. Ardından K^+ kanalları açılarak K^+ iyonları serbest kalır ve repolarizasyon meydana gelir. Hücre içi ve dışı arasında meydana gelen bu polarite, nöron ile akson terminalleri arasında haberleşme sağlar.

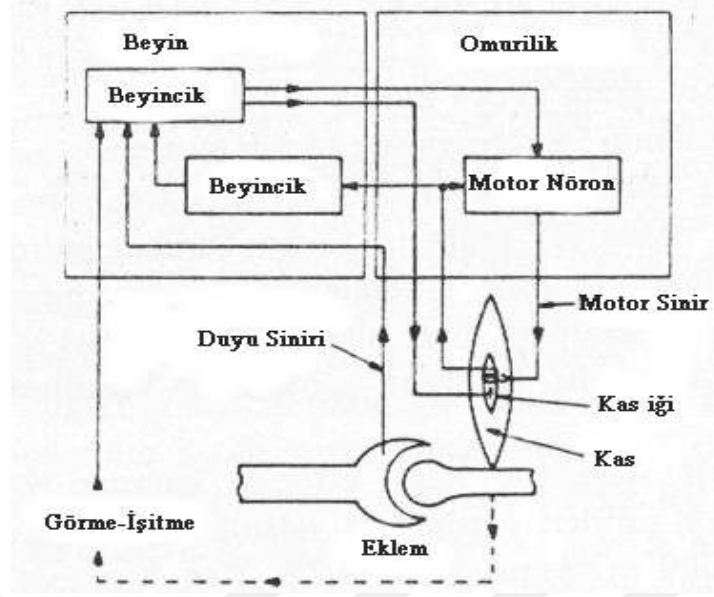
Elektromiyogram (EMG), kasların kasılması sonucu oluşan aksiyon potansiyeli olarak ifade edilebilen biyopotansiyel sinyallerdir [75]. EMG sinyalleri, merkezi sinir sistemi (eNS) tarafından üretilen ve agonist-antagonist kasların aktivasyonunu değiştiren, motor komutlarını yansıtan, nöromüsküler aktivitenin sonucu olarak oluşan elektrik potansiyelidir [76]. İç kuvvetler koordinasyonunda kas kuvveti ve eklem empedansı gibi gönüllü insan hareketine ilişkin önemli bilgileri içerirler. Dahası, gerçek harekete başlamadan önce EMG sinyallerinin gözlenmesi mümkündür. Kaslardaki problemlerin belirlenmesi açısından, kasların kasıldığı ve kasılmadığı durumlarda motor birimi hareket potansiyellerinin incelenmesi ile genliğinin veya frekansının normal değer aralığında olup olmaması, standart olmayan elektriksel aktiviteler bulunup bulunmaması gibi durumlar incelenir [77]. EMG işaretleri, kas ve sinir hastalıklarının teşhislerinde kullanılmasının yanı sıra, organ eksikliği durumlarında protezlere hareket verecek kaynak sinyal olarak da kullanılmaktadır [78]. Elektromiyografi ise kas hareketlerini algılamak ve kas üzerindeki elektriksel aktiviteleri kaydetmek için kullanılan yöntem ve ekipmanlara verilen isimdir [76, 79]. EMG işaretlerinin alınmasında çeşitli elektrotlar kullanılmakla beraber genellikle EMG sinyallerinin ölçümü ilgili kas üzerindeki deriye yüzey elektrotlarının

yerleştirilmesi ile yapılır [80]. EMG sinyali, sinyalin ölçülmesi ve kaydedilmesi için kullanılan ölçüm sistemi kadar kasların anatomik/fizyolojik özelliklerinden ve yardımcı sinir sisteminin kontrol düzeninden etkilenen komplike bir sinyaldir. Elektromiyografi çalışmalarında, EMG sinyallerinin tespit edilmesi için deri altı elektrotlar ve kas içi elektrotlar gibi farklı yöntemler kullanılsa da en çok tercih edilen yöntem yüzey elektromiyografi yöntemidir. Bu yöntem, kasların kasılmaları sırasında oluşan elektriksel aktivitenin cilt yüzeyine yerleştirilen elektrotlar tarafından tespit edilebilmesi prensibine dayanmaktadır. EMG sinyallerinin ölçümünün deri üstü elektrotlar ile yapılıyor olması incelemeyi basit, uygulanabilir ve tekrarlanabilir kılacaktır [81]. Yüzey elektromiyografi yöntemi; nöromüsküler rahatsızlıkların teşhisi, kas yorgunluğunun değerlendirilmesi ve güçlendirilmiş protez cihazlar için kontrol girişleri gibi birçok klinik ve biyomedikal uygulamalarda kullanılır.

3.1. EMG Sinyalinin Oluşumu ve Yapısı

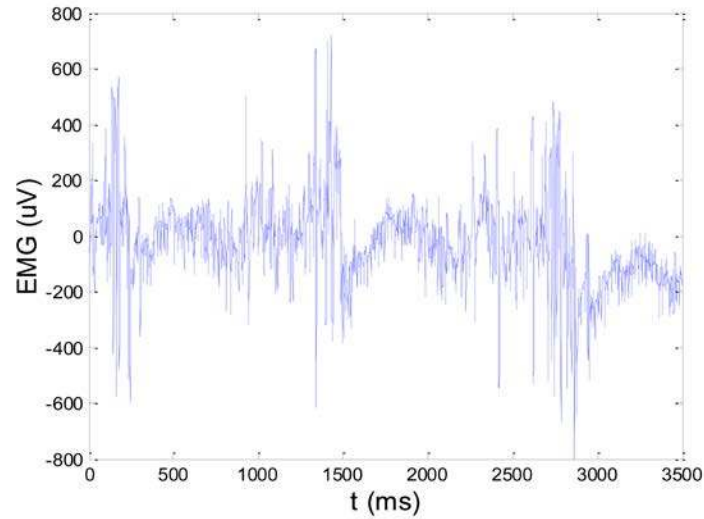
EMG sinyalleri, esas itibarıyla, birkaç kas öbeğinden gelen üst üste yerleştirilmiş motor ünite aksiyon potansiyellerinden (MUAP) oluşur. EMG sinyallerinin ayrıntılı bir analizinde her bir kas öbeği için bu MUAP'ların ayrılması mümkündür. Aynı kas öbeğinden aynı elektrot tarafından kaydedilen potansiyel değerleri tipik olarak benzer iken farklı motor ünitelerindeki potansiyel değerleri farklı karakteristik şekillere sahip olma eğilimindedir. Özellikle ölçülen EMG sinyalinin boyutu ve şekli, elektrotun kas liflerine göre bulunduğu yere bağlıdır ve elektrotun pozisyonunun değişimi ile sinyalin yapısının da değişiklik gösterdiği gözlemlenebilir.

Motor ünitelerinin adedi vücudun farklı bölgelerindeki kaslarda farklılık gösterecektir. Genellikle kas büyüdükçe motor ünitelerinin adedi de artar. Aynı sinir lifi tarafından uyarılan kas liflerinin adedi yani motor ünitesinin büyüklüğü çeşitli kaslar için farklılık gösterir. İnsan vücudunda bir motor ünitesinde 25-2000 adet kas lifi bulunabilir. Bir motor ünitesinde üretilen kuvvet ise 0.1-250 gr arasında değişiklik gösterebilir. Ufak bir kas hareketi arzu edilirse yalnızca birkaç motor ünitesi harekete geçer. Kas hareketlerindeki artış ile daha fazla motor ünitesi aktif olur ve tüm motor üniteleri aktif olduğunda kas gücü/hareketi maksimum seviyesine ulaşmış demektir. Motor ünitelerindeki geri besleme sistemi ve kas üzerindeki reseptörler sayesinde görmeden dahi uç organların büyük bir hassasiyetle hareket ettirilmeleri mümkündür [56]. Kas kontrol döngüsü Şekil 3.1'de görülebilir.



Şekil 3.1 Kasın regülasyonu.

Bir EMG sinyalin oluşumu tam olarak şu şekildedir: Beyinden bir motor sinir (motor neuron-yapı itibariyle sinir hücrelerinden meydana gelir) aracılığıyla iletilen hareket potansiyeli motor sinirin bütün kollarını, kollar motor ünitelerini, motor üniteleri ise kas liflerini aktif eder. Bir kas lifinin post-synaptic zarı de-polarize olduğunda, lifin her iki tarafına bu de-polarizasyon yayılır ve iyonların hareketiyle birlikte zar de-polarizasyonu kas fiberlerinin etrafında bir elektromanyetik alan üretir. Şekil 3.2’de ki EMG sinyalinde oluşan sıçramalar çoklu motor ünitelerin aktivasyonunu temsil etmektedir.



Şekil 3.2 Temel bir EMG sinyal demeti.

EMG sinyalleri temel bazı hususlar göz önüne alınarak farklı bilim dallarınca incelemeye tabi tutulmuştur. EMG sinyalleri;

- Canlının hareket etme ve durma fonksiyonlarını yerine getirdiği sırada ortaya çıkan arızalar gibi nöromüskular bozuklukların tespitinde, (EMG sinyallerindeki sapmayla kendilerini gösterir.)
- EMG sinyalinin yorumlanması ile yapay organ veya cihazın iradesel kontrolünün elde edilmesi amacıyla,
- Zihin karışıklıklarının varlığında insanın davranışsal kararlılığını sürdürmesi için gerekli mekanizmanın anlaşılması amacıyla,
- Yürüme, koşma, tutma, bırakma, kaldırma gibi kompleks insan hareketleri için kas-iskelet sisteminin hassas kontrolü amacıyla,
- Fizyolojik bozuklukların (uyku, nefes alma, yeme-içme vb.) sebeplerinin tespiti amacıyla,
- Kas aktivitelerinin elektriksel bir kaydı olarak kullanmak amacıyla,
- Kas gücü gibi biyometrik parametrelerin EMG sinyalleri üzerinden tespiti amacıyla,
- Patolojik yürüyüş ile normal yürüyüş arasındaki farkın anlaşılması amacıyla (vb.) kullanılmıştır.

EMG sinyal şeklinin ve yapısının kuvvet, kas yorgunluğu, eklem hareket açısı gibi biyolojik veriler ile ilişkili olduğu gözlemlenmiştir. Yürüme esnasında elde edilen EMG sinyallerinin genliği nispi kas gerilmesinin bir ölçüsü olarak yorumlanabilir. Sabit gerilme deneylerinde, doğrultulan EMG sinyalinin ortalama değerinin gerilmenin bir ölçüsü olduğu görülmüştür. EMG sinyalinin genliği ile gerilme arasında hem lineer hem de nonlineer bir ilişki olduğu bildirilmiştir.

Açısal eklem hareketinin kinematik grafikleri ile EMG grafikleri, birinin diğerini açıklamada yardımcı olup olmayacağını görmek amacıyla karşılaştırıldığında; yürüyüş

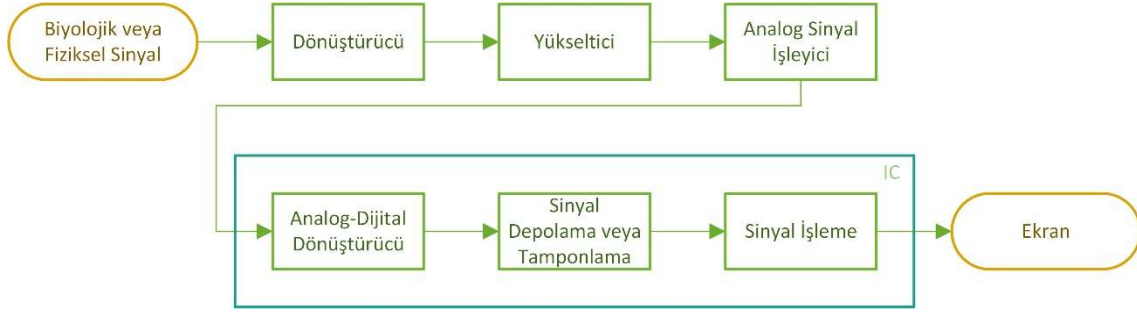
esnasındaki kas hareketinin, zıt yönde oluşan harekete karşı koruma sağlamak amacıyla dışa yönelik aktivitenin başlaması ile gerçekleşen bir kontrol olduğu görülmüştür. Buradan hareketle; ilgili eklem açısı hareketinin kas demetleri üzerinde oluşan kuvveti doğrudan etkileyeceği ve bu kuvvete karşı bir tepkinin kas demeti üzerinde oluşturulmak isteneceği için, kinematik grafikler ile EMG grafikleri arasında doğrudan bir ilişki olduğu görülebilir. Bunun yanı sıra yürüme testlerinde artan yürüme hızıyla EMG'nin genliğinin arttığı kabul edilmiştir.

Kas yorgunluğunun yalnızca kas kuvvetini azaltmadığı, aynı zamanda sinyalin şeklinde de değişikliğe yol açtığı gözlemlenmiştir. Yapılan deneylerde bir motor ünitesinin devrede kalma süresinin arttığı, EMG spektrumunun bu değişimleri yansıtmak üzere değiştiği ve yüksek frekanslı bileşenlerin yorgunlukla orantılı şekilde azaldığı görülmüştür.

3.2. EMG Sinyalinin Ölçümü

Biyolojik sistemlerle ilgili farklı parametrelerin alınması ve değerlendirilmesi konularını kapsayan elektronik teknolojiyi ve yöntemi içerisinde barındıran bilim dalı, tıp elektroniği olarak nitelendirilebilir. Bu bilim dalı altında değerlendirilebilecek biyolojik ölçme düzenlerinde ölçüm yapılan obje insandan alınan bir doku örneği veya insanın tamamı olabilir. Bu ölçüm sırasında statik veya dinamik olmak üzere iki farklı örnekleme yöntemi kullanılır.

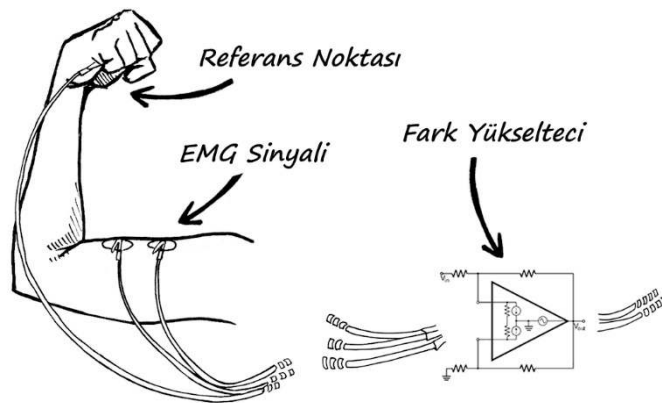
Dinamik örnekleme tekniğinde parametreler canlıdan bir dönüştürücü aracılığıyla alınır. Ölçü sistemi ise ölçüm parametrelerindeki ani değişimlere cevap verebilecek nitelikte olmalıdır. Bu yöntem direkt veya dolaylı olarak gerçekleştirilebilir. Direkt örneklemede elektrotlar ve dönüştürücüler deri yüzeyine veya vücut içerisine yerleştirilirken; dolaylı örneklemede vücuda bir temas söz konusu değildir. Direkt örnekleme metodunda kullanım kolaylığına karşın hasta için tehlike teşkil eden durumlar söz konusu olabilir. Dolaylı örnekleme ise güvenli ancak kullanım açısından karmaşıktır. Statik örneklemede ise ölçüm yapılacak obje canlı sistemden çıkarılmış ve ölçümler bu örnek üzerinde gerçekleştirilir. Statik örnekleme; kan ve idrar testleri gibi laboratuvar testleri örnek olarak verilebilir. Biyolojik bir sinyalin dinamik örnekleme metodu ile örneklenip işlenerek anlamlı hale getirilmesinde takip edilen işlem adımları Şekil 3.3'te verilmiştir [82].



Şekil 3.3 Biyolojik sinyallerin işleme sırası.

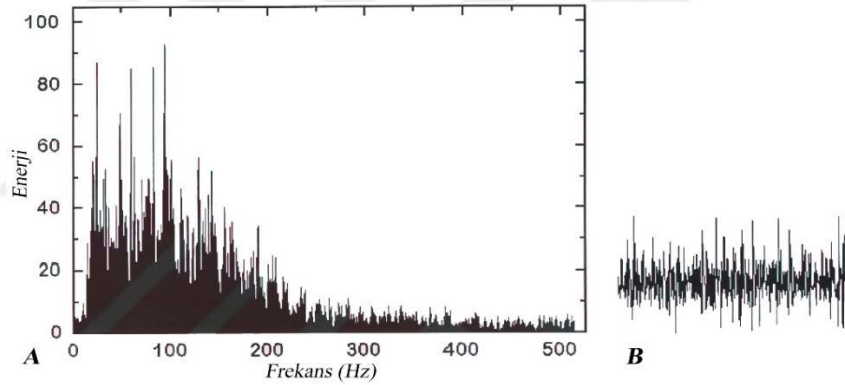
EMG sinyallerinin alınması dinamik örnekleme metoduyla gerçekleştirilmekte olup hem deri yüzeyinden hem de vücut içerisinden örnekleme alınabilecek şekilde farklı teknikler geliştirilmiştir. Temel olarak bir kas grubundan EMG sinyal ölçümü yapılabilmesi için bu kas grubundaki iyonik potansiyel ve akımın algılanarak elektriksel potansiyel ve akıma çevrilmesi gerekmektedir. İyonik potansiyel ve akımın algılanması sırasında elektrotlardan, bu akım ve potansiyelin dönüştürülmesi sırasında da yükselteç devrelerinden yararlanılır.

Şekil 3.4’te de görüleceği üzere ilgili kas liflerinin üzerine yerleştirilmiş elektrotlar vasıtasıyla, kas yüzeyinde referans noktaya kıyasla oluşmuş potansiyel gerilim farkı algılanıp bir fark yükselteciye gönderilir. Fark yükseltecinin girişine EMG sinyali ile birlikte gelen elektriksel gürültüler referans (ground) nokta temel alınarak elimine edilir ve çıkışta daha temiz bir EMG sinyal elde edilmiş olur. Bu nedenle referans noktanın seçimi oldukça önemlidir. Çoğunlukla vücut yüzeyinde ölçüm noktasına yakın ancak kas aktivasyonunun olmadığı ya da çok az olduğu bir nokta tercih edilir.



Şekil 3.4 EMG sinyal ölçümünün yapılması.

EMG sinyali gibi karmaşık bir analog sinyal algılanır ve kaydedilirken bazı hususlar göz önünde bulundurulmalıdır. Birincisi işaret-gürültü oranıdır ki ölçüm sırasında her ne kadar biyolojik kaynaklı gürültüler meydana gelse de gürültü olarak çoğunlukla elektriksel gürültüler kastedilir. İkinci önemli nokta ise işaretteki bazı frekans bileşenlerinin bozulması ya da yok olmasıdır. EMG sinyalleri genelde random (stokastik) işaretler olmakla birlikte makul bir yaklaşıklıkla Gauss Dağılım Fonksiyonu gibi görülebilir. İşaretin genliği 0-5 mV_{pp} ya da 0-1.5 mV_{rms} civarındadır. İşaretin enerji yüklü kullanılabilir frekans aralığının 0-500 Hz bandında yer almasına rağmen en baskın enerjili olduğu bant 50-150 Hz bandıdır [35-39]. EMG sinyalin işlenmesindeki zorlayıcı kısım da elektriksel gürültülerin yoğun olarak yine bu bant aralığında yer alıyor olmasıdır. Şekil 3.5'te tipik bir EMG sinyal ve bu sinyalin frekans eksenı boyunca enerji dağılımı gösterilmiştir. Bir EMG sinyalinden maksimum miktarda bilgi edinimi için kayıt ve işleme cihazının sinyali lineer olarak işlemesi istenir. Özellikle sinyal kırılmamalı (tepeleri bozulmamalı) ve gereksiz filtrelemelere maruz bırakılmamalıdır.



Şekil 3.5 A) EMG sinyalinin frekans spektrumu, B) EMG sinyali.

