

**EKSİK TAHRİKLİ EL PROTEZİ GELİŞTİRME  
PLATFORMU TASARIMI VE YAPAY SİNİR AĞLARI  
TABANLI DENETİMİ**

**DESIGN OF AN UNDERACTUATED HAND PROSTHESIS  
DEVELOPMENT PLATFORM AND ARTIFICIAL  
NEURAL NETWORK-BASED CONTROL**

**ZAHİT EVREN KAYA**

**PROF. DR ATİLA YILMAZ**

**Tez Danışmanı**

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı için Öngördüğü

DOKTORA TEZİ olarak hazırlanmıştır.

ZAHİT EVREN KAYA'nın hazırladığı "EKSİK TAHRİKLİ EL PROTEZİ GELİŞTİRME PLATFORMU TASARIMI VE YAPAY SİNİR AĞLARI TABANLI DENETİMİ" adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından ELEKTRİK VE ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI'nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

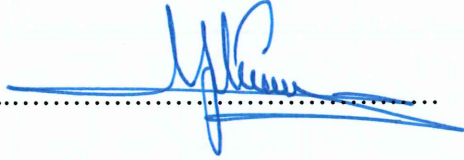
Prof. Dr. Ziya TELATAR

Başkan



Prof. Dr. Atila YILMAZ

Danışman



Prof. Dr. Osman EROĞUL

Üye



Dr. Öğr. Üyesi Yakup ÖZKAZANÇ

Üye



Dr. Öğr. Üyesi Şölen KUMBAY YILDIZ

Üye



Bu tez Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından DOKTORA TEZİ olarak ... / ... / ..... tarihinde onaylanmıştır.

Prof. Dr. Menemşe GÜMÜŞDERELİOĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Çok sevdiğim aileme...

## ETİK

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

20 / 09 / 2019



ZAHİT EVREN KAYA

## YAYINLANMA FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

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

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H. Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren .... ay ertelenmiştir.
- Tezim ile ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

20 / 09 / 2019

(İmza)

ZAHİT EVREN KAYA

# ÖZET

## EKSİK TAHRİKLİ EL PROTEZİ GELİŞTİRME PLATFORMU TASARIMI VE YAPAY SİNİR AĞLARI TABANLI DENETİMİ

**Zahit Evren KAYA**

**Doktora, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Atila YILMAZ**

**Eylül 2019, 118 sayfa**

Bu tez kapsamında, seçilen tendon tabanlı eksik tahrikli yapıdaki bir el protezi mekanizmasının kinematik ve dinamik analizi gerçekleştirilmiştir. Analiz sonucunda mekanik yapının çalışma alanındaki bir nesne ile olan etkileşiminin de dikkate alındığı bir dinamik model oluşturulmuştur. Oluşturulan dinamik modelin, ilgili mekanik yapının dinamik davranışını modelleme başarımının belirlenebilmesi için benzetim çıktılarından ve görüntü tabanlı bir hareket analiz platformundan faydalanılmıştır. Elde edilen benzetim ve deney sonuçları ortaya konulan dinamik modelin, eksik tahrikli mekanik yapının dinamik davranışını başarılı şekilde temsil edebildiğini göstermektedir. El protezinin kinematik ve dinamik modellemesinin yanı sıra, protezin EMG işaretlerine dayalı denetiminin sağlanabilmesine yönelik yöntemler incelenmiştir. Öncelikle, harici bir veri kümesi üzerinde yapılan çalışmalarla EMG işaretlerine dayalı el hareketi sınıflandırmasında kullanılacak EMG işaret öznitelikleri belirlenmiştir. Söz konusu EMG işaret özniteliklerinin girdi olarak kullanıldığı iki farklı sınıflandırma yöntemi geliştirilmiş ve geliştirilen sınıflandırma yöntemlerinin başarımları deneysel

alışmalarla belirlenmiştir. Deneyler sonucunda 3 farklı EMG girdisine atanmış el hareketlerinin başarılı şekilde sınıflandırılarak uygulanabildiği grlmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** El protezi, dinamik modelleme, EMG, sınıflandırma, eksik tahrikli

## **ABSTRACT**

### **DESIGN OF AN UNDERACTUATED HAND PROSTHESIS DEVELOPMENT PLATFORM AND ARTIFICIAL NEURAL NETWORK-BASED CONTROL**

**Zahit Evren KAYA**

**Doctor of Philosophy, Department of Electrical and Electronics Engineering**

**Supervisor: Prof. Dr. Atila YILMAZ**

**June 2019, 118 pages**

In this thesis, kinematic and dynamic analysis of a selected tendon-based underactuated hand prosthesis mechanism was performed. As a result of the analysis, a dynamic model was created by considering the interaction of the mechanical structure with an object in the workspace. Simulation outputs and a vision-based motion analysis platform were used to determine the performance of the dynamic model to model the dynamic behavior of the mechanical structure. The simulation and experimental results show that the dynamic model can successfully represent the dynamic behavior of the underactuated mechanical structure. In addition to kinematic and dynamic modeling of the hand prosthesis, the methods for the control of the prosthesis based on EMG signals were examined. Firstly, EMG signal features that can be used in hand motion classification based on EMG signals have been determined by the studies on an externally available dataset. Two different classification methods, in which these EMG signal features are used as input have been developed and the performance levels of the developed classification methods were determined by experimental studies. As a result



of the experiments, it was found that hand movements assigned to 3 different EMG inputs can be successfully classified and realized.

**Keywords:** Hand prosthesis, dynamic modeling, EMG, classification, underactuated

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, hiçbir konuda desteğini esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Atila Yılmaz'a,

Tez çalışmam süresince değerli öneri ve yorumlarıyla tezimin içeriğine önemli katkılar sağlayan değerli hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi, Yakup Özkazanç'a, Prof. Dr. Ziya Telatar'a, Dr. Öğr. Üyesi Şölen Kumbay Yıldız'a, Prof. Dr. Osman Eroğul'a ve Prof. Dr. Gökhan İlk'e,

Birlikte çalışma fırsatı bulduğum için çok mutlu olduğum ve tez çalışmama önemli katkıları olan bölümümüz lisans programı mezunları Deniz Çağdaş Eker, Mustafa Doğru, Burak Yorgancıoğlu, Mahir Yıldırım, Ahmet Uğur Tokay ve Anıl Civil'e,

Doktora eğitimim boyunca araştırma alanındaki tecrübelerini ve dostluğunu esirgemeyen Tuna Orhanlı'ya,

Doktora eğitimimi profesyonel mühendislik kariyerimle birlikte sürdürmeme destek olan tüm yöneticilerim ve çalışma arkadaşlarıma,

Hayatımın her alanında olduğu gibi doktora eğitimim süresince de yanımda olan sevgili eşim Pelin'e,

Bana her alanda yol gösteren ve yanımda olan babam Kazım Kaya'ya, annem Sevinç Kaya'ya, ablam Evrim Güven'e ve ağabeyim İsmail Talih Güven'e,

Teşekkürlerimi sunarım...

Zahit Evren Kaya

Eylül 2019

# İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	iii
TEŞEKKÜR .....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xiv
1. GİRİŞ .....	1
1.1. El Protezi Çeşitleri .....	1
1.2. Elektronik El Protezlerinin Gelişimi .....	2
1.3. Robot El Teknolojileri .....	5
1.4. Tezin Amaç ve İçeriği .....	7
2. EL PROTEZİ MEKANİK AKSAMI .....	9
2.1. El Protezi Tasarımlarında Kullanılabilecek Güncel Eksik-Tahrikli Mekanik Tasarımların İncelenmesi .....	9
2.1.1. Bağlantı Tabanlı Eksik Tahrikli Mekanik Modellerin İncelenmesi .....	9
2.1.2. Tendon-tabanlı Eksik-tahrikli Mekanik Modellerin İncelenmesi .....	10
2.2. El Protezi Mekanik Modeli Seçimi .....	15
3. TENDONLA SÜRÜLEN EKSİK TAHRİKLİ PROTEZ PARMAĞININ KİNEMATİK VE DİNAMİK ANALİZİ .....	17
3.1. Dinamik Sistem Modellemesinde Kullanılan Başlıca Yöntemler .....	17
3.1.1. Newton-Euler Yöntemi .....	18
3.1.2. Lagrangian Yöntemi .....	19
3.1.3. Yöntemlerin Karşılaştırılması .....	19
3.2 Sistemin Kinematik Analizi .....	20
3.3. Dinamik Hesaplamalar .....	23

3.3.1. Sistemin Kinetik Enerjisinin Hesaplanması .....	25
3.3.2. Sistemin Potansiyel Enerjisinin Hesaplanması .....	27
3.3.3. Sistem Dinamiğinin İfade Edilmesi .....	28
3.3.4. Başparmağın 3B Koordinat Sisteminde Modellenmesi .....	31
3.4. Nesneyle Temas Durumunun Dinamik Sistem Modeli İçinde İfade Edilmesi .....	36
4. EL PROTEZİ TEST DÜZENEGİNİN HAZIRLANMASI .....	39
4.1 El Protezi Donanımı .....	39
4.1.1 El Protezi Mekanik Aksamı .....	39
4.1.2 EMG Algılayıcılar ve Analog Önyüz Devresi .....	40
4.1.3 Kuvvet Algılayıcılar .....	40
4.1.4 Akım Algılayıcılar .....	41
4.1.5 Servo Motorlar .....	42
4.1.6 ADC Kartları .....	42
4.1.7 Motor Sürücü Kartı .....	43
4.1.8 SoC Tabanlı Denetleyici Kartı .....	43
4.2 El Protezi Test Düzeneginin Görüntüleme Platformu .....	46
5. EMG İŞARET ANALİZİ VE DENETİM .....	50
5.1 EMG İşareti Özellikleri .....	50
5.2 EMG Öznitelik Çıkarımı .....	51
5.2.1 İntegrali Alınmış Mutlak Değer (Integrated Electromyogram, IAV) ....	52
5.2.2 Sıfır Geçişleri (Zero-crossings, ZC) .....	52
5.2.3 Eğim İşareti Değişimleri (Slope Sign Changes, SSC) .....	52
5.2.4 Dalga Uzunluğu (Waveform Length, WL) .....	52
5.2.5 Willison Büyüklüğü (WAMP) .....	53
5.2.6 Varyans (VAR) .....	53
5.2.7 Etkin Değer (Root-Mean-Square, RMS) .....	53
5.2.8 Ortalama Mutlak Değer (Mean Absolute Value, MAV) .....	53
5.2.9 Değiştirilmiş Ortalama Mutlak Değer 1 (Modified Mean Absolute Value, MAV1) .....	53
5.2.10 Değiştirilmiş Ortalama Mutlak Değer 2 (Modified Mean Absolute Value, MAV2) .....	54

5.2.11 Basit Kare İntegral (Simple Square Integral, SSI).....	54
5.2.12 Ortalama Genlik Değişimi (Average Amplitude Change, AAC).....	54
5.2.13 Myo-puls Yüzde Oranı (Myopulse Percentage Rate, MYOP).....	54
5.2.14 Fark Mutlak Standart Sapma Değeri (Difference Absolute Standard Deviation Value, DASDV) .....	55
5.3 El Hareketlerinin EMG Tabanlı Sınıflandırılması .....	55
5.3.1 Hazır Veri Kümesi Üzerinde Yapılan Çalışmalar .....	55
5.3.1.1 Veri Özellikleri .....	55
5.3.1.2 Sınıflandırma Çalışmaları .....	56
5.3.2 EMG Özellik Vektörlerinde Boyut Düşürme .....	57
5.3.3 İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağı ve kNN Tabanlı Sınıflandırma Yöntemlerinin Karşılaştırılması .....	59
5.3.3.1 kNN Yönteminin Sınıflandırma Amacıyla Kullanımının Değerlendirilmesi.....	60
5.3.3.2 İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağlarının Sınıflandırma Amacıyla Kullanımının Değerlendirilmesi .....	62
5.3.3.3 kNN ve İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağı Tabanlı Sınıflandırma Başarımının Karşılaştırılması .....	65
5.3.4 EMG Veri Kümesi Oluşturulması ve Sınıflandırılması .....	66
5.3.5 Tetiklemeye Dayalı Sınıflandırıcı Yöntemi.....	69
5.3.6 El Protezi Test Düzeneği Kullanılarak Yapılan Çalışmalar .....	72
5.3.6.1 Eğitim Platformu.....	73
5.3.6.2 Gömülü Mimari.....	77
5.3.6.3 Analiz Platformu .....	78
5.4 El Protezi Alt-Seviye Denetimi İçin PID Denetimi.....	81
5.5 Üst-seviye Denetim (Niyet Kestirimi) Yöntemlerinin İncelenmesi.....	82
<b>6. EL PROTEZİ DİNAMİK MODELİNİN BENZETİMİ VE DENEY</b>	
<b>DÜZENEĞİNİN OLUŞTURULMASI .....</b>	<b>84</b>
6.1. El Protezi Dinamik Modelinin Benzetimi.....	84
6.1.1 Benzetim Sonuçlarının Görselleştirilmesi .....	86
6.1.2 Benzetim Sonuçlarının Görselleştirilmesi .....	88
6.2 El Protezi Dinamik Modelinin Benzetim ve Deney Sonuçları .....	91
6.2.1. Çalışma Alanında Nesne Olmayan Durumda Elde Edilen Sonuçlar	91

6.2.2. Çalışma Alanında Nesne Olan Durum İçin Benzetim Sonuçları.....	94
6.3. Yapay Sinir Ağı ve Tetiklemeye Dayalı Sınıflandırma Yöntemlerinin Başarım Seviyelerinin Karşılaştırılması .....	96
6.3.1 Deneysel Karşılaştırma Düzenine Tanımlanması.....	96
6.3.2 Protez ile Yapılan Deney Sonuçları.....	98
7. SONUÇLAR VE TARTIŞMA .....	104
7.1 Tendon Tabanlı Eksik-tahrikli EI Protezi Dinamik Modeli Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	104
7.2 Yapay Sinir Ağı Kullanılarak EMG İşaretlerine Dayalı EI Hareketi Sınıflandırılması Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	105
8. YORUM.....	108
9. KAYNAKLAR.....	109
EKLER .....	115
EK 1 – Zynq SoC Mimarisi.....	115
EK 2 - Tezden Türetilmiş Yayınlar .....	116
EK 3 - Tez Çalışması Orjinallik Raporu .....	117
ÖZGEÇMİŞ .....	118

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Tarihteki önemli el protezi örneklerinden Götz von Berlichingen'in demir elinin tasviri [5] .....	3
Şekil 1.2. Bowden kablosu mekanizmasının birey üzerindeki yerleşimi [3] .....	4
Şekil 1.3. Touch Bionics i-limb protez eli [9] .....	5
Şekil 1.4. DLR Hand II robot eli [12] .....	6
Şekil 1.5. Prensilia IH2 Azurre robot el .....	7
Şekil 2.1. Dört çubuklu bağlantı tabanlı eksik tahrikli yapıya sahip protez parmak modeli [16] .....	10
Şekil 2.2. Cheng tarafından sunulan [17] dört çubuklu eksik tahrikli yapıdaki protez parmak ..	11
Şekil 2.3. Bandara tarafından önerilen bağlantı tabanlı robotik parmak [18] .....	11
Şekil 2.4. Bennet tarafından sunulan iki farklı tendon tabanlı parmak yapısı a) ilk parmak, b) ikinci parmak [21] .....	12
Şekil 2.5. Eksik tahrikli parmak yapısı [14] .....	12
Şekil 2.6. Tek motorlu el yapısının şematik gösterimi [22] .....	14
Şekil 2.7. Carrozza tarafından sunulan [23] elin yapısı. ....	15
Şekil 2.8. Şekil Hafızalı Alaşım barındıran protez parmak örneği [24] .....	16
Şekil 2.9. Langevin tarafından tasarlanan [25] ve Stoppa tarafından kinematik analizi sunulan [26] INMOOV robotik eli .....	16
Şekil 3.1. 3-Parçalı parmağın kinematik yapısı .....	21
Şekil 3.2. Tendonun eklemler ve parmak parçaları ile etkileşimi .....	30
Şekil 3.3. Parmak temas yüzeyinin nesne ile etkileşimi [29] .....	37
Şekil 4.1. Algılayıcı ve ilgili kablaç uygulamasının yapıldığı el protezi mekanik aksamı .....	40
Şekil 4.2. sEMG İşaretinin diferansiyel yükselteç ile yükseltilmesi .....	41
Şekil 4.3. Pololu PL-1695 kuvvet algılayıcı .....	41
Şekil 4.4. Allegro Systems ACS712 akım algılayıcı .....	42
Şekil 4.5. Analog geri beslemeli servo motor .....	42
Şekil 4.6. Mini Maestro 12 servo denetim kartı .....	44
Şekil 4.7. Xilinx Vivado ortamında gerçekleştirilmiş sayısal sistem blok tasarımı .....	45

Şekil 4.8. Görüntü tabanlı hareket algılama düzeneği.....	46
Şekil 4.9. Görüntü tabanlı hareket algılama sisteminin kalibrasyon düzeneği.....	47
Şekil 4.10. Parmak kapanma hareketinin görüntü tabanlı hareket algılama sistemi ile yakalanması örnek görüntüsü..	48
Şekil 5.1. Örnek EMG işareti.....	51
Şekil 5.2. UCI veri kümesi el hareket sınıfları [37].....	56
Şekil 5.3. "MATLAB Classification Learner" Uygulaması sınıflandırma arayüzü.....	58
Şekil 5.4. PCA ile boyut düşürme uygulanmadığında ortaya çıkan sınıflandırma başarımı.....	60
Şekil 5.5. PCA ile boyut düşürme uygulandığında ortaya çıkan sınıflandırma başarımı.....	60
Şekil 5.6. kNN sınıflandırmasının yapılacağı örnek eğitim veri kümesi.....	61
Şekil 5.7. Test örneğinin en yakın k adet eğitim numunesine olan uzaklığı.....	61
Şekil 5.8. Dört katmanlı örnek bir ileri beslemeli yapay sinir ağı yapısı.....	62
Şekil 5.9. Kullanılan ileri-beslemeli yapay sinir ağı.....	64
Şekil 5.10. Yapay sinir ağı kullanımı durumunda elde edilen yanılığ matrisi.....	65
Şekil 5.11. kNN kullanımı durumunda elde edilen yanılığ matrisi.....	65
Şekil 5.12. Hacettepe Üniversitesi EMG veri kümesi için "MATLAB Classification Learner" ile elde edilen yanılığ matrisi.....	67
Şekil 5.13. Hacettepe Üniversitesi veri kümesi üzerinde yapılan sınıflandırmanın sonuçları.....	68
Şekil 5.14. Hacettepe Üniversitesi veri kümesi için, sınıflandırmada en iyi başarımın elde edildiği durumda ortaya çıkan yanılığ matrisi.....	69
Şekil 5.15. Kullanıcı girdilerinin "kısa" ve "uzun" sınıflandırmasının yapılmasında kullanılan sonlu durum makinesi.....	70
Şekil 5.16. Üst-seviye hareket tespit algoritması sonlu durum makinesi.....	71
Şekil 5.17. EMG işaretlerine dayalı yapay sinir ağı eğitim arayüzü ..	74
Şekil 5.18. Eğitim Yazılımı'nda kullanılabilen filtrelerin frekans tepkileri a) bant-geçirgen, b) alçak-geçirgen.....	75
Şekil 5.19. Yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcının eğitim yordamı.....	76
Şekil 5.20. İleri-beslemeli yapay sinir ağının sayısal tasarım uygulamasını gösteren blok diyagram ..	78
Şekil 5.21. Analiz yazılımı arayüzü.....	79
Şekil 5.22. FreeRTOS Gerçek-zamanlı işletim sistemi üzerinde uygulanmış	



gömülü yazılım .....	80
Şekil 5.23. El protezi denetiminde uygulanan temel adımları özetleyen model [42] . ...	82
Şekil 6.1. Benzetim modeli bileşenleri ve bileşenler arası veri akışı .....	85
Şekil 6.2. Giriş-çıkış portlarıyla gruplanmış Simulink s-fonksiyonu .....	86
Şekil 6.3. El protezinin blok tabanlı benzetim modeli .....	87
Şekil 6.4. El Protezi benzetiminde parmakların nesne yokken (solda) ve silindirik nesne ile (sağda) görselleştirilmesi. ....	87
Şekil 6.5. Simscape Multibody benzetim ortamına aktarılmış el protezi tasarımı.....	88
Şekil 6.6. u, v ve w vektörlerinin uzayda konum ve yönelimleri [45] .....	90
Şekil 6.7. Eksik tahrikli parmağın kapanma yörüngesi. a) benzetim platformu sonucu, b) deney düzeneği sonucu.....	92
Şekil 6.8. Parmak eklem açılarının zaman göre değişimi. ....	93
Şekil 6.9. Eksik tahrikli parmağın kapanma süresinin artan tendon kuvvetine göre değişimi .....	94
Şekil 6.10. Eksik tahrikli elin nesneye uyumlanma özelliğinin benzetimi . ....	95
Şekil 6.11. Orta parmağın nesne ile uyumlanmasının gösterimi .....	96
Şekil 6.12. Eğitim yazılımı'nın kanca tutuşu EMG girdilerinin yakalanması sırasındaki kullanıcı arayüzü görüntüsü . ....	98
Şekil 6.13. Eğitim yazılımı kullanılarak elde edilen EMG girdileri ve tetiklemeli sınıflandırıcı tarafından yapılan etiketlemeler, a) hareket yok, b) dinlenme hareketi, c) kanca tutuşu, d) işaret duruşu.....	99
Şekil 6.14. El protezi mekanik modelinin dinlenme duruşundaki görünümü .....	101
Şekil 6.15. El protezi mekanik modelinin kanca tutuşundaki görünümü.....	102
Şekil 6.16. El protezi mekanik modelinin işaret duruşundaki görünümü .....	102
Şekil 6.17. Tetikleme tabanlı sınıflandırma yöntemi için hazırlanmış yanılğı matrisi. ....	103
Şekil 6.18. Yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırma yöntemi için hazırlanmış yanılğı matrisi.....	103
Şekil EK-1.1. Xilinx Zynq yonga-üstü-sistem [46]. ....	115

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Denavit Hartenberg parametreleri .....	22
Çizelge 3.2. Başparmak için Denavit Hartenberg parametreleri .....	31
Çizelge 4.1. I2C hatları ve ADC girdilerinin dağılımı . .....	43
Çizelge 5.1. Hacettepe Üniversitesi bünyesinde oluşturulan veri kümesinde hareket adlandırmaları . .....	66
Çizelge 5.2. Veri kümesinde hareketlerin zaman dağılımı .....	67
Çizelge 5.3. Örnek hareket-girdi atamaları.....	72
Çizelge 6.1. Benzetimde kullanılan fiziksel parametreler .....	91
Çizelge 6.2. Tetikleme tabanlı sınıflandırıcı yapılandırma parametreleri .....	97
Çizelge 6.3. Servo denetim kartına her el hareketi için uygulanan referans konum girdileri. ....	100
Çizelge 6.4. İşaret öznitelik vektörünün farklı hareket girdileri için değerleri.....	100

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

F	Kuvvet
K	Kinetik enerji
P	Potansiyel enerji
V	Çizgisel hız
L	Lagrangian
J	Jacobian matrisi

### Kısaltmalar

ABD	Amerika Birleşik Devletleri
ADC	Analog-Digital-Converter
DC	Doğru Akım
DIP	Distal Interfalanjal eklem
DLR	Almanya Uzay ve Havacılık Kurumu
DoF	Degree of Freedom, Serbestlik Derecesi
EMG	Elektromyografi
FFT	Fast Fourier Transform
FPGA	Field Programmable Gate Array
HIL	Hardware-in-Loop
I2C	Inter-Integrated Circuit
kNN	k-Nearest Neighbor
PID	Proportional Integral Derivative

PIP	Proksimal Interfalanjal eklem
PCA	Principle Component Analysis
PWM	Pulse-Width Modulation
RTOS	Real-time Operating System
sEMG	Yüzey Elektromyografisi
SoC	System-on-Chip



# 1. GİRİŞ

Yapısında çok sayıda Serbestlik Derecesi (Degree of Freedom, DOF), algılayıcılar, tendonlar, eyleyiciler ve kontrol mekanizmaları barındıran insan eli oldukça karmaşık bir sistemdir. Bireyin günlük yaşam faaliyetlerinin büyük kısmında kullandığı bu uzvun kaybı, çevreyle etkileşimin ve yaşam kalitesinin düşmesine yol açmaktadır.

Avrupa'da her yıl sayıları 50'den 270'e kadar değişen el kaybı vakası meydana gelmektedir. Yine Avrupa ülkelerindeki elini kaybetmiş kişi sayısı 94000'i bulmaktadır. El kaybının en sık görülen nedenleri travma ve kanserdir. Ayrıca, her 10000 canlı doğumda 4,1 oranında el kontrolü eksikliği görülmektedir [1].

Günümüzde el kaybının yarattığı eksikliğin giderilmesine yardımcı olarak el protezleri kullanılmaktadır. El protezleri vücuda uygulanış biçimleri göz önüne alındığında iki gruba ayrılmaktadır. Bunlar girişimli (invasive) ve girişimsiz (non-invasive) protezlerdir. Tıbbi operasyon gerektiren girişimli el protezleri bu proje ile hedeflenen kapsamın dışında kaldığından, bu tez kapsamında girişimsiz el protezleri incelenmektedir.

Tezin bu bölümünde, öncelikle günümüzde kullanılmakta olan el protezi çeşitleri ve çalışma prensipleri tanımlanmaktadır. Ardından, tezin de konusunu teşkil eden elektronik el protezlerinin tarihsel gelişimi ve mekanik anlamda elektronik el protezleri ile benzerlik gösteren robot el teknolojileri ile ilgili bilgi verilmektedir. Tezin amaç ve içeriği de bu bölümün sonunda açıklanmaktadır.

## 1.1. El Protezi Çeşitleri

Günümüzde el protezleri vücuda uygulanış biçimleri göz önüne alındığında iki ana gruba ayrılmaktadır. Bunlar girişimli (invasive) ve girişimsiz (non-invasive) protezlerdir. Tıbbi operasyon gerektiren girişimli el protezleri bu proje ile hedeflenen kapsamın dışında kaldığından, bu tez kapsamında girişimsiz el protezleri incelenmektedir.

Ticari pazarda ve akademik kaynaklarda yer alan girişimsiz el protezleri incelendiğinde kullanım amaçları ve yapıları bakımından 3 ana gruba ayrıldıkları görülmektedir.

**Kozmetik El Protezleri:** Uzuv kaybı yaşıyan bireyin psikolojik veya estetik nedenlerle kullanmayı tercih ettiği protezlerdir. Kozmetik protezlerin bazı tipleri günlük yaşam faaliyetlerinin türüne göre şekillendirilmiştir.

**Vücut Denetimli Protezler:** Vücutta uzuv kaybının yaşandığı kolun dışında kalan bölgelerin hareket ettirilmesiyle avuç açma kapama gibi işlevleri yerine getirebilen protez çeşitleridir. Bazı vücut denetimli protezler, elektronik denetim yöntemlerinden faydalanırlar. Bu protezlerde uzvun korunduğu taraftaki el ile yapılan hareketler ile protez denetimi sağlanmaktadır. Vücut kontrollü protezlerin denetleyen tarafta zor ve çeşitli hareketler yapılmasını gerektirebilmeleri dezavantaj olarak görülebilir.

**Myografik Protezler:** Günümüzde, el protezlerinin denetiminde en çok kullanılan sinyal toplama yöntemi EMG sinyallerinin kullanımıdır. Hedeflediği işlevsellik ve kullanım rahatlığı göz önüne alındığında EMG kontrollü protezler önemli avantajlara ve geliştirme potansiyeline sahiptirler. Uzuv kaybı yaşıyan bireyin belli bir alışma/eğitim sürecinden sonra kullanabileceği bu tip el protezleri, herhangi bir tıbbi operasyon gerektirmeden, vücudun sağlam eli kontrol etmek için ürettiği sinyallerden faydalanarak doğal bir kontrol mekanizması oluşturmaktadırlar. Önde gelen EMG kontrollü protez reticileri Ottobock, LTI, Motion Control, RSL-Stepper, BeBionics ve Touch Bionics (ABD) firmalarıdır.

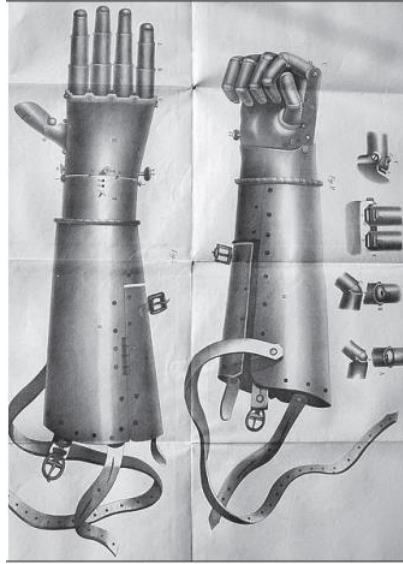
EMG kontrollü el protezleri önemli kontrol avantajlarına sahip olmakla birlikte, yapılan araştırmalar protez sahiplerinin %30 ile %50 arasında değişen kısmının, protezlerini düzenli olarak kullanmadıklarını ortaya koymaktadır [2]. Bu durumun başlıca nedenleri, protezin doğal olmayan görünüşü, düşük işlevsellik ve hissi geri bildirim azlığıdır. Görülen bu kullanım zorluklarının yanında EMG kontrollü el protezlerinin maliyetlerinin yüksek oluşu da uzuv kaybı yaşıyan bireylerin bu tür protezlere erişimini kısıtlayan faktörlerden biridir.

## **1.2. Elektronik El Protezlerinin Gelişimi**

El protezlerinin eşitleri tarihin önemli bir bölümünde kanca ve benzeri formdaki uzantılarla sınırlı kalmıştır. El protezlerinin tarihte görülen ilk örneklerinden biri Romalı bilgin Plini'nin Naturalis Historia adlı ansiklopedisinde yer almaktadır. Bu eserde İkinci Punik Savaşı'nda bir elini kaybeden Romalı General Marcus Sergius'un bir protez elin takılmasından sonra savaşa geri döndüğünden bahsedilmektedir [3]. Tarihi kaynaklarda

görülen örneklerden dikkate değer olan bir diğeri ise Alman şövalye Götz von Berlichingen'in 1505 yılındaki Landshut kuşatmasında kullandığı demir elidir [4]. Demir elin parmakları, sağlıklı insan elinde bulunan eklemlere sahiptir ve pasif olarak şekil verilebilmektedir. Şekil 1.1'de bu elin çizimleri görülebilir. Orta çağ ve Rönesans dönemi kaynaklarda rastlanan bu protezler görünüşleri ve fonksiyonları açısından kozmetik olarak sınıflandırılabilirler.

Kaynaklarda rastlanan ilk vücut denetimli el protezi ise Alman dişçi Peter Baliff tarafından 1818'de sunulmuştur. Bu sistemde deri bantların gerilmesine dayalı bir transmisyon sistemi ile omuz hareketleri kullanılarak kanca şeklindeki el açıp kapatılabilmektedir [5]. Ferdinand Sauerbruch tarafından 1916'da tarif edilen bir el protezi tasarımında ise uzuv kaybı olan kolun üst bölümünün kas hareketleri kullanılarak parmak kontrolü yapılabilmektedir [6].



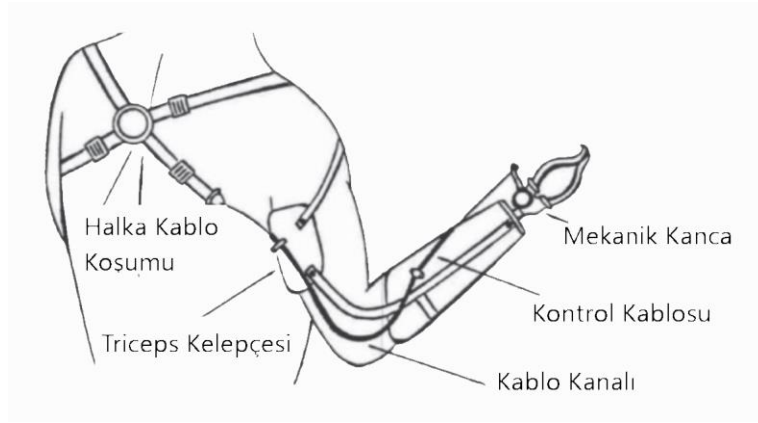
Şekil 1.1. Tarihteki önemli el protezi örneklerinden Götz von Berlichingen'in demir elinin tasviri [5].

Yirminci Yüzyıl'da Dünya Savaşları sonrasında uzuv kaybı yaşayan bireylerin sayısı tarihin hiçbir döneminde görülmeyen seviyelere ulaşmıştır. Bu nedenle, özellikle savaş sonrasında refah seviyesinin daha yukarıda olduğu batılı ülkelerde gelişmiş protezlere yatırımların arttığı ve yeni protezlerin ortaya çıktığı görülmektedir. Piyasaya 1948 yılında sürülen Bowden kablosu mekanizmalı el protezleri [3], geçmiş örnekler göre daha dayanıklı ve zarif bulunmalarından dolayı yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Bowden kablolu protezler günümüzde de vücut denetimli protez tipleri arasında en çok



rastlanan tiplerdir. Bowden kablosunun birey üzerindeki yerleşimi Şekil 1.2’de görülebilir.

Myoelektrik denetimli el protezlerinin ilki, 1948’de Münih Üniversitesi’nde bir fizik öğrencisi olan Reinhold Reiter tarafından tasarlanmıştır. Bu protezde yüzey EMG’si potansiyelleri büyütülerek motorlu parçaların hareket ettirilmesi için kullanılıyordu [7]. Myoelektrik denetimli el protezlerinden klinik olarak kabul gören ilk örnek ise, 1960’da Rus bilim adamı Alexander Kobrinski tarafından sunulmuştur [8]. Pil ve elektronik denetim bileşenlerinin kemer ile bele takıldığı bu ürün, buna rağmen ağırlığından dolayı ticari başarı gösterememiştir. Bununla birlikte, myoelektrik denetimli protezler 1980’lere geldiğinde ihtiyaç sahibi bireyler arasında yaygın olarak kullanılan bir seçenek halinde gelmiştir.



Şekil 1.2. Bowden kablosu mekanizmasının birey üzerindeki yerleşimi [3].

Parmakların ayrı ayrı açılıp kapanabildiği ilk myoelektrik denetimli protez ise Touch Bionics firması tarafından 2007 yılında piyasaya sürülen “I-limb” protez elidir [9]. Bu protezde her 5 parmak kullanıcı tarafından motorlarla denetlenebilmektedir. I-limb protezi Şekil 1.3’te görülebilir.

Son yıllarda 3B yazıcı teknolojisinin erişilebilirliğinin artması ile bireylerin yenilikçi fiziksel tasarımları düşük sayılarda ve uygun maliyetle üretebilmeye başladıkları görülmektedir. Ortaya çıkan bu yetkinliğin protez teknolojilerine de etkisinin olacağı beklenebilir. Açık-kaynak tasarım yaklaşımının internet üzerinden tasarım dosyalarının ve kaynak kodlarının küresel ölçekte paylaşılabilmesini sağlamasıyla birlikte, çeşitli açık-kaynaklı protez tasarımları da ortaya çıkmıştır. Bunlardan önde gelenleri e-Nable Foundation [10] ve Open Hand Project [11] olarak gösterilebilir.

### 1.3. Robot El Teknolojileri

İleri seviye özelliklere sahip ticari el protezlerinin tasarım detaylarına akademik platformda erişilememektedir. Bununla birlikte, el protezleri ile ortak tasarım bileşenlerine ve mekanik yapıya sahip robotik ellerin enerji etkin ve yüksek işlevselliğe sahip olmak üzere tasarlanmaları uzun süredir akademik araştırmaların odağındaki konulardan biridir. Savunma, uzay ve seri üretim otomasyonu alanlarında kullanılmak üzere tasarlanmış robot eller son yıllarda çeşitlilik kazanmıştır. Boyut ve ağırlık açısından protez ellere göre daha büyük yapıya sahip robot eller uygulama alanlarına göre yüksek kavrama torku ve insan eline göre daha fazla sayıda serbestlik derecesine sahip olabilmektedirler.

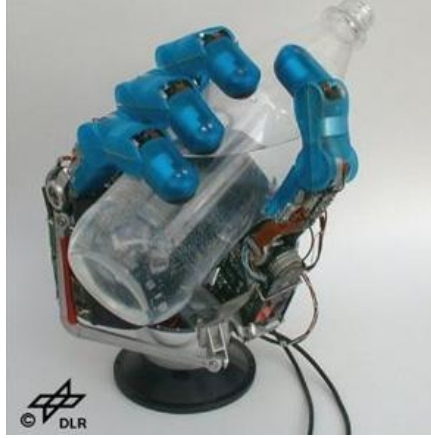


Şekil 1.3. Touch Bionics i-limb protez eli [9].

Geçtiğimiz yirmi yıl içerisinde, el protezi tasarımlarına katkıda bulunabilecek özelliklere sahip robot elleri, dünyadaki çeşitli araştırma kurumları tarafından geliştirilmişlerdir. Bu ellerin önde gelenleri, Alman Uzay ve Havacılık Merkezi (DLR) tarafından geliştirilen DLR Hand II [12], İsveç Kraliyet Araştırma Enstitüsü'ndeki araştırmacılar tarafından geliştirilen KTHand ve Japonya'nın Osaka Üniversitesi'nde geliştirilen Osaka Hand [13] robot elleridir. Bu robot eller haricinde, dünya genelinde çeşitli sanayi alanlarında geliştirilmiş robot elleri bulunmaktadır, ancak bu tür ellerin tasarım detayları akademik alanda paylaşılmamaktadır.

Yukarıda belirtilen robot ellerden DLR Hand II ve Osaka Hand teknik özellikleri nedeniyle diğer robot ellerden ayrılmaktadırlar. DLR Hand II robot eli, uzay çalışmaları ve savunma uygulamalarında kullanılmak üzere tasarlanmış 4 parmaklı bir eldir. DLR Hand II üzerindeki 3 parmak insan parmaklarına benzer yapıdayken, başparmak olarak

adlandırılabilir bir adet parmağa, kavrama torkunu artırmak için fazladan bir eklem daha yerleştirilmiştir. DLR Hand II'nin planlanan kullanım alanından dolayı haberleşme arayüzü yüksek bant genişliğinde, mekanik montaj arayüzü ise genişleyebilir yapıda tutulmuştur. Buna ek olarak, kuvvet algılaması yapılabilmesi için, parmak uçlarına yerleştirilecek özgün yapıda kuvvet algılayıcılar tasarlanmıştır. DLR Hand II robot eli örnek olarak aşağıdaki Şekil 1.4'te gösterilmiştir:



Şekil 1.4. DLR Hand II robot eli [12].

Osaka Hand robot eli ise, mekanik olarak insan eline yakın yapıya sahip 5 parmaklı bir robot eldir. Bu robot elde de kavrama yeteneğini artırmak amacıyla başparmağa fazladan bir eklem daha eklenmiştir. İnsan eline yakın kuvvet algılaması elde edebilmek için, el üzerine 15 adet kuvvet algılayıcı yerleştirilmiştir. Kullanılan kuvvet algılayıcıları membran potansiyometrelerdir. Osaka Hand için bir de uzaktan yönetim arayüzü tasarlanmıştır [13]. Üniversiteler ve devlet destekli araştırma kurumları dışında geliştirilmiş ve ticari ürün olarak ortaya konulan robot eller de bulunmaktadır. İtalya merkezli Prensilia firmasının ürettiği IH2 Azurra robot el benzerlerine kıyasla yüksek serbestlik derecesine hareket hassasiyetine sahiptir. Ürün protez olarak da kullanılabilir üzere tasarlanmıştır. Başparmak, işaret parmağı, orta parmağın bağımsız şekilde, yüzük parmağı ve serçe parmağın ise bağlantılı şekilde hareket ettirildiği sistem 11 serbestlik derecesine sahiptir. Hareketlerin tamamı toplamda 5 adet motorla sağlanmaktadır. Motorlarda üretilen kuvvet oynar aksama tendonlar ile iletilmektedir. Söz konusu serbestlik derecesi için az sayılabilecek sayıda motor kullanılması ile robot elin güç tüketimi azaltılmıştır. Şekil 1.5'te Prensilia Azurra robot elinin resmi görülebilir.

Robot el teknolojilerindeki ilerlemeler, el protezlerinde de kullanılacak teknolojilerin geliştirilmesi açısından önem taşımakla birlikte, protezlerin fiziksel özelliklerinin sağlıklı insan elinin ağırlık ve büyüklük değerlerini aşmayan yapıda olması gerekmektedir. Bu gereksinim, protez uygulamalarında kullanılacak eyleyici, algılayıcı ve mekanik parçaların sayılarını ve yapılarını kısıtlamaktadır.



Şekil 1.5. Prensilia IH2 Azurre robot el.

#### 1.4. Tezin Amaç ve İçeriği

Bu tez kapsamında öncelikle güç tüketimi ve ağırlık gibi parametreler açısından verimli olduğu bilinen eksik tahrikli el protezi mekanik modellerinin güncel örnekleri incelenerek, ihtiyaç sahibi bireylere günlük yaşam faaliyetlerinde fayda sağlayabilecek, aynı zamanda deneysel çalışmalar için 3B yazıcı ile üretim imkânı bulunan bir mekanik model belirlenmiştir. Mekanik modelin belirlenmesinin ardından, seçilen el protezi modeli temel alınarak dinamik analiz gerçekleştirilmiştir. Sistemin dinamik analizinde Lagrangian yöntemi kullanılmıştır. Analiz sonucunda mekanik yapının çalışma alanındaki bir nesne ile olan etkileşiminin de dikkate alındığı bir dinamik model oluşturulmuştur. Oluşturulan dinamik modelin, el protezi mekanik modelinin dinamik davranışını gerçekçi şekilde modelleyebildiğinin doğrulanması için MATLAB/Simulink tabanlı bir benzetim platformu geliştirilmiştir. Ayrıca, benzetim yoluyla gözlemlenen dinamik davranışın, fiziksel bir el protezi modeliyle uyumluluğunun ölçülebilmesi için görüntü tabanlı bir hareket algılama platformu da uygulanmıştır. Elde edilen benzetim ve deney sonuçları ortaya konulan dinamik modelin, eksik tahrikli mekanik yapının

dinamik davranışını başarılı şekilde temsil edebildiğini göstermektedir. Tez kapsamında, el protezinin kinematik ve dinamik modellenmesinin yanı sıra, protezin EMG işaretlerine dayalı denetiminin sağlanabilmesine yönelik yöntemler incelenmiştir. Öncelikle, harici bir veri kümesi üzerinde yapılan çalışmalarla EMG işaretlerine dayalı el hareketi sınıflandırmasında kullanılabilir EMG işaret öznitelikleri belirlenmiştir. Belirlenen 14 farklı özneliğin hepsinin birlikte kullanımı ile PCA ile boyut düşürme sonrasında daha az sayıda özneliğin kullanımı sonucu elde edilen sınıflandırma başarımı sonuçları karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırma sonucunda boyut düşürme ile daha iyi sınıflandırma elde edilebildiği görülmüştür.

Kullanımı uygun görülen EMG işaret özniteliklerinin girdi olarak kullanıldığı iki farklı sınıflandırma yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden ilkinde kullanıcının üst kol bölgesinden toplanan EMG işaret girdilerinin belli bir eşik değerin üstünde kaldıkları zaman ve bu zaman süresince biriken toplam işaret enerjisi dikkate alınmaktadır. İkinci yöntemde ise bir ileri-beslemeli yapay sinir ağı kullanılarak sınıflandırma yapılmaktadır. Geliştirilen sınıflandırma yöntemlerinin başarımları deneysel çalışmalarla ölçülmüştür. Deneyler sonucunda ileri-beslemeli yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcı ile 3 farklı EMG girdisine atanmış el hareketlerinin başarılı şekilde sınıflandırılarak uygulanabildiği görülmüştür.

Tezin ikinci bölümünde literatürde karşılaşılan ve güç tüketimi, ağırlık gibi parametreler açısından verimli olduğu değerlendirilen mekanik modellerin bir özeti sunularak, tez kapsamında kullanımı uygun bulunan bir mekanik modelin yapısıyla ilgili bilgi verilmektedir. Seçilen el protezi mekanik modelinin kinematik ve dinamik modelinin çıkarımı üçüncü bölümde sunulmaktadır. Dördüncü bölümde, 3B baskı ile üretilmiş mekanik model, elektronik denetleyici, algılayıcılar ve eyleyicilerden oluşan el protezi test düzeneğinin tasarım detaylarına yer verilmektedir. Beşinci bölümde el protezinin denetimi için EMG işaretlerinin işlenerek, işaret özniteliklerinin çıkarımı ve sonrasında bu özneliklere dayalı el hareketi sınıflandırması için izlenen yöntemlere yer verilmektedir. Altıncı bölüm, önceki bölümlerde ortaya konulan el protezi dinamik modelinin benzetimi için izlenen yöntemleri, benzetim sonuçlarını ve görüntü tabanlı bir hareket algılama platformu ile elde edilmiş deneysel sonuçlarını içermektedir. Ayrıca, EMG işaretlerine dayalı el hareketi sınıflandırması deneylerinin sonuçlarına da bu bölümde yer verilmiştir. Yedinci ve sekizinci bölümlerde ise tez kapsamında elde edilen sonuçların özeti ve bu sonuçlarla ilgili yorumlar bulunmaktadır.