3.3. EMG Ölçümünde Kullanılan Elektrot Tipleri ve Seçimi

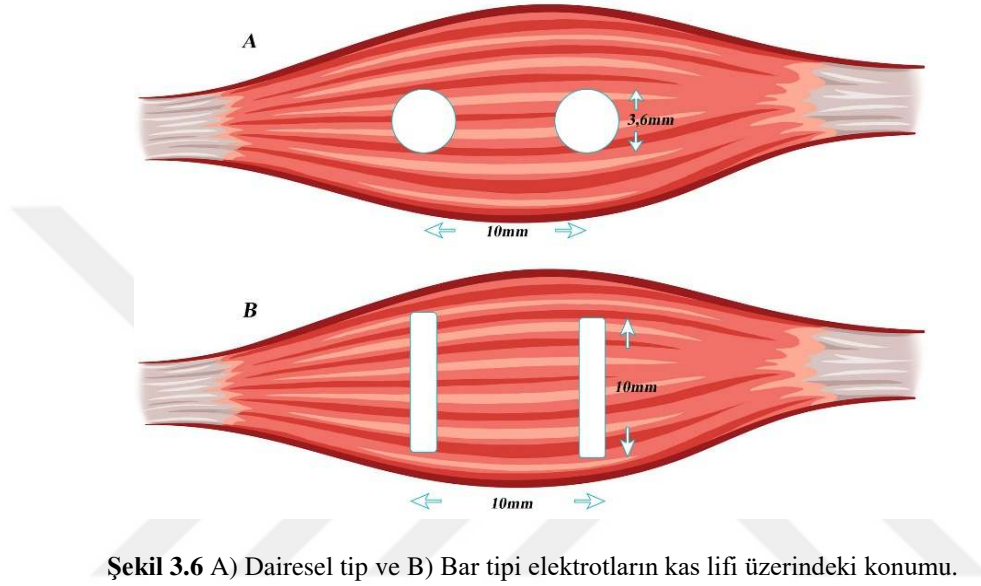
Alınan EMG sinyallerinin sınıflandırılarak belirli hareket karakteristiklerinin belirlendiği protez uygulamalarında temel akış;

- Sinyalin elektrotlar vasıtasıyla algılanması,
- Sinyalin analog-dijital dönüşümünün yapılması,
- Sinyalin değerlendirilmesi ve
- Çıkış sinyalinin aktüatöre iletilmesi, şeklinde olmaktadır.

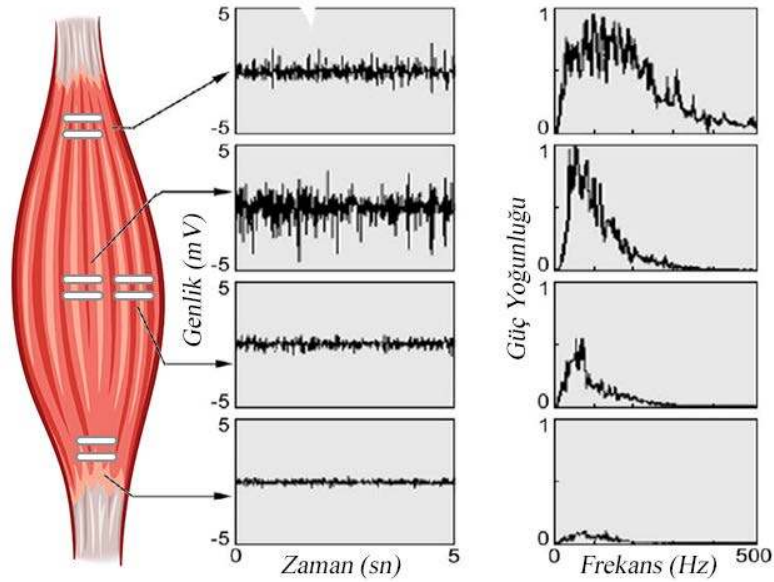
Burada karşılaştığımız temel problem sinyalin algılanması sırasında ne türden elektrotların nasıl bir yerleşim düzeniyle en iyi sonucu vereceğidir. Yapılan çalışmalar, elektrotların yapısı ve yerleşim düzenlerinin ölçüm sonuçlarını doğrudan etkilediğini göstermektedir. EMG sinyalleri vücuttan tek (monopolar) veya çift (bipolar) elektrot aracılığıyla alınabilir. Çift elektrotlu yapı, daha iyi sinyaller elde edilebilmesi sebebiyle sıkça tercih edilmektedir [40]. Çift kutuplu yapıda sinyal alımında kullanılan iki elektrotun algılama yüzeyleri arasındaki mesafe EMG sinyalin bant genişliğine ve genlik değerine doğrudan etki etmektedir. Bu mesafe çok küçük seçilirse; EMG sinyalinin bant genişliği yüksek frekanslara kaymakta genliği ise azalmaktadır. Bu nedenle alınan kayıtlar karşılaştırılarak her kas grubu için en uygun mesafe tespit edilmelidir. Tercihen algılama yüzeyleri sabit bir platforma da yerleştirilebilir. 1cm'lik algılama yüzeyi mesafesi, kasılma esnasında kasın elektriksel aktivitesinin algılanabileceği uygun ortamı çoğu zaman için sağlar. Mesafeyi 1cm ile sınırlamak küçük kasların sinyallerinin algılanması içinde uygundur. Çoğu zaman algılama yüzeyleri arasındaki mesafenin daha kısa yapılması, terleme ve nemden kaynaklı olarak derideki empedansın düşmesine ve dolayısıyla elektrotların kısa devrelerine yol açmaktadır.

Diğer bir hususta elektrotların yüzey genişlikleridir. Elektrotun yüzey alanı ne kadar büyük olursa algılanacak sinyalin genliği de o kadar büyük olacak ve deri-elektrot ara yüzeyinde oluşacak elektriksel gürültüde büyük oranda azalacaktır. Ancak elektrot yüzey alanını büyütmek, elektrotun kapsayacağı kas liflerinin sayısını da artıracak ve bu durumda komşu kas liflerinden kaynaklanan sinyal bozulmalarında da ciddi artışlar gözlemlenecektir. Bu nedenle ölçüm alınmak istenilen kas liflerinin konum ve boyutuna uygun olarak deri-elektrot ara yüzeyindeki gürültüyü ve elektrot boyutunu minimize edecek bir elektrot tasarımı tercih edilmelidir. Özetlemek gerekirse; büyük yüzeyli elektrotlar ile küçük kas grupları üzerindeki ölçümler sağlıklı bir şekilde yapılamayacağı gibi nispeten küçük yüzeyli elektrotlar ile de büyük ve uzun kas gruplarından yeterli ölçüm verisi alınamayacaktır. Elektrotun yüzey alanı kadar şekli de önem teşkil etmektedir. Geçmişten günümüze, yüzey tip elektrotlar; genel kullanıma uygunluk ve maliyet bakımından dairesel olarak üretilmektedir. Bu elektrot şekli birçok uygulamada yeterli sonuç verse de son zamanlarda kullanımı yaygınlaşan bar tipi elektrotlara nispeten EMG sinyal kaliteleri düşüktür. Herhangi bir alan büyüklüğü için, eğer $l > 0.785n$ ise (l =uzunluk, n =genişlik) bar yapısı daha fazla kas lifi ile kesişecektir. 10mm uzunluk ve 1mm genişliğe sahip bir bar takriben 2,8 kat daha fazla kas lifinden ölçüm alınmasını sağlayacaktır. Bu nedenle bar yapısı daha fazla kas lifini temsil eden bir sinyal

sağlayacak ve ölçülen sinyalin genliği daha büyük olacaktır. Ayrıca bu karşılaştırmada hem bar tipinde hem de dairesel tipte, elektrot yüzeylerinin alanları aynı kaldığı için elektrotun baştan sona boyutu düşerken elektriksel karakteristikleri önemli ölçüde aynı kalacaktır. Şekil 3.6’da bu iki tip elektrotun standart yerleşim düzeni gösterilmiştir. Şekil 3.7’de ise elektrot çiftinin kas lifi üzerindeki konumunun, ölçülen EMG sinyalinin frekans dağılımı ve genliği üzerine etkisi görülebilir.



Şekil 3.6 A) Dairesel tip ve B) Bar tipi elektrotların kas lifi üzerindeki konumu.



Şekil 3.7 Elektrot konumunun frekans dağılımı ve genlik üzerine etkisi.

Daha önce de belirtildiği üzere referans elektrot, aktif elektrotlardan uzağa ve elektriksel aktivitenin en az olduğu noktaya yerleştirilmelidir. Elektrotun deri yüzeyi ile iyi bir elektriksel bağlantı sağlaması amacıyla en az 2x2cm'lik bir elektrot tercih edilmelidir.

Bunlar haricinde elektrot seçiminde, elektrotun üretildiği maddenin elektriksel iletkenliği, kimyasal yapısı ve mekanik dayanıklılığı da önemli birer etkidir. Elektrotlarda genellikle zehirli bileşen içermemeleri ve iyi birer iletken olmaları sebebiyle altın, platin, gümüş, tungsten, tantal ve alüminyum gibi metaller en çok tercih edilen metallerdir. Bakır iyi bir iletken olmasına karşın, vücutla zehirli bir tepkime oluşturabildiği için tercih edilmez [23, 83, 84].

Biyomedikal alanında kullanılan elektrotların yapılarına genel olarak bakılacak olursa: bir metal ile metal iyonlarının eriyiği birbirine temas ettirilirse, bu iki ortam arasında bir elektriksel potansiyel oluşur. Bu potansiyel, metal içi ve metal dışındaki iyon yoğunluğunun farkından meydana gelmektedir. Arakesitteki tabakalarda, yüklerin oluşması ile elektriksel denge sağlanır. Böylece metal taraftaki tabakada bir polarite yük dağılımı oluşurken, eriyik tarafındaki tabakada da karşı polarite yük dağılımı olur. Bunun yanı sıra tek bir elektrot ile mutlak elektrot potansiyelini belirtmek imkânsızdır. Elektrot ile iyonik solüsyon arasındaki potansiyeli ölçmek için diğer bir elektrik arakesite gereksinim vardır. Bundan dolayı bütün elektrot potansiyelleri belli bir referansa göre göreceli olarak verilir. Metal olmayan malzemeler de elektrot potansiyelleri oluştururlar. Mesela hidrojen ve bunun iyon eriyiği arakesitinde aynı yük dağılımı oluşur. Uluslararası anlaşmalara göre hidrojen elektrot, referans ve sıfır volt potansiyelli olarak kabul edilmiştir. Potansiyeller uygun bir iyonik solüsyona metal ve hidrojen elektrotlar yerleştirilerek ölçülen gerilimlerdir. Elektrot potansiyellerinin diğer bir kaynağı ise farklı iyon yoğunluklu sıvıların yarı geçirgen membranla ayrılması sonucu ortaya çıkan potansiyellerdir. Bu durumda ilgili denkleme Nerst denklemi denir ve aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln \left(\frac{C_1 f_1}{C_2 f_2} \right) \quad (3.1)$$

R : Gaz sabiti (8.315×10^7 erg/mol $\times$ °K)

T : Mutlak sıcaklık (Kelvin)

n : İyonun valans elektron sayısı

F : Faraday sabiti (96.500 coulomb)

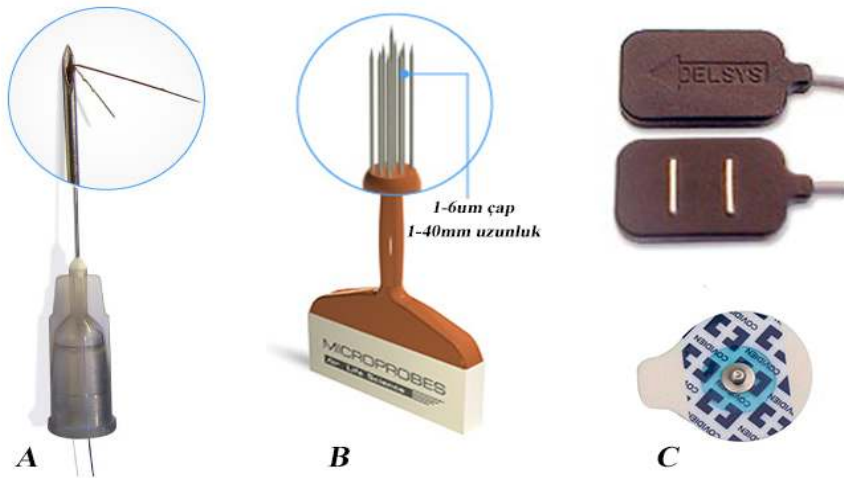
$C_{1,2}$: Ortamlardaki iyon yoğunlukları

$f_{1,2}$: Ortamlardaki iyonların aktivite katsayıları

f_1 ve f_2 katsayıları bütün iyonların şarjına ve iyonlar arasındaki uzaklığı bağlıdır. C_1/f_1 çarpımı ise elektrot potansiyeli için zorunlu olan iyon aktivitesidir. Eşitlikten de görüldüğü gibi elektrot potansiyeli membranın iki tarafındaki iyonların aktivite oranlarının logaritması ile orantılıdır. Mükemmel bir solüsyonda aktivite katsayıları 1'e yaklaşır [85].

Biyoelektrik olayları ölçmek için çok çeşitli elektrotlar kullanılmasına rağmen bunları genel olarak üç gruba ayırabiliriz. Bu elektrot tiplerine ait temsili görseller Şekil 3.8'de görülebilir.

- Mikroelektrot: Hücre içindeki ve hücre yanındaki biyo-potansiyelin ölçülmesinde kullanılır.
- Deri Yüzeyi Elektrotu: Kas (EMG), kalp (ECG) ve beyin (EEG) sinyalleri gibi sinyalleri deri yüzeyinden ölçmeye yarayan elektrot tipidir.
- İğne Elektrotu: Deri altına yerleştirilerek beyin veya belirli bir kas grubundaki biyo-potansiyeli ölçmek için kullanılan elektrot tipidir.



Şekil 3.8 A) İğne tip, B) Mikro tip, C) Yüzey tip, EMG elektrotları.

Bu üç elektrot tipide daha önce açıklanan metal-elektrolit arakesitleridir. Her bir elektrot potansiyeli, vücut elektrolitleri ile metal arasındaki iyon alışverişi oranına bağlıdır. Arakesitteki çift tabaka bir kapasite gibi davranır. Biyopotansiyel ölçmelerinde iki elektrot gerektiğinden gerçek potansiyel bu iki elektrotun potansiyellerinin farkına eşittir. Eğer iki elektrot aynı fiziksel, kimyasal ve elektriksel özelliklere sahip ise fark potansiyel oldukça küçük olup, değeri ölçme yapılan noktalar arasındaki iyonik potansiyel farkına eşittir. Eğer iki elektrot farklı özelliklerde ise, bu elektrotlar üzerinden kuvvetlendiriciye doğru bir DC akım akacaktır. Sonuçta oluşan bu polarizasyon veya DC gerilim ofset gerilimi olarak isimlendirilir ve gerçek fizyolojik olaylar için bir sabit hata oluşturur. Aynı özellikli iki elektrotun oluşturduğu ofset ise çok küçük olacaktır ve çoğu ölçüm için ihmal edilebilir niteliktedir. Ofset gerilimine ilave olarak elektrotun içerisindeki kimyasal aktivitelerde hata olarak nitelendirilecek voltaj değişimlerine yol açacaktır. Bu ve benzeri faktörler biyoelektrik sinyaller üzerinde gürültü olarak gözükür ve bu gürültüler özel malzeme seçimleri ve çeşitli işlemler ile azaltılabilir. Gümüş-gümüş klorür elektrotun en kararlı ve en uygun sonucu veren elektrot olduğu görülmüştür.

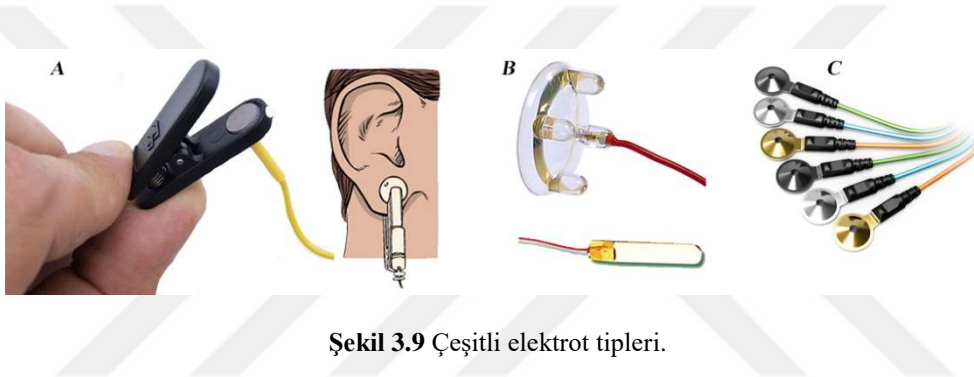
Elektrot empedansları elektrotun boyuna ve tipine göre değişim gösterir. Yüzey elektrotları 2-10k Ω arasında empedansa sahip olmalarına rağmen küçük iğne elektrotlar çok daha büyük empedanslara sahiptir. Yassı elektrotların empedansları ise daha düşüktür. İyi bir okuma ve kayıt yapmak için kullanılan yükseltecin giriş empedansının elektrot empedansından birkaç kat daha büyük olması istenmektedir.

İlk biyoelektrik potansiyel, tuzlu suyla dolu kovalara sol ayak ve kolları daldırarak yapılan deneylerle ölçülmüştür. İlerleyen yıllarda ise çeşitli denemelerle gelişmeler kaydedilmiş ve 1917'de plaka tipi elektrot bulunmuştur. Bunun dışında havası alınabilen tipten elektrotlar da kullanılmıştır. Bu iki tip elektrot bugün halen kullanımda olmasına rağmen zaman içerisinde kayma ve hareket etme gibi problemleri olması sebebiyle sıkça tercih edilmezler. Kaymadan dolayı elektrik potansiyeli ve elektrot empedansında değişiklik gözlenir.

İlerleyen yıllarda elektrot kaymalarını önlemek amacıyla metal ile deri arasına direkt temas yerine endirekt temas sağlayarak çalışan yüzey tipi elektrotlar geliştirilmiştir. Bu uygulamada, metal ile deri arasına bir elektrolitik pasta yerleştirilmesi sayesinde elektrolitik bir köprü oluşturulur. Ayrıca plastik kılıf ile deriyi bir arada tutması için iki tarafı yapışkan özellikli bir halkadan faydalanılır. Bilhassa astronotların ECG verilerini kaydetmek amacıyla kullanılan

spray-on elektrotları bu prensiple çalışmaktadır. Bu elektrotların diğer bir uygulamasında, elektrotlar yapıştırılırken yapışkan ve iletken bir madde (elektrolitik) deriye püskürtülür.

Geliştirilmiş olan bir diğer yüzey tipi elektrot, EEG ölçümlerinde referans elektrot olarak kullanılan ear clip (makas tipi) elektrottur (Şekil 3.9-A). Bu elektrot tipinin farkı boyutta üretilenleri ECG ölçümlerinde de sıkça tercih edilir. Başka bir yüzey tipi elektrot olan fitilli tip elektrotlar (Şekil 3.9-B), elektrolitik doldurulmuş yumuşak bir fitil ile metalin temas ettirilmesi ile oluşturulur. Bu tip bir elektrot daha çok diğer elektrotların basınç ve ağırlığına dayanamayan göz ve iç organlar gibi yerlerin potansiyellerinin ölçümünde kullanılır. Bir diğer elektrot tipi olan kafatası yüzey elektrotu (Şekil 3.9-C) ise 7mm çapında olup bir elektrolitik pasta ile temizlenmiş yüzeye yerleştirilir.



Şekil 3.9 Çeşitli elektrot tipleri.

EMG ölçüm işlemlerinde kullanılan yüzey elektrotları aktif veya pasif tipte olabilir. Pasif tipli elektrot, elektrot-deri arayüzü vasıtasıyla derideki akımı algılayan gümüş/gümüş-klorür bir algılama yüzeyinden oluşur. Bu tipte bir elektrot genelde, çok hassas ölçümler istendiğinde veya ölçüm cihazı çok eski olduğunda tercih edilir. Pasif elektrotlar çeşitli tiplerde olmakla birlikte genelde kayıt sistemine esnek kablolarla bağlı gümüş/gümüş-klorür bir diskten oluşur. Diskin çapı incelenen kas tipine bağlı olarak 1-5 mm arasında değişkenlik gösterir ve kullanımında iyi bir iletkenlik sağlayabilmek amacıyla elektrolite ihtiyaç duyulur. Bu nedenle çevresel etkilere karşı daha duyarlıdır.

Aktif elektrotlar çok yüksek giriş empedansına ($\geq 100\text{M}\Omega$) sahiptir ve bu nedenle elektrot-deri ara yüzeyine karşı daha az duyarlıdır. Bu tip elektrotlar sinyalin alındığı bölgeye yakın bir ön kuvvetlendirici cihaz içerir. Bu sayede deri yüzeyinden alınan sinyalin seviyesi ana kuvvetlendiriciye gönderilmeden önce bir miktar yükseltilmiş ve çevresel etkilere karşı dayanıklı hale getirilmiştir. Günümüzde aktif elektrotlar sıkça tercih edilir. Aktif yüzey elektrotları iki alt gruba ayrılabilir. İlki, ayrı bir toprak referansına ihtiyaç duyan elektrot tipi;

ikincisi ise elektrot paketi içerisinde üçüncü bir referans tabaka içeren elektrot tipidir. Burada belirtilen toprak referansı genelde, EMG kayıt sisteminde bir nötr referansı sağlamak için denek üzerinde uygun bir noktaya tutturulan bir adet jel veya tabakadır ve genelde aktif olmayan bir kasa ya da pasif dokuya yerleştirilir. Genellikle referans elektrot için 2*2 cm ebadı tavsiye edilir. Eğer daha küçük bir elektrot ebadı seçilecekse iletkenliği artırmak için elektrolit jeller tercih edilebilir.

İnce telli elektrotlar, Basmajian ve DE Luca'nın (1985) kas hareketlerini incelemek üzere geliştirdikleri ve günümüzde de onların tanımlamalarına sadık kalınarak üretilen elektrot çeşididir. Tel elektrotu, 2-3mm uzunluktaki iki telin birer uçlarının ısıtılıp birleştirilmesi ve ardından kaplanarak minelenmesi ile oluşturulmuştur. Böylece lif halindeki kasın iki ucuna uygulanabilecek iğne elektrot olarak kullanıma hazırdır. Küçük kas gruplarındaki sorunlara net olarak tanı konulabilmesi için daha çok iğne elektrotlar tercih edilir. [78].

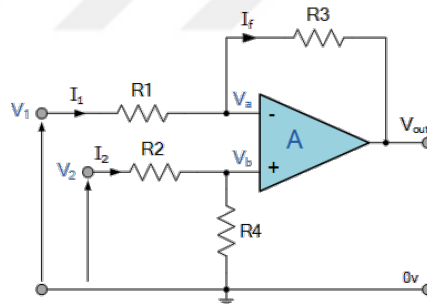
EMG sinyali, ister yüzey elektrotları ile deri yüzeyinden isterse tel/iğne elektrotlar ile vücut içerisinden ölçülsün her durumda EMG sinyal seviyelerinin 400µV ila 5mV arasında değişmesi nedeniyle her seferinde ön kuvvetlendirme, kuvvetlendirme ve sınıflandırma işlemlerine tabi tutulmaları gerekmektedir. Algılama elektrotu çoğunlukla bipolardır ve EMG sinyali diferansiyel olarak güçlendirilir. Gözlemlenen hareket potansiyelinin dalga şekli ise aktif liflere bağlı olan algılama elektrotu kontaklarının yönlendirilmesine bağlı olarak değişiklik gösterir.

3.4. EMG Üzerine Gürültü Olarak Etkiyen Faktörler

EMG sinyalinin vücuttan alınımından sonra yapılması gereken ilk işlemler, çalışma frekansını belirleyecek bir bant geçiren filtre ile çalışma alanını daha belirgin kılmak ve oluşan elektriksel gürültülerin arındırılması olacaktır. Alınan EMG sinyalinin orijinalliğinin korunması için minimum bozulma ve yüksek sinyal-gürültü oranı sağlayan elektrot ünitesi tasarlamak oldukça önemlidir.

Bir EMG sinyalinden maksimum miktarda bilgi edinimi için kayıt ve işleme cihazının sinyali lineer olarak işlemesi istenir. Özellikle sinyal kırılmamalı (tepeleri bozulmamalı) ve gereksiz filtrelemelere maruz bırakılmamalıdır. Radyo ve TV yayını, elektrik şebeke hattı, ampuller gibi cihazlar en temel çevresel gürültü kaynaklarındandır. Gerçekte her türlü

elektromanyetik cihaz elektromanyetik gürültü üretir ve vücudumuz elektromanyetik radyasyona maruz kalır. Çevresel gürültü kaynaklarının (50-60 Hz) baskın elektrik gürültü kaynağı olmasından dolayı, bu frekansta dar bantlı (notch) bir filtreye sahip cihazlar tasarlamak daha uygundur. Teorik olarak bu tip bir filtre güç hatlarından kaynaklanan istenmeyen frekansları yok eder fakat pratikte, EMG sinyalin yapısında bulunan frekans bileşenlerinde de kayıplara yol açacaktır. EMG sinyalin baskın enerji aralığının 50-100Hz bandında olması ve güç hattı probleminin çözümünde farklı teknikler bulunması nedeniyle notch filtrelerin kullanımı tavsiye edilmez. Bu amaçla çoğunlukla diferansiyel amplifikatörler kullanılmaktadır. Temel bir diferansiyel amplifikatör devresi Şekil 3.10'da görülebilir. Diferansiyel amplifikasyon tekniğinde; iki ayrı bölgeden alınan sinyallerin farkı alınır ve bu fark kuvvetlendirilir. Sonuç olarak, her iki algılama bölgesinde ortak olan sinyaller yok edilecek ve bu bölgelerde farklılık arz eden sinyaller çıkışta kuvvetlendirilmiş olacaktır. Bu sayede algılama bölgelerine yakın olan EMG sinyalleri kuvvetlendirilecek ve bu bölgelere uzak olan güç hattı sinyalleri gibi parazit sinyaller yok edilmiş olacaktır. Seçilen kuvvetlendiricinin çalışma aralığı yüzey elektrotu için 20-500 Hz, iğne veya tel elektrot için ise 20-10000Hz aralığında olmalıdır. EMG işaretleri bu sayede frekans ve zaman uzaylarında incelenebilir [86].



Şekil 3.10 Diferansiyel Amplifikatör.

Deri-elektrot bağlantı noktaları arasındaki empedans kuru deri için $k\Omega$ 'dan $M\Omega$ seviyelerine kadar değişiklik gösterebilir. Girişteki yüklenmeden dolayı, algılanan sinyalin zayıflamasını veya bozulmasını engellemek için diferansiyel amplifikatörün giriş empedansı, çalışmasında ek sorunlara yol açmamak kaydıyla mümkün olduğunca büyük seçilmelidir. Günümüzde bu değer 5pF'lık bir kondansatöre paralel bağlı olarak 10-12M Ω seviyelerinde seçilmektedir. Giriş empedansının büyüklüğü ile birlikte iki algılama bölgesinin empedansları arasındaki denge oldukça önemlidir.

Yüksek giriş empedansı, diferansiyel kuvvetlendiricinin girişinde kapasitif kuplaj (capacitance coupling) olarak bilinen bir probleme yol açmaktadır. Diferansiyel kuvvetlendiriciye giren kablolarla güç hattı arasında meydana gelen küçük bir kapasite, kuvvetlendiricide güç hattı gürültü sinyali oluşmasına neden olacaktır. Bu durum, kişinin elini televizyon antenine yakın bir yerde tutması ile televizyon sinyalinin kuvvetlenmesi şeklinde oluşan olaya benzerdir. Çözümü ise diferansiyel amplifikatörün elektrot algılama yüzeyine mümkün olduğunca yakın yerleştirilmesidir. Bu çözüm aktif elektrot olarak bilinen elektrot tipini ortaya çıkarmıştır. Bu yapılandırmanın bir diğer yararı da amplifikatör çıkış empedansının 10Ω seviyelerine kadar düşürülebilmesidir. Bu tip önlemlere rağmen EMG sinyali üzerine bir miktar gürültü etki edecek ve sinyalde bozulmalara neden olacaktır. Sinyal-gürültü oranı, 12dB/oct'lık (decibel/octave) bir kazançla 20-500Hz'lik bir aralıkta filtrelenerek artırılabilir. Bu filtreleme işlemi genellikle aktif elektrotun dışına yerleştirilmiş kuvvetlendirici kısmında yapılır.

Deri, vücudun her bölgesinde değişkenlik gösteren bir yapıya sahiptir. Bunun yanı sıra deri üzerinde bulunan tüyler ve ölçüm esnasında oluşan terleme ölçümün kalitesini etkileyecek ve deri-elektrot ara yüzeyinin empedansında değişime yol açarak sinyal üzerinde gürültüye sebebiyet verecektir. Bahsi geçen bu sorunlar günümüzde aktif elektrot ve elektrolit sıvıları ile büyük oranda çözüme kavuşturulmuştur. Doğru bir şekilde tasarlanmış bir elektrot ile deri teması sağlandıktan sonra tipik olarak elektrotun 1-2sn içerisinde kararlı hale gelmesini sağlayan bir kimyasal reaksiyon oluşur ve ölçüm boyunca bu reaksiyon devam eder. Fakat burada önemli nokta kimyasal reaksiyonun deride oluşan ter ve nemden kaynaklanan elektriksel karakteristik değişikliklerinden etkilenmeyerek, ölçüm boyunca kararlılığını korumasıdır. Bu nedenle de elektrotun kimyasal yapısı önem arz etmektedir.

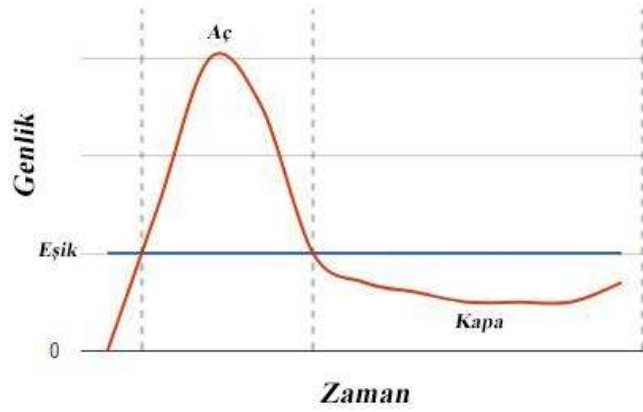
Bir diğer gürültü kaynağı da elektrotun deri yüzeyindeki hareketi veya elektrot kablosundaki harekettir. Bu elektriksel gürültülerin frekansı 0-20Hz aralığındadır. Kablo hareketinden kaynaklanan gürültü aktif elektrot tasarımı ile engellenebilirken elektrotun kaymasından kaynaklanan gürültü uygun mukavemeti sağlayacak bir yapıstırıcı yardımıyla önlenabilir. Ayrıca EMG sinyalinin quasi-random yapısı nedeniyle 0-20Hz aralığındaki bileşenlerinin kararsız yapıda olmasına ve gürültü olarak görülmesine neden olmaktadır. Bu frekans aralığındaki bileşenler sinyalden çıkarılmalıdır [75].

3.5. İşlenmiş EMG Verileri ile Denetim Yöntemi Seçimi

Denetim yöntemi; işlenmiş, analiz edilmiş ve sınıflandırılmış EMG verilerinin aktüatöre hangi şartlar çerçevesinde uygulanacağını belirler. Her kullanıcı için seçilen yöntem birbirinden farklı olacağı gibi yöntemin seçimi de birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörler içerisinde; sinyalin alındığı kasların konumu, yerleşimi, karakteristiği, bireyin fizyolojik yapısı, elektrotların türü, işaret işleme aygıtlarının yapısı, kontrol edilecek aktüatörün özellikleri ve bireyin bilişsel yeteneği sayılabilir. Denetim sistemi, aktüatörü oransal veya sayısal olmak üzere iki farklı şekilde denetler. Oransal denetimde, aktüatörün hızı, kuvveti, konumu gibi değişkenler sinyalin genlik ve frekansına bağlı olarak oransal şekilde ayarlanabilmektedir. Sayısal denetimde ise sinyalin genliği belirlenen eşik değeri aştığında veya eşik değerin altına düştüğünde aktüatör aç/kapa şeklinde kontrol edilebilmektedir. Kullanıcı birey, oransal denetimde protez uzvun denetimini etkin bir şekilde yapabildiğinden gerçekçi parmak hareketleri gibi hassas hareketlerin oluşturulmasında bu denetim yöntemi tercih edilir. Düşük maliyetli erişilebilir ticari protez ellerde ise çoğunlukla nesneyi kavrayabilecek üç parmak yapısı tercih edildiği için kolay uygulanması açısından sayısal denetim yöntemi bu uygulamalarda sıkça kullanılır. Ashok Muzumdar 2004 yılında kaleme aldığı bir yazıda ticari protez ellerde yaygın olarak kullanılan altı farklı denetim yöntemini özetlemiştir [87].

3.5.1. Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi

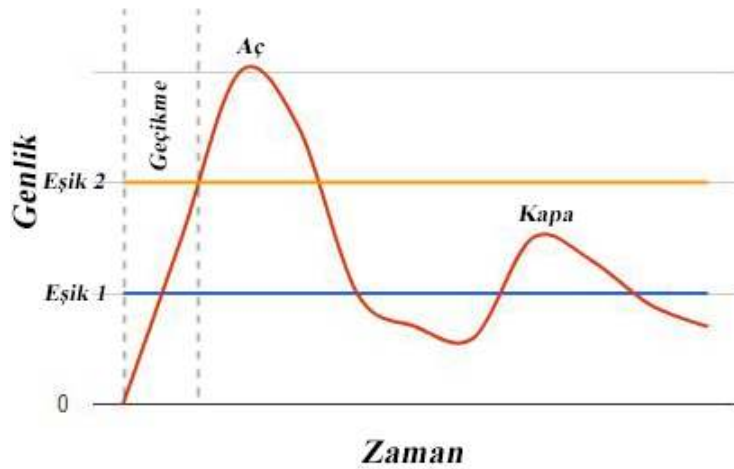
Bu yöntemde tek bir EMG sensöründen alınan ve işlenen sinyal tek bir eşik seviyesine göre değerlendirilir. Yönteme ait grafik Şekil 3.11’de görülebilir. Bu eşik seviyesi ve seviyenin alt/üst kısımlarında ki aktüatör davranışı uygulamaya göre farklılık gösterebilir. Örneğin bir protez elin, belirlenen eşik seviyesinin altında kapalı, eşik seviyesinin üzerinde ise açık olması istenebilir. Karmaşık protez uygulamaları için uygun bir yöntem olarak görülmez ve tercih edilmez. Üç yaşından küçük çocuklarda kas hareketleri çoğunlukla içgüdüsel ve istemli hareketleri yerine getirebilecek kabiliyete sahip değildir. Bu nedenle üç yaşından küçük çocuklar için uygun bir yöntemdir.



Şekil 3.11 Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi örnek şeması.

3.5.2. Tek Girişli İki Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi

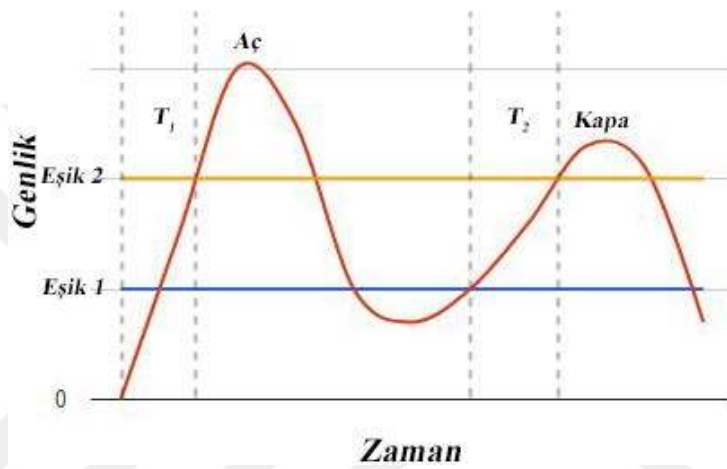
Bu yöntemde de ilk yöntemle benzer olarak tek veri girişi vardır. Ancak farklı olarak iki eşik değeri sayesinde aktüatörün iki farklı hareketi istemli olarak yerine getirmesi sağlanabilir. Şekil 3.12’de bu durum gösterilmektedir. Örneğin protezde eli açma/kapama ya da ön kolu yukarı/aşağı hareket ettirme işlemleri denetimli olarak gerçekleştirilebilir. Bu yöntemde ilk eşik aşağısı nötr bölgedir ve bu bölgede hiçbir hareket gerçekleştirilmez. Karar mekanizması içerisinde bir gecikme süresi belirlenir. Bu süre içerisinde sinyalin genliği yalnızca birinci eşik aşabiliyorsa aktüatör de birinci hareket gerçekleştirilir. Genlik her iki eşik de aşabilirse bu durumda da aktüatör de ikinci hareket gerçekleştirilir. Bu yöntemde ki gecikme süresi, genliğin ikinci eşik aşımına doğru gittiği durumlarda birinci eşikten sonra birinci hareketin istem dışı gerçekleşmesini önlemek amacıyla konulmuştur.



Şekil 3.12 Tek Girişli İki Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi örnek şeması.

3.5.3. Tek Girişli Oransal Kontrol Yöntemi

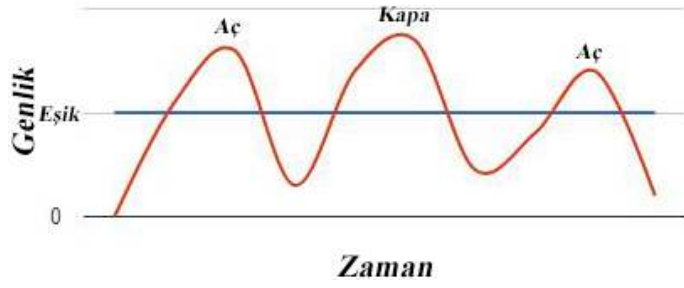
Tek girişli oransal kontrol yönteminde aktüatörün gerçekleştireceği hareketi belirlemek için kullanılan ölçüt EMG sinyalinin birinci eşikten ikinci eşiğe yükseliş süresidir. İlgili grafik Şekil 3.13'te görülebilir. Sinyalin yükseliş süresi daha önce belirlenmiş limit değerden daha düşükse (T_1) aktüatör birinci fonksiyonunu, limit değerden daha yüksekse (T_2) ikinci fonksiyonunu yerine getirecektir. Sinyalin ikinci eşiği aşmadığı durumlarda hiçbir fonksiyon yerine getirilmez.



Şekil 3.13 Tek Girişli Oransal Kontrol Yöntemi örnek şeması.

3.5.4. Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli Sıralı Kontrol Yöntemi

Sıralı hareket yönteminde, tek bir eşik değeri belirlenmiştir ve bu eşik değeri her aşıldığında aktüatörün birbirinin zıttı olan iki hareketten birini yapması sağlanır. Bu durum Şekil 3.14’te görülebilir. Örneğin yalnızca açma/kapama fonksiyonu olan bir protez elde eşik değeri aşan ilk sinyalde el açılmış ise eşik değerin ikinci kez aşımında el kapanacaktır ve üçüncü kez aşımında el tekrar açılacaktır. Yanlış değerlendirmelerin önüne geçilmesi amacıyla aktüatöre gönderilen her komuttan sonra diğer komutun gönderimine kadar bir miktar gecikme süresi mevcuttur. Bu yöntem kullanıcının, bir sonraki aktivasyonda protezin hangi hareketi yapacağından emin olmasını sağlar.



Şekil 3.14 Tek Girişli Tek Eşik Seviyeli Sıralı Kontrol Yöntemi örnek şeması.