## 2. EL PROTEZİ MEKANİK AKSAMI

Robot el uygulamalarında insan eline benzeyen beş parmaklı yapıların kullanımı ağırlıktadır. Çeşitli kaynaklarda insan elinin serbestlik derecesi için 20 ile 30 arasında değerler belirtilmektedir [13] [14]. Doğal elin tüm hareketlerinin uygulanabilmesi için gerekecek eyleyici sayısı ve mekanik sistem karmaşıklığı göz önüne alındığında robot el ve el protezleri ile hedeflenen hareket çeşitliliğinin genellikle belli bir grup tutma, kavrama ve işaret etme hareketiyle sınırlandırıldığı görülmektedir.

El protezi bünyesinde kullanılan eyleyici sayısının çokluğu, protezin ağırlığı ve güç tüketimi açısından verimsizliğe neden olabilmektedir. Bu nedenle hem akademik araştırmalarda hem de ticari ürünlerde eyleyici sayısının serbestlik derecesi sayısından düşük olduğu eksik tahrikli (underactuated) mekanik modellerin tercih edildiği görülmektedir. İnsan eli de giriş vektör büyüklüğünün, çıkış durum vektörü boyutundan küçük olduğu eksik tahrikli bir sistemdir [15].

Eksik tahrikli mekanizmalar incelendiğinde, bağlantı tabanlı ve tendon tabanlı olmak üzere iki ana türe ayrıldıkları görülmektedir. Her iki mekanizma türü uzun bir süredir akademik çalışmalara konu olmuştur. Bununla birlikte üretim, eyleme, algılama ve denetim teknolojilerindeki gelişmeler araştırmacıların yeni mekanik tasarımlar geliştirmek konusunda çalışmalarını sürdürmelerine neden olmaktadır. Bu bölümde, son yıllarda ortaya konulan, yenilikçi tasarıma sahip bağlantı tabanlı ve tendon tabanlı eksik tahrikli mekanizmalara yer verilmektedir.

### 2.1. El Protezi Tasarımlarında Kullanılabilecek Güncel Eksik-Tahrikli Mekanik Tasarımların İncelenmesi

#### 2.1.1. Bağlantı Tabanlı Eksik Tahrikli Mekanik Modellerin İncelenmesi

Omarkulov ve arkadaşları tarafından ortaya konulan yakın tarihli bir çalışmada, üç eklemlili, eksik tahrikli bir protez parmak tasarımı önerilmektedir [16]. Sunulan çalışmada, kuvvet iletimi için 4 çubuklu bir bağlantı tabanlı mekanizmaya yer verilmektedir. Yazarlar tarafından protez parmağın kinematik analizi ve gerçek-dünya kavrama başarımı seviyesi de sunulmuştur. Önerilen protez parmak modeli Şekil 2.1'de gösterilmektedir.



Şekil 2.1. Dört çubuklu bağlantı tabanlı eksik tahrikli yapıya sahip protez parmak modeli [16].

Cheng ve arkadaşları tarafından sunulan bir diğer tasarımda [17] ise yine dört çubuklu bağlantı tabanlı mekanik tasarıma yer verilmekle birlikte, çok sayıda algılayıcı ile bütünleştirilmiş yenilikçi bir kuvvet iletim mekanizması üzerinde durulmuştur. Tasarımda parmak mekanizmasına eklenmiş kuvvet ve konum algılayıcıları bulunmaktadır. Şekil 2.2’de Cheng ve arkadaşları tarafından sunulan eksik tahrikli parmak yapısı gösterilmektedir.

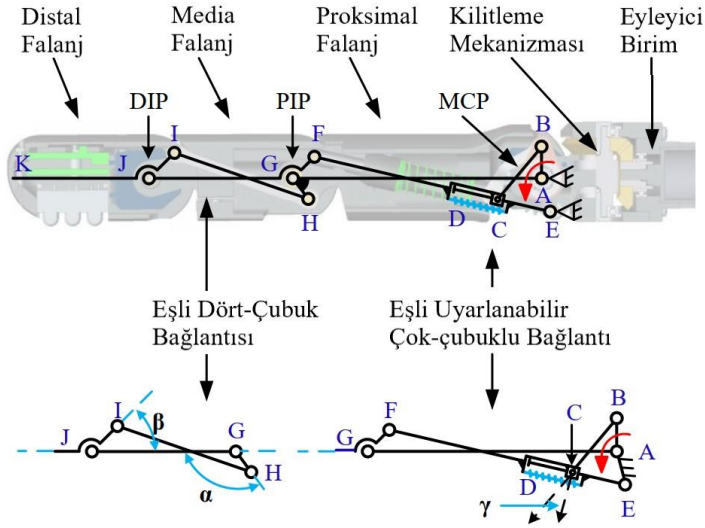
Bandara ve arkadaşları tarafından sunulan yakın tarihli bir diğer çalışmada 3 eklemlilik bir robotik parmak yine bağlantı tabanlı bir mekanizma ile gerçekleştirilmiştir [18]. Bu yapıda, parmağın farklı şekillerdeki nesnelere uyum sağlayabilmesi amacıyla, parmak parçalarına yay yerleştirilmiştir. Bu sayede silindirik şekilli nesnelere uyumlanmanın mümkün olabildiği belirtilmektedir. Önerilen parmak yapısı Şekil 2.3’te gösterilmektedir.

Bağlantı tabanlı tasarımlara örnek verilebilecek bir diğer çalışmada [19] Fassih ve arkadaşları eşdağılımlı kuvvet ve kavrama kararlılığına göre eniyilenmiş bir parmak tasarımı ortaya koymaktadırlar. Licheng ve arkadaşları tarafından sunulan yakın tarihli bir çalışmada [20] ise tüm eklemleri dönel yapıda olan bir bağlantı tabanlı eksik tahrikli tasarım sunulmaktadır. Bu çalışmada yazarlar karmaşık eksik tahrikli yapıların kinematik analizinin gerçekleştirilmesini sağlayan bir yöntem de önermektedirler.

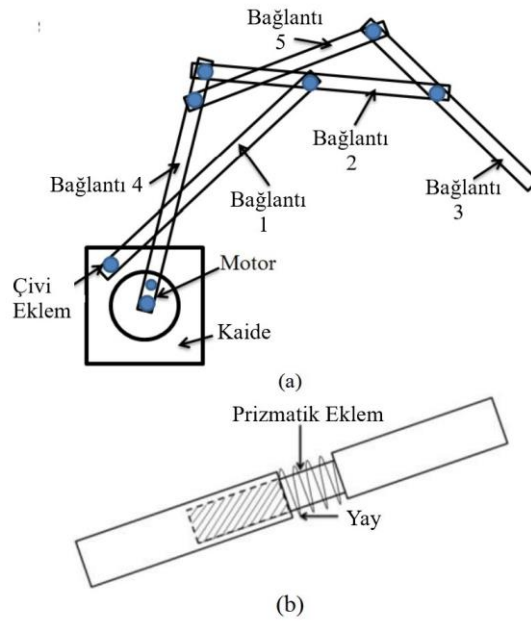
### **2.1.2. Tendon-tabanlı Eksik-tahrikli Mekanik Modellerin İncelenmesi**

İncelenen yakın tarihli kaynaklarda, bağlantı tabanlı eksik tahrikli mekanik modellerin yanında tendon tabanlı yapılara da rastlanmaktadır. Bennet ve arkadaşları önerilen bir el protezi tasarımında [21], üç eklemlilik tendon tabanlı parmaklara yer verilmiştir. Bu çalışmalarında yazarlar parmakların kinematik analizini ve tendonun parmak içinde

konumlandırılmasında kullanılan kasnakların konumlarının eniylenmesini gerçekleştirmişlerdir. Protez yapısında iki tür parmak kullanılmaktadır. Şekil 2.4'te Bennet ve arkadaşları tarafından sunulan tendon tabanlı protez parmak yapıları görülebilir.

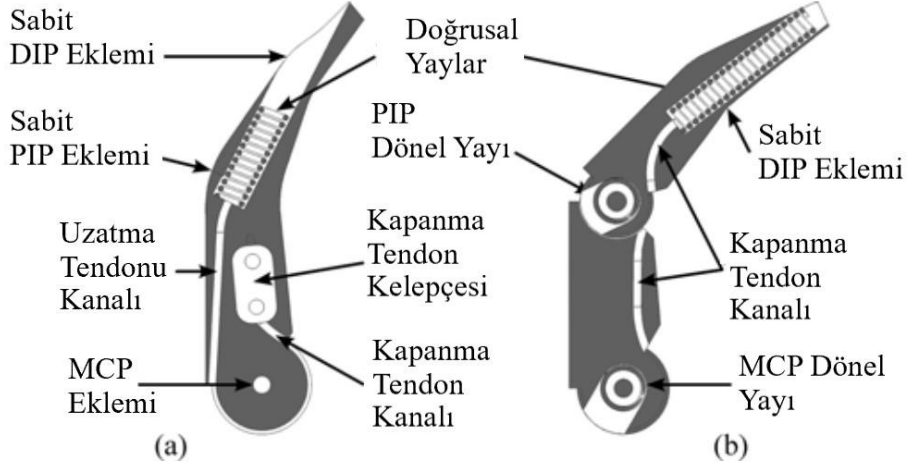


Şekil 2.2. Cheng tarafından sunulan [17] dört çubuklu eksik tahrikli yapıdaki protez parmak.



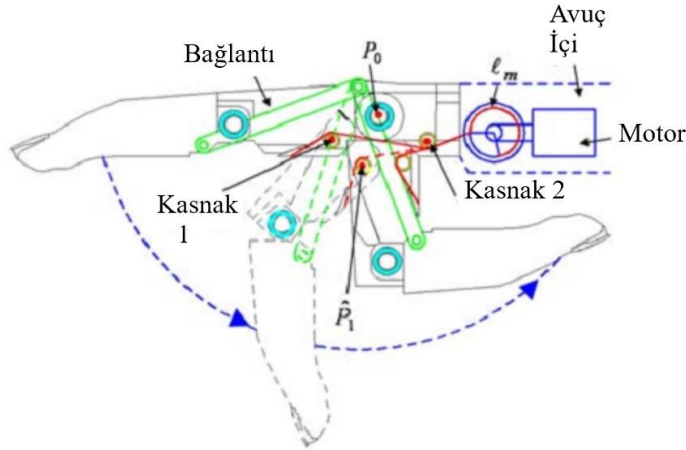
Şekil 2.3. Bandara tarafından önerilen bağlantı tabanlı robotik parmak [18].





Şekil 2.4. Bennet tarafından sunulan iki farklı tendon tabanlı parmak yapısı a) ilk parmak, b) ikinci parmak [21].

Jung ve arkadaşları tarafından ortaya konulan çalışma [14] insan elinin kinematik yapısına benzer bir yapının uygulandığı beş parmaklı bir protezin tasarımını içermektedir. Toplam dört adet eyleyici içeren bu tasarımda serbestlik derecesi altıdır. Tanımlanan tendon tabanlı mekanik yapıda, eyleyicilerin ürettiği kuvvetin parmak eklemlerine bükülme hareketi yaptırabilmesi için tendon görevi gören tel ve kasnak yapılarından faydalanılmaktadır. Parmakların tekrar açılması ile parmak yapısında bulunan ve yay görevi gören esnek parçalar ile sağlanmaktadır. Kullanılan mekanizma sayesinde elin ağırlığı 400.72g seviyesine indirilebilmiştir. Şekil 2.5'te yazarlar tarafından uygulanan mekanizmanın parmaklar için sağladığı hareket alanı ve kinematik yapı gösterilmektedir.

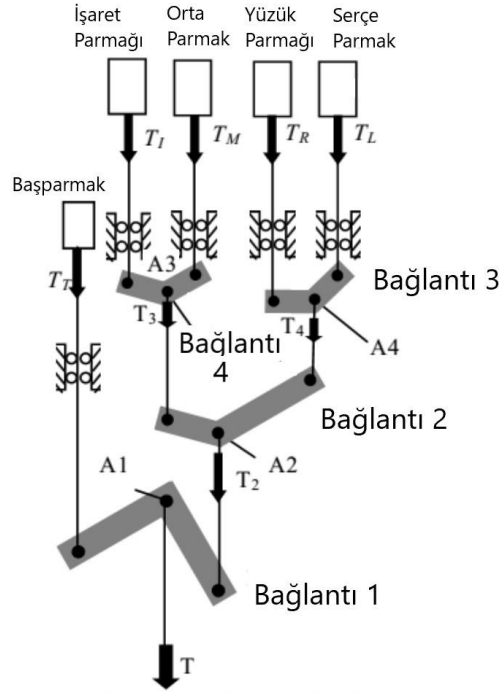


Şekil 2.5. Eksik tahrikli parmak yapısı [14].

Eksik tahrikli mekanik yapıya sahip bir başka çalışma da Kamikawa ve arkadaşları tarafından sunulmuştur [22]. İnsan elinin nesnelere kavrarken, parmaklardan uygulanan kuvvetlerin nesnenin şekline göre değiştiği vurgulanmaktadır. Çalışmada eksik tahrikli tasarım yaklaşımı yalnızca ağırlığın veya güç tüketiminin azaltılması amacıyla değil, nesnenin şekline göre kuvvet uyumlandırması yapılabilmesi amacıyla da kullanılmaktadır. Sistem tek eyleyici barındırmaktadır. Eyleyicinin oluşturduğu tork, tasarlanan tendon tabanlı mekanizma ile parmaklara kavrama kuvveti olarak dağıtılmaktadır. Tork dağılımını sağlayan bu mekanizma, sistemin diferansiyel mekanizması olarak adlandırılabilir. Çalışmada sunulan el protezinin kinematik yapısı Şekil 2.6'da gösterilmiştir. Mekanik sistemde yer alan eklemlerin konumları genetik algoritma aracılığıyla global optimizasyon uygulanarak belirlenmektedir. Parmakların açılma (extension) hareketi yay aracılığıyla sağlanmaktadır. El ağırlığının 700g'dan az olduğu belirtilmektedir.

Carrozza ve arkadaşları tarafından sunulan bir çalışmada [23], insan eline benzer yapıya sahip bir robot elin tendon tabanlı eksik tahrikli tasarımı incelenmektedir. Yazarlar benimsedikleri eksik tahrikli tasarım yaklaşımıyla, parmakların tutulan nesnelere uyguladıkları kuvvetin pasif şekilde uyumlandırılmasını hedeflemişlerdir. Ayrıca başparmağın oluşturacağı karşıt kuvvetle ince nesnelere tutulmasının da mümkün olacağı vurgulanmaktadır. Tasarlanan el ile 16 serbestlik derecesi elde edilebildiği ve elin 360 gr ağırlığa sahip olduğu belirtilmektedir. Sunulan el tasarımında 6 eyleyici kullanılmaktadır. Eyleyicilerden beşi parmakların açma-kapama hareketi için kullanılırken, altıncısı başparmağın avuca bağlandığı eklemden döndürülebilmesi için kullanılmaktadır. Mekanik yapının diğer tendon tabanlı sistemlerle benzerlik gösterdiği bu çalışmada ağırlığın düşürülebildiği seviye dikkat çekmektedir.

İki seviyeli denetim yaklaşımı uygulanmıştır. Alt-seviye denetim ile protez elin kavrama işlevini istikrarlı şekilde yerine getirmesi sağlanmaktadır. Üst-seviye denetim ise kullanıcının niyetini anlayarak gerekli hareket kalıplarının uygulanması için kullanılmaktadır. Alt seviye denetimde PID denetim yöntemi kullanılırken, üst seviye denetimde sonlu durum yönteminden faydalanılmaktadır. Algılayıcı sistemler ile tespit edilen belirgin olaylar durumlar arası geçiş için tetikleyici rol oynamaktadır. Şekil 2.7'de söz konusu el protezinin mekanik yapısı gösterilmektedir.

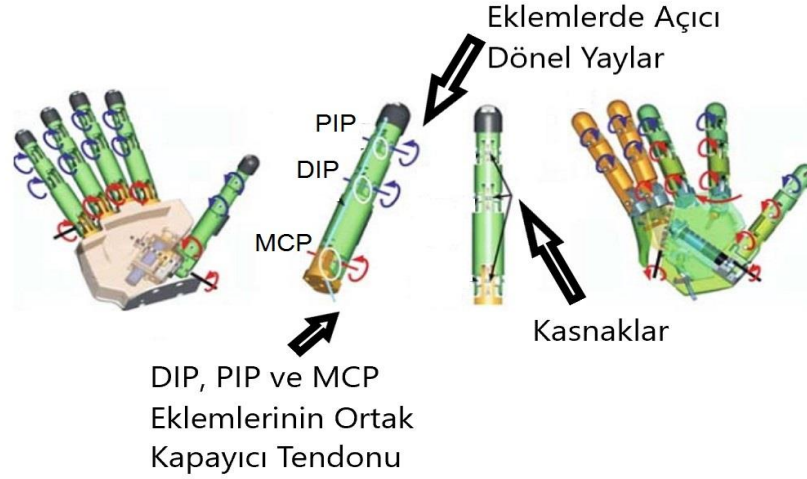


Şekil 2.6. Tek motorlu el yapısının şematik gösterimi [22].

Low ve arkadaşları tarafından sunulmuş yakın tarihli bir çalışmada Şekil Hafızalı Alaşım'ların (Shape Memory Alloy) el protezlerinde eyleyici olarak kullanımı incelenmektedir [24]. Bu malzemeden yapılmış tellere akım uygulandığında telin ısınmasıyla birlikte boyunda kısalma meydana gelmektedir. Akım kesildiğinde tel ilk şekline geri dönmektedir. Sunulan çalışmada özel olarak Nitinol (Ni-Ti) alaşımdan oluşan tellerin kullanımı üzerinde durulmuştur.

Çalışmada şekil hafızalı alaşımların protez uygulamalarında kullanımlarına örnekler sunulurken, alaşım telin gerilme sonrası ilk haline dönmesi için gereken dış kuvvetin (bias force) hesaplanmasını sağlayacak test düzeneğinin tasarımı sunulmaktadır. Ayrıca alaşım telin protez el parmağında kullanımı için yapılan tasarım da gösterilmektedir. Şekil 2.8'de görüldüğü gibi alaşım tel tek başına kullanılmayıp, metakarpal eklemin döndürülmesi için DC motordan faydalanılmıştır.

Sistemde hem motordan hem de alaşım telden alaşım telden faydalanılmasıyla proksimal interfalanjal (PIP) eklemin ve ona bağlı distal interfalanjal (DIP) eklemin, metakarpal eklemden bağımsız dönmesi sağlanmaktadır. Bununla birlikte hem motor hem de alaşım telin kullanılması enerji tüketimi açısından verimliliği ele alınması gereken bir nokta olarak değerlendirilebilir.



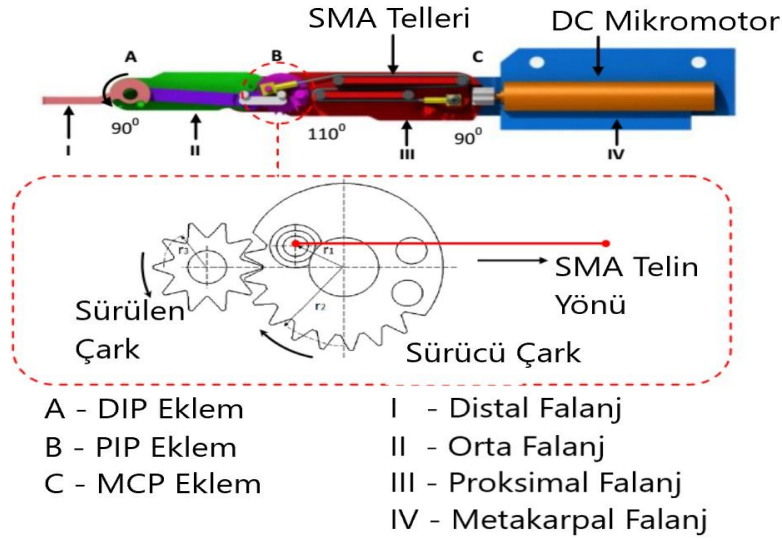
Şekil 2.7. Carrozza tarafından sunulan [23] elin yapısı.

Açık-kaynak tasarıma sahip bir tendon tabanlı eksik tahrikli robotik el tasarımı olan INMOOV elinin [25] kinematik analizi Stoppa ve Carvalho tarafından sunulmuştur [26]. Bu el 3B yazıcı ile üretimine yönelik tasarım dosyalarının paylaşıldığı, 5 parmaklı ve her parmağın birer eyleyici ile denetlendiği bir yapıdadır. INMOOV elinin görünümü Şekil 2.9’da gösterilmektedir.

## 2.2. El Protezi Mekanik Modeli Seçimi

Yapılan literatür taraması sonucunda baş parmakta 1 adet, işaret parmağında 2 adet, orta parmak, yüzük parmağı ve serçe parmakta ise tek bir tendonla hareketin sağladığı bir eksik tahrikli yapı ile kullanıcıya günlük yaşam aktivitelerinde kolaylık sağlayabilecek bir protez ortaya konabileceği görülmüştür. Eksik tahrikli yapının sağlanması için sadece metakarpal eklemlerinde eyleyici olduğu varsayılarak, bu eklemlerde oluşan hareket diğer eklemlere ve uzuvlara tendonlar aracılığıyla aktarılmaktadır. Eksik tahrikli yapının tercih edilmesinde güç verimliliği, ağırlığın ve çalışma gürültüsünün azaltılması hedeflenmiştir.

Eksik tahrikli yapının seçilmesiyle çeşitli avantajlar sağlanırken hareket kabiliyeti sınırlanmaktadır. Günlük yaşam aktivitelerinde başvurulan el hareketlerinin önemli kısmının az sayıda eyleyici ile gerçekleştirilebileceği dikkate alındığında hareket kabiliyetindeki bu sınırlamanın etkisinin az olacağı düşünülmüştür. Bu yapının tercih edilmesindeki en önemli etkenlerden biri de laboratuvar ortamında 3B yazıcı ile prototip üretiminin gerçekleştirilmesindeki kolaylıktır.