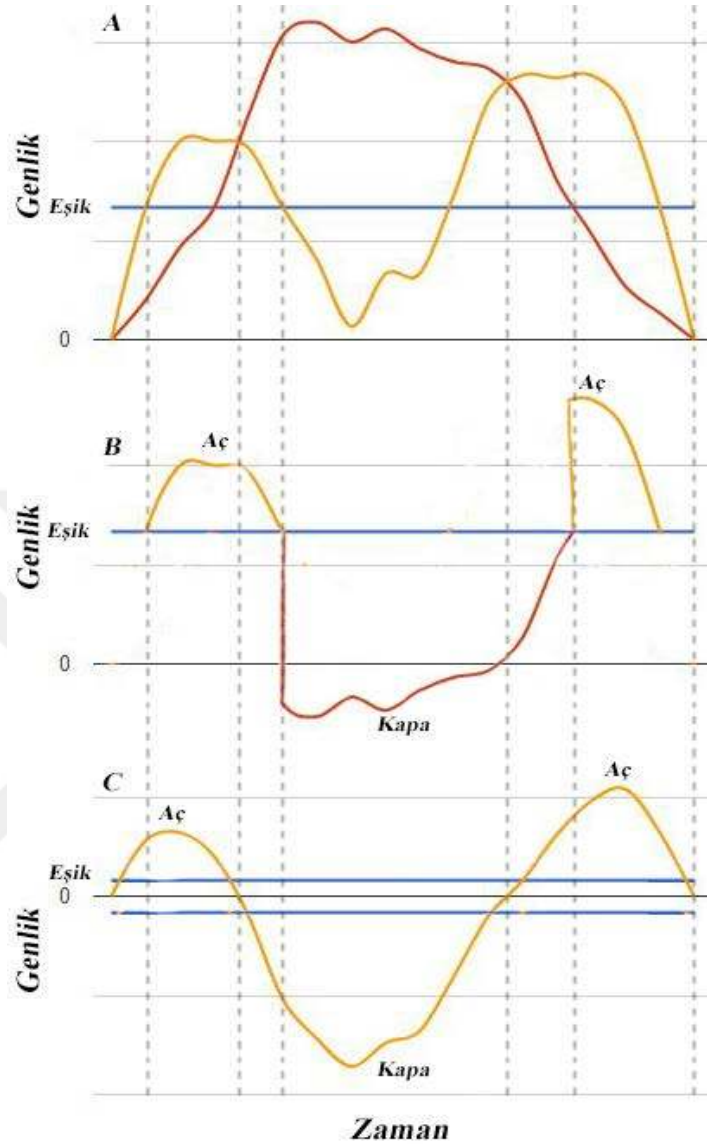
3.5.5. İki Girişli Oransal Kontrol Yöntemi

Uygulaması diğer yöntemlere kıyasla zor olmasına rağmen protez uzuvlarda çokça tercih edilen bir yöntemdir. Kullanıcının deneyim ve tercihlerine bağlı olarak aktüatör aç/kapa veya oransal şekilde kontrol edilebilir.

- **Aç/Kapa:** Bu yöntemde, örneğin el protezi için ekstansör ve fleksör kaslardan (Şekil 3.15) sinyaller edinildiğinde; eşik değeri aşan ilk sinyal ekstansör kaslardan edinilen sinyal ise el açılır ya da eşik değeri aşan ilk sinyal fleksör kaslardan edinilen sinyal ise el kapanır. Bu yöntem, ilk gelen ilk hizmet eder şeklinde de özetlenebilir.
- **Oransal Denetim:** Aç/kapa yöntemine benzer olarak ekstansör veya fleksör kaslarından biri tek başına kasılıyorsa ilgili işlem sinyalin genliği ile orantılı şekilde gerçekleştirilir. Ancak farklı olarak ekstansör ve fleksör kaslardan her ikisi de kasılıyorsa aktüatörün gerçekleştireceği işlem bu iki kas grubundan alınan sinyallerin genlikleri farkı ile orantılı olarak gerçekleştirilecektir. Her iki denetim yöntemine ait görsel Şekil 3.16'da görülebilir.



Şekil 3.15 Kol üzerindeki fleksör ve ekstansör kaslar.



Şekil 3.16 İki Girişli Oransal Kontrol Yöntemi örnek şeması (A:Orijinal Sinyal, B:Aç/Kapa Yöntemi, C:Oransal Denetim)

3.5.6. Mod Anahtarlama Kontrol Yöntemi

Bu yöntemde en az iki girişten alınan EMG sinyalleri kullanılır ve birden çok aktüatör kontrol edilebilir. Örneğin el ve bilek kısımlarında aktüatör bulunan bir protezde yalnızca ekstansör kasların kasıldığı durumda elin kapandığı ve yalnızca fleksör kasların kasıldığı durumlarda elin açıldığı bir senaryoda her iki kas grubunun da aynı anda kasılması bir sonraki işlem için kontrol edilen aktüatörün el değil bilek aktüatörü olmasını sağlayacaktır. Ekstansör kaslar yine tek başına kasılırsa bilek sağa doğru, fleksör kaslar tek başına kasılırsa da bilek sola

doğru dönecektir. El aktüatörü tekrar kontrol edilmek istendiğinde her iki kas grubunun bir arada kasılması yeterli olacaktır. Aktüatör kontrolleri oransal veya sayısal olabilir. Mod Anahtarlama Kontrol yöntemi kasların zayıf veya güçlü kasıldığı durumlar için çok farklı senaryolarda uygulanabilir.

Yıllar içerisinde tüm bu temel yöntemlerin haricinde deneysel veya ticari farklı kontrol yöntemlerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalarda gerçekleştirilmiştir. Kauken ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptıkları bir çalışmada dirsekten aşağı kol bölümü bulunmayan bir hastada dört ana kol siniri uzun süreli bir cerrahi operasyonla göğüs kaslarına yönlendirilmiştir. Tedavi süreci sonunda hedef kaslardan EMG sinyalleri edinilmiş; el, bilek ve kolları da kapsayan on altı farklı harekete ait EMG verilerinin kaydedilmesi mümkün olmuştur. Oluşturulan sınıflandırma algoritması ile de veriler istenen hareketleri sağlayacak şekilde %95 doğrulukla sınıflandırılabilmiştir [88]. Bu yöntemin negatif yönü ise yıllar süren tedavi/alışma süreci ve çok yüksek maliyetlerdir.

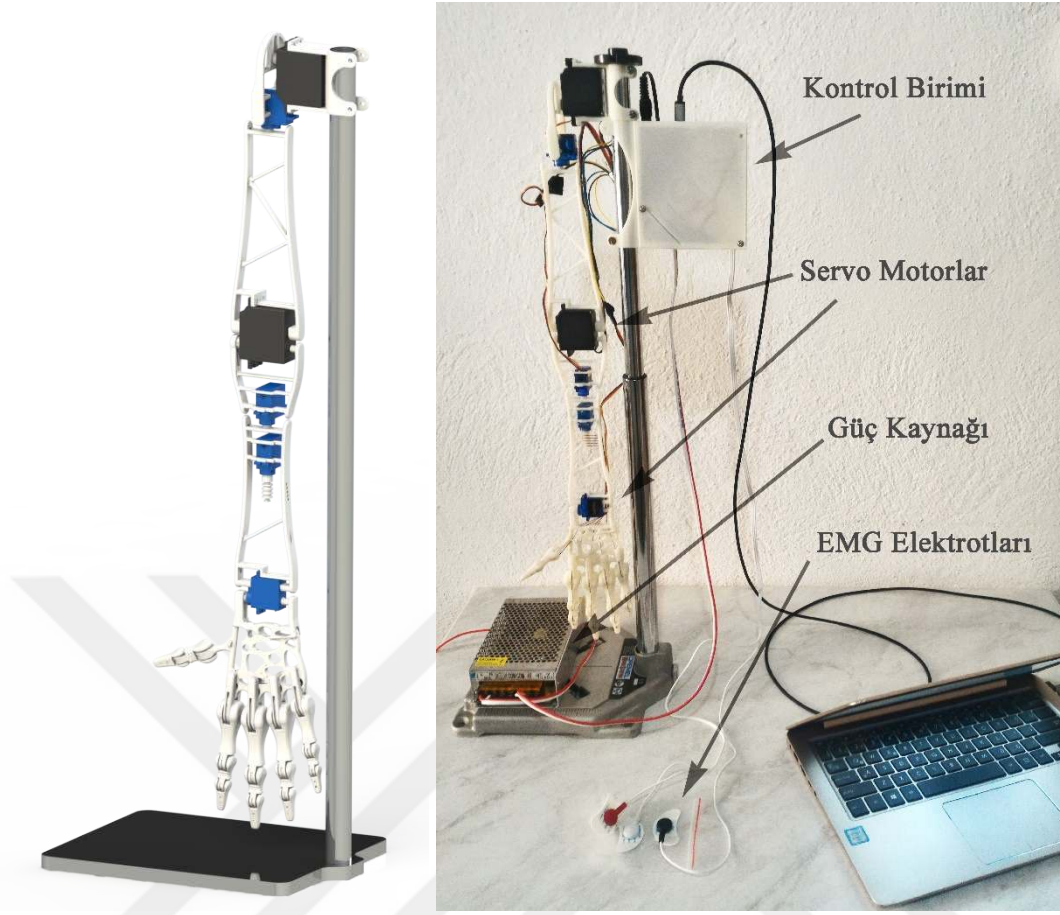
4. ROBOT KOL PROTOTİPİNİN ÜRETİMİ VE TESTİ

Tez kapsamında tasarımı, üretimi ve testi gerçekleştirilen robot kol ve bu kolda kullanılan sensör, aktüatör ve devre kartlarına bu bölümde yer verilmiştir.

4.1. Robot Kol Prototipi

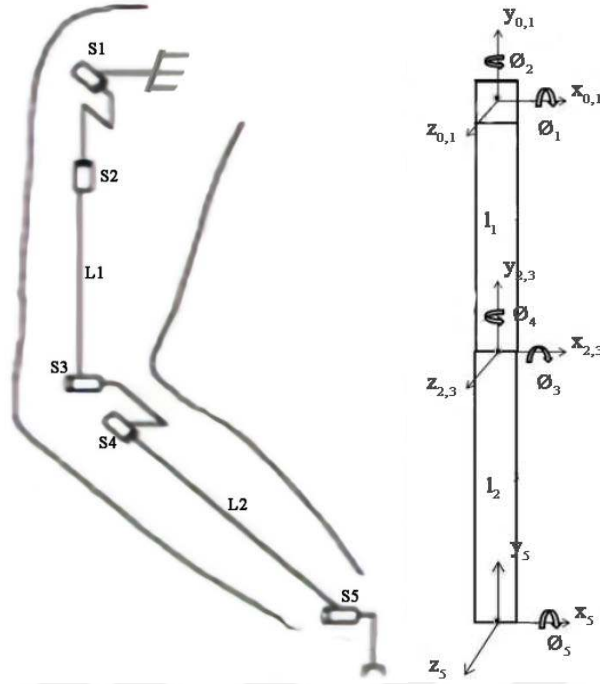
Tez kapsamında prototipi üretilecek robot kolun tasarımında ki temel kıstas, insan kolunun esneklik ve fonksiyonelliğini mümkün olan en düşük serbestlik derecesinde sağlayabilmektir. Ayrıca yapılacak tasarımında düşük maliyetli ve hızlı üretilebilir olması hedeflenmektedir. Bu nedenle robot kol; 2 DOF omuz eklemi, 1 DOF dirsek eklemi ve 2 DOF bilek eklemi olmak üzere 5 DOF olarak tasarlanmıştır. Literatürde yalnızca parmakların hareketi ve elin tutma şekilleri üzerine birçok çalışma mevcuttur. Bu nedenle tez kapsamında elin tutuş ve kavrama hareketlerinden ziyade tüm kolun hareketlerine odaklanılmıştır. Bu nedenle robotik el, insan elinin eklem yapısına sahip şekilde tasarıma dahil edilmiş olsa da eli kontrol edecek aktüatör ele yalnızca açma/kapama hareketini yaptıracaktır.

Tasarımda eklem ve giriş ölçülerinin belirlenmesinde yetişkin bir insanın kol kemik ölçüleri baz alınmış, ardından tasarımın sadeleştirilmesi ve aktüatörlere binen yükün azaltılması amacıyla tüm model $\frac{1}{4}$ oranında küçültülmüştür. SolidWorks programı kullanılarak tasarlanan robot kolun bilgisayar modeli ve üretilmiş hali Şekil 4.1’de görülebilir. Tasarlanan tüm parçaların üretimi üç boyutlu yazıcıda Polilaktik Asit (PLA) olarak isimlendirilen bitkisel bazlı bir termoplastik kullanılarak üretilmiştir. Üç boyutlu yazıcılarda içi boş kirişli yapıların üretiminin mümkün olması nedeniyle tüm yapının aktüatörler hariç ağırlığı 97gr, aktüatörler dahil ağırlığı ise 220gr olmuştur. Robot kol, deneylerin gerçekleştirilmesi amacıyla metal bir kaide üzerine monte edilmiştir.



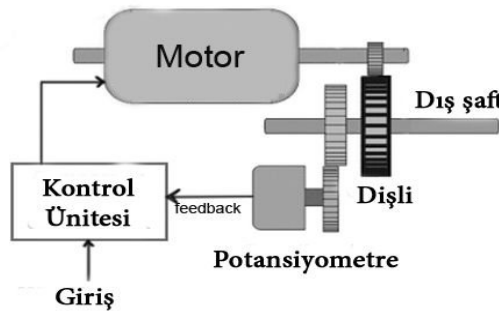
Şekil 4.1 Robot kol tasarımı ve deney düzeneği.

Kinematik model, robot kolun hareket alanının bilinmesinde ve hareketlerinin kestirilmesinde önemli rol oynar. Ayrıca robot kolun uç noktasının çalışma uzayında gideceği konum için gerekli aktüatör açıları da bu kinematik modeller aracılığıyla belirlenebilir. Tasarlanan robot kola ait koordinat sistemi Şekil 4.2’de verilmiştir. Modelde gösterilen “Ø”ler her bir eklemin açısal yer değiştirmesini, “L”ler uzuv uzunluklarını ifade eder. Tasarımda $\varnothing_1$, $\varnothing_2$, $\varnothing_3$, $\varnothing_5$ eklemleri $0-90^\circ$; $\varnothing_4$ eklemi ise $0-180^\circ$ hareket edebilir durumdadır. L_1 uzvunun uzunluğu 215mm, L_2 uzvunun uzunluğu 185mm, kolun omuzdan parmak ucuna kadar olan uzunluğu ise 570mm’dir.



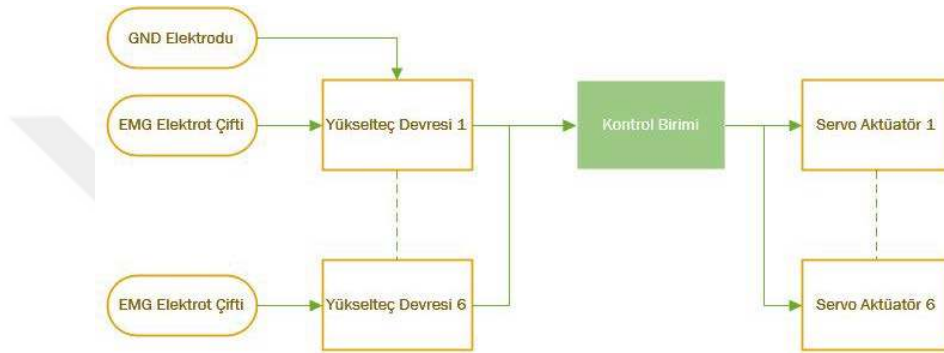
Şekil 4.2 Robot kolun koordinat sistemi.

Robot kolda tüm eklemlerin kontrolünde servo aktüatörler tercih edilmiştir. Bunun nedeni çok küçük boyutlu olmalarına rağmen dişli sistemleri sayesinde yüksek tork sağlayabilmeleridir. Ayrıca düşük gerilim (3-5V) ve düşük akım (100mA) ile çalışabilirler. Dahili geri besleme sistemi ve kontrol devresi sayesinde istenilen açıya hızlıca ($0.1\text{sn}/60^\circ$) ulaşarak konumlarını enerjili kaldıkları sürece koruyabilirler. Harici sensörlere ihtiyaç duymadan pozisyon bilgisi sağlaması ve kolay kontrol edilebilir olması hem kontrol sisteminin hem de mekanik sistemin daha basit olmasını sağlamaktadır. Temel bir servo motorun iç yapısı Şekil 4.3'te görülebilir. Tüm prototipte iki farklı model servo motor kullanılmıştır. İlk model olan SG90 servo motor 9gr ağırlığa ve 1,3kg.cm torka sahiptir. İkinci model olan ZS-S2113 ise 43gr ağırlığa ve 2,8kg.cm torka sahiptir. Her iki servo motor da milini $0-180^\circ$ döndürebilir özelliktedir.

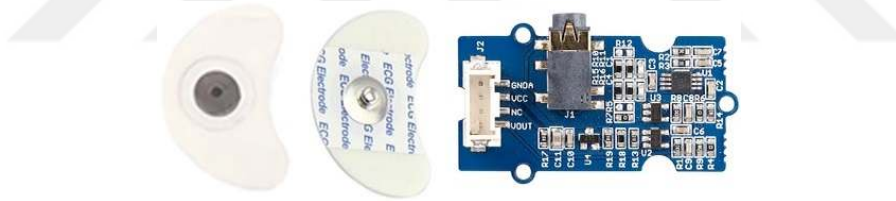


Şekil 4.3 Servo motor iç yapısı.

EMG sinyalinin alınması için tek kullanımlık Ag/AgCl (Gümüş/Gümüş Klorür) pasif yüzey elektrotlar kullanılmıştır. Elektrot üzerinde bulunan dahili jel tabaka EMG sinyalinin kalitesini artırmaktadır. Ucuz ve erişilebilir olması nedeniyle bu elektrotlar tercih edilmiştir. Elektrotlardan alınan sinyal ön yükselteç kartından (Seed Studio, Grove EMG Detector) geçirilerek mikrodenetleyicinin (MCU) 10 bit analog girişine verilmiştir. Elektronik aksamaya ait blok diyagram Şekil 4.4'te, kullanılan elektrot ve yükselteç devresi ise Şekil 4.5'de görülebilir. Kontrol birimi olarak on iki adet 10 bit analog-dijital konvertör ve yedi adet PWM çıkışı barındıran Atmega 32U4 mikrodenetleyicisi tercih edilmiştir.

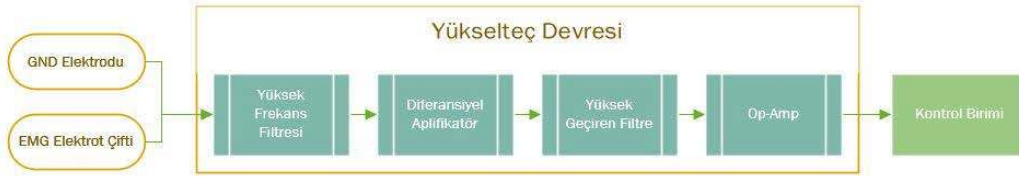


Şekil 4.4 Kontrol devresi blok diyagramı.

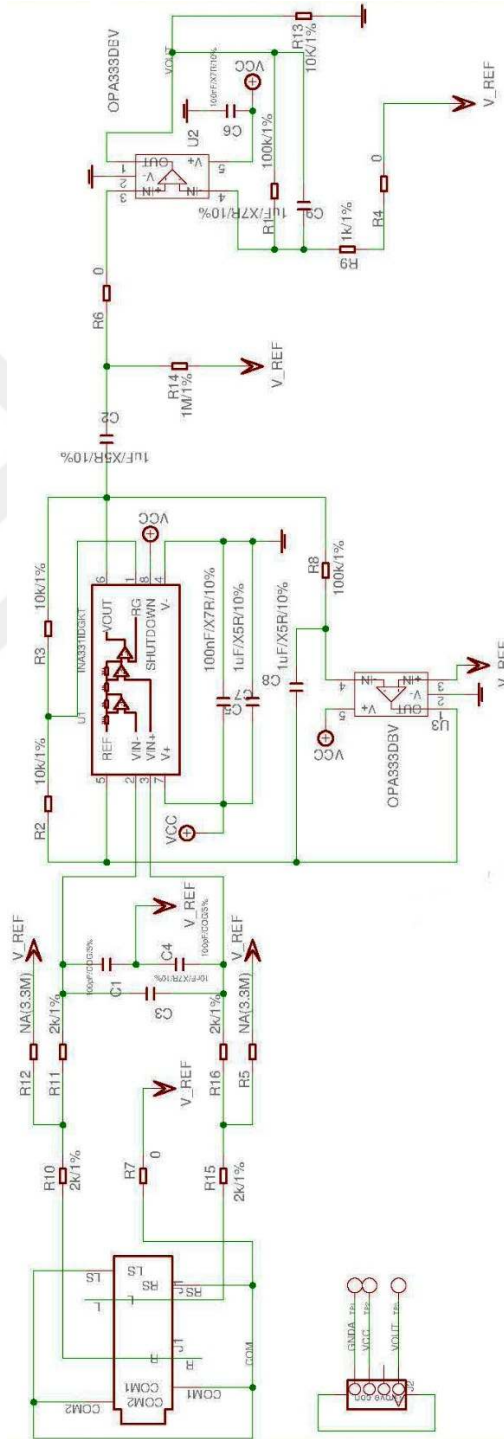


Şekil 4.5 EMG elektrotu ve ön yükselteç kartı.

Birçok sinyal gibi EMG sinyalleri de düşük genliklidir ve gürültü faktörlerinden etkilenir. Prototipte kullanılan yükselteç devresi; yüksek frekans filtresi (HF Rejection), instrumental amplifikatör, yüksek geçiren filtre (High-Pass Filter) ve operasyonel amplifikatör (Op-Amp) devreleri olmak üzere dört ana bölümden oluşur (Şekil 4.6). Alınan EMG sinyalinde ki yüksek frekanslı gürültü bileşenleri devre üzerindeki yüksek frekans filtresi tarafından filtrelendirir. Ardından sinyal, elektrotlar arasındaki empedans farklarından doğacak sinyal bozukluklarının engellenmesi ve sinyalin kuvvetlendirilmesi için instrumental amplifikatör üzerinden geçirilir. Daha sonra düşük genlikli parazitlerin engellenmesi için yüksek geçiren filtreden geçirilen sinyal operasyonel amplifikatör ile yükseltilir ve çıkışa iletilir. Ön yükselteç devresinin devre şeması ise Şekil 4.7'de görülebilir.



Şekil 4.6 Ön yükselteç devresi blok diyagramı.



Şekil 4.7 Ön yükselteç devresi devre şeması.

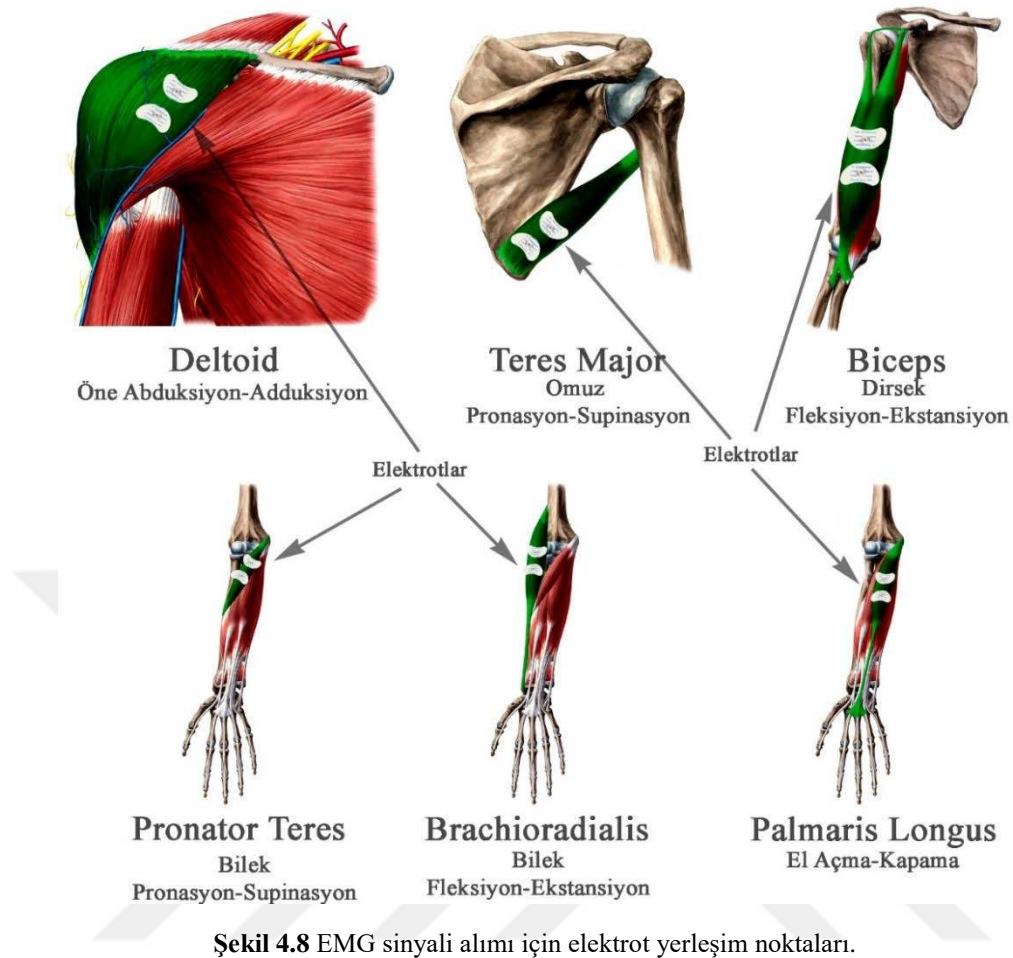
4.2. Sinyalin Alınması ve İşlenmesi

EMG sinyalleri karmaşık, rastlantısal ve zayıf yapıdadır. Bu nedenle sinyal alırken aşağıdaki maddelere dikkat edilmiştir.

- Elektrot yerleşimi, hedef kas dışındaki kaslardan en az etkilenecek şekilde uzak bir konumda olmalıdır.
- Elektrot çifti, hedef kasın en aktif bölgesine, kas liflerine paralel şekilde yerleştirilmelidir.
- Referans elektrotu, kas aktivitesinin az olduğu veya hiç olmadığı el yüzeyi veya dirsek gibi noktalara yerleştirilmelidir.
- Elektrotlar arası mesafe sinyalin genliğini etkileyeceği için tüm ölçümlerde elektrotlar arası mesafe sabit tutulmalıdır.
- Deri empedansı sinyal kalitesini büyük oranda etkileyeceği için sinyal alımı yapılan bölge daima temiz tutulmalıdır.

Uygulama kapsamında EMG sinyalinin alınması için tek kullanımlık Ag/AgCl pasif yüzey elektrotları kullanılmıştır. Elektrot üzerinde bulunan dahili jel tabaka EMG sinyalinin kalitesini artırmaktadır. Ucuz ve erişilebilir olması nedeniyle bu elektrotlar tercih edilmiştir. Her bir eklem için iki sinyal elektrotu kullanılmış, referans elektrotu ise tüm eklemler için ortak kullanılmış ve el üzerine yerleştirilmiştir. Her bir eklem hareket için birden fazla kas hareket ediyor olsa da sistemin sadeliğinin sağlanması için harekete en çok etki eden kas üzerinden sinyal alımı yapılmıştır.

Sinyal alımında her kas için iki elektrot kullanılmış, elektrotlar arası mesafe 5cm olacak şekilde ayarlanmış ve sinyallerin daha sonra karşılaştırılabilmesi için tüm kaslarda bu mesafe sabit tutulmuştur. Tez çalışmasında EMG sinyalleri, kolun çeşitli yerlerindeki 6 farklı kas üzerinde on iki farklı noktadan alınmıştır. EMG sinyalinin alındığı kaslar, kasın konumu ve elektrot konumları Şekil 4.8’de gösterilmiştir.



Şekil 4.8 EMG sinyali alımı için elektrot yerleşim noktaları.

Prototipin testi için anatomik duruşu baz alan altı farklı hareket belirlenmiştir. Bu hareketler Şekil 4.9-15’de görülebilir. Her bir hareketin başlangıç pozisyonu olarak; vücudun dik, ellerin yanda serbest salınmış ve avuç içinin vücudun önünü gösterdiği anatomik pozisyon tercih edilmiştir. Yalnızca omuz pronasyon-supinasyon hareketinde ve bilek pronasyon-supinasyon hareketinde eklemlerin daha rahat harekete geçirilebilmesi için dirseğin 90° bükülü ve avuç içinin yukarıyı gösterdiği bir kol pozisyonu başlangıç pozisyonu olarak tercih edilmiştir. Tüm hareket deneyleri bir hareket çifti şeklinde gerçekleştirilmiş, ilk hareket eklemi anatomik pozisyonundan çıkarırken ikinci hareket anatomik pozisyonuna tekrar getirmiştir. Örnek olarak ele yaptırılan fleksiyon hareketi eli yumruk haline getirirken devamında gerçekleştirilen ekstansiyon hareketi eli yeniden anatomik pozisyona getirmektedir. Algoritmada eşik seviyelerini belirlemek için her bir hareket grubunda 30’ar kayıt alınmıştır. Kayıtlarda bir hareketin gerçekleştirilme süresi 2sn ve diğer harekete geçişten önce beklenecek süre 5sn olarak belirlenmiştir. Bu şekilde hareketlere ait EMG sinyallerinin birbirine karışması önlenmiştir. Daha sonra prototip robot kol üzerinde gerçek zamanlı hareket testlerine

geçilmiştir. Veri alımı ve deney sırasında gerçekleştirilen altı harekete ait detay Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1 Deneyde kullanılan hareketlere ait detaylar.

MCU Analog Giriş	Hareket	Hareket Açısı	Hedef Kas	Elektrot Konumu (5cm aralıklı)
A0	Omuz Abduksiyon-Adduksiyon	0-90°	Deltoid	Kasın ön liflerinin üst yarım bölgesi
A1	Omuz Pronasyon-Supinasyon	0-90°	Teres Majör	Kasın sırt taraf yarım bölgesi
A2	Dirsek Fleksiyon-Ekstansiyon	0-90°	Biceps	Kasın orta 1/3’lük bölgesi
A3	Bilek Pronasyon-Supinasyon	0-180°	Pronator Teres	Kasın dirseğe yakın uç bölgesi
A4	Bilek Fleksiyon-Ekstansiyon	0-90°	Brakioradialis	Kasın dirseğe yakın 1/3’lük bölgesi
A5	El Açma-Kapama	0-90°	Palmaris Longus	Kasın dirseğe yakın 1/3’lük bölgesi



Şekil 4.9 Anatomik Duruş.



Şekil 4.10 Omuz Öne Abduksiyon-Adduksiyon Hareketi.



Şekil 4.11 Omuz Pronasyon-Supinasyon Hareketi.



Şekil 4.12 Dirsek Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketi.



Şekil 4.13 Bilek Pronasyon-Supinasyon Hareketi.

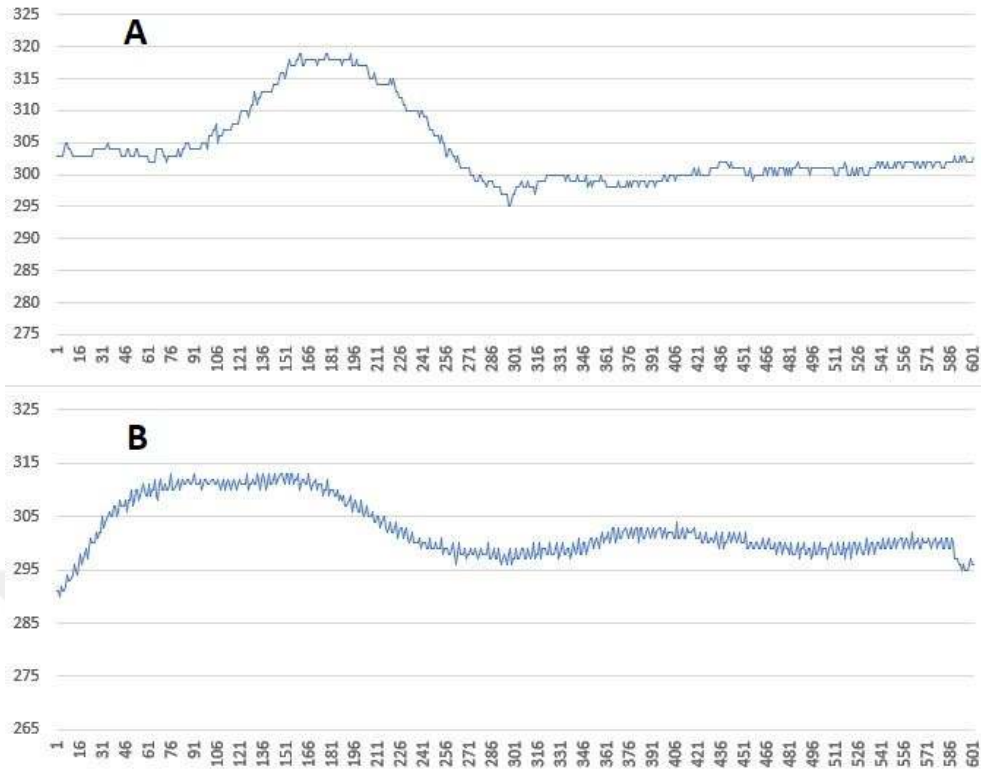


Şekil 4.14 Bilek Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketi.



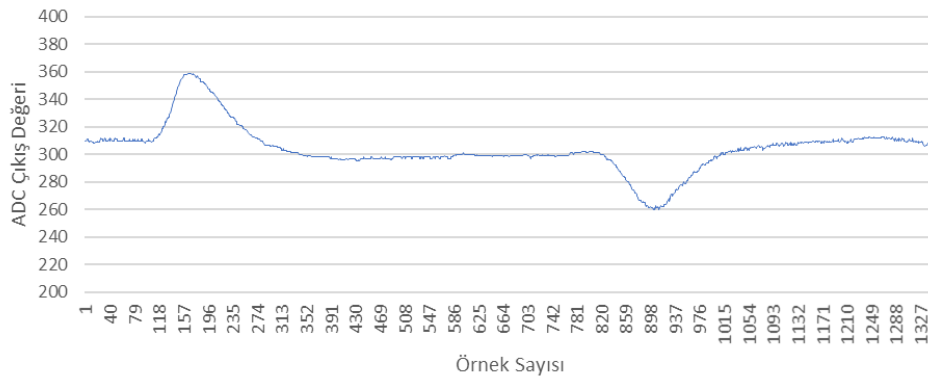
Şekil 4.15 El Açma-Kapama Hareketi.

EMG sinyal alımında MCU'nun örnekleme frekansı 200Hz olarak seçilmiştir. Her ne kadar ön yükselteç devresinde çevresel gürültüler büyük oranda engelleniyor olsa da elektrik şebekesinden kaynaklanan gürültü (50Hz) ve çevresel gürültüleri mümkün olduğunca engellemek için deney sahası şebeke kablolarından uzakta seçilmiş ve sistem harici güç kaynağı ile beslenmiştir. Şebeke frekansından etkilenmiş ve etkilenmemiş sinyal örnekleri Şekil 4.16'da görülebilir.

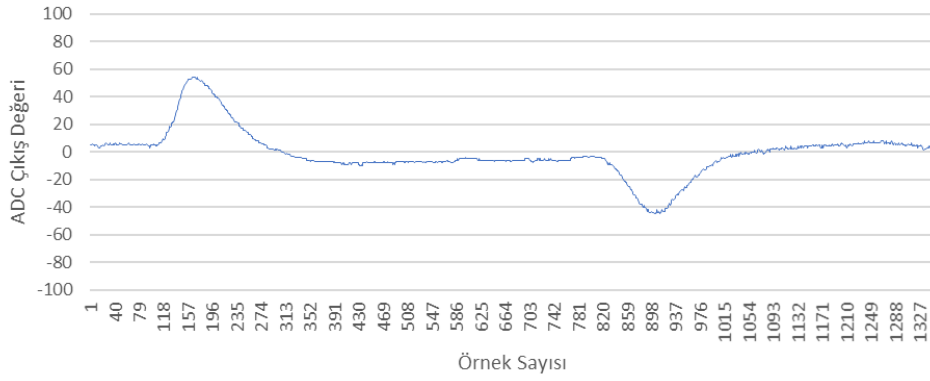


Şekil 4.16 A) Temiz EMG sinyali, B) Gürültülü EMG sinyali.

Elektrotlar vasıtasıyla alınan ve ön yükselteç devresinden geçirilen sinyal MCU'nun 10 bit analog girişine verilmiştir. Ön yükselteç devresinin bekleme durumu çıkış gerilimi 1.5V ve 0-1023 arasında sonuç veren 10 bit analog-dijital dönüştürücünün (ADC) çıkışında bu değer karşılığı 305'tir. Bu nedenle alınan EMG sinyalinde ki bekleme değerinin sıfıra çekilebilmesi için alınan her örnekten 305 değeri çıkarılarak veriler kaydedilmiş ve bu şekilde işleme tabi tutulmuştur. Orijinal EMG verisi Şekil 4.17'de ve offset işlemine tabi tutulmuş veri Şekil 4.18'de verilmiştir.

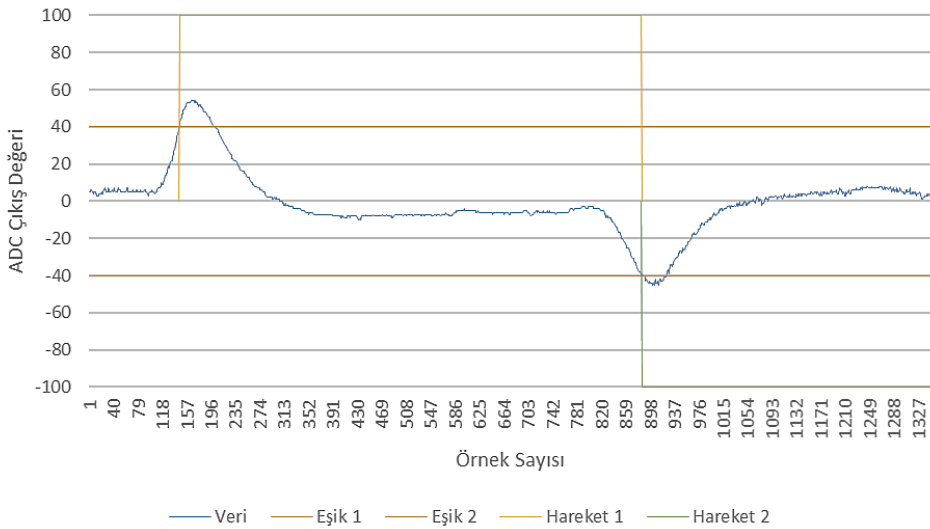


Şekil 4.17 Offset işlemi yapılmamış EMG sinyali.



Şekil 4.18 Offset işlemi yapılmış EMG sinyali.

Denetim yöntemi; işlenmiş EMG verilerinin aktüatöre hangi şartlar çerçevesinde uygulanacağını belirler. Her uygulama için seçilen yöntem birbirinden farklı olacağı gibi yöntemin seçimi de birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörler içerisinde; sinyalin alındığı kasların konumu, yerleşimi, karakteristiği, bireyin fizyolojik yapısı, elektrotların türü, işaret işleme aygıtlarının yapısı, kontrol edilecek aktüatörün özellikleri ve bireyin bilişsel yeteneği sayılabilir. Hazırlanan prototipin yapısı, kullanılan elektrotlar ve MCU değerlendirilerek; servo aktüatörlerin kontrolü için daha öncede anlatılan “Tek Girişli İki Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi” tercih edilmiştir. Bu kontrol yönteminde eşik değerleri belirlenirken altı kas üzerinden 30’ar tekrarlar alınan 180 veri paketi incelenmiş ve eşik değerleri “40” ile “-40” olarak belirlenmiştir. Sinyal pozitif alternansta ki eşik değerini aştığında hareket çiftindeki bir hareket, negatif alternansın altına düştüğünde ise diğer hareket gerçekleştirilecektir. Sinyalin her iki eşik değeri arasında olduğu durumlarda ise aktüatör mevcut konumunu koruyacaktır (Şekil 4.19).



Şekil 4.19 Eşik seviyesi belirlenmiş sinyalin kontrol çıktıları.