Şekil 2.8. Şekil Hafızalı Alaşım barındıran protez parmak örneği [24].



Şekil 2.9. Langevin tarafından tasarlanan [25] ve Stoppa tarafından kinematik analizi sunulan [26] INMOOV robotik eli.

Yukarıda tanımlanan eksik tahrikli çalışma prensiplerine uyan ve tez kapsamında yapılan çalışmalar sırasında kolaylıkla tasarımsal güncellemelerin de yapılabileceği INMOOV robotik elinin protez el tasarım ve analiz çalışmalarında kullanılması uygun bulunmuştur. INMOOV elinin kullanımı ile hem her parmağın birer eyleyici ile hareket ettirildiği hem de parmakların gruplandırılarak bir tendon ile birden fazla parmağın hareket ettirildiği çalışma senaryoları uygulanabilir.

### **3. TENDONLA SÜRÜLEN EKSİK TAHRİKLİ PROTEZ PARMAĞININ KİNEMATİK VE DİNAMİK ANALİZİ**

Herhangi bir fiziksel sürecin kinematik ve dinamik modellenmesi, özellikle ilgili kontrol ünitelerinin tasarım aşaması ve performans seviyelerinin öngörülmesi söz konusu olduğunda kritik öneme sahiptir.

Açık kaynaklı mekanik tasarımlar arasında en sık rastlanan tendon tabanlı, eksik tahrikli ve çok parmaklı protez ellerin kinematik ve dinamik modellenmesi hakkında sınırlı bilgi olduğu görülmüştür. Bu bölümde, eksik tahrikli yapıya sahip bir protez parmağının, çalışma alanında bulunan bir nesneyle etkileşimini de içeren dinamik modeli geliştirilmiştir. Tek parmak için yapılan modelleme, başparmağın da kapsandığı tekleştirilmiş bir model halinde sunulmuştur.

Geliştirilen sistem modelinin benzetimi MATLAB ortamındaki diferansiyel denklem çözücülerinin yardımıyla yapılmıştır. Bu bölümde el protezinin 5 parmağı için de kullanılacak parmak yapısının kinematik ve dinamik analizi matematiksel ifadeleriyle birlikte sunulmaktadır.

Kinematik ve dinamik modellenmesi yapılan protez parmak sadece iki ekseninde (bu bölümde  $x_0$  ve  $y_0$  eksenleri olarak belirtilmektedir) hareket eden ve 3 eklemlili bir robot kolla benzer şekilde ifade edilebilecek özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, 3 eklemlili robot kollarda genellikle bir son-etkileyici (end-effector) bulunmaktadır ve kinematik analiz bu son-etkileyicinin konumu ile eklem açıları arasındaki ilişkiyi kurmak üzere yapılmaktadır. Tanımlanan protez parmakta ise parmak ucunun istenilen konuma ulaşmasından çok parmağın kullanıcının yapmak istediği el hareketindeki görevini yerine getirmesi önem taşımaktadır.

#### **3.1. Dinamik Sistem Modellemesinde Kullanılan Başlıca Yöntemler**

Sistem dinamiğinin ifade edilmesinde uygulanan farklı yaklaşımlardan ikisi Newton-Euler Yöntemi ve Lagrangian Yöntemi'dir. Bu bölümde iki yöntem arasındaki farkları göstermek amacıyla yöntemler tanımlanmakta ve tek boyuttaki hareket için matematiksel ifadelerine yer verilmektedir.

### 3.1.1. Newton-Euler Yöntemi

Bu yöntemde, Newton denklemleri kütle dağılımını ve ivmeyi kuvvet hesaplaması için kullanırken, Euler denklemleri aynı değerlerin açısız karşılıklarının hesabı için kullanılır. Bu yöntemi türetmekteki temel fiziksel ilişkiler aşağıdaki iki denklem aracılığıyla tanımlanmaktadır:

$$F = m\dot{v}_c \quad (3.1)$$

$$N = I_c \dot{\omega} + \omega \times I_c \omega \quad (3.2)$$

Birinci denklem Newton Denklemi olarak adlandırılır ve nesnenin ağırlık merkezine etkiyen kuvvetler için geçerlidir. Bu denklemde  $m$  kütle,  $\dot{v}_c$  doğrusal ivmeyi ifade etmektedir. İkinci denklem ise kuvvetin dönel eşleniği olan torku ifade etmektedir. Bu denklemde  $I_c$  nesnenin ağırlık merkezi referans alınarak hesaplanmış eylemsizlik tensörüdür ve kütlelerin ağırlık merkezi çevresindeki dağılımını ifade eden 3 x 3 bir matristir. İkinci denklemdeki  $\omega$  açısal hızı,  $\dot{\omega}$  ise açısal ivmeyi ifade etmektedir.

Newton-Euler Yöntemi iki fazdan oluşmaktadır. Birinci faz olan ileri fazda, her eklem için hız ve ivme değerleri hesaplanır. Geri fazda ise hız ve ivme değerlerine neden olan kuvvetlerin hesabı yapılır. Çözümün birinci fazında dönel bir (i+1'inci) eklem için açısal hız ve ivmenin hesaplanması için aşağıdaki denklemlerden faydalanılmaktadır.

$$\omega_{i+1}^{i+1} = {}^{i+1}_i R \cdot \omega_i^i + \dot{\Theta}_{i+1} \cdot Z_{i+1}^{i+1} \quad (3.3)$$

$$\dot{\omega}_{i+1}^{i+1} = {}^{i+1}_i R \cdot \dot{\omega}_i^i + {}^{i+1}_i R \cdot \omega_i^i \times \dot{\Theta}_{i+1} \cdot Z_{i+1}^{i+1} + \ddot{\Theta}_{i+1} \cdot Z_{i+1}^{i+1} \quad (3.4)$$

Doğrusal ivmenin hesaplanması için ise aşağıdaki ifadeden faydalanılabilir.

$$\dot{v}_{i+1}^{i+1} = {}^{i+1}_i R (\dot{\omega}_i^i \times P_{i+1}^i + \omega_i^i \times (\omega_i^i \times P_{i+1}^i) + v_i^i) \quad (3.5)$$

İkinci fazda, dönel bir (i'inci) eklem için kuvvet ve torkların hesaplanması için aşağıdaki denklemler kullanılmaktadır.

$$f_i^i = {}_{i+1}^i R \cdot f_{i+1}^{i+1} + F_i^i \quad (3.6)$$

$$n_i^i = N_i^i {}_{i+1}^i R \cdot n_{i+1}^{i+1} + P_{ci}^i \times F_i^i + P_{i+1}^i \times {}_{i+1}^i R f_{i+1}^{i+1} \quad (3.7)$$

Bu şekilde sisteme etkiyen tüm kuvvetler hesaplanarak tersine dinamik çözüm elde edilmiş olur.

### 3.1.2. Lagrangian Yöntemi

Lagrangian yöntemi sistemi bir bütün olarak ifade etmekte kullanılır. Bu yöntem enerji hesaplamalarına dayanmaktadır. Yöntemde Lagrangian (L) adı verilen bir büyüklük hesaplanmaktadır. Bu büyüklük sistemin kinetik enerjisinden (K) potansiyel enerjisinin (P) çıkarılmasıyla bulunmaktadır. Lagrangian tek boyutlu bir sistem için aşağıdaki şekilde bulunabilir:

$$L = K - P \quad (3.8)$$

Kinetik ve potansiyel enerjiler sistem yapılandırması dikkate alınarak hesaplanır. Lagrangian'ın elde edilmesiyle Euler-Lagrange denklemi kullanılarak sistem dinamiğini ifade eden diferansiyel denklem elde edilebilir. Bu ifadede f sisteme etkiyen dış kuvvet, y ise genelleştirilmiş koordinattır.

$$\frac{d}{dt} \frac{\delta L}{\delta \dot{y}} - \frac{\delta L}{\delta y} = f \quad (3.9)$$

### 3.1.3. Yöntemlerin Karşılaştırılması

İki yöntemde kullanılan yaklaşımlar farklı olsa da her iki yöntemde de sistemin kapalı-formdaki ifadesi elde edilebilmektedir. Bu da bilgisayar destekli diferansiyel denklem çözümler kullanılarak benzetim yapılması olanağı tanımaktadır.

Newton-Euler Yöntemi dinamik sistemlerin modellenmesinde aşağıdaki avantajlara sahiptir:



- Denklemlerin nümerik ve özyinelemeli bir şekilde elde edilmesi.
- Nümerik denklemler sayesinde gerçek-zamanlı tersine dinamik çözüm elde edilebilmesi.

Bununla birlikte Newton-Euler Yöntemi yukarıda sayılan avantajlarının yanında bazı dezavantajlara da sahiptir. Kapalı-form denklemlerin ortaya çıkarılması için gereken çaba Lagrangian Yöntemine göre çok daha fazladır. Denklemlerin her parça için ayrı ayrı yazılarak ileri ve geri çözümlerinin elde edilmesinin gerekmesi karmaşık sistemlerin modellenmesi için gereken süreyi uzatmaktadır. Sistemin kuvvet vektörleri cinsinden ifade edilmesi ve sistem geometrisinin her adımda göz önünde tutulması gerekmektedir.

Lagrangian Yöntemi aşağıdaki avantajları nedeniyle öne çıkmaktadır:

- Sistemin skalar değişkenler olan enerji seviyeleriyle ifade edilebilmesi karmaşık sistemlerin kolaylıkla modellenmesini sağlamaktadır.
- Kapalı-form ifadeler doğrudan elde edilebilmektedirler.
- Eklemler arasındaki tepki kuvvetlerinin hesaplanması gerekmemektedir.

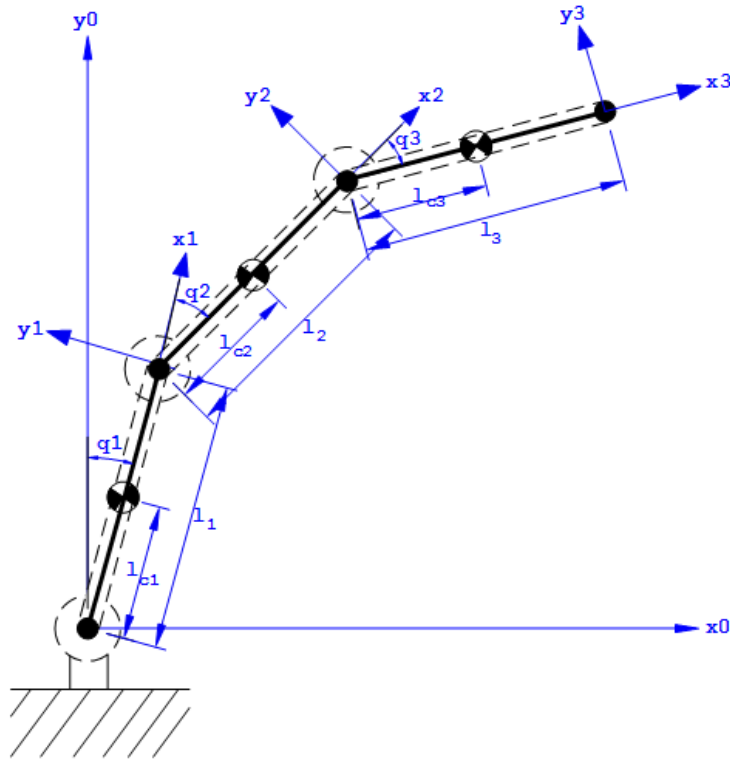
Lagrangian Yöntemi denetim sistemlerinin analizi ve benzetimi için daha az çaba gerektiren bir yöntem olarak görülmektedir ve karmaşık sistemlerin modellenmesinde çoklukla tercih edilen bir yöntem olmuştur. Tez kapsamında yapılacak dinamik modellemelerde, yukarıda tanımlanan avantajlardan dolayı Lagrangian yönteminden faydalanılmasına karar verilmiştir. Tezin ilerleyen bölümlerinde sunulan çalışmalar Spong, Hutchinson ve Vidyasagar tarafından 2006'da yayınlanmış "Robot Modelling and Control" [27] adlı kitapta örnek olarak sunulan ve Lagrangian Yöntemi'nden faydalanılarak elde edilmiş 2 eklemli robot kol denklemlerinin 3 eklem için genişletilmesi ile başlamaktadır.

### **3.2 Sistemin Kinematik Analizi**

Eksik tahrikli bir sistemde kinematik ve dinamik analizin birlikte çözümü gerekmektedir. Ayrıca sistemin yörüngesinin de tendon ve benzeri kuvvet iletim bileşenleri nedeniyle kısıtlanmış olmasından dolayı bağımsız bir yörünge planlaması yapılması mümkün olmamaktadır. Bununla birlikte, sistemin kısıtlanmamış hali için aktarım matrislerinin çıkarılması parmağın çalışma alanının tespiti için faydalı

bulunmuştur. Ayrıca, aktarım matrislerinin çıkarılması Jacobian'ın hesaplanması için de önem taşımaktadır.

Bu bölümdeki matrislerde, okunabilirliği artırmak için trigonometrik işlemlerin adlandırılmasında kısaltmalar kullanılmıştır. Bu doğrultuda,  $\sin(q_1)$  yerine  $s_1$ ,  $\cos(q_1)$  yerine  $c_1$ ,  $\sin(q_1 + q_2)$  yerine  $s_{12}$ ,  $\cos(q_1 + q_2)$  yerine  $c_{12}$ ,  $\sin(q_1 + q_2 + q_3)$  yerine  $s_{123}$ ,  $\cos(q_1 + q_2 + q_3)$  yerine ise  $c_{123}$  ifadesi kullanılmaktadır. 3 Parçalı protez parmağının yapısı Şekil 3.1'de gösterilmektedir.



Şekil 3.1. 3-Parçalı parmağın kinematik yapısı.

Denavit-Hartenberg parametreleri çok parçalı bir robotun her parçasının konum ve yönelimini kendinden bir önceki linke göre ifade etmeye yarayan bir adlandırma tekniğidir. Normalde boşluktaki bir nesnenin konum ve yönelimini ifade etmek için 6 parametreye ihtiyaç duyulurken, bu teknik sayesinde aktarım matrisleri her parça için değerleri tespit edilen 4 parametreden faydalanılarak kolaylıkla hesaplanabilmektedir. Bu dört parametre parça uzunluğu ( $a_i$ ), parça bükümü ( $\alpha_i$ ), parça yüksekliği ( $d_i$ ) ve eklem açısıdır ( $\theta_i$ ). Denavit-Hartenberg parametreleri protez parmağın her bir hareketli parçası için Çizelge 3.1'de listelenmiştir.

Çizelge 3.1. Denavit Hartenberg parametreleri.

Bağlantı	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$l_1$	0	0	$\theta_1^*$
2	$l_2$	0	0	$\theta_2^*$
3	$l_3$	0	0	$\theta_3^*$

Parametrelerin tespit edilmesi ile protez parmağın her parçasının bir önceki parçanın koordinat sistemi merkezine göre ifade edilmesini sağlayan aktarım matrisleri elde edilebilir. Aşağıda  $A_i^{i-1}$  adlandırılmasına sahip aktarım matrislerinin her biri i-inci koordinat sistemini kendinden bir önce gelen koordinat sistemi ile ilişkilendirmekte kullanılan aktarım matrisleridir.

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & l_1 c_1 \\ s_1 & c_1 & 0 & l_1 s_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

$$A_3^2 = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & l_3 c_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & l_3 s_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

Her parçanın kendinden önceki parçaya göre konum ve yönelimini ifade eden aktarım matrisleri birbirleri ile çarpılarak, protez parmağın uç noktasının, sistemin koordinat sistemi merkezine göre ifadesi elde edilebilir. Bu dönüşümlerde küçük değişiklikler yapılarak protez parmağın herhangi bir noktasının eksik tahrikli yapı ile kısıtlanmamış çalışma alanı tespit edilebilir. Aşağıda  $T_i^0$  adlandırılmasıyla ifade edilen aktarım matrisleri i-inci koordinat sisteminde tanımlanan koordinatların, sistemin kök koordinat sisteminde tanımlanan koordinatlara dönüştürülmesi için kullanılmaktadır.

$$T_1^0 = A_1^0 \quad (3.13)$$

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 \quad (3.14)$$

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (3.15)$$

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 = \begin{bmatrix} c_{12} & -s_{12} & 0 & l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ s_{12} & c_{12} & 0 & l_1 s_1 + l_2 s_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 = \begin{bmatrix} c_{123} & -s_{123} & 0 & l_1 c_1 + l_2 c_{12} + l_3 c_{123} \\ s_{123} & c_{123} & 0 & l_1 s_1 + l_2 s_{12} + l_3 s_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

### 3.3. Dinamik Hesaplamalar

Önceki bölümlerde belirtildiği gibi dinamik modelleme için Lagrangian Yöntemi'nin kullanılmasına karar verilmiştir. Bu yöntemde sistemin kinetik ve potansiyel enerjilerinin hesaplanması gerekmektedir. Kinetik enerjinin hesaplanabilmesi için ise protez parçalarının ağırlık merkezlerinin çizgisel hızları bilinmelidir.

Kinetik enerji hesabında kullanılmak üzere çizgisel hızların elde edilebilmesi için eklemlerin açısal hızlarının çizgisel hızlara dönüşümünün yapılması gerekmektedir.

Vektör olarak konum için  $\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$  ve eklem açıları için  $\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix}$  adlandırmalarından

faydalanılırsa, ihtiyaç duyulan dönüşüm aşağıdaki şekilde olacaktır:

$$\dot{\mathbf{x}} = J\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.18)$$

Bu dönüşümdeki J matrisi Jacobian olarak adlandırılır. Tez kapsamında her bir protez parmak bir 3 parçalı düzlemsel bir robot olarak değerlendirilmiştir. Sadece dönel eklemler barındırır ve bunlar z eksenini etrafında dönmektedirler. 3 parçalı bir robot olduğundan Jacobian matrisi büyüklüğü 6x3 olacaktır.

Jacobian matrisi aşağıdaki şekilde belirlenir [27]:

$$J(q) = \begin{bmatrix} z_0 \times (o_3 - o_0) & z_1 \times (o_3 - o_1) & z_2 \times (o_3 - o_2) \\ z_0 & z_1 & z_2 \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

Bu denklemde  $o_i$ ,  $i$  'nci koordinat çerçevesinin orijini belirtmektedir,  $z_i$  ise ilgili koordinat çerçevesinin birim vektörüdür. Orijin ve birim vektörlerin hesaplanması basit bir işlem olsa da  $T_i^0$  aktarım matrisinin bilinmesi kolaylık sağlayabilir. Bu aktarım matrisinin 3. kolonunun ilk üç elemanı birim vektörü, 4. kolonunun ilk üç elemanı ise orijini tespit etmekte kullanılabilir.

Üç koordinat çerçevesi için orijinler aşağıdaki şekilde gösterilebilir:

$$o_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

$$o_1 = \begin{bmatrix} l_1 c_1 \\ l_1 s_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

$$o_2 = \begin{bmatrix} l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ l_1 s_1 + l_2 s_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.22)$$

$$o_3 = \begin{bmatrix} l_1 c_1 + l_2 c_{12} + l_3 c_{123} \\ l_1 s_1 + l_2 s_{12} + l_3 s_{123} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

Dönüş sadece z ekseninde gerçekleştiği için her üç birim vektör de birbiriyle aynıdır:

$$z_0 = z_1 = z_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

Jacobian matrisinin tamamı aşağıdaki gibidir:

$$J = \begin{bmatrix} -l_1 s_1 - l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & -l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & -l_3 s_{123} \\ l_1 c_1 + l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & l_3 c_{123} \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

Bu matrisin üstteki 3x3'lük bölümü öteleme bölümüyken, alttaki 3x3'lük bölümü dönel bölümdür.

### 3.3.1. Sistemin Kinetik Enerjisinin Hesaplanması

Sistemin toplam kinetik enerjisi öteleme ve dönel olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır ve kinetik enerjinin öteleme kısmının  $K_t$ , dönel kısmının ise  $K_r$  ile gösterildiği aşağıdaki eşitlik ile ifade edilmektedir.

$$K = K_t + K_r \quad (3.26)$$

Toplam kinetik enerji, eylemsizlik matrisi  $D$ 'nin dâhil olduğu aşağıdaki ifade ile gösterilebilir. Bu ifadede  $q$ , el protezinin dinamik modellenmesi kapsamında eklem açısı vektörüne karşılık gelen genelleştirilmiş koordinat vektörüdür. Eylemsizlik matrisinin hesaplanması, ilerleyen adımlarda da görülebileceği gibi sistemin modellenmesi için önemli bir adımdır.

$$K = \frac{1}{2} \dot{q}^T D(q) \dot{q} \quad (3.27)$$

Kinetik enerjinin öteleme kısmı aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$\begin{aligned} K_t &= \frac{1}{2} m_1 V_{c1}^T V_{c1} + \frac{1}{2} m_2 V_{c2}^T V_{c2} + \frac{1}{2} m_3 V_{c3}^T V_{c3} \\ &= \frac{1}{2} \dot{q}^T \{m_1 J_{vc1}^T J_{vc1} + m_2 J_{vc2}^T J_{vc2} + m_3 J_{vc3}^T J_{vc3}\} \dot{q} \end{aligned} \quad (3.28)$$

Bu denklemlerde,  $J_{vc1}$ ,  $J_{vc2}$  ve  $J_{vc3}$  sırasıyla birinci, ikinci ve üçüncü linkin ağırlık merkezlerinin Jacobian'larının öteleme kısmını ifade etmektedir. Jacobianın bu bölümleri açısız hız ile çizgisel hız arasındaki ilişkiyi kurmakta kullanılabilir:

$$V_{c1} = J_{vc1} \dot{q} \quad (3.29)$$

$$V_{c2} = J_{vc2} \dot{q} \quad (3.30)$$

$$V_{c3} = J_{vc3} \dot{q} \quad (3.31)$$

$J_{VC1}$ ,  $J_{VC2}$  ve  $J_{VC3}$ 'nin matris halinde gösterimleri aşağıdaki şekildedir:

$$J_{VC1} = \begin{bmatrix} -l_{C1}s_1 & 0 & 0 \\ l_{C1}c_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

$$J_{VC2} = \begin{bmatrix} -l_1s_1 - l_{C2}s_{12} & -l_{C2}s_{12} & 0 \\ l_1c_1 + l_{C2}c_{12} & l_{C2}c_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

$$J_{VC3} = \begin{bmatrix} -l_1s_1 - l_2s_{12} - l_{C3}s_{123} & -l_2s_{12} - l_{C3}s_{123} & -l_{C3}s_{123} \\ l_1c_1 + l_2c_{12} + l_{C3}c_{123} & l_2c_{12} + l_{C3}c_{123} & l_{C3}c_{123} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

Yukarıdaki ifadelerde,  $l_{C1}$ ,  $l_{C2}$  ve  $l_{C3}$  ise sırasıyla birinci, ikinci ve üçüncü linkin ağırlık merkezlerinin kendilerinden önceki ekleme olan uzaklıklarını belirtmektedir. Kinetik enerjinin dönel kısmı ise aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$K_r = \frac{1}{2} \dot{q}^T \sum_{i=1}^n [J_{\omega i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{\omega i}(q)] \dot{q} \quad (3.35)$$

Bu denklemde  $J_{\omega i}$ ,  $i$ 'nci Jacobian matrisinin dönel kısmı,  $I_i$   $i$ -inci parmak parçası için hesaplanması gereken eylemsizlik tensörü,  $R_i$   $i$ -inci parmak parçasının bağlı olduğu koordinat sistemi ile eylemsizlik çerçevesi arasında dönüşümü sağlayan yönelim dönüşüm matrisi,  $n$  ise parmakta yer alan toplam parça sayısıdır.

$$J_{\omega 1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

$$J_{\omega 2} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.37)$$

$$J_{\omega 3} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.38)$$

Jacobianların dönel kısımları denkleme yerleştirildiğinde aşağıdaki şekilde sadeleştirme yapılabilir:

$$K_r = \frac{1}{2} \dot{q}^T \left\{ I_1 \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} + I_2 \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} + I_3 \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \right\} \dot{q} \quad (3.39)$$

$$K_r = \frac{1}{2} \dot{q}^T \begin{bmatrix} I_1 + I_2 + I_3 & I_2 + I_3 & I_3 \\ I_2 + I_3 & I_2 + I_3 & I_3 \\ I_3 & I_3 & I_3 \end{bmatrix} \dot{q} \quad (3.40)$$

Toplam kinetik enerji öteleme ve dönel kinetik enerji bileşenlerinin toplamıdır:

$$\begin{aligned} K &= \frac{1}{2} m_1 V_{c1}^T V_{c1} + \frac{1}{2} m_2 V_{c2}^T V_{c2} + \frac{1}{2} m_3 V_{c3}^T V_{c3} \\ &= \frac{1}{2} \dot{q}^T \{ m_1 J_{vc1}^T J_{vc1} + m_2 J_{vc2}^T J_{vc2} + m_3 J_{vc3}^T J_{vc3} \} \dot{q} \\ &+ \frac{1}{2} \dot{q}^T \begin{bmatrix} I_1 + I_2 + I_3 & I_2 + I_3 & I_3 \\ I_2 + I_3 & I_2 + I_3 & I_3 \\ I_3 & I_3 & I_3 \end{bmatrix} \dot{q} \end{aligned} \quad (3.41)$$

Bu durumda eylemsizlik matrisi,

$$\begin{aligned} D(q) &= m_1 J_{vc1}^T J_{vc1} + m_2 J_{vc2}^T J_{vc2} + m_3 J_{vc3}^T J_{vc3} \\ &+ \begin{bmatrix} I_1 + I_2 + I_3 & I_2 + I_3 & I_3 \\ I_2 + I_3 & I_2 + I_3 & I_3 \\ I_3 & I_3 & I_3 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.42)$$

şeklinde hesaplanmaktadır.

### 3.3.2. Sistemin Potansiyel Enerjisinin Hesaplanması

Parmak parçalarının yerçekimi nedeniyle oluşan potansiyel enerjileri, parçaların ağırlık merkezleri referans alınarak aşağıdaki şekilde hesaplanabilir:

$$P_1 = m_1 g l_{c1} s_1 \quad (3.43)$$

$$P_2 = m_2 g (l_1 s_1 + l_{c2} s_{12}) \quad (3.44)$$

$$P_3 = m_3 g (l_1 s_1 + l_2 s_{12} + l_{c3} s_{123}) \quad (3.45)$$



Parmağın tendon tarafından kapatılması durumunda tekrar açılarak belirlenen ilk durumuna dönebilmesi için dönel yaylardan (rotational spring) faydalanılması planlanmaktadır. Yayların etkisi sisteme potansiyel enerji olarak eklenmelidir. Her bir yay için potansiyel enerji aşağıdaki şekilde hesaplanabilir:

$$P_{si} = \frac{1}{2} k_{si} (q_i - q_{i0})^2 \quad (3.46)$$

Bu ifadede  $q_i$ ,  $q_{i0}$  ve  $k_{si}$  birinci, ikinci ve üçüncü eklemdaki yayların, sırasıyla mevcut pozisyonunu, tasarımcı tarafından seçilen ilk pozisyonunu ve yay sabitini belirtmektedir. Bu durumda toplam potansiyel enerji,

$$P = P_1 + P_2 + P_3 + \frac{1}{2} k_{s1} (q_1 - q_{10})^2 + \frac{1}{2} k_{s2} (q_2 - q_{20})^2 + \frac{1}{2} k_{s3} (q_3 - q_{30})^2 \quad (3.47)$$

şeklinde ifade edilebilir.

### 3.3.3. Sistem Dinamiğinin İfade Edilmesi

Önceki adımlarda sistemin toplam kinetik enerjisi eylemsizlik matrisi terimini içerecek şekilde hesaplanmıştı. Lagrangian Yöntemi doğrultusunda Euler-Lagrange denklemi aşağıdaki şekilde türetilir:

$$L = K - P = \frac{1}{2} \sum_{i,j} d_{ij}(\mathbf{q}) \dot{q}_i \dot{q}_j - P(\mathbf{q}) \quad (3.48)$$

Bu ifadede  $d_{ij}$  eylemsizlik matrisinin elemanlarını belirtmektedir. Bu denklemin çeşitli dönüşümler sonucunda genelleştirilmiş matris formunda sistemin hareketini ifade eden durum-zaman denkleminde dönüştürülmesi Spong ve arkadaşları tarafından hazırlanan kitapta [27] detaylarıyla anlatılmaktadır. Tezin bu bölümünde bu genelleştirmenin sonuçları kullanılmaktadır. Yapılan dönüşümler sonucunda hareketin genel denklemi matris halinde ifade edilmiştir:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (3.49)$$

Bu denklemde D eylemsizlik matrisini, C ise Christoffel terimlerini ifade etmektedir. G genelleştirilmiş koordinatlara göre potansiyel enerjinin türevidir.

C matrisini oluşturan Christoffel terimleri 1'den n'e kadar olan genelleştirilmiş koordinatlar için daha önce bulunmuş olan eylemsizlik matrisi D'nin elemanları kullanılarak aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır:

$$c_{kj} = \sum_{i=1}^n c_{ijk}(q)\dot{q}_i = \sum_{i=1}^n \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial d_{kj}}{\partial q_j} + \frac{\partial d_{ki}}{\partial q_j} + \frac{\partial d_{ij}}{\partial q_k} \right\} \dot{q}_i \quad (3.50)$$

G vektörünün hesaplanması için ise potansiyel enerjinin tüm genelleştirilmiş koordinatlara göre türevinin alınması gerekmektedir.

$$G = \begin{bmatrix} \frac{\partial P}{\partial q_1} \\ \frac{\partial P}{\partial q_2} \\ \frac{\partial P}{\partial q_3} \end{bmatrix} \quad (3.51)$$

D, C matrisleri ve G vektörünün hesaplanması ile dinamik denklem sistemi elde edilmiş olmaktadır.

Bu denklem sisteminde  $\tau$  giriş tork vektörünü ifade etmektedir. Elde edilen denklem sistemi, 3 parçalı bir parmağın eklem açılarının ve açısal hızlarının bu eklemlere uygulanan torca karşı değişimini göstermektedir. Giriş torqu uygulanmadığında parmağın boştaki salınımı gözlemlenebilmektedir.

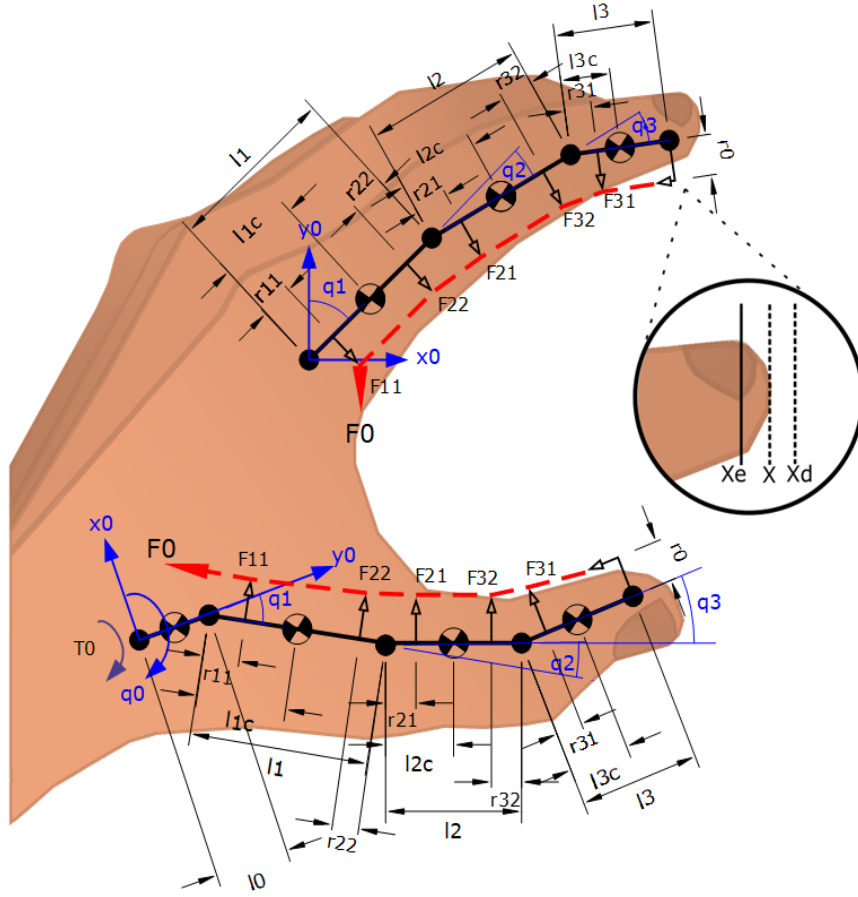
Eklemler arasındaki sürtünmenin sistemi ifade eden üç denklemden her birine aşağıdaki terimlerle, sönümlendirici birer kuvvet bileşeni olarak eklenmesi gerekmektedir:

$$F_{fi} = k_{fi} \frac{\partial q_i}{\partial t} \quad (3.52)$$

Bu denklemde  $k_{fi}$ , i'inci eklemdaki malzemelerin sürtünme katsayısını belirtmektedir. Tendonun çekme kuvvetinin eklemlere etkisi tendonun parmak içindeki yerleşimine bağlıdır. Bu bölümde analizi sunulan ve MATLAB yazılımı yardımıyla çözümlemesi yapılan sistemde tendonun konumlandırılışı ve parmak parçalarıyla bağlantısı Şekil 3.2'de gösterilmektedir.

Tendonun şekilde gösterildiği gibi konumlandırılması ve parmağın kapanma hareketi için kullanılmasında, Wang ve arkadaşları tarafından sunulan çalışmadan [28] esinlenilmiştir. Bununla birlikte Wang'ın ilgili çalışmasında iki parçalı bir parmak yapısı bulunduğundan, bu tezde sunulan hesaplamaların daha ileri nitelikteki protez parmakları için kullanılabilir bir altyapı sunacağı düşünülmektedir.

Tendon parmak içinde yer alan bir kanaldan geçmektedir. Tendonun çekilmesi sonucunda oluşan temas kuvvetlerinin, parmak parçalarının merkez eksenlerine dik eksendeki bileşenleri kapanma hareketine neden olan torqları oluşturmaktadır. Şekil 3.2'de gösterilen parmak yapısı için, söz konusu dik kuvvet bileşenleri, tendon çekme kuvvetinin  $F_0$  ile ifade edildiği aşağıdaki eşitlikler yardımıyla hesaplanmaktadır.



Şekil 3.2. Tendonun eklemler ve parmak parçaları ile etkileşimi.

$$F_{31} = F_0 \sin \frac{q_3}{2} \quad (3.53)$$

$$F_{21} = F_{22} = F_0 \sin \frac{q_2}{2} \quad (3.54)$$

$$F_{11} = F_0 \sin \frac{q_1}{2} \quad (3.55)$$

Bu eşitliklerin kullanımında Wang'ın çalışmasında [28] olduğu gibi tendonun parmak parçalarına değdiği noktaların eklemlere simetrik şekilde konumlandırıldığı ve tendonun parmak ucuna bağlanarak sonlandırıldığı kabul edilmektedir.  $F_0$  tendon çekme kuvveti en dıştaki parmak eklemi üzerinde  $F_0 r_0$  büyüklüğünde tork oluşturmaktadır. Şekil 3.2'de gösterilen geometri için tendon çekme kuvvetinin eklemlerde oluşturduğu toplam tork değerleri, sürtünmeden kaynaklı tork kaybı da eklenerek aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$\tau_1 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + F_{22} r_{22} + F_{21} r_{21} + F_{11} r_{11} + k_{f1} \frac{\partial q_1}{\partial t} \quad (3.56)$$

$$\tau_2 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + F_{22} r_{22} + F_{21} r_{21} + k_{f2} \frac{\partial q_2}{\partial t} \quad (3.57)$$

$$\tau_3 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + k_{f3} \frac{\partial q_3}{\partial t} \quad (3.58)$$

### 3.3.4. Başparmağın 3B Koordinat Sisteminde Modellenmesi

Önceki bölümlerde sunulan modeller başparmak dışındaki parmakların X ve Y eksenleri ile tanımlanan düzlemde yaptıkları hareketlerin incelenmesi için kullanılmaktadır. Başparmağın diğer parmaklara göre daha fazla serbestlik derecesine sahip olmasından dolayı kinematik modellemesi farklılık göstermektedir. Kinematik analiz sonucunda Jacobian matrisinin elde edilmesi sonrasında, diğer parmaklar için kullanılan yöntemlerin aynıları kullanılarak dinamik analiz tamamlanabilmektedir.

Başparmak için Denavit-Hartenberg parametreleri aşağıdaki çizelgede gösterilmektedir:

Çizelge 3.2. Başparmak için Denavit Hartenberg parametreleri.

Link	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$l_1$	$\alpha_1$	$d_1$	$\theta_1^*$
2	$l_2$	0	0	$\theta_2^*$
3	$l_3$	0	0	$\theta_3^*$
4	$l_4$	0	0	$\theta_4^*$

Çizelge 3.2'de görülebileceği üzere başparmak için parmak yapısına bir eklem daha eklenmektedir. Bu eklemin diğer parmak eklemlerinin dönüş eksenini ile yaptığı açı  $\alpha_1$

sabiti ile tanımlanmaktadır. Yine aynı eklemin diğer parmak eklemlerinin dönüş eksenine yatay uzaklığı ise  $d_1$  sabiti ile tanımlanmıştır. Tanımlanan bu parametreler için homojen dönüşümler aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & -c_{\alpha_1} s_1 & s_{\alpha_1} s_1 & 0 \\ s_1 & c_{\alpha_1} c_1 & -s_1 c_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.59)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.60)$$

$$A_3^2 = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & l_3 c_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & l_3 s_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.61)$$

$$A_4^3 = \begin{bmatrix} c_4 & -s_4 & 0 & l_4 c_4 \\ s_4 & c_4 & 0 & l_4 s_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.62)$$

$A_1^0, A_2^1, A_3^2$  ve  $A_4^3$  homojen dönüşümleri kullanılarak temel referans çerçeveden parmak ucuna kadar olan dönüşüm matrisleri (T-matrisleri) hesaplanabilmektedir.

$$T_1^0 = A_1^0 \quad (3.63)$$

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 \quad (3.64)$$

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (3.65)$$

$$T_4^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 A_4^3 \quad (3.66)$$

Bu durumda 3.63, 3.64, 3.65 ve 3.66 numaralı T-matrisleri sırasıyla açık şekilde aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$T_1^0 = A_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & 0 & s_1 & 0 \\ s_1 & 0 & -c_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.67)$$

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 = \begin{bmatrix} c_1 c_2 & -c_1 s_2 & s_1 & l_2 c_1 c_2 \\ s_1 c_2 & -s_1 s_2 & -c_1 & l_2 s_1 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_1 + l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.68)$$

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 = \begin{bmatrix} c_1 c_{23} & -c_1 s_{23} & s_1 & c_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \\ s_1 c_{23} & -s_1 s_{23} & -c_1 & s_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \\ s_{23} & c_{23} & 0 & l_1 + l_2 s_2 + l_3 s_{23} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.69)$$

$$T_4^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 A_4^3 = \begin{bmatrix} c_1 c_{234} & -c_1 s_{234} & s_1 & c_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23} + l_4 c_{234}) \\ s_1 c_{234} & -s_1 s_{234} & -c_1 & s_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23} + l_4 c_{234}) \\ s_{234} & c_{234} & 0 & l_1 + l_2 s_2 + l_3 s_{23} + l_4 s_{234} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.70)$$

Bu aktarım matrisinin 3. kolonunun ilk üç elemanı birim vektörü, 4. kolonunun ilk üç elemanı ise orijini tespit etmekte kullanılabilir. Orijin noktaları  $o_0, o_1, o_2, o_3$  ve  $o_4$  aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$o_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.71)$$

$$o_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_1 \end{bmatrix} \quad (3.72)$$

$$o_2 = \begin{bmatrix} l_2 c_1 c_2 \\ l_2 s_1 c_2 \\ l_1 + l_2 s_2 \end{bmatrix} \quad (3.73)$$

$$o_3 = \begin{bmatrix} c_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \\ s_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \\ l_1 + l_2 s_2 + l_3 s_{23} \end{bmatrix} \quad (3.74)$$

$$o_4 = \begin{bmatrix} c_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23} + l_4 c_{234}) \\ s_1(l_2 c_2 + l_3 c_{23} + l_4 c_{234}) \\ l_1 + l_2 s_2 + l_3 s_{23} + l_4 s_{234} \end{bmatrix} \quad (3.75)$$

Birim vektörler ise birbirine eşittir:

$$z_0 = z_1 = z_2 = z_3 = \begin{bmatrix} s_1 \\ -c_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.76)$$

Başparmağın 4 eklemli yapısı için Jacobian matrisi de düzlemsel parmak yapısına göre daha büyük boyutlu olmaktadır.

$$J(q) = \begin{bmatrix} z_0 \times (o_4 - o_0) & z_1 \times (o_4 - o_1) & z_2 \times (o_4 - o_2) & z_3 \times (o_4 - o_3) \\ z_0 & z_1 & z_2 & z_3 \end{bmatrix} \quad (3.77)$$

Jacobian matrisinin açık ifadesi ise aşağıdaki şekilde bulunabilir.

$$J = \begin{bmatrix} -c_1(l_1 + l_2s_2 + l_3s_{23} + l_4s_{234}) & -c_1(l_2s_2 + l_3s_{23} + l_4s_{234}) & -c_1(l_3s_{23} + l_4s_{234}) & -c_1l_4s_{234} \\ -s_1(l_1 + l_2s_2 + l_3s_{23} + l_4s_{234}) & -s_1(l_2s_2 + l_3s_{23} + l_4s_{234}) & -s_1(l_3s_{23} + l_4s_{234}) & -s_1l_4s_{234} \\ c_2l_2 + c_{23}l_3 + c_{234}l_4 & c_2l_2 + c_{23}l_3 + c_{234}l_4 & c_{23}l_3 + c_{234}l_4 & c_{234}l_4 \\ s_1 & s_1 & s_1 & s_1 \\ -c_1 & -c_1 & -c_1 & -c_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.78)$$

Kinetik enerji hesaplamalarında kullanılmak üzere Jacobian matrislerinin, parmak parçalarının ağırlık merkezleri referans alınarak yeniden hesaplanması gerekmektedir.  $o_{c1}$ ,  $o_{c1}$ ,  $o_{c2}$ ,  $o_{c3}$  ve  $o_{c4}$  ise sırasıyla birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü linkin ağırlık merkezlerinin kendilerinden önceki ekleme olan uzaklıklarını belirtmektedir.

$$o_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.79)$$

$$o_{c1} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_1 \end{bmatrix} \quad (3.80)$$

$$o_{c2} = \begin{bmatrix} l_{c2}c_1c_2 \\ l_{c2}s_1c_2 \\ l_1 + l_{c2}s_2 \end{bmatrix} \quad (3.81)$$

$$o_{c3} = \begin{bmatrix} c_1(l_2c_2 + l_{c3}c_{23}) \\ s_1(l_2c_2 + l_{c3}c_{23}) \\ l_1 + l_2s_2 + l_{c3}s_{23} \end{bmatrix} \quad (3.82)$$

$$o_{c4} = \begin{bmatrix} c_1(l_2c_2 + l_3c_{23} + l_{c4}c_{234}) \\ s_1(l_2c_2 + l_3c_{23} + l_{c4}c_{234}) \\ l_1 + l_2s_2 + l_3s_{23} + l_{c4}s_{234} \end{bmatrix} \quad (3.83)$$

$l_{c1}$  ,  $l_{c2}$  ,  $l_{c3}$  ve  $l_{c4}$  sırasıyla birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü linkin ağırlık merkezlerinin kendilerinden önceki ekleme olan uzaklıklarını belirtmektedir.  $J_{c1}$  ,  $J_{c2}$ ,  $J_{c3}$  ve  $J_{c4}$  matrisleri aşağıdaki şekilde elde edilebilmektedir.

$$J_{c1}(q) = \begin{bmatrix} z_0 \times (o_{c1} - o_0) & 0 & 0 & 0 \\ z_0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.84)$$

$$J_{c2}(q) = \begin{bmatrix} z_0 \times (o_{c2} - o_0) & z_1 \times (o_{c2} - o_1) & 0 & 0 \\ z_0 & z_1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.85)$$

$$J_{c3}(q) = \begin{bmatrix} z_0 \times (o_{c3} - o_0) & z_1 \times (o_{c3} - o_1) & z_2 \times (o_{c3} - o_2) & 0 \\ z_0 & z_1 & z_2 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.86)$$

$$J_{c4}(q) = \begin{bmatrix} z_0 \times (o_{c4} - o_0) & z_1 \times (o_{c4} - o_1) & z_2 \times (o_{c4} - o_2) & z_3 \times (o_{c4} - o_3) \\ z_0 & z_1 & z_2 & z_3 \end{bmatrix} \quad (3.87)$$

Bu yöntemle ağırlık merkezlerine göre Jacobian matrislerinin çizgisel kısımları aşağıdaki şekilde bulunmaktadır.

$$J_{VC1} = \begin{bmatrix} -c_1 l_1 & 0 & 0 & 0 \\ -s_1 l_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.88)$$

$$J_{VC2} = \begin{bmatrix} -c_1(l_1 + s_2 l_{c2}) & -c_1 s_2 l_{c2} & 0 & 0 \\ -s_1(l_1 + s_2 l_{c2}) & -s_1 s_2 l_{c2} & 0 & 0 \\ c_2 l_{c2} & c_2 l_{c2} & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.89)$$

$$J_{VC3} = \begin{bmatrix} -c_1(l_1 + s_2 l_2 + s_{23} l_{c3}) & -c_1(s_2 l_2 + s_{23} l_{c3}) & -c_1 s_{23} l_{c3} & 0 \\ -s_1(l_1 + s_2 l_2 + s_{23} l_{c3}) & -s_1(s_2 l_2 + s_{23} l_{c3}) & -s_1 s_{23} l_{c3} & 0 \\ c_2 l_2 + c_{23} l_{c3} & c_2 l_2 + c_{23} l_{c3} & c_{23} l_{c3} & 0 \end{bmatrix} \quad (3.90)$$

$$J_{VC4} = \begin{bmatrix} -c_1(l_1 + s_2 l_2 + s_{23} l_3 + s_{234} l_{c4}) & -c_1(s_2 l_2 + s_{23} l_3 + s_{234} l_{c4}) & -c_1(s_{23} l_3 + s_{234} l_{c4}) & -c_1 s_{234} l_{c4} \\ -s_1(l_1 + s_2 l_2 + s_{23} l_3 + s_{234} l_{c4}) & -s_1(s_2 l_2 + s_{23} l_3 + s_{234} l_{c4}) & -s_1(s_{23} l_3 + s_{234} l_{c4}) & -s_1 s_{234} l_{c4} \\ c_2 l_2 + c_{23} l_3 + c_{234} l_{c4} & c_2 l_2 + c_{23} l_3 + c_{234} l_{c4} & c_{23} l_{c3} + c_{234} l_{c4} & c_{234} l_{c4} \end{bmatrix} \quad (3.91)$$



Başparmak için ağırlık merkezlerine göre hesaplanmış Jacobian matrislerinin dönел bölümleri ise aşağıda gösterilmektedir.

$$J_{\omega 1} = \begin{bmatrix} s_1 & 0 & 0 & 0 \\ -c_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.92)$$

$$J_{\omega 2} = \begin{bmatrix} s_1 & s_1 & 0 & 0 \\ -c_1 & -c_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.93)$$

$$J_{\omega 3} = \begin{bmatrix} s_1 & s_1 & s_1 & 0 \\ -c_1 & -c_1 & -c_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.94)$$

$$J_{\omega 4} = \begin{bmatrix} s_1 & s_1 & s_1 & s_1 \\ -c_1 & -c_1 & -c_1 & -c_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.95)$$

Hesaplanan çizgisel ve dönел Jacobian matrisleri, düzlemsel parmak modelinde olduğu gibi kinetik enerjinin hesaplanmasında kullanılmaktadır. Bu amaçla 3.28 ve 3.35 numaralı denklemlerin 4 eklem için genişletilmiş hali kullanılabilir. Sistem potansiyel enerjisinin hesaplanması için ise 3.47 numaralı denklem genişletilerek kullanılmalıdır.