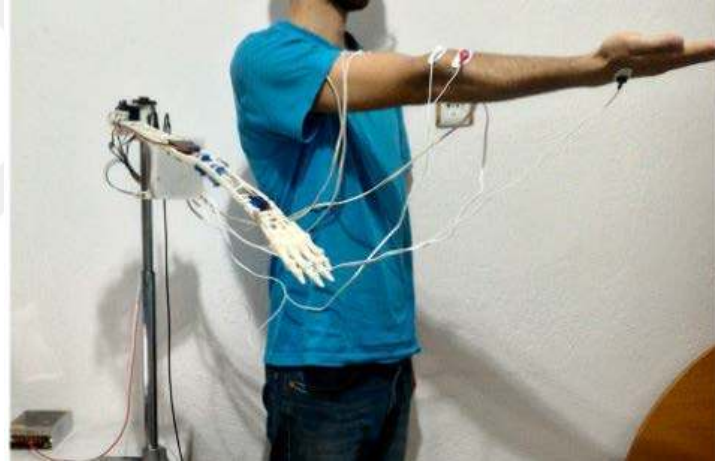
Bu şartlar çerçevesinde robot kolun kontrol yazılımı oluşturulmuş ve gerçek zamanlı kontrol testinde 6 farklı hareket çifti 10'ar tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir. Hareket çiftlerinden biri kolu anatomik duruştan ayırırken, diğeri anatomik duruşa geri getirmektedir. Deney düzeneği üzerinde eklemleri kontrol eden motorlar Şekil 4.20'de görülebilir. Deneyin bu aşamasında yapılan 6 hareket ve anatomik duruş Şekil 4.21-27'de verilmiştir. Toplamda yapılan 120 hareketten 98'i başarıyla gerçekleştirilmiştir. Deneyin başarı oranı %81,7'dir.



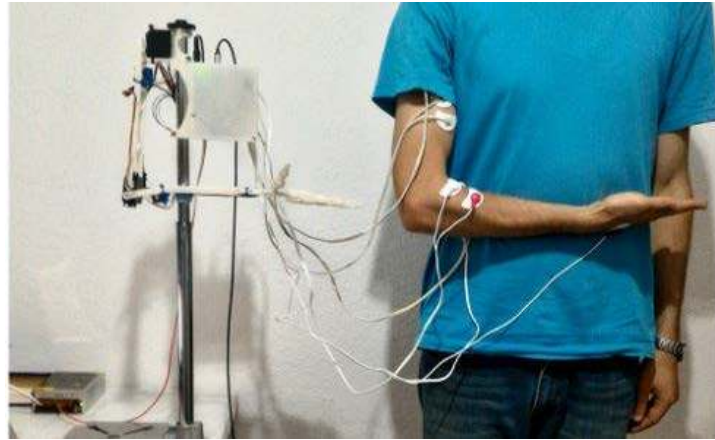
Şekil 4.20 Robot kol eklemlerini kontrol eden aktüatörler.



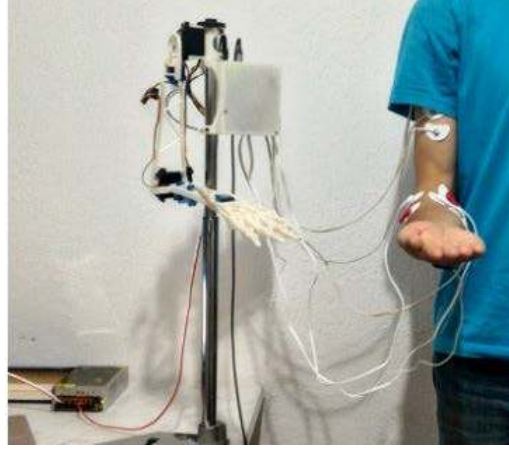
Şekil 4.21 Tüm kasların serbest olduğu durum.



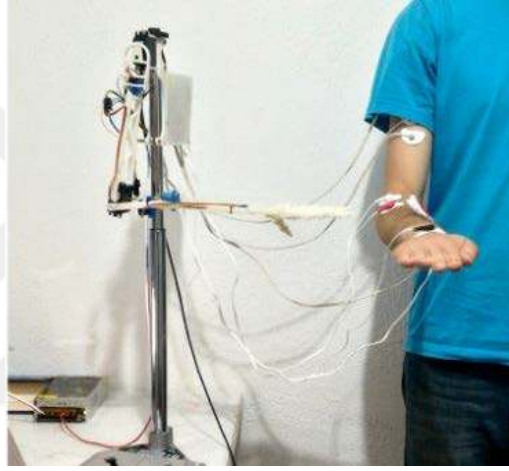
Şekil 4.22 Omuz abduksiyon-Adduksiyon hareketi deneyi.



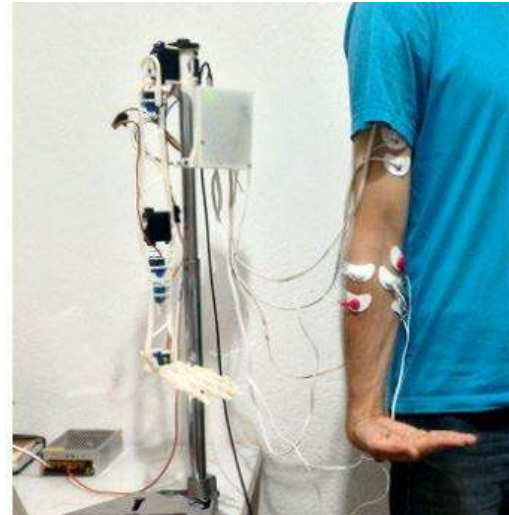
Şekil 4.23 Omuz eklemi Pronasyon-Supinasyon hareketi deneyi.



Şekil 4.24 Dirsek eklemi Fleksiyon-Ekstansiyon hareketi deneyi.



Şekil 4.25 Bilek eklemi Pronasyon-Supinasyon hareketi deneyi.



Şekil 4.26 Bilek eklemi Fleksiyon-Ekstansiyon hareketi deneyi.



Şekil 4.27 El Açma-Kapama hareketi deneyi.

5. DİNAMİK MERKEZ TABANLI 1 BOYUTLU YEREL İKİLİ YÖNTEMİ TABANLI SEMG SİNYALİ TANIMA YÖNTEMİ

Bu tez çalışmasında, Krushaba ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları çalışmada oluşturdukları sEMG veri setinden yararlanılmıştır [89]. Bu veriler kullanılarak bir akıllı sEMG sinyali tanıma yöntemi geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntem temel olarak 3 kısımdan oluşmaktadır. Bunlar, özellik çıkarma, özellik seçme ve sınıflandırma aşamalarıdır. Özellik çıkarma aşamasında dinamik merkez tabanlı 1 boyutlu yerel ikili örüntüler (DM-1BYİÖ) kullanılmıştır. Özellik seçme aşamasında ise literatürde sıklıkla kullanılan komşuluk bileşen (KBA) kullanılarak, ayırt edicilik ağırlığı yüksek olan özellikler seçilmiştir. Sınıflandırma aşamasında ise k en yakın komşu (k nearest neighbor, KNN), destek vektör makinesi (support vector machine, SVM), doğrusal ayırt etme analizi (linear discriminant analysis, LDA), torbalı ağaç (bagged tree, BT) sınıflandırıcıları kullanılarak sonuçlar elde edilmiştir. Yöntemin bölümleri aşağıdaki gibidir.

5.1. Özellik Çıkarma

Bu bölümde, literatürde sıklıkla kullanılan yerel ikili örüntüler (YİÖ) yönteminin geliştirilmiş bir versiyonu olan DM-1BYİÖ yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemi daha iyi anlayabilmek için aşağıda YİÖ ve 1 boyutlu yerel ikili örüntüler (1BYİÖ) yöntemlerinden bahsedilmiştir.

5.1.1. Yerel İkili Örüntüler

YİÖ yöntemi literatürde sıklıkla kullanılan ve hatta özellik çıkarma noktasında çığır açan bir yöntemdir. Bu yöntem ilk olarak dokusal imge tanıma için önerilmiştir. Yöntem oldukça basit ve efektif bir yöntemdir. Bunların yanı sıra yöntemin uygulanması da çok kolaydır. Bu sebepten dolayı YİÖ yöntemi birçok gerçek dünya problemini çözmek için kullanılmaktadır [90-93]. YİÖ'nun adımları aşağıdaki gibidir.

Adım 1: Orijinal imgeyi 3 x 3 boyutunda örtüşen bloklara böl.

P(1,1)	P(1,2)	P(1,3)
P(2,1)	P(2,2)	P(2,3)
P(3,1)	P(3,2)	P(3,3)

Şekil 5.1 3 x 3 boyutundaki komşuluk matrisi.

Adım 2: P5 pikselini merkez piksel olarak seç.

Adım 3: Signum (işaret) fonksiyonunu ve Algoritma 1'i kullanarak bitleri çıkar. Signum fonksiyonunun matematiksel tanımı Eşitlik 5.1' de verilmiştir.

$$Sig(a, b) = \begin{cases} 0, & a - b < 0 \\ 1, & a - b \geq 0 \end{cases} \quad (5.1)$$

Eşitlik 5.1' de $Sig(.,.)$ signum fonksiyonunu, a ve b değerleri ise signum fonksiyonunun parametrelerini ifade etmektedir.

Algoritma 1 YİÖ'nün bit çıkarma algoritmasının sözde kodu.

Giriş: 3 x 3 boyutundaki blok.

Çıkış: Bit dizisi

```

1: for i=1 to 3 do
2:   for j=1 to 3 do
3:     sayac = 1;
4:     if i! = 2 or j! = 2 then
5:       bit(sayac) = Sig(P(i,j), P(2,2))
6:       sayac = sayac + 1;
7:     end if
8:   end for j
9: end for i

```

Adım 4: Hesaplanan bitleri kullanarak yeni özellik değerini elde et.

$$deger(i, j) = \sum_{k=1}^8 bit(k) * 2^{8-k} \quad (5.2)$$

Adım 5: Eşitlik 5.2 ile elde edilen değerleri kullanarak özellik imgesini elde et.

Adım 6: Özellik imgesinin histogramını çıkar.

Adım 7: Histogramı özellik seti olarak kullan.

Yukarıdaki adımlar kullanılarak her bir imgeden 256 adet özellik çıkarılmaktadır. Bunun temel sebebi YİÖ'nün 8 bit özellik çıkarmasıdır ve $2^8 = 256$ sonucudur.

5.1.2. 1 Boyutlu Yerel İkili Örüntüler

YİÖ etkinliğini ve hassaslığını 1 boyutlu sinyallerde kullanabilmek için 1B-YİÖ önerilmiştir. 1B-YİÖ'nün YİÖ'den tek farkı sinyallerin 9 elemanlı örtüşen pencerelere bölünmesidir [94, 95]. 1B-YİÖ'nün sözde kodu Algoritma 2' de verilmiştir. Şekil 5.2' de 1B-YİÖ'nün sayısal örneği verilmiştir.

Algoritma 2 1B-YİÖ'nün sözde kodu.

Giriş: L boyutundaki sinyal (*sinyal*)

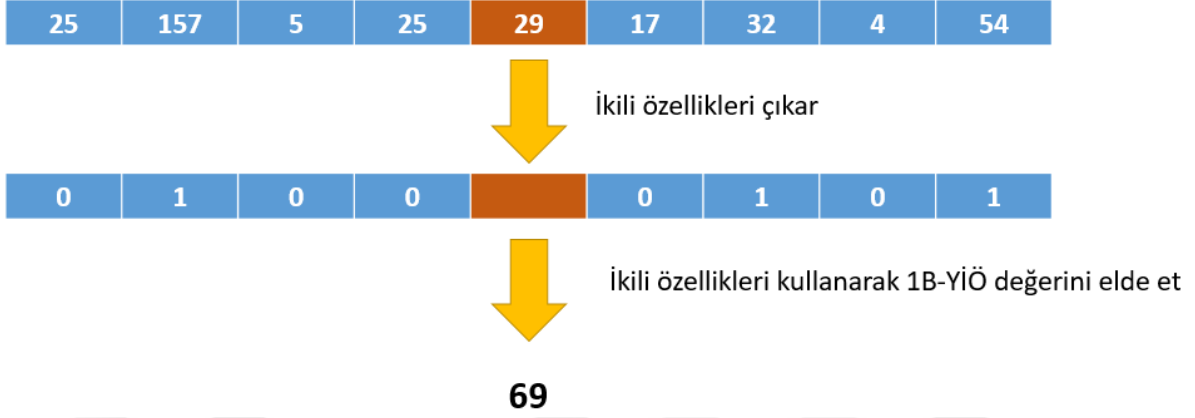
Çıkış: 256 elemanlı özellik vektörü (*oz*)

```

1: for i=1 to L-8 do
2:   pencere = sinyal(i: i + 8); // Sinyali 9 elemanlı pencerelere böl.
3:   sayac = 1;
4:   for j=1 to 9 do
5:     if j! = 5 then
6:       bit(sayac) = Sig(pencere(j), pencere(5));
7:       sayac = sayac + 1;
8:     end if
9:   end for j
10:  Bitleri Eşitlik 5.2'yi kullanarak ondalık değere dönüştür.
11:  Elde edilen ondalık değerlerler özellik sinyalini oluştur.
12: end for i

```

13: Özellik sinyalinin histogramını çıkar ve *oz*' u elde et.



Şekil 5.1 1B-YİÖ'nün sayısal örneği.

5.1.3. Dinamik Merkez Tabanlı 1 Boyutlu Yerel İkili Örüntüler

YİÖ ve 1B-YİÖ'de görüldüğü üzere tek bir merkez değer kullanılarak özellik çıkarma işlemi yapılmaktadır. DM-1BYİÖ'de ise blokta bulunan tüm değerler sırasıyla merkez değer olarak kullanılarak özellik çıkarma işlemi yapılmaktadır. YİÖ ve 1B-YİÖ kullanılarak 256 boyutunda bir özellik seti elde edilirken, DM-1BYİÖ kullanılarak $256 \times 9 = 2304$ boyutunda bir özellik seti elde edilmektedir, çünkü DM-1BYİÖ 9 boyutlu tek bir bloktan 9 adet özellik hesaplanmaktadır. Her bir özellik 8 bit olduğu için 2304 adet özellik elde edilmektedir. Bu yöntemin diğerlerine karşı en büyük avantajı daha derinlemesine özellik çıkarmasıdır, çünkü burada tüm ihtimaller göz önünde bulundurulmaktadır. Bu yöntemin adımları aşağıda verilmiştir.

Adım 1: Sinyali 9 elemanlı örtüşen pencerelere böl.

Adım 2: Penceredeki her bir değeri merkez değer olarak kullanmak için parametrik 1B-YİÖ (P1B-YİÖ) fonksiyonunu oluştur. Bu fonksiyonun sözde kodu Algoritma 3' te verilmiştir.

Algoritma 3 Parametrik merkez 1B-YİÖ'nün sözde kodu.

Giriş: L boyutundaki sinyal (*sinyal*), merkez değer indisi (*thr*)

Çıkış: 256 elemanlı özellik vektörü (*oz*)

1: **for** i=1 to L-8 **do**

```

2:  pencere = sinyal(i:i + 8); // Sinyali 9 elemanlı pencerelere böl.
3:  sayac = 1;
4:  for j=1 to 9 do
5:      if j! = thr then
6:          bit(sayac) = Sig(pencere(j),pencere(thr));
7:          sayac = sayac + 1;
7:      end if
8:  end for j
9:  Bitleri Eşitlik 5.2'yi kullanarak ondalık değere dönüştür.
10:  Elde edilen ondalık değerlerler özellik sinyalinini oluştur.
11: end for i
12: Özellik sinyalinin histogramını çıkar ve oz' u elde et.

```

Adım 3: P1B-YİÖ fonksiyonunu kullanarak özellikleri çıkar.

Algoritma 4 DM-1BYİÖ tabanlı özellik çıkarmanın sözde kodu.

Giriş: L boyutundaki sinyal (<i>sinyal</i>) Çıkış: 256 elemanlı 9 adet özellik vektörü (<i>histo</i>)
<pre> 1: for <i>i</i>=1 to 9 do 2: <i>histo</i>(1:256,<i>i</i>) = P1B – YİÖ(<i>sinyal</i>,<i>i</i>) 3: end for <i>i</i> </pre>

Adım 4: Algoritma 4 kullanılarak histogramları birleştirerek 2304 elemanlı nihai özellik setini elde et.

Yukarıda adımları verilen yöntemi daha iyi anlamak için Şekil 5.3' te bir sayısal örnek verilmiştir.

25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(10110101)_2=181$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(00000000)_2=0$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(11111101)_2=253$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(11010101)_2=213$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(01000101)_2=69$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(11011101)_2=221$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(01000001)_2=65$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(11111111)_2=255$
25	157	5	25	29	17	32	4	54	→	$(01000000)_2=64$

Şekil 5.1 DM-1BYİÖ'ye ait sayısal bir örnek.

Şekil 5.3' te görüldüğü gibi 9 adet 8 bitlik özellik elde edilmektedir. Bu özelliklerin histogramları birleştirilerek daha ayrıntılı özellikler çıkarılmaktadır. Bu sebepten dolayı gerçekleştirim aşamasında DM-1BYİÖ yöntemi özellik çıkarıcı olarak kullanılmıştır. Ancak bu yöntemin bir dezavantajı vardır. Oda güçlü özelliklerin yanı sıra zayıf özellikleri de çıkarmasıdır. Bu problemi çözebilmek için özellik indirgeme kullanılmıştır.

5.2. Özellik Seçme

Bölüm 5.1' de özellik çıkarma yöntemlerinden sırasıyla bahsedilmiş ve gerçekleştirim için kullanılacak özellik çıkarıcının DM-1BYİÖ olduğundan söz edilmiştir. DM-1BYİÖ 2304 adet özellik çıkarmaktadır. Özellik seçme aşamasının iki temel amacı vardır. Bunlar: hızlı sınıflandırma ve yüksek başarımlı orandır. Bu sebepten dolayı literatürde yaygın olarak tercih edilen KBA özellik seçme yöntemi kullanılarak ayırt edici özellikler seçilmiştir. KBA temel olarak özellik kolonu ile hedef arasındaki uzaklığı KNN gibi uzaklık metrikleri kullanarak ölçen bir yöntemdir. Bu ölçümün sonucunda her bir özellik için pozitif ağırlık üretir. Ağırlıklar özelliğin ayırt ediciliğini ifade etmektedir [96]. Bu tezde önerilen sEMG tanımlama yönteminde KBA kullanılarak üretilen ağırlıklar büyükten küçüğe sıralanır ve en yüksek ağırlığa sahip 256 özellik seçilir.

5.3. Sınıflandırma

Makine öğrenmesi hem bilgisayar bilimlerini hem de mekatronik mühendisliğini ilgilendiren popüler bir alandır. Tezin bu bölümünde, sEMG sinyalleri kullanılarak bir yapay zekâ uygulaması gerçekleştirilmiştir. Yöntemi detaylı olarak analiz edebilmek için KNN, LDA, SVM ve BT sınıflandırıcıları kullanılmıştır. Bunlar literatürde yaygın olarak kullanılan konvansiyonel sınıflandırıcılarıdır. Ayrıca literatürde eğitim için birçok model bulunmaktadır. Bu modellerden en sık kullanılanı ise 10 kat çaprazlamadır. Özellikle sEMG sinyallerini sınıflandırma da 10 kat çaprazlamadan istifade edilmektedir. Bu sebeplerden dolayı 10 kat çaprazlama eğitim stratejisi sınıflandırıcılarda kullanılmıştır. Kullanılan sınıflandırıcıların özellikleri aşağıdaki gibi verilmiştir.

KNN: KNN en basit sınıflandırıcılardan birisidir ve temel olarak uzaklık tabanlı sınıflandırma işlemini gerçekleştirmektedir. Büyük veriler için tembel sınıflandırıcı olarak adlandırılan bu yöntem, küçük ölçekli verilerde efektiftir. Ayrıca, küçük ölçekli verilerde KNN kullanılarak elde edilen iyi sonuçlar, yöntemin büyük verilerde de iyi sonuç alabileceğine işaret etmektedir. Bu sınıflandırıcı birçok K değeri ve uzaklık metriği kullandığı için çok fazla varyasyonu vardır [97, 98]. Bu tezde K değeri 10 ve uzaklık metriği öklit olarak seçilmiştir.

LDA: LDA, KNN gibi parametrik olmadığı için birçok varyasyona sahip değildir. En basit lineer sınıflandırıcı olarak ta adlandırılmaktadır [99].