### 3.4. Nesneyle Temas Durumunun Dinamik Sistem Modeli İçinde İfade Edilmesi

Eksik tahrikli protez parmağının dinamik modeli, matris formunda sunulan 3.49 numaralı denklem sistemi ile ifade edilmişti. Dinamik davranışı bu denklem sistemi ile ifade edilen eksik tahrikli protez parmağın nesneyle karşılaştığı durumun modellenebilmesi için denklem sisteminde bazı değişikliklerin yapılması gerekmektedir.

Eğer 3.49 numaralı denklem sisteminde eşitliklerin giriş tork değerlerine ( $\tau$ ) karşılık ortaya çıkan hareketi ifade eden sol taraflarını  $i$ 'inci denklem için  $S_i$  ile ifade edecek olursak, tendon çekme ve sürtünme kuvvetlerinin etkisinin dâhil olduğu aşağıdaki denklemlerle sistem dinamiğini ifade edebiliriz:

$$S_0 = T_0 + k_{f0} \frac{\partial q_0}{\partial t} \quad (3.96)$$

$$S_1 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + F_{22} r_{22} + F_{21} r_{21} + F_{11} r_{11} + k_{f1} \frac{\partial q_1}{\partial t} \quad (3.97)$$

$$S_2 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + F_{22} r_{22} + F_{21} r_{21} + k_{f2} \frac{\partial q_2}{\partial t} \quad (3.98)$$

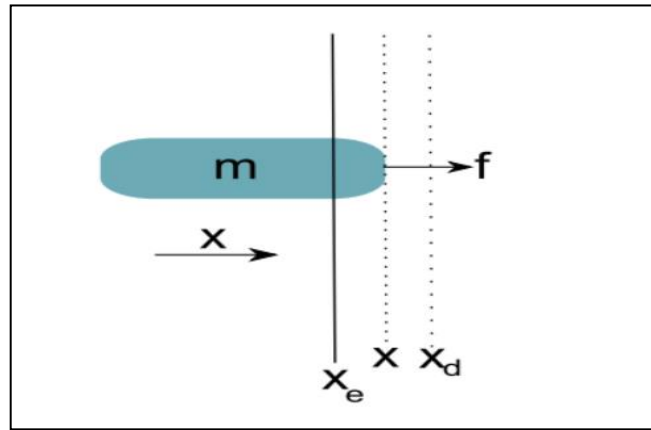
$$S_3 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + k_{f3} \frac{\partial q_3}{\partial t} \quad (3.99)$$

Yukarıdaki ifadelerde  $T_0$ , modelin başparmak için kullanımı durumunda başparmağın kök eklem eksenin dönüşünü sağlayan tork değeridir.

Protez parmağın çevre ile etkileşiminde, parmağın hareketi sırasında rastladığı nesneyle olan etkileşimini yay-sönümlendirici modeli ile ifade edebiliriz [29].

$$f = K_e(x - x_e) + B_e(\dot{x} - \dot{x}_e) \quad (3.100)$$

Bu ifadeye  $f$  temas kuvveti,  $K_e$  nesnenin katılık katsayısı,  $B_e$  sönümlendirme katsayısıdır. Ayrıca  $x$  parmağın uç noktasının,  $x_e$  ise nesnenin parmak ile temas eden noktasının görev uzayındaki konumudur. Bu konumların gösterimine Şekil 3.3'te yer verilmiştir.



Şekil 3.3. Parmak temas yüzeyinin nesne ile etkileşimi [29].

Parmağın ucunun ve nesnenin görev-uzayındaki konumlarının eklem-uzayında kullanılabilmesi için parmak için hesaplanan Jacobian matrisinin çizgisel bölümünden

faýdalanılması gerekmektedir. Bu şekilde parmağın ucuna etkiyen tepki kuvvetinin eklemlerde olduğu torklar hesaplanabilmektedir.

$$\tau_{1t} = J_{11}^T f_x + J_{21}^T f_y \quad (3.101)$$

$$\tau_{2t} = J_{21}^T f_x + J_{22}^T f_y \quad (3.102)$$

$$\tau_{3t} = J_{31}^T f_x + J_{32}^T f_y \quad (3.103)$$

Yukarıdaki ifadede  $\tau_{it}$  i-inci temas torku,  $f_x$  ve  $f_y$  ise sırasıyla X ve Y eksenlerindeki kuvvet bileşenleridir. Parmaklar 3 parçalı ve düzlemsel hareket eder yapıda olduklarından, kuvvetin Z ekseninde bileşeni bulunmamaktadır.

$K_e$  ve  $B_e$  katsayıları ile parmağın nesneye olan uzaklığının dinamik hesaplamalara, parmak nesneye karşılaştığı andan itibaren dahil olmasını sağlamak için dinamik modele  $\phi$  temas değişkeni eklenmiştir.

$$\phi_i = 0, x_i - x_{ei} > 0 \quad (3.104)$$

$$\phi_i = 1, x_i - x_{ei} \leq 0 \quad (3.105)$$

Yukarıdaki ifadede  $\phi_i$  i-inci parmak parçasının nesneye temas durumunu gösteren değişken,  $x_i$  ve  $x_{ei}$  ise sırasıyla i-inci parmak parçasının nesneye temas eden noktasının konumu ve i-inci parmak parçasıyla temas eden nesnenin konumudur. Temas değişkeninin de eklenmesiyle nesneye temasın ve temas kuvvetlerinin hesaba katıldığı aşağıdaki dinamik sistem modeli ortaya çıkmaktadır.

$$S_1 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + F_{22} r_{22} + F_{21} r_{21} + F_{11} r_{11} + k_{f1} \frac{\partial q_1}{\partial t} - \phi_1 \tau_{1t} \quad (3.106)$$

$$S_2 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + F_{22} r_{22} + F_{21} r_{21} + k_{f2} \frac{\partial q_2}{\partial t} - \phi_2 \tau_{2t} \quad (3.107)$$

$$S_3 = F_0 r_0 + F_{31} r_{31} + k_{f3} \frac{\partial q_3}{\partial t} - \phi_3 \tau_{3t} \quad (3.108)$$

## 4. EL PROTEZİ TEST DÜZENEGİNİN HAZIRLANMASI

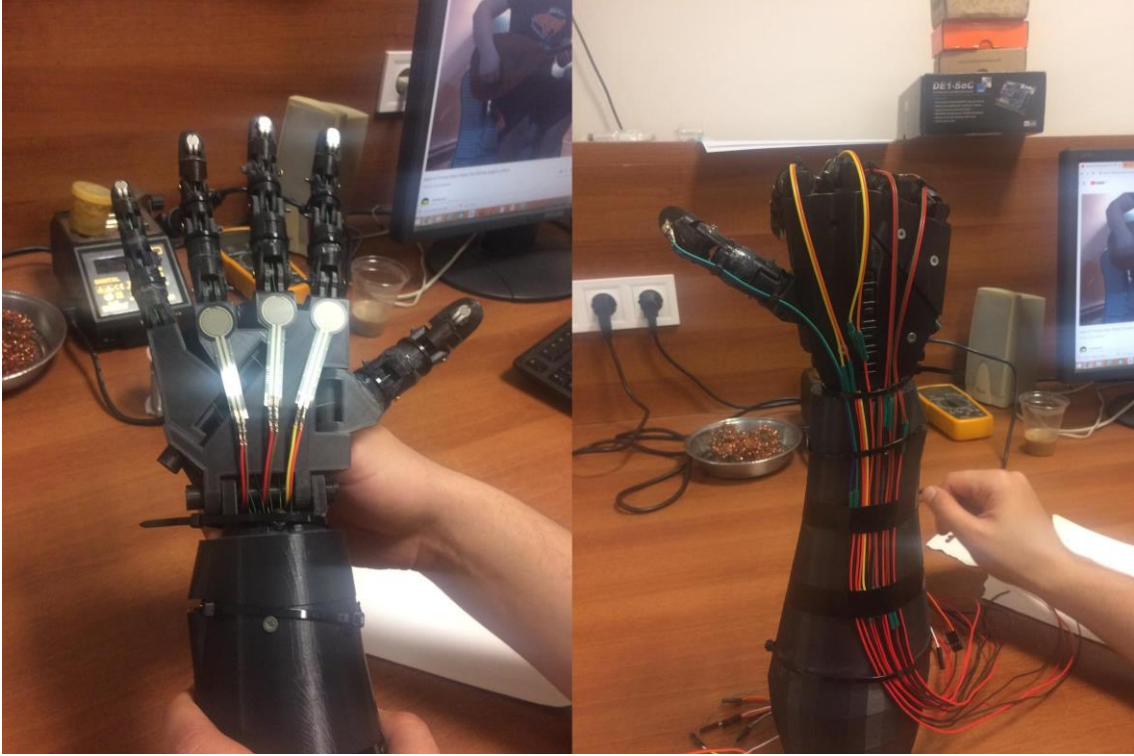
Benzetim, denetim ve işaret işleme yöntemlerinin laboratuvar koşullarında denenerek, başarımlar seviyelerinin değerlendirilebilmesi amacıyla bir el protezi test düzeneğinin hazırlanması uygun bulunmuştur. Üretimi gerçekleştirilen el protezi test düzeneği aşağıdaki bölümlerden oluşmaktadır.

- El Protezi Test Düzeneği Donanımı
  - El Protezi Mekanik Aksamı
  - Kullanıcının koluna yerleştirilmiş elektrotlar aracılığıyla EMG işaretlerini toplayan analog çıkışlı EMG algılayıcılar.
  - Parmak uçları ve avuç içinde yer alan 8 adet kuvvet algılayıcı (FSR-Force Sensing Resistor).
  - Servo motor akımının okunmasına yönelik 5 adet akım algılayıcı
  - Analog geri beslemeli 5 adet servo motor.
  - Analog işaretlerin sayısallaştırılmasında kullanılan 5 adet 4-kanallı ADC kartı.
  - Motor Sürücü Kartı.
  - Yonga üstü sistem (System-on-Chip, SoC) tabanlı denetleyici Kartı.
- El Protezi Test Düzeneği Yazılımı

### 4.1 El Protezi Donanımı

#### 4.1.1 El Protezi Mekanik Aksamı

El protezi mekanik aksamı 3B yazıcı kullanımı ile üretilmiştir. Şekil 4.1'de üretimi tamamlanmış ve algılayıcılar takılmış el protezi mekanik aksamı görülmektedir. Mekanik aksam INMOOV mekanik modeli üzerinde yapılmış çeşitli değişiklikler barındırmaktadır. Bu değişikliklerle parmak uçlarına yerleştirilen kuvvet algılayıcıların düz bir montaj alanına sahip olmaları ve kablolarının hareket sırasında nesneyle el arasında kalmamaları hedeflenmiştir. Ayrıca seçilen servo motorların montaj ihtiyaçlarına uygun şekilde alt kol aksamında çeşitli değişiklikler yapılmıştır. El protezi mekanik aksamı 16 serbestlik derecesine sahiptir ve başparmak dahil her parmak için 1 adet servo motor ile denetim sağlanan eksik tahrikli yapıdadır.



Şekil 4.1. Algılayıcı ve ilgili kablaj uygulamasının yapıldığı el protezi mekanik aksamı.

#### 4.1.2 EMG Algılayıcılar ve Analog Önyüz Devresi

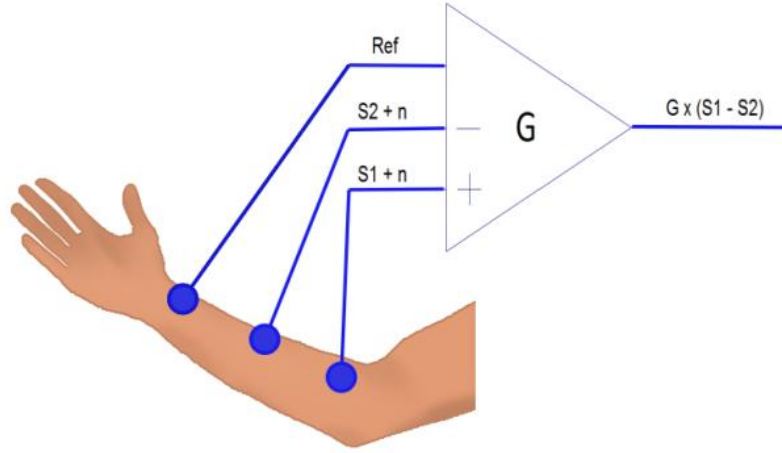
sEMG işaretinin yakalanması sistemin genel başarım seviyesini etkileyen önemli bir aşamadır. El protezi test düzeneğinin oluşturulması amacıyla yapılan çalışmalarda 3 elektrotlu donanım yapılandırması uygulanmıştır. Bu yapılandırmada, elektrotlardan biri referans olarak kullanılırken, diğer ikisi bir enstrümantasyon yükselticine girdi sağlamaktadır. Diferansiyel yükseltici kullanımı ile iki elektrotta aynı anda bulunan gürültünün ortadan kaldırılması mümkün olmaktadır.

Şekil 4.2’de diferansiyel yükselticinin sEMG elektrotları ile olan etkileşimi gösterilmektedir. Şekilde ilk elektrottan alınan işaret  $S_1$ , ikinci elektrottan alınan işaret  $S_2$ , gürültü bileşeni  $n$ , diferansiyel yükselticinin kazancı ise  $G$  ile ifade edilmektedir.

#### 4.1.3 Kuvvet Algılayıcılar

El hareketleri sırasında nesneyle temas durumunun ve nesneye uygulanan kuvvet seviyesinin algılanabilmesi için parmak uçları ve avuç içine FSR (Force Sensing Resistor) türünde kuvvet algılayıcılar yerleştirilmiştir. Kuvvet algılayıcı örneği Şekil

4.3'te gösterilmektedir. Parmak uçlarında 1cm çapında, avuç içlerine ise 1.25cm çapında kuvvet algılayıcıları kullanılmıştır.



Şekil 4.2. sEMG İşaretinin diferansiyel yükselteç ile yükseltilmesi.



Şekil 4.3. Pololu PL-1695 kuvvet algılayıcı.

#### 4.1.4 Akım Algılayıcılar

El hareketleri sırasında, servo motorların anlık akım tüketimlerinin okunabilmesi amacıyla akım algılayıcılardan faydalanılmaktadır. Akım algılayıcılar servo motorların besleme hatları üzerine seri olarak yerleştirilmiştir. Servo motorların akımının okunabilmesi, protez elin nesne ile temas durumunun ve kavrama sonucu oluşan temas kuvvetinin kestirilebilmesi için önem taşımaktadır. Şekil 4.4'te, El Protezi Test Düzenegi kapsamında kullanılan Allegro Systems ACS712 model akım algılayıcı gösterilmektedir.



Şekil 4.4. Allegro Systems ACS712 akım algılayıcı.

#### 4.1.5 Servo Motorlar

El protezi test düzeneğinde kuvvet aktarım bileşenleri olan tendonların hareket ettirilebilmesi için dönel yapıdaki servo motorlardan faydalanılmaktadır. Kullanılan servo motorların analog geri-beslemeli olması sayesinde konum bilgileri okunarak, kapalı döngü denetim yöntemlerinin uygulanmasında kullanılabilir. Kullanılan servo motorların tork değerleri 6.5kg-cm olarak seçilmiştir. Seçilen servo motor Şekil 4.5'te gösterilmektedir.



Şekil 4.5. Analog geri beslemeli servo motor.

#### 4.1.6 ADC Kartları

El Protezi Test düzeneği bünyesinde kullanılan Analog-Digital-Converter (ADC) kartları Texas Instruments ADS1115 model 16-bit çözünürlüklü ADC bileşenleri barındırmaktadır. I2C (Inter-Integrated Circuit) arayüzüne sahip bu ADC'lerden

sistemde 5 adet kullanılmaktadır. Sistem bünyesindeki analog işaret çıktılarının bu 5 adet ADC'ye dağılımı Çizelge 4.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. I2C hatları ve ADC girdilerinin dağılımı.

	I2C-1 Hattı		I2C-2 Hattı		
	ADC-1	ADC-2	ADC-1	ADC-2	ADC-3
A0	FSR	FSR	Akım Algılayıcı	Motor	Akım Algılayıcı
A1	FSR	FSR	Akım Algılayıcı	Motor	Motor
A2	FSR	FSR	Akım Algılayıcı	Motor	EMG
A3	FSR	FSR	Akım Algılayıcı	Motor	Kullanılmıyor

#### 4.1.7 Motor Sürücü Kartı

Servo motorların denetimi, motorun denetim pinine uygulanan PWM (Pulse-width Modulation) kodlamasıyla oluşturulmuş denetim işareti ile yapılmaktadır. 20ms'lik periyotta 1ms doluluklu PWM işareti  $-90^\circ$  konumunda bulunulmasına neden olurken, 1.5ms  $0^\circ$ , 2ms ise  $90^\circ$  konumuna ulaşılmasını sağlamaktadır.

Seçilen SoC tabanlı denetleyici kartı, 5 adet servo motorun denetimi için gereken PWM işaretlerini kolaylıkla oluşturabilecek yapıdadır. Bununla birlikte, geliştirme faaliyetlerinin hızlı şekilde gerçekleştirilebilmesi ve servoların sıfırlama işlemlerinin gerektiğinde PC aracılığıyla da yapılabilmesi için Mini Maestro 12 model 12 kanallı, UART ve USB arayüzlerine sahip bir servo sürücü kartına sistemde yer verilmiştir. Kullanılan servo sürücü kartı Şekil 4.6'da görülebilir.

#### 4.1.8 SoC Tabanlı Denetleyici Kartı

Seçilen geliştirme kartında bulunan SoC entegresi yüksek başarılı bir mikrodenetleyiciyle yeterli miktardaki programlanabilir mantık kapısını aynı paket



bünyesinde barındırmaktadır. SoC tabanlı bir donanımın kullanımı ile donanım-yazılım ortak tasarımların gerçekleştirilmesi ve daha yüksek başarılı veri yakalama/işleme imkânı elde edilmesi mümkün olmaktadır. Ortaya konulan donanım platformu ile, yakalanan sEMG işaretinin gerçek-zamanlı şekilde frekans spektrumu gösteriminin elde edilmesi, karmaşık filtrelerin eş zamanlı olarak uygulanması ve kullanıcı arayüzünün sağlanması mümkündür.

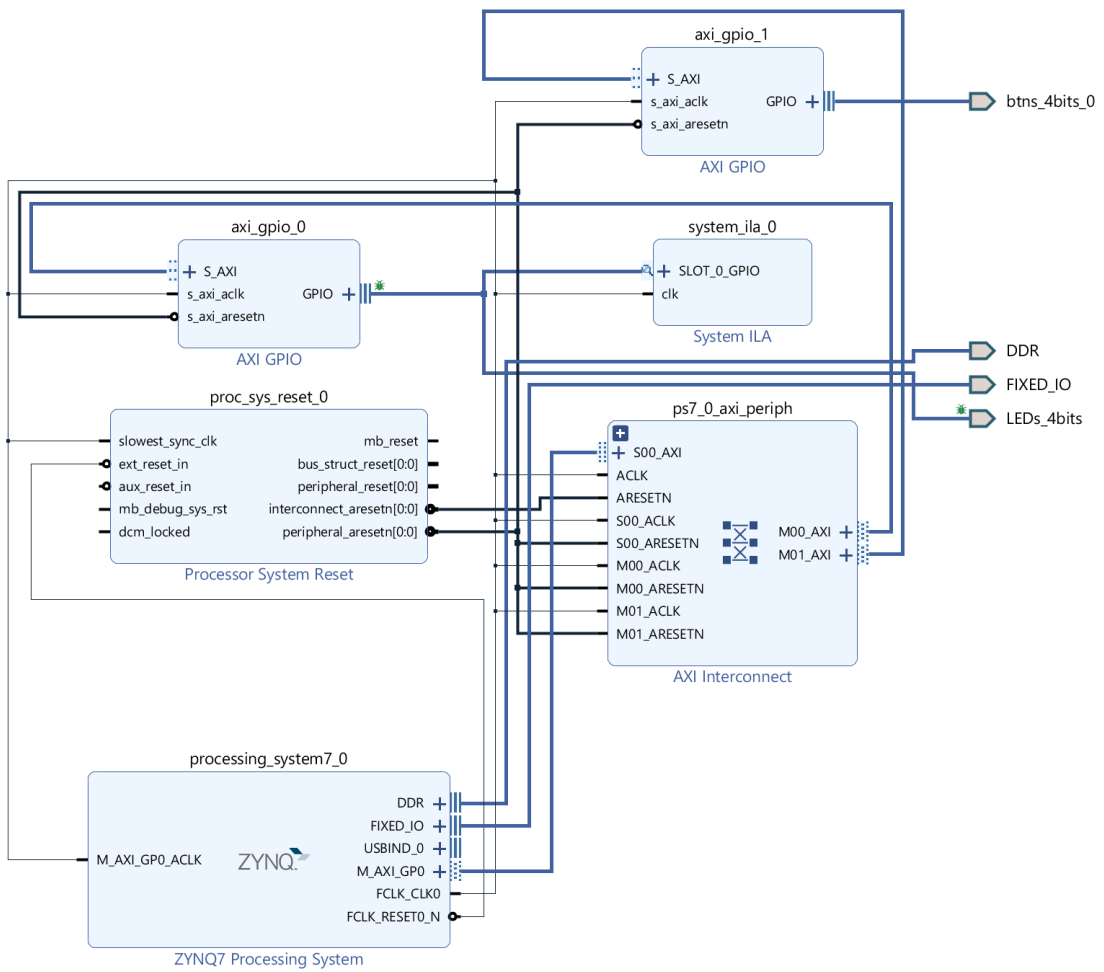


Şekil 4.6. Mini Maestro 12 servo denetim kartı.

Xilinx Zynq SoC mimarisi ekler arasında yer alan Ek 1’de gösterilmektedir. Sistemde SoC tabanlı denetim biriminin kullanılması ile aşağıdaki avantajların elde edilmesi hedeflenmiştir:

- Motor denetim ve sinyal işleme yöntemlerinin FPGA üzerinde uygulanmasıyla paralellik elde edilebilmesi.
- Zynq platformunda gömülü olarak bulunan ARM mikrodenetleyici sayesinde yüksek nitelikli gerçek zamanlı işletim sistemlerinin kullanımının mümkün olması.
- Sinyal işleme ve denetim yöntemlerinin FPGA üzerinde uygulanması ile kaynak kullanım ihtiyacının mikrodenetleyici platformlarına göre daha ölçülebilir hale getirilmesi.
- Zynq platformunun MATLAB ile bütünleşik çalıştırılması ile Hardware-in-loop benzetim sisteminin kurulabilmesi.
- Sistemin ilerleyen aşamalarda yüksek bant genişlikli algılayıcılar (görüntü algılayıcıları gibi) ile donatılması durumunda, algılayıcılardan elde edilen sinyallerin hızlı şekilde işlenebilmesi (yüksek paralellik nedeniyle).

Xilinx Zynq tabanlı bir sistemin uygulanabilmesi için SoC bünyesinde bulunan işleme sistemi (Processing System, PS) ve programlanabilir mantık (Programmable Logic, PL) kısımlarının uygun şekilde yapılandırıldığı bir donanım altyapısının Xilinx Vivado yazılımı ile gerçekleştirilmesi gerekmiştir. Bu mimaride akım ve kuvvet algılayıcıları ile servo motorların analog geri besleme işaretlerinin bağlı olduğu ADC'lerin I2C bağlantıları Zynq PS'e bağlanmıştır. PL bölümü ise işaret işleme algoritmalarının paralelleşme ile hızlandırılabilir bölümlerinin yerleştirilebilmesi için boş bırakılmıştır. Şekil 4.7'de Xilinx Vivado ortamında yapılmış sayısal sistem blok tasarımı görülebilir.

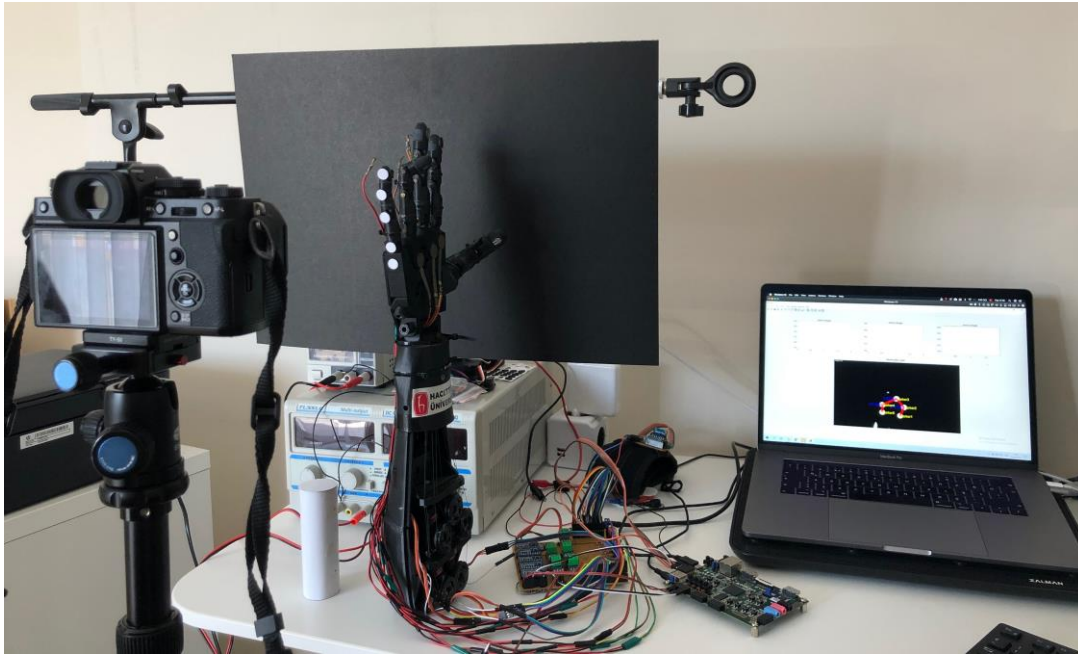


Şekil 4.7. Xilinx Vivado ortamında gerçekleştirilmiş sayısal sistem blok tasarımı.

Önceki bölümlerde değinildiği gibi belirgin EMG hareketleri 5Hz-450Hz aralığında gözlemlenebilmektedir [30] [31] [32] [33]. Nyquist kriterine göre örnekleme frekansının işaret bant genişliğinin iki katından yüksek olması gerektiğinden, EMG yakalama donanımının örnekleme frekansı 1kHz olarak belirlenmiştir.

## 4.2 El Protezi Test Düzeneğinin Görüntüleme Platformu

Geliştirilen el protezi dinamik modelinin, eksik tahrikli bir gerçek-dünya el protezinin dinamik davranışını yansıtır yansıtmadığının doğrulanabilmesi amacıyla, görüntü tabanlı bir deney düzeneği hazırlanmıştır. Hazırlanan deney düzeneğinde, 3B-yazıcı kullanılarak üretilen bir mekanik modelden faydalanılmaktadır. Hareketi gözlemlenmek istenen parmak üzerine yerleştirilen işaretçilerin konumları alınan video kaydı üzerinde tespit edilerek parmağın eklem açıları tespit edilebilmektedir. Şekil 4.8 hazırlanan görüntü tabanlı hareket algılama düzeneğini göstermektedir.

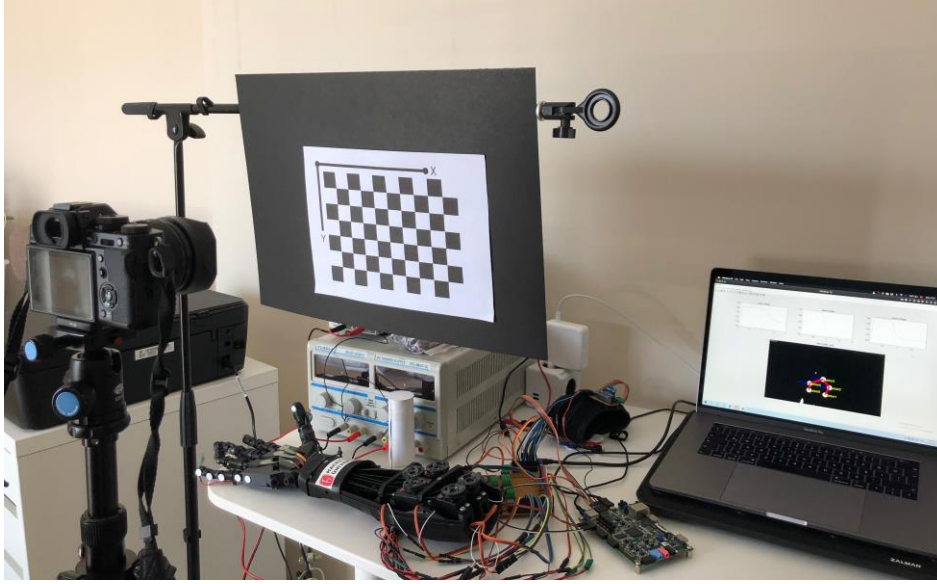


Şekil 4.8. Görüntü tabanlı hareket algılama düzeneği.

Görüntü tabanlı hareket algılama sisteminde 26MP CMOS algılayıcı ve 60 FPS kare yakalama hızına sahip bir kamera kullanılmıştır [34]. Bu kameranın kalibrasyonu için, MATLAB tarafından önerilen kalibrasyon yordamı doğrultusunda, kalibrasyon görüntüsünün çok sayıda görüntüsü yakalanarak, kullanılan kameraya özgü görüntü doğrultma parametrelerinin MATLAB tarafından hesaplanabilmesi sağlanmıştır. Şekil 4.9, kamera kalibrasyon düzeneğini göstermektedir.

Görüntü tabanlı hareket algılama sisteminde, parmaklara yerleştirilen işaretçilerin konumlarının yakalanan videonun her karesinde tespiti amacıyla şekil tabanlı bir algılama algoritması kullanılmaktadır. Video karelerinin her birinde, belirli bir parlaklık değerinin üstünde kalan tüm bölütler, MATLAB'ın "imfindcircles" komutu kullanılarak

istenilen yarıçaptaki yuvarlaklar olup olmadıklarına göre bir elemeden geçirilmektedir. Kullanılan MATLAB fonksiyonu Dairesel Hough Dönüşümü algoritmasına dayanmaktadır [35].



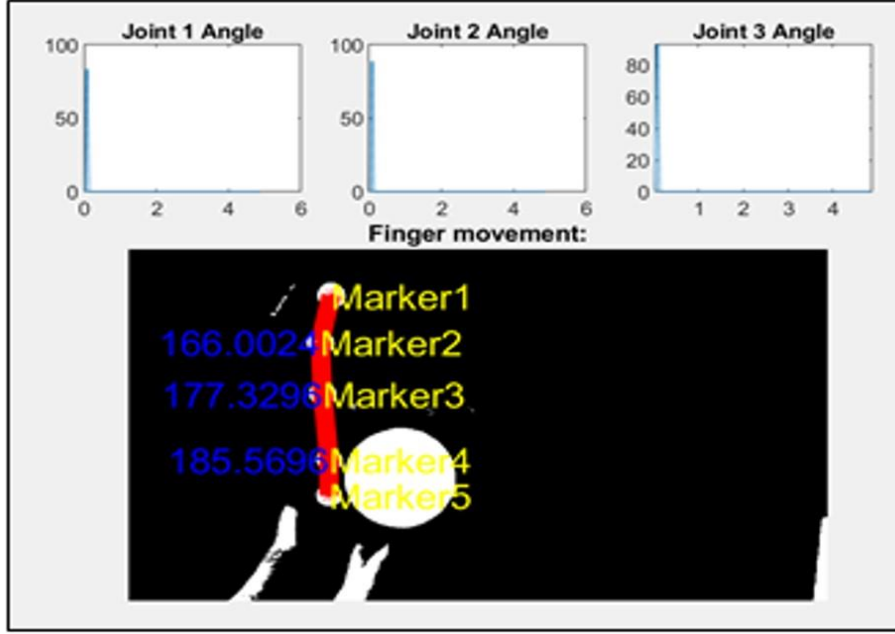
Şekil 4.9. Görüntü tabanlı hareket algılama sisteminin kalibrasyon düzeneği.

Tüm video karelerinde sadece işaretçilerin elemeden geçebildiği görülmüştür. Algılanan ilk kare sonrasında işaretçiler kullanıcı tarafından etiketlenmektedir. Takip eden her bir video karesinde tespit edilen işaretçiler, kullanıcının yaptığı etiketlemeye göre takip edilmeye devam etmektedirler. Bu şekilde işaretçilerin X ve Y eksenlerindeki konum değişiklikleri, video akışı boyunca adlandırılmaları üzerinde etkiye sahip olmamaktadır. Şekil 4.10, hareket algılama sisteminin kapanma hareketi öncesi ve sonrasındaki örnek çıktılarını göstermektedir.

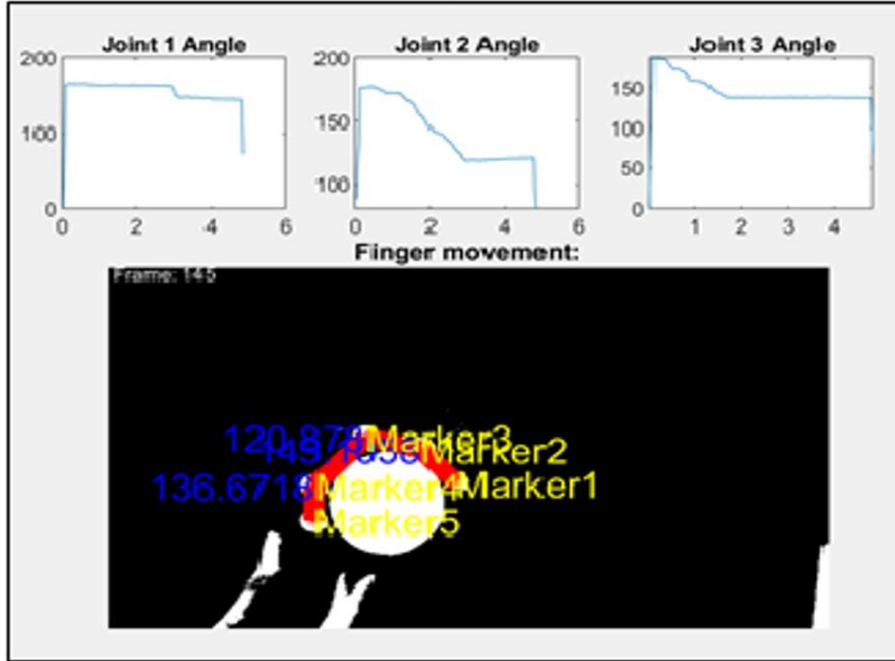
İşaretçi konumlarının eklem açılarının tespitinde değerlendirilebilmesi için işaretçilerden geçen vektörlerin arasındaki iç açılar hesaplanmaktadır. Öncelikle, P11, P12, P21 ve P22'nin sırasıyla birinci çizginin birinci noktası, birinci çizginin ikinci noktası, ikinci çizginin birinci noktası ve ikinci çizginin ikinci noktası olduğu aşağıdaki ifadeler yardımıyla  $v1$  ve  $v2$  vektörleri oluşturulmaktadır.

$$v1 = P11 - P12 \quad (4.1)$$

$$v2 = P21 - P22 \quad (4.2)$$



a)



b)

Şekil 4.10. Parmak kapanma hareketinin görüntü tabanlı hareket algılama sistemi ile yakalanması örnek görüntüsü.

Oluşturulan vektörlerin arasında kalan açılar aşağıdaki eşitlik kullanılarak hesaplanmaktadır.

$$a = \arctan\left(\frac{\left\|\begin{bmatrix} v1 \\ v2 \end{bmatrix}\right\|}{v1 \cdot v2}\right) \bmod 2\pi \quad (4.3)$$

$$\theta = \begin{cases} |\pi - a|, & \text{eğer } a > \pi/2 \\ |a|, & \text{eğer } a \leq \pi/2 \end{cases} \quad (4.4)$$

Görüntü tabanlı hareket algılama sisteminde, kullanıcının ilk kare sonrası yaptığı işaretçi adlandırmaları her yeni karede korunabilmektedir. İşaretçi adlarının korunması için, her yeni video karesinde elde edilen işaretçi konumları bir önceki karenin konumları ile karşılaştırılarak işaretçilerin yakınlıklarına göre adlandırmaları yapılmaktadır. Uygulanan bu yöntemle işaretçi adlandırmaları protez elin dikey veya yatay yöneliminden bağımsız şekilde sürekliliği sağlanmaktadır.

## 5. EMG İŞARET ANALİZİ VE DENETİM

Tezin bu bölümünde, öncelikle EMG işaretlerinin yapısı ve özellikleri sunulmaktadır. Ardından, el hareketlerinin sınıflandırılmasına yönelik olarak kullanılabilen işaret özelliklerinin tanımlanmasına yer verilmektedir. Ayrıca, EMG işaretlerinin algılanmasında kullanılan donanım ve yazılım platformlarının tasarım detaylarına yer verilerek ilgili özelliklerin yapay sinir ağı tabanlı el hareketi sınıflandırılmasında kullanımı da ele alınmaktadır.

### 5.1 EMG İşareti Özellikleri

Günümüzde bireylerin el kaybı sonucu ortaya çıkan sınırlamaları aşabilmeleri için kullanılan el protezlerinin denetiminde, kullanıcı niyetinin algılanabilmesi amacıyla kullanılan yöntemlerin başında elektromyogram (EMG) işaretlerinin kullanımı gelmektedir. Pazardaki en ileri seviye teknik özelliklere sahip el protezi modelleri de EMG ile denetlenen yapıdadır.

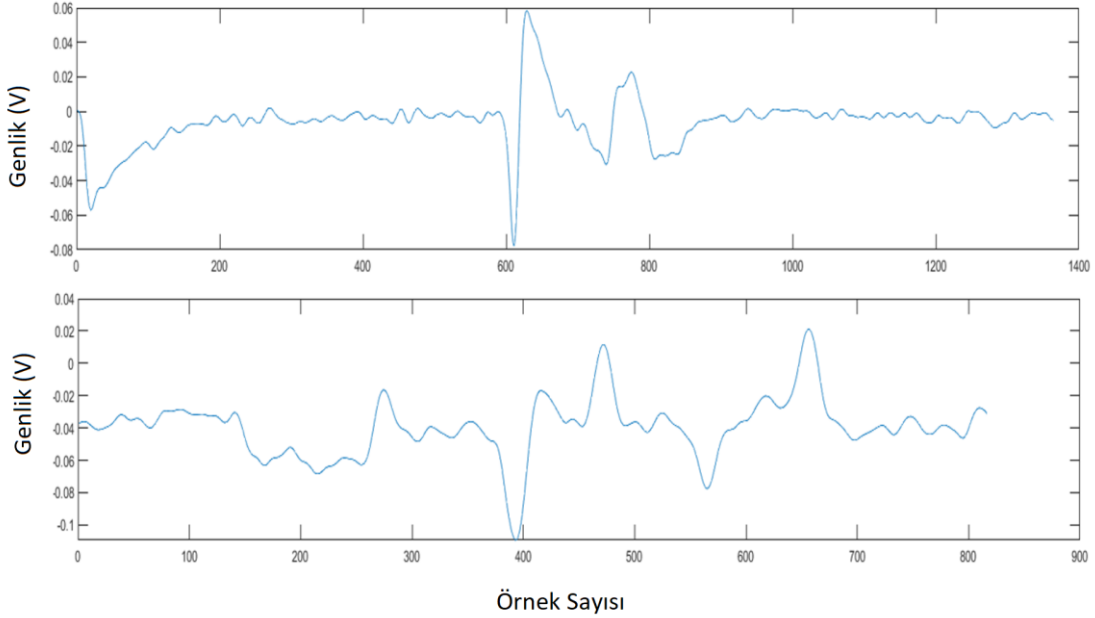
EMG işaretlerinin algılanmasında girişimli ve girişimsiz olmak üzere iki yaklaşımdan bahsedilebilir. Girişimli EMG algılamasında, ilgilenilen kas liflerinin oluşturduğu potansiyellerin ayrı ayrı ölçülebilmesi için iğne benzeri elektrotlardan faydalanılmaktadır. Kaynaklarda Yüzey EMG (surface-EMG, sEMG) olarak da geçen girişimsiz EMG algılamasında ise deri üstüne yüzeysel olarak yerleştirilen elektrotlar ile kas gruplarının oluşturduğu toplam potansiyel ölçülmektedir.

Seçilen bir kas grubunu oluşturan kas liflerinin eylem potansiyellerinin birleşimi olan motor birim eylem potansiyeli (Motor unit action potential, MUAP), sEMG veya girişimli EMG ile ölçülebilmektedir. EMG işaret modeli MUAP'ın  $h(r)$ , nöron impuls katarının  $e(n)$ , sıfır ortalamalı Gaussian gürültünün  $w(n)$  ve toplam nöron ateşleme sayısının  $N$  olduğu aşağıdaki denklemle ifade edilebilmektedir [36];

$$x(n) = \sum_{r=0}^{N-1} h(r)e(n-r) + w(n) \quad (5.1)$$

EMG işaretinin bant genişliği için çeşitli kaynaklarda farklı değerler sunulmakla birlikte 5Hz – 450Hz aralığında belirgin EMG aktivitesi olduğu görülmektedir [30] [31] [32] [33]. Bununla birlikte el hareketlerinin önemli bölümünün bilek dezartikülasyonuna

sahip bireylerde 15Hz-250Hz aralığında yapılan EMG algılamaları ile tespit edilebildiği kaynaklarda görülmektedir [37]. Şekil 5.1’de farklı tepe sayısı değerleri için EMG işaret örnekleri gösterilmektedir.



Şekil 5.1. Örnek EMG işareti.