SVM: SVM optimizasyon tabanlı bir sınıflandırıcıdır ve birçok aktivasyon fonksiyonu kullanmaktadır. Bu sebepten dolayı bazı uygulamalarda iyi sonuç ürettiği için sıklıkla kullanılmaktadır [100-102]. Bu tezde 3. Dereceden polinomal çekirdek tabanlı SVM sınıflandırıcısı kullanılmıştır. Kullanılan SVM 3. Dereceden polinomal çekirdek kullandığı için Kübik SVM olarak da adlandırılmaktadır.

BT: Torbalı karar ağacı sınıflandırıcısı olarak ta adlandırılan bu yöntem, birden fazla karar ağacı kullanılarak elde edilen bir topluluk sınıflandırıcısıdır [103].

Yukarıda verilen sınıflandırıcıları implemente etmek için MATLAB 2018a'nın Classification Learner aracı kullanılmıştır. Bu sınıflandırıcıları seçmemizin en önemli sebepleri, literatürde yaygın olarak kullanılmaları ve tanımlanan uygulama için efektif sonuçlar üretmeleridir.

5.4. Önerilen Yöntemin Gerçekleştirimi

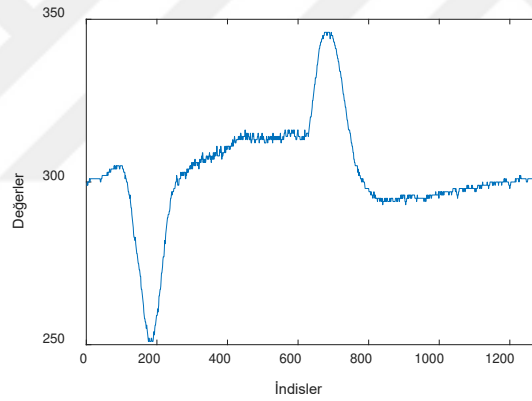
Tezin bu kısmında ise bir yapay zekâ yöntemi önerilmiştir. Önerilen yöntemin blok diyagramı Şekil 5.4’ te gösterilmiştir.



Şekil 5.1 Önerilen otomatik sEMG sinyali sınıflandırma yöntemi.

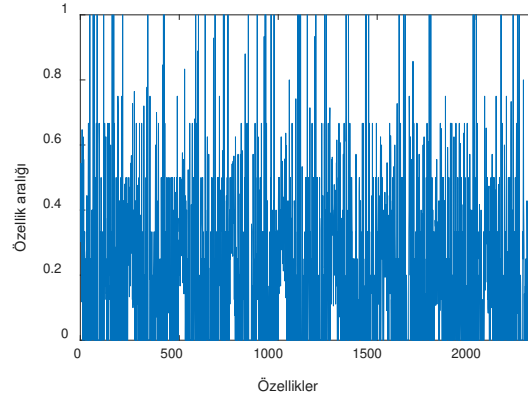
Yöntemin gerçekleştirim adımları:

Adım 1: Toplanan sEMG sinyallerini yükle.



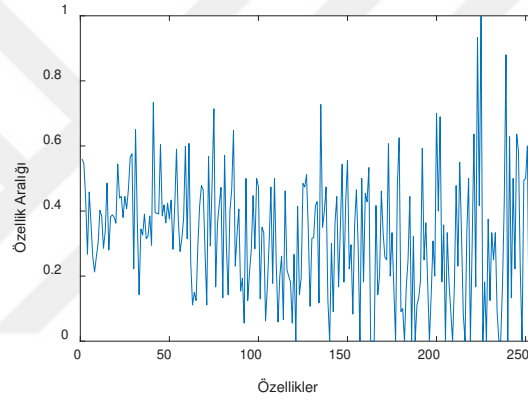
Şekil 5.2 Örnek bir sEMG sinyali.

Adım 2: DM-1BYİÖ kullanarak özellik çıkar ve özellikleri minimum- maksimum normalizasyon kullanarak normalize et.



Şekil 5.3 DM-1BYİÖ kullanılarak örnek bir sEMG sinyalinden çıkarılan 2304 elemanlı özellik seti.

Adım 3: KBA kullanarak en belirgin 256 özelliği seç.



Şekil 5.4 Örnek bir sEMG sinyalinin en anlamlı 256 özelliği.

Adım 4: Elde edilen 256 özelliği sınıflandırıcıya gönder ve eğitim sonuçlarını elde et.

Yukarıda verilen 4 adım uygulanarak, önerilen yöntem gerçekleştirilmiştir. Bu tür yöntemleri değerlendirmek için genellikle doğruluk kullanılmaktadır. Doğruluğun matematiksel tanımı Eşitlik 5.3’ te verilmiştir.

$$dogruluk(\%) = \frac{\text{Doğru tahmin edilen örnek sayısı}}{\text{Tüm örneklerin sayısı}} * 100 \quad (5.3)$$

Bunun yanı sıra, bu yöntem kullanılarak 6 adet el-kol hareketi sınıflandırılmıştır ve bu hareketler Tablo 5.1 kullanılarak numaralandırılmıştır.

Tablo 5.1 Veri setindeki hareketlerin numaralandırılması.

No	Hareket
1	El fleksiyon ekstansiyon
2	Bilek fleksiyon ekstansiyon
3	Bilek pronasyon supinasyon
4	Dirsek fleksiyon ekstansiyon
5	Omuz abduksiyon adduksiyon
6	Omuz pronasyon supinasyon

Sınıflandırma aşamasında literatürde yaygın olarak kullanılan 4 adet sınıflandırıcı kullanılmıştır ve bu sınıflandırıcıların elde ettiği doğruluk oranları Tablo 5.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 5.2 Elde edilen doğruluk oranları.

Sınıflandırıcı	KNN	LDA	SVM	BT
Doğruluk	88.33%	66.11%	92.78%	86.11%

Tablo 5.2’ de gösterildiği gibi en iyi sınıflandırıcı Kübik SVM’dir. Sınıflandırıcıları daha iyi analiz edebilmek ve yöntemi tüm hatlarıyla tartışabilmek için aşağıdaki tablolarda sınıflandırıcılara ait hata matrisi de verilmiştir.

Tablo 5.3 KNN’nin hata matrisi.

Gerçek sınıflar	Tahmin edilen sınıflar						Hatırlama
	1	2	3	4	5	6	
1	30	0	0	0	0	0	100.0%
2	5	17	7	1	0	0	56.67%
3	0	3	27	0	0	0	90.0%
4	2	1	0	26	0	1	86.67%
5	0	0	0	0	30	0	100.0%
6	0	0	0	1	0	29	96.67%
Hassaslık	81.08%	80.95%	79.41%	92.86%	100.0%	96.67%	88.33%

Tablo 5.4 LDA’nın hata matrisi.

Gerçek sınıflar	Tahmin edilen sınıflar						Hatırlama
	1	2	3	4	5	6	
1	17	4	1	7	0	1	56.67%

2	1	18	8	3	0	0	60.0%
3	2	8	19	1	0	0	63.33%
4	4	4	7	14	0	1	46.67%
5	0	0	0	0	29	1	96.67%
6	0	1	3	4	0	22	73.33%
Hassaslık	70.83%	51.43%	50.0%	48.28%	100.0%	88.0%	66.11%

Tablo 5.5 SVM'nin hata matrisi.

Gerçek sınıflar	Tahmin edilen sınıflar						Hatırlama
	1	2	3	4	5	6	
1	28	1	0	1	0	0	93.33%
2	2	24	4	0	0	0	80.0%
3	0	3	27	0	0	0	90.0%
4	0	1	0	29	0	0	96.67%
5	0	0	0	0	30	0	100.0%
6	0	0	0	1	0	29	96.67%
Hassaslık	93.33%	82.76%	87.10%	93.55%	100.0%	100.0%	92.78%

Tablo 5.6 BT'nin hata matrisi.

Gerçek sınıflar	Tahmin edilen sınıflar						Hatırlama
	1	2	3	4	5	6	
1	29	1	0	0	0	0	96.67%
2	5	21	3	1	0	0	70.0%
3	0	5	25	0	0	0	83.33%
4	2	2	1	23	0	2	76.67%
5	0	0	0	0	30	0	100.0%
6	0	0	0	3	0	27	90.0%
Hassaslık	80.56%	72.41%	86.21%	85.19%	100.0%	93.10%	86.11%

Tablo 5.3-6' da verilen hata matrisleri göz önüne alındığında, tüm sınıflandırıcılar 2 ve 3. Sınıftaki verileri sınıflandırmada zorluk çekmektedir, ancak 1, 5 ve 6. Sınıflarındaki veriler başarılı bir şekilde sınıflandırılmıştır. Bunun sebebi 2 ve 3. sınıftaki verilerin alındığı bölgelerde çok fazla kas grubunun bulunması ve alınan sEMG sinyallerinin diğer kas

gruplarının oluşturduğu sinyallerden etkilenmesidir. En kötü sınıflandırıcı LDA iken en iyi sınıflandırıcı SVM olarak gözlemlenmektedir.

Bunların yanı sıra önerilen yöntem 1B-Y   tabanlı yöntemle karşılaştırılmıştır. Kübik SVM sınıflandırıcısı kullanılarak 1B-Y   yöntemi 75.0% doğruluk oranına ulaşırken, önerilen yöntem 92.77% doğruluk oranına ulaşmıştır.

 zet olarak bu tezde, bilişsel ve yüksek başarıma oranına sahip bir yöntem önerilmiştir. Kullanılan veri setindeki problemlerin üzülmesi ve bu veri seti için optimum özelliklerin çıkarılması için gelecekte çalışmalara devam edilecektir.



6. SONUÇ ve DEĞERLENDİRME

Bu tez çalışması kapsamında, EMG sinyali kontrollü robot kol prototipine yönelik olarak; EMG sinyallerinin yapısı, oluşumu, ölçülmesi, işlenmesi, filtrelenmesi, analizi, sınıflandırılması ve Mekatronik sistemlerde kullanılması ile ilgili araştırma yapılmıştır. Ayrıca bu sinyallerin oluştuğu ve sensörler aracılığıyla izlenebildiği kaslar hakkında da inceleme yapılmıştır.

Yapılan literatür taramasında, EMG sinyallerinin tıp alanında hastalıkların teşhis-tedavisinde ve biyolojik yapıların anlaşılmasında kullanıldığı, mekatronik ile olan ilişkisinin ise protez uzuvlar, rehabilitasyon aletleri ve dış iskelet sistemleri olduğu görülmüştür. Ancak yaklaşık 100 yıldır EMG sinyallerinin edinimi ve kullanımı üzerine çalışmalar yapılmasına rağmen bu çalışmaların büyük çoğunluğu sinyallerin işlenmesi ve incelenmesi üzerine yürütülmüş; protez ve dış iskelet sistemleri üzerine çalışmalar azınlıkta kalmıştır. Son yıllarda literatürdeki başarılı protez çalışmalarının yanı sıra DARPA gibi büyük araştırma kurumları protez uzuvlar üzerine başarılı ticari çalışmalar yürütmüştür. Ancak askeri ve/veya endüstriyel uygulamalarda EMG sinyalleri ile hassas robotik sistemlerin kontrolüne yönelik çalışmalara rastlanmamıştır.

Bu nedenle günümüz şartlarında endüstriyel veya askeri uygulamalarda kullanılabilecek, insan kolunun hareket kabiliyetine sahip gerçekçi bir robotik kol-el sisteminin geliştirilmesinin; tüm vücut dış iskelet sistemlerinin gelişimi için literatüre katkı sağlayacağı ve bu robotik kol-el sisteminin insan hareketlerine en yakın şekilde kontrolünün EMG sinyalleri ile olabileceği öngörülmüştür. Bu kapsamda, robotik kol prototipinin üretildiği ve test edildiği bu tez çalışması yürütülmüştür.

İlk uygulamada; üst ekstremité (omuz itibarıyla kol) fizyolojisine uygun olarak bir robot kol tasarlanmış ve bu robot kol prototipinin üretimi 3D yazıcı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Tasarımda fayda-maliyet dengesi ve deney düzeneğinin taşınabilir olması ön planda tutulmuştur. Bu nedenle gereksinimlerin minimum düzeyde karşılanması hedeflenmiştir. 6 farklı hareket için sağlıklı bireyde 6 farklı kas üzerinden pasif sEMG elektrot çifti ile 200Hz örnekleme frekansında alınan EMG sinyalleri ön yükselteç devresinden

geçirilerek filtrelenmiş ve mikrodenetleyici içerisinde “Tek Girişli İki Eşik Seviyeli İstemli Kontrol Yöntemi” ile denetlenerek, robot kol üzerindeki aktüatörlerin kontrolü gerçek zamanlı olarak gerçekleştirilmiştir. Yapılan deneyde herhangi bir ileri seviye örüntü tanıma-sınıflandırma teknikleri kullanılmamış, yalnızca mikrodenetleyici düzeyinde işaret işleme ve kontrol teknikleri ile çalışma gerçekleştirilmiştir. 6 farklı hareket çiftinin 10’ar tekrarla gerçekleştirildiği bu deneyde yapılan toplam 120 hareketten 98’i başarıyla gerçekleştirilmiş ve deneyin başarı oranı %81,7 olarak belirlenmiştir.

Deneylerin yapıldığı ortamın çevresel gürültülerden en az etkilenecek şekilde seçilmiş olmasından dolayı, alınan EMG sinyalleri elektromanyetik gürültüden çok az etkilenmiştir. Ancak bu tip bir sistemin kullanılacağı askeri veya endüstriyel ortam büyük miktarlarda elektromanyetik gürültüye maruz kalacaktır. Bu nedenle gelecekteki çalışmalarda EMG sinyallerinin alımında aktif yüzey veya iğne elektrotlarının kullanılması, ayrıca sinyal kablolarının manyetik bariyerli seçilmesi ve devre kartının elektromanyetik gürültüye karşı korunması büyük önem arz etmektedir.

Sinyallerin alımında sEMG elektrotlarının kullanılması sayesinde ölçümler daha hızlı ve kolay şekilde yapılabilmiştir. Ancak yüzey elektrotları ile yalnızca yüzeye yakın kaslar üzerinden sinyal ölçümü yapabiliyor olması ve daha derindeki kaslardan kaynaklanan EMG sinyallerinin ana sinyali gürültü olarak etkilemesi ölçümün kalitesini bozmaktadır. Bu tip elektrotların kullanımında ki bir diğer sorun da ideal ölçüm için elektrotların kasın merkezine yakın konumlandırılması gerekliliğidir. Ölçüm sırasında kasların boyundaki değişim elektrot konumunu değiştirebildiği için ölçüm kalitesi olumsuz yönde etkilenmektedir. Bu nedenle gelecek çalışmalarda elektrot konumunu koruyacak alternatif bir yöntemin geliştirilmesi veya sinyal alımında iğne elektrot kullanılması önerilmektedir.

MCU’da kontrol yöntemi seçiminin, sistem başarısı üzerinde büyük önemi vardır. Deneylerde oluşan %18,3’lük hatanın büyük bir kısmının belirlenen sabit eşik değerleri nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Ayrıca eşik değerli kontrol yöntemi, her ne kadar algoritmanın sadeliğini sağlasa da aktüatör üzerinde hız, ivme ve açı kontrolünün sağlanmasını da olanaksız hale getirmektedir. Bu nedenle, kontrol metotlarının geliştirilmesinin ve YSA tabanlı metotların kullanılmasının daha doğru sonuçlar vereceği öngörülmektedir.

Robot kol prototipinde aktüatör olarak servo motorlar tercih edilmiştir. Servo motorlar her ne kadar kontrol kolaylığı, tork ve verimlilik açısından deney gerekliliklerini karşılıyor olsa

da ileride gerçekleştirilecek çalışmalar için yeterli olmayacaktır. Ayrıca robot gövdesinin plastikten imal edilmesi de mukavemet bakımından sorun teşkil edecektir. Bu nedenle gelecek çalışmalarda; hafif metal bir alaşımla imal edilecek gövde üzerine harmonic-drive dişli sistemine sahip endüstriyel servo motorlarının yerleştirilmesi ve sistemin bu şekilde geliştirilmesi önerilmektedir. Harmonic-drive dişliler yapısı gereği motordan gelen döndürme kuvvetini çok hassas bir şekilde çıkışa iletirken, çıkıştaki yükten kaynaklanan döndürme kuvvetini kendi üzerinde sönümler ve motora iletmezler. Bu nedenle herhangi bir frenleme sistemine ihtiyaç duymazlar.

Yapılan bu çalışma ile, askeri ve/veya endüstriyel uygulamalarda robotik sistemlerin kontrolünde EMG sinyallerinin kontrol yöntemi olarak kullanılmasının, bu sistemleri kullanacak operatörün eğitim ihtiyacını minimuma indireceği görülmüştür. Elde edilen sonuçların yeni çalışmalara katkı sağlayacağı ve sistemin ticarileşebilir bir versiyonunun doktora çalışması olarak gerçekleştirilebileceği düşünülmektedir.

İkinci uygulamada; sEMG veri seti üzerinde yeni bir akıllı sEMG sinyali tanıma yöntemi geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntemde; özellik çıkarma aşamasında dinamik merkez tabanlı 1 boyutlu yerel ikili örüntüler yöntemi kullanılmış, özellik seçme aşamasında ise komşuluk bileşen kullanılarak ayırt edicilik ağırlığı yüksek olan özellikler seçilmiştir. Sınıflandırma aşamasında ise daha detaylı bir analiz için; k en yakın komşu, destek vektör makinesi, doğrusal ayırt etme analizi, torbalı ağaç sınıflandırıcıları kullanılarak sonuçlar elde edilmiştir. Ayrıca sınıflandırıcılarda 10 kat çaprazlama eğitim stratejisinden istifade edilmiştir.

YİÖ ve 1B-YİÖ’de tek bir merkez değer kullanılarak özellik çıkarma işlemi yapılmaktadır. Bunun yanı sıra önerilen yöntem olan DM-1BYİÖ’de ise blokta bulunan tüm değerler sırasıyla merkez değer olarak kullanılarak özellik çıkarma işlemi yapılmaktadır. YİÖ ve 1B-YİÖ kullanılarak 256 boyutunda bir özellik seti elde edilirken, DM-1BYİÖ kullanılarak 2304 boyutunda bir özellik seti elde edilmektedir. Bu yöntem kullanılarak daha ayrıntılı özellikler çıkarılabilmektedir. Ancak güçlü özelliklerin yanı sıra zayıf özellikleri de çıkarması yöntemin dezavantajıdır. Bu dezavantaj, özellik indirgeme kullanılarak çözülebilir.

Özellik seçmenin temel amacı hızlı sınıflandırma ve yüksek başarımlı orandır. Bu tezde önerilen yöntem olan KBA ağırlıkları büyükten küçüğe doğru sıralar ve en yüksek ağırlığa sahip 256 özelliği seçer. Bu sayede sonuca en çok etki eden ağırlıklar seçilerek ağırlıkların sayısı azaltılmıştır. Bu yöntem literatürde de sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir.

Sınıflandırma aşamasında 4 farklı sınıflandırma yöntemi kullanılmış ve doğruluk oranları değerlendirilmiştir. En kötü sınıflandırıcı LDA iken en iyi sınıflandırıcı Kübik SVM olarak gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra SVM sınıflandırma yönteminin doğruluk oranı 1B-YİÖ yönteminde %75 iken, önerilen yöntem olan DM-1BYİÖ yönteminde %92,77 oranına ulaşmıştır.

Yapılan bu ikinci uygulamada; sEMG sinyalleri kullanılarak bir yapay zekâ uygulaması gerçekleştirilmiş; bilişsel ve yüksek başarımlı orana sahip bir yöntem önerilmiştir. Kullanılan veri setindeki problemlerin çözülmesi ve bu veri seti için optimum özelliklerin çıkarılması için gelecekte çalışmalara devam edilecektir.



KAYNAKLAR

- [1] **Kevin B. Fite, Thomas J. Withrow, Xiangrong Shen, Keith W. Wait, Jason Mitchell, and Micheal Goldfarb**, “Progress Towards the Development of a Highly Functional Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis”, 2007
- [2] **N. Lago, E. Udina and X. Navarro**, "Regenerative electrodes for interfacing injured peripheral nerves: neurobiological assessment," The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006, pp. 1149-1153.
- [3] **Auricchio, F.**, “Shape Memory Alloys: Applications and Finite-Element Modeling”, Meccanica Strutturale, Università degli Studi di Pavia, Italy, 2002
- [4] **E.A. Clancy, E.L. Morin ve R. Merletti**, “Sampling Noise Reduction and Amplitude Estimation Issue in Surface Electromyography”, Journal of Electromyography and Kinesiology, vol 12, pp. 1-16, Şubat 2002
- [5] **Kevin B. Fite, Member, IEEE, Thomas J. Withrow, Keith W. Wait, and Michael Goldfarb, Member, IEEE** “A Gas-Actuated Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis”, 2007
- [6] **S. A. Dalley, H. A. Varol, and M. Goldfarb**, “Continuous Position and Force Control of a Multigrasp Myoelectric Transradial Prosthesis,” in Myoelectric Controls/Powered Prosthetics Symposium (MEC), Fredericton, pp. 1-4 Canada, 2011
- [7] **Panagiotis K. Artemiadis, Member, IEEE, and Kostas J. Kyriakopoulos, Member, IEEE** “An EMG-Based Robot Control Scheme Robust to Time-Varying EMG Signal Features”, 2010
- [8] **Wikipedia**, http://en.wikipedia.org/wiki/Emil_du_Bois-Reymond, 3 Aralık 2018
- [9] **Beckerexhibits**, <http://beckerexhibits.wustl.edu/oral/transcripts/bishop.html>, 3 Aralık 2018
- [10] **L. Vodovnik, C. Long, J. B. Reswick, A. Lippay and D. Starbuck**, "Myo-Electric Control of Paralyzed Muscles," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-12, no. 3 and 4, pp. 169-172, July-October 1965

- [11] **D. Graupe and W. K. Cline**, "Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes," in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. SMC-5, no. 2, pp. 252-259, March 1975
- [12] **D. Graupe, J. Magnussen and A. Beex**, "A microprocessor system for multifunctional control of upper-limb prostheses via myoelectric signal identification," in *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 23, no. 4, pp. 538-544, Aug 1978
- [13] **S. Lee and G. N. Saridis**, "The control of a prosthetic arm by EMG pattern recognition," 21st IEEE Conference on Decision and Control, Orlando, FL, USA, pp. 336-344, 1982
- [14] **M. Yamada, N. Niwa and A. Uchiyama**, "Evaluation of a Multifunctional Hand Prosthesis System Using EMG Controlled Animation," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-30, no. 11, pp. 759-763, Nov. 1983
- [15] **B. Aeyels, W. Van Petegem, J. V. Sloten, G. Van Der Perre and L. Peeraer**, "An EMG-based finite state approach for a microcomputer-controlled above-knee prosthesis," *Proceedings of 17th International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, Montreal, Que., pp. 1315-1316 vol.2, 1995
- [16] **R. Okuno, M. Yoshida and K. Akazawa**, "Development of biomimetic prosthetic hand controlled by electromyogram," *Advanced Motion Control*, 4th International Workshop on, Mie, pp. 103-108 vol.1, 1996
- [17] **K. Kiguchi, S. Kariya, K. Watanabe, K. Izumi and T. Fukuda**, "Fuzzy neurocontrol of an exoskeletal robot for human elbow motion support," *IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*, pp. 3668-3673 vol.4, 2001
- [18] **S. Morita, T. Kondo and K. Ito**, "Estimation of forearm movement from EMG signal and application to prosthetic hand control," *IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*, pp. 3692-3697 vol.4, 2001
- [19] **M. Mulas, M. Folgheraiter and G. Gini**, "An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation," *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR*, pp. 371-374, 2005
- [20] **K. Naruse, S. Kawai and T. Kukichi**, "Three-dimensional lifting-up motion analysis for wearable power assist device of lower back support," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2959-2964, 2005

- [21] **H. He and K. Kiguchi**, "A Study on EMG-Based Control of Exoskeleton Robots for Human Lower-limb Motion Assist," 6th International Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, Tokyo, pp. 292-295, 2007
- [22] **H. Yan, R. P. S. Han, Y. Wang and J. Chi**, "Controlling a powered exoskeleton system via electromyographic signals," IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), Guilin, pp. 349-353, 2009
- [23] **Chu J. U., Moon I., Mun M. S.**, "A real-time EMG pattern recognition system based on linear-nonlinear feature projection for a multifunction myoelectric hand", IEEE Transactions On Biomedical Engineering, 53, 11, pp. 2232- 2239, 2006
- [24] **Farrell T. R. , Weir R. F.**, "The Optimal Controller Delay for Myoelectric Prostheses", IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 15, 1, pp. 111-118, 2007
- [25] **Delis A. L. ve ark.**, "Estimation of the knee joint angle from surface electromyographic signals for active control of leg prostheses", Physiological Measurement, 30, pp. 931-946, 2009
- [26] **Miller A. L. ve ark.**, "Control of a Six Degree-of-Freedom Prosthetic Arm after Targeted Muscle Reinnervation Surgery", Arch Phys Med Rehabil. , 89, 11, pp. 2057-2065, 2008
- [27] **Hioki M. , Kawasaki H.**, "Estimation of Finger Joint Angles from sEMG using a Recurrent Neural Network with Time-Delayed Input Vectors", IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Japan, 23-26, 2009
- [28] **Hioki M. , Kawasaki H.**, "Estimation of Finger Joint Angles from sEMG using Neural Network Including Time-Delay Faktor and Recurrent Structure", International Scholarly Research Network ISRN Rehabilitation, 2012
- [29] **Smith R. J. , Tenore F., Huberdeau D., Etienne R. C., Thakor N. V.**, "Continuous decoding of finger position from surface EMG signals for the control of powered prostheses", Proceedings of the 30th Annual International IEEE EMBS Conference, pp. 197-200, Vancouver, British Columbia, Canada, 2008
- [30] **B. A. Kent and E. D. Engeberg**, "Biomimetic myoelectric control of a dexterous artificial hand for prosthetic applications," IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Karon Beach, Phuket, pp. 1555-1560, 2011
- [31] **J. Cannan and H. Hu**, "A wearable sensor fusion armband for simple motion control and selection for disabled and non-disabled users", 4th Computer Science and Electronic Engineering Conference (CEECE), Colchester, pp. 216-219, 2012

- [32] **Z. Arief, I. A. Sulistijono, R. A. Ardiansyah,** "Comparison of five time series EMG features extractions using Myo Armband", International Electronics Symposium (IES), Surabaya, pp. 11-14, 2015
- [33] **G. C. Luh, H. A. Lin, Y. H. Ma, C. J. Yen,** "Intuitive muscle-gesture based robot navigation control using wearable gesture armband," International Conference on Machine Learning and Cybernetics (ICMLC), Guangzhou, pp. 389-395, 2015
- [34] **R. Hosoya, T. Hasegawa, T. Naka, M. Yamada and S. Miyazaki,** "A Study of Tracking the Human Arm Twist Motion", Nicograph International (NicoInt), Hanzhou, pp. 150-150, 2016
- [35] **M. E. Benalcázar, A. G. Jaramillo, Jonathan, A. Zea, A. Páez and V. H. Andaluz,** "Hand gesture recognition using machine learning and the Myo armband", 25th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), Kos, pp. 1040-1044, 2017
- [36] **G. C. Luh, H. A. Lin, Y. H. Ma and C. J. Yen,** "Intuitive muscle-gesture based robot navigation control using wearable gesture armband", International Conference on Machine Learning and Cybernetics (ICMLC), Guangzhou, pp. 389-395, 2015
- [37] **F. Ryser, T. Bützer, J. P. Held, O. Lamercy and R. Gassert,** "Fully embedded myoelectric control for a wearable robotic hand orthosis," International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), London, pp. 615-621, 2017
- [38] **Sidek S. N. , Jalaludin N. A., Shamsudin A. U.,** "Surface Electromyography (sEMG)-based Thumb-tip Angle and Force Estimation Using Artificial Neural Network for Prosthetic Thumb", Procedia Engineering, 41, 650-656, 2012
- [39] **S. Shin, R. Tafreshi and R. Langari,** "Real-time EMG-based Human Machine Interface using dynamic hand gestures", American Control Conference (ACC), Seattle, WA, pp. 5456-5461, 2017
- [40] **Akgün G., Alveroğlu A., Özkaya G., Kaplanoğlu E.,** "Sonlu durum makine yöntemi ile protez el kontrolü", Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2013, Malatya, Türkiye, 158-162, 2013
- [41] **Taşar B., Kaya T., Gülten A.,** "EMG tabanlı el hareketinin analizi aracılığı ile robot el simülatörünün kontrolü", IEEE 22. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Trabzon, Türkiye, 1-4, 2014
- [42] **I. Ruhunage, C. J. Perera, K. Nisal, J. Subodha and T. D. Lalitharatne,** "EMG signal controlled transhumeral prosthetic with EEG-SSVEP based approach for hand open/close", IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC), Banff, AB, pp. 3169-3174, 2017

- [43] **DARPA, DEKA Research and Development Corporation**, “Revolutionizing prothetics”, <https://www.darpa.mil/program/revolutionizing-prosthetics>, 5 Ocak 2018
- [44] **Mobius Bionics**, “LUKE Arm”, <http://www.mobiusbionics.com/luke-arm/>, 5 Ocak 2018
- [45] **Preedy V., Peters T.**, “Skeletal muscle pathology diagnosis and management of diseases”, Cambridge University Press, New York, 2002
- [46] **Şenli K.**, “EMG (Elektromiyografi) Kontrollü Protez Kol Tasarımı”, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2007
- [47] **Ejderha, H.**, “EMG işaretlerin kullanılarak yorgunluk seviyelerinin neuro-fuzzy ve YSA ile sınıflandırılması”, Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kahramanmaraş, 2009
- [48] **Webster, John G.**, “Medical Instrumentation”, Applications and Design, 1978
- [49] **Yazgan, E., Korurek, M.**, “Tıp Elektroniği”, ISBN975-561-073-1, 1996
- [50] **Taşan, D.**, “Protez Denetimi İçin Elektromiyografi (EMG)de Örüntü Tanıma”, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2008
- [51] **Yazıcı, İ.**, “EMG İşaretlerinin İşlenmesi Ve Sınıflandırılması”, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya, 2008
- [52] **Atlaselevator**, <http://atlaselevator.co/dog-skeletal-muscle-chart/>, 30 Mart 2019
- [53] **McGinnis P.**, “Biomechanics of Sport and Exercise”, 3rd ed., Human Kinetics, Illinois, 2013
- [54] **Mananatomy**, <https://www.mananatomy.com/basic-anatomy/muscles-types>, 30 Mart 2019
- [55] **Silverthorn, Dee Unglaub**, "Muscles". Human Physiology: An Integrated Approach (7th ed.). San Francisco, CA: Pearson. pp. 377–416, 2016
- [56] **Kennedy P. M. ve Cresswell, A.G.**, “The Effect of Muscle Length on Motor- Unit Recruitment During Isometric Plantar Flexion in Humans”, Exp Brain Res., 2001
- [57] **Merriam Webster Inc.**, <https://www.sciencelearn.org.nz/images/2221-human-bone-structure>, 30 Mart 2019

- [58] **Akgün G.** “Emg Kontrollü Giyilebilir İskelet Destek Sistemi Tasarımı”, Mekatronik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2015
- [59] **Çıplak ME.**, “Sporcuların El Performanslarının Finger Tapping (parmak vuruş) Yöntemi ile Değerlendirilmesi”, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2010
- [60] **Akça H.**, “Travmatik El Yaralanmalı Olgularda Maliyet Analizi”, Tıpta Uzmanlık Tezi, Pamukkale Üniversitesi, Denizli 2012
- [61] **Gökmen FG.**, “Sistematik Anatomi”, İzmir Güven Kitabevi, 187-194, 733, 829, 2003
- [62] **Access Medicine**, <https://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2478§ionid=202021641>, 20 Ocak 2019
- [63] **Barbero M., Martelli R., Rainoldi A.**, “Atlas of Muscle Innervation Zones”, 1st ed., Springer - Verlag Italia S.r.l., Milano, 2012
- [64] **Arıncı K, Elhan A.**, “Anatomi” (5. Baskı), 1.cilt, Güneş Tıp Kitabevi, Ankara, 2014
- [65] **Arıncı K, Elhan A.**, “Anatomi” (5. Baskı), 2.cilt, Güneş Tıp Kitabevi, Ankara, 2014
- [66] **Encyclopedia of Britannica**, <https://www.britannica.com/science/human-muscle-system>, 10 Aralık 2018
- [67] **Richard Drake, A., Wayne Vogl, Adam W. M. Michell**, “Gray’s Anatomy for Students”. Güneş Tıp Kitabevleri, 687-706, 2007
- [68] **Anatomy Info**, <https://anatomyinfo.com/hand-muscles/>, 10 Aralık 2018
- [69] **Kilic, C.**, “Journal Of Clinical And Analytical Medicine”, pp.3, 2016
- [70] **Erişöz, T., Kurul, G., Şaşmaz, İ. ve Ökten, K.H.**, “Biyomekanik”, T.C. Sağlık Bakanlığı, Sağlık Eğitim Genel Müdürlüğü, Ortopedi Teknisyen Okulu, İstanbul, 1994
- [71] **Odor, İ.V.**, “Anatomi Ders Kitabı”, I. Cilt. Elif Matbaacılık, Erzurum, 1980
- [72] **Encyclopedia of Britannica**, <https://www.britannica.com/science/joint-skeleton/Articular-nerve>, 10 Aralık 2018
- [73] **Elsevier GmbH**, <http://www.elsevier-data.de/SobottaBlue/>, 30 Mart 2019

- [74] **MacDonald, P.E., Rorsman, P.**, “Oscillations, intercellular coupling, and insulin secretion in pancreatic beta cells”, PLoS Biol. 4 (2): e49, February 2006
- [75] **E. Yazgan, M. Korürek**, “Tıp Elektroniği,” İTÜ Rektörlük Yayınları, İstanbul, 1996
- [76] **R. A. R. C. Gopura, K. Kiguchi**, “Application of Surface Electromyographic Signals to Control Exoskeleton Robots,” Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine, Dr. Catriona Steele (Ed.), 2012
- [77] **S. Day**, “Important Factors in Surface EMG Measurement,” Bortec Biomedical Ltd. Canada, 2002
- [78] **J.D. Bronzino**, “The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition,” CRC Press and IEEE Press, 2000
- [79] **A. R. Siddiqi, S. N. Sidek and A. Khorshidtalab**, "Signal processing of EMG signal for continuous thumb-angle estimation", IECON 2015- 41st Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, Yokohama, pp. 374-379, 2015
- [80] **Y. Z. Arslan, U. Gundogdu, A. Sayin, A. Akan, E. Kocasoy Orhan and M. Baris Baslo**, "Evaluation of the Fatigue in Human Arms via Electromyography Signals", IEEE 14th Signal Processing and Communications Applications, Antalya, pp. 1-4. 4, 2006
- [81] **C. J. De Luca**, “Surface Electromyography: Detection And Recording,” DelSys Incorporated, 2002
- [82] **M.Krishnavarthini, N.Sivakami, P.Suganya, M.Sheerinbegum,G. Saranya**, “Raspberry Pi Based Paralyze Attack Rehabilitation System”, IRJET, 2017
- [83] **J. U. Chu, I. Moon, Y. J. Lee, S. K. Kim and M. S. Mun**, "A Supervised Feature-Projection-Based Real-Time EMG Pattern Recognition for Multifunction Myoelectric Hand Control," in IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 12, no. 3, pp. 282-290, June 2007
- [84] **R. Merletti, L. Conte**, "Advances in processing surface of surface myoelectric signals. Part 1", Med. Biol. Eng. Comp. 33, 362-72, 1995
- [85] **D.W. Hill, B.W. Watson.**, “IEE Medical Electronics Monographs; v2,” Stevenage: Peter Peregrinus Ltd. [for] the Institution of Electrical Engineers, 1974
- [86] **J. J. Carr, J. M. Brown**, “Introduction to Biomedical Equipment Technology, 4th Ed.”, Prentice Hall, New Jersey, 2000

- [87] **A. Muzumdar**, “Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application”, 1st ed., Springer. 2004
- [88] **T. A. Kuiken, G. Li, B. A. Lock**, “Targeted Muscle Reinnervation for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms.” JAMA. 2009 vol.301, no.6, pp.619–628, Feb 2009
- [89] **Rami N. Khushaba, Maen Takruri, Jaime Valls Miro, Sarath Kodagoda**, "Towards limb position invariant myoelectric pattern recognition using time-dependent spectral features", Neural Networks, Volume 55, Pages 42-58, 2014,
- [90] **T. Ojala, M. Pietikainen, T. Maenpaa**, " Gray scale and rotation invariant texture classification with local binary patterns." Computer Vision, ECCV Proceedings, Lecture Notes in Computer Science 1842, Springer, 404-420, 2000
- [91] **Timo Ojala, Matti Pietikäinen, David Harwood**, “A comparative study of texture measures with classification based on featured distributions”, Pattern Recognition, Volume 29, Issue 1, 1996
- [92] **Lee S.H., Choi J.Y.**, “Plataniotis K.N., Ro Y.M. Local Color Vectir Binary Pattern for Face Recognition”, Proceedings of International Conference on Image Processing (ICIP); Daejeon, Korea, pp. 2997–3000, 11–14 September 2011
- [93] **Yılmaz Kaya, Murat Uyar, Ramazan Tekin, Selçuk Yıldırım**, ”1D-local binary pattern based feature extraction for classification of epileptic EEG signals”, Applied Mathematics and Computation, Volume 243, pp. 209-219, 2014,
- [94] **N. Chatlani and J. J. Soraghan**, "Local binary patterns for 1-D signal processing", 2010 18th European Signal Processing Conference, Aalborg, pp. 95-99, 2010
- [95] **T. Ojala, M. Pietikainen, T. Maenpaa**, "Multiresolution Gray Scale and Rotation Invariant Texture Analysis with Local Binary Patterns", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 24, no. 7, pp. 971-987, 2002
- [96] **Ye Chen, Divakaran Liginlal**, “A maximum entropy approach to feature selection in knowledge-based authentication”, Decision Support Systems, Volume 46, Issue 1, pp. 388-398, 2008
- [97] **T. Denoeux**, "A k-nearest neighbor classification rule based on Dempster-Shafer theory", in IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, vol. 25, no. 5, pp. 804-813, May 1995
- [98] **T. M. Cover, P. E. Hart**, "Nearest neighbor pattern classification", IEEE Trans. Inform. Theory, vol. IT-13, no. 1, pp. 21-27, 1967

- [99] **Antfolk C, Sebelius F.**, “A comparison between three pattern recognition algorithms for decoding finger movements using surface EMG”, MEC Raising the Standard Proceedings of the Myoelectric Controls/Powered Prosthetics Symposium Fredericton,. pp. 14–9, 2011
- [100] **I. Guler and E. D. Ubeyli**, "Multiclass Support Vector Machines for EEG-Signals Classification", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 11, no. 2, pp. 117-126, March 2007
- [101] **CW. Hsu, CC. Chang, CJ. Lin**, "A practical guide to support vector classification", 2003
- [102] **S. Tong, D. Koller**, "Support Vector Machine Active Learning with Applications to Text Classification", Journal of Machine Learning Research, pp. 45-66, 2001
- [103] **M. Atzori, M. Cognolato, and H. Muller**, “Deep learning with convolutional neural networks applied to electromyography data: A resource for the classification of movements for prosthetic hands”, Frontiers in neurorobotics, vol. 10, 2016

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Doğum Tarihi 07/01/1993 İncesu
Adres İhsanaras Mh. Sakarya Sk. No:6 İncesu, 38560 Kayseri
Telefon (+90) 541 866 8355
E-mail salihobus38@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

11/09/2006-18/06/2010 Elektrik Teknisyeni
İncesu Endüstri Meslek Lisesi, Kayseri
13/09/2010-16/06/2015 Mekatronik Mühendisi
Fırat Üniversitesi, Elâzığ
17/09/2012-29/02/2016 Otomotiv Mühendisi
Fırat Üniversitesi, Elâzığ
(Çift Anadal Programı)

İŞ TECRÜBESİ

25/05/2015-Devam ediyor Arge Mühendisi - Firma Sahibi
Vettarge Robot Tek. Ltd. Şti., Kayseri
03/09/2018-15/02/2019 Ürün Geliştirme - Danışman
Girift Arge Ltd. Şti., Elâzığ