## 5.2 EMG Öznitelik Çıkarımı

EMG işaretlerinin sınıflandırılmasında uygun özniteliklerin belirlenmesi hem sınıflandırma başarımının yüksek seviyede tutulması hem de gömülü sistemlerde uygulama karmaşıklığının azaltılması için önem taşımaktadır. El protezi sisteminde gömülü olarak uygulanacak EMG özniteliklerinin belirlenmesine yönelik kaynak taraması gerçekleştirilmiştir.

Kaynaklarda görülen EMG özniteliklerinin zaman-alanında olanlarının, sayısal işaret işleme donanımlarının temel yapıtaşlarından olan “çarpma-biriktirme” (multiply-accumulate) bloklarının etkin kullanımıyla gömülü sistemlerde uygulanmalarının mümkün olduğu görülmüştür. Az sayıda frekans-alanı özniteliklerinin ise FFT (Fast-Fourier Transform) gerektirmeleri nedeniyle zaman-alanındaki yöntemlere göre daha yüksek hesaplama karmaşıklığı getirecekleri görülmektedir. Bu bölümde EMG özniteliklerin tanımlamalarına yer verilmiştir [37] [38] [39] [40].



### 5.2.1 İntegrali Alınmış Mutlak Değer (Integrated Electromyogram, IAV)

IAV sEMG işaretlerin genliklerinin belli bir zaman aralığı için toplamıdır.

$$IAV = \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (5.2)$$

Yukarıdaki ifadede  $x_n$  sEMG genlik değerini, N ise işaret uzunluğunu ifade etmektedir.

### 5.2.2 Sıfır Geçişleri (Zero-crossings, ZC)

ZC, sEMG'nin işaret değişimlerinin toplam sayısını ifade etmektedir. İki ardışık sEMG örneği  $x_k$  ve  $x_{k+1}$  için,  $k=1, \dots, N-1$  durumunda aşağıdaki şekilde hesaplanabilir.

$$ZC = \sum_{n=1}^N f(x) \quad (5.3)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & (x_k > 0 \text{ AND } x_{k+1} < 0) \text{ OR } (x_k < 0 \text{ AND } x_{k+1} > 0) \\ 0, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (5.4)$$

### 5.2.3 Eğim İşareti Değişimleri (Slope Sign Changes, SSC)

SSC, sEMG'nin eğiminin işaret değişimlerinin toplam sayısını ifade etmektedir. İki ardışık sEMG örneği  $x_k$  ve  $x_{k+1}$  için,  $k=1, \dots, N-1$  durumunda aşağıdaki şekilde hesaplanabilir.

$$SSC = \sum_{n=1}^N f(x) \quad (5.5)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & (x_k > x_{k+1} \text{ AND } x_k < x_{k-1}) \text{ OR } (x_k < x_{k+1} \text{ AND } x_k > x_{k-1}) \\ 0, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (5.6)$$

### 5.2.4 Dalga Uzunluğu (Waveform Length, WL)

WL, belli bir zaman aralığı boyunca sEMG'nin ardışık numuneleri arasındaki farkın toplamıdır ve ardışık sEMG örnekleri  $x_n$  ve  $x_{n+1}$  için aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$WL = \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n| \quad (5.7)$$

### 5.2.5 Willison Büyüklüğü (WAMP)

WAMP, ardışık iki sEMG örneği arasında belirlenmiş bir eşik değerden yüksek değişimlerin sayısını ifade eder.

$$WAMP = \sum_{k=1}^{N-1} f(|x_{k+1} - x_k|) \quad (5.8)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } x > \text{eşik değeri} \\ 0, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (5.9)$$

### 5.2.6 Varyans (VAR)

VAR, sEMG işaretinin güç yoğunluğudur.

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N x_n^2 \quad (5.10)$$

### 5.2.7 Etkin Değer (Root-Mean-Square, RMS)

İşaret etkin değeri RMS aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (5.11)$$

### 5.2.8 Ortalama Mutlak Değer (Mean Absolute Value, MAV)

MAV, işaretin belli bir zaman aralığı boyunca alınmış ortalamasıdır.

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n \quad (5.12)$$

### 5.2.9 Değiştirilmiş Ortalama Mutlak Değer 1 (Modified Mean Absolute Value, MAV1)

MAV1, ortalama mutlak değerlerin ağırlıklandırılması ile elde edilmektedir.

$$MAV1 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n |x_n| \quad (5.13)$$

$$w_n = \begin{cases} 1, & 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ 0.5, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (5.14)$$

### 5.2.10 Değiştirilmiş Ortalama Mutlak Değer 2 (Modified Mean Absolute Value, MAV2)

MAV2 özniteliğinin hesaplanmasında ağırlık penceresi  $w_n$  sürekli bir fonksiyon olarak aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır.

$$MAV2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n |x_n| \quad (5.15)$$

$$w_n = \begin{cases} 1, & 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ 4n/N, & n < 0.25N \\ 4(n-N)/N, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (5.16)$$

### 5.2.11 Basit Kare İntegral (Simple Square Integral, SSI)

SSI, sEMG işaret örneklerinin karelerinin birikimli olarak toplanması ile hesaplanmaktadır.

$$SSI = \sum_{n=1}^N x_n^2 \quad (5.17)$$

### 5.2.12 Ortalama Genlik Değişimi (Average Amplitude Change, AAC)

Ortalama Genlik Değişimi AAC, sEMG işaretinin ardışık örnekleri arasındaki değişimin güç yoğunluğunu hesaplamakta kullanılır.

$$AAC = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n| \quad (5.18)$$

### 5.2.13 Myo-puls Yüzde Oranı (Myopulse Percentage Rate, MYOP)

MYOP, sEMG işaretinin belirlenmiş bir eşik değerinin üstünde kalan örneklerinin toplam sayısına eşit olmaktadır.

$$MYOP = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f(x) \quad (5.19)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } x > \text{eşik değeri} \\ 0, & \text{aksi takdirde} \end{cases} \quad (5.20)$$

### 5.2.14 Fark Mutlak Standart Sapma Değeri (Difference Absolute Standard Deviation Value, DASDV)

DASDV, sEMG işaretinin ardışık örneklerinin farkının etkin değeri olarak yorumlanabilir ve aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır.

$$DASDV = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} (x_{n+1} - x_n)^2} \quad (5.21)$$

## 5.3 El Hareketlerinin EMG Tabanlı Sınıflandırılması

### 5.3.1 Hazır Veri Kümesi Üzerinde Yapılan Çalışmalar

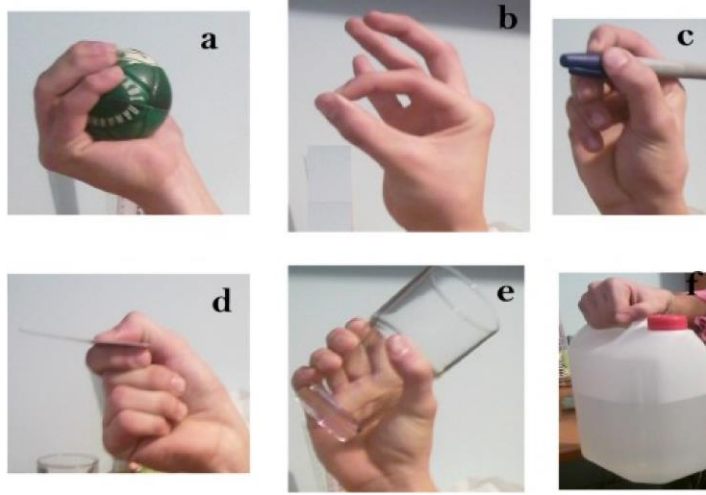
Önceki bölümlerde tanımları sunulan işaret özniteliklerinden faydalanılarak el hareketlerinin sınıflandırılmasına yönelik çalışma yapılmıştır. EMG özniteliklerinin sınıflandırma başarımına olan etkilerinin gözlemlenebilmesi için University of California, Irvine'daki Makine Öğrenmesi bölümü tarafından sağlanan örnek bir veri kümesinden faydalanılmıştır [37].

#### 5.3.1.1 Veri Özellikleri

Söz konusu veri kümesi, 6 el hareketinin gerçekleştirilmesi sırasında 2'si erkek, 3'ü kadın toplam 5 sağlıklı denek üzerinden toplanan EMG işaret dizilerinden oluşmaktadır. Bu veri kümesi tezin kalan bölümlerinde "UCI veri kümesi" olarak adlandırılmaktadır. UCI veri kümesinde EMG verileri sunulan 6 el hareketi Şekil 5.2'de gösterildikleri sırayla, a) küresel tutuş, b) parmak ucu tutuşu, c) kalem tutuşu, d) arkadan tutuş, e) silindirik tutuş ve f) kanca tutuşu olarak adlandırılmaktadır.

UCI Veri kümesinin teknik detayları incelendiğinde, tez çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen el protezi test düzeneğimizde bulunan EMG Algılama Donanımı ile benzer algılayıcı yapılandırmasına sahip olduğu görülmektedir. Hem EMG Algılama

Donanımı hem de UCI veri kümesinin oluşturulmasında kullanılan donanım yapılandırması iki elektrotlu ve diferansiyel yükselticidir. Ayrıca, UCI veri kümesinin oluşturulmasında gürültü seviyesinin ıslak (jelli) elektrotlara göre daha düşük olduğu bilinen kuru tipte EMG elektrotlarına sahip ticari bir EMG işaret yakalama sistemi olan Delsys Bagnoli EMG algılama sistemi kullanılmıştır.



Şekil 5.2. UCI veri kümesi el hareket sınıfları [37].

UCI Veri kümesinin oluşturulmasında örnekleme frekansı 500Hz olarak seçilmiştir [37]. Buna ek olarak 50Hz çentik filtre ve 15Hz-500Hz aralığı için bant-geçirgen filtre kullanılmıştır. Örnekleme frekansının 500Hz olarak seçilmesi, etkin bant genişliği 5Hz-450Hz aralığında olan EMG işaretlerinin örneklenmesinde Nyquist kriterinin sağlanmaması nedeniyle uygun bulunmama ile birlikte, hem tez kapsamında yapılan deneysel çalışmalarda 250 Hz'lik geçiş frekansına sahip olan alçak-geçirgen filtre kullanımında el hareketlerin tespitinin mümkün olduğu görüldüğünden, hem de veri kümesini hazırlayan araştırma grubu tarafından ortaya konulan sınıflandırma başarımlarının yüksek olmasından dolayı, bu tasarım kararının veri kümesi üzerinde olumsuz etkiye sahip olmadığı değerlendirilmiştir.

El hareketlerinin sınıflandırılması için öncelikle UCI veri kümesi üzerinde düzenlemeler yapılması gerekmiştir. Beş deneğin her biri için 6 hareketin 30 tekrarından oluşan EMG verileri düzenlenerek sınıf etiketleri ile eşleştirilmiştir.

### 5.3.1.2 Sınıflandırma Çalışmaları

Çok sayıdaki EMG özniteliklerinin sınıflandırma başarımına etkilerinin gözlemlenebilmesi için, kullanışlı bir araç olan MATLAB Classification Learner App

yazılımından faydalanılmıştır. Bu yazılıma girilen işaret öznitelikleri tek tek seçilerek ve istenildiğinde PCA (Principle Component Analysis) ile boyut düşürmeye tabi tutularak MATLAB envanterindeki sınıflandırma yöntemleri üzerindeki başarımlarının karşılaştırması hızlı şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Şekil 5.3'te çok sayıda sınıflandırma algoritmasının test sonuçlarının sunulduğu sınıflandırma arayüzü gösterilmektedir.

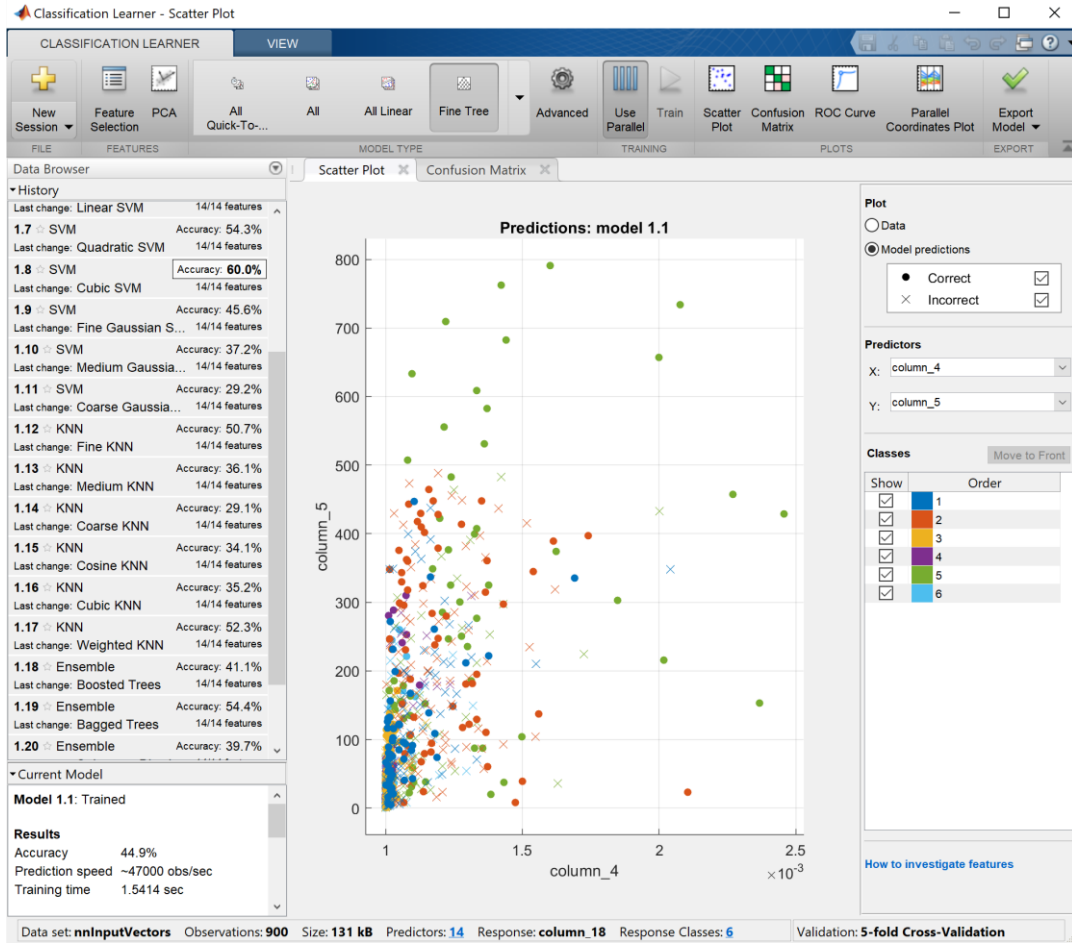
“MATLAB Classification Learner” uygulamasının kullanımı ile olası sınıflandırma yöntemlerinden bazılarının mevcut veri kümesi üzerindeki başarımları ile önceki bölümlerde tanımları sunulan EMG özniteliklerinin sınıflandırma sonucuna etkisinin bir analizi gerçekleştirilmiştir.

### 5.3.2 EMG Özellik Vektörlerinde Boyut Düşürme

Tez kapsamında EMG işaretine dayalı el hareketi sınıflandırmasında kullanılan işaret özniteliklerinin 14 tanesi tezin önceki bölümlerinde tanımlanmıştı. Bu özniteliklerin bir araya getirilmesiyle, sınıflandırıcılara girdi olarak verilecek öznitelik vektörleri ortaya çıkmaktadır. Öznitelik vektörlerinin, sınıflandırıcıya girdi olarak sunulan veriyi en iyi temsil edecek öznitelikleri barındırması, sınıflandırma başarımı açısından büyük önem taşımaktadır. Öznitelik vektör boyutunun en uygun seviyede tutulabilmesi ve kullanıcıdan toplanan EMG işaretlerini en iyi şekilde temsil eden özniteliklerin tespit edilebilmesi için PCA (Principle Component Analysis) kullanılarak boyut düşürme uygulanmıştır.

PCA yöntemi özniteliklerin birleştirilmesine dayalı bir yöntemdir. PCA kullanımı ile verinin, orijinal veri kümesinden daha düşük boyuttaki bir uzayda elde edilebilecek yüksek hassasiyette temsili hedeflenmektedir. Bunu gerçekleştirebilmek için veride varyansın en yüksek olduğu doğrultular tespit edilip, veri kümesini oluşturan tüm noktaların bu doğrultulara olan izdüşümleri hesaplanmaktadır.

Varyansın en büyük olduğu  $k$  adet doğrultu, verinin ortalaması kendinden çıkarılarak elde edilen normalize olmuş veri kümesinin kovaryans matrisinin en büyük  $k$  özvektörü tespit edilerek bulunabilmektedir. Bu durumda  $n$  boyutlu bir veri kümesi için PCA ile boyut düşürme için uygulanan adımlar aşağıdaki şekilde ifade edilebilir. Öncelikle verinin ortalaması hesaplanmaktadır.



Şekil 5.3. “MATLAB Classification Learner” Uygulaması sınıflandırma arayüzü.

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (5.22)$$

Ortalama değer veri kümesini oluşturan numunelerden çıkarılarak normalize olmuş veri kümesi hesaplanır.

$$\hat{X} = X - \mu \quad (5.23)$$

Normalize olmuş veri kümesi kullanılarak kovaryans matrisi bulunmaktadır.

$$R = \hat{X}'\hat{X} \quad (5.24)$$

$$R \cdot v = \lambda \cdot v \quad (5.25)$$

Kovaryans matrisinin en büyük değere sahip  $k$  özdeğerine ( $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_k$ ) karşılık gelen özvektörler ( $v_1, v_2, \dots, v_k$ ), varyansın en yüksek olduğu  $k$  doğrultuyu temsil etmektedir. Bu durumda E 'yi  $v_1, v_2, \dots, v_k$  özvektörlerinden oluşan bir sütun matrisi olarak tanımlarsak,

$$E = [v_1 v_2 \dots v_k] \quad (5.26)$$

veri kümesinde yer alan  $x$  örneğinin boyutunun düşürülmesi için aşağıdaki ifadeden faydalanılabilmektedir.

$$y = E' \cdot x \quad (5.27)$$

Yapılan analizler sonucunda 14 adet özneliğin boyut düşürme uygulanmadan sınıflandırıcı eğitiminde kullanılması durumunda elde edilen başarımlar seviyesinin, PCA (Principle Component Analysis) kullanılarak yapılan sınıflandırmanın oldukça altında olduğu görülmüştür.

Belirlenen 14 özneliğin tamamının boyut düşürme uygulanmadan sınıflandırmaya sokulduğu durumda ortaya çıkan sınıflandırma başarımı Şekil 5.4'te bir yanılgi matrisi (confusion matrix) aracılığıyla gösterilmektedir. Şekil 5.5'te ise PCA kullanımı ile 6 bileşene boyut indirme uygulanması sonrasında ortaya çıkan yanılgi matrisi görülebilir. İki yanılgi matrisi incelendiğinde PCA uygulamasının sınıflandırma başarımını önemli ölçüde artırdığı görülmektedir. Bu nedenle gömülü sistemde uygulanması planlanan sınıflandırma yönteminde PCA ile boyut düşürmeye yer verilmesinin faydalı olacağı değerlendirilmektedir. PCA yönteminin hesaplama karmaşıklığı yüksek adımları PCA bileşenlerinin hesaplanması sırasında uygulanırken, test verisinin veya gerçek-zamanlı uygulamada sınıflandırılmak üzere toplanan verinin boyut düşürmesi ise basit vektör çarpımı ile hesaplanabilmektedir. Bu neden PCA uygulamasının gömülü sistemde uygulamayı zorlaştıracak bir hesaplama karmaşıklığı ortaya çıkarmayacağı değerlendirilmektedir.

### **5.3.3 İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağı ve kNN Tabanlı Sınıflandırma Yöntemlerinin Karşılaştırılması**

PCA uygulaması ile boyutu düşürülen EMG öznelik vektörünün kullanımıyla yapılan sınıflandırma çalışmalarına, "MATLAB Classification Learner" uygulamasında en iyi sonuç verdiği görülen kNN (k-Nearest Neighbors) algoritması ile kaynaklarda gömülü platformlardaki uygulamalarına sıklıkla rastlanan Feed-forward Neural Network türü yapay sinir ağı kullanımının başarımlar seviyelerinin karşılaştırılması ile başlanmıştır. Her iki yöntem için MATLAB tarafından sağlanan fonksiyonlardan faydalanılmıştır.



### 5.3.3.1 kNN Yönteminin Sınıflandırma Amacıyla Kullanımının Değerlendirilmesi

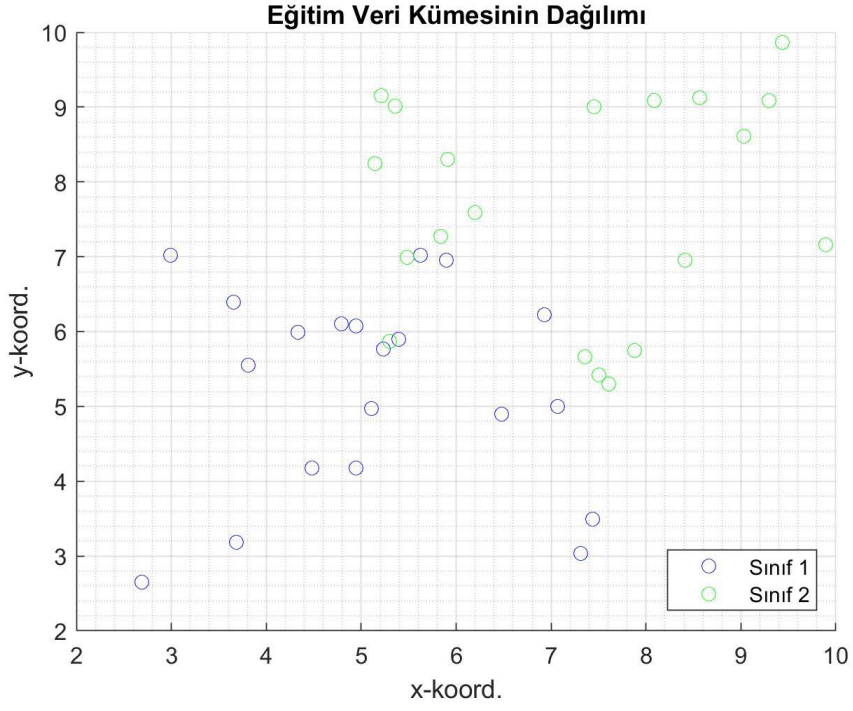
kNN (k-Nearest Neighbor) Yöntemi ile sınıflandırma iki aşamada gerçekleştirilmektedir. İlk aşamada sınıflandırılmak istenen test örneğine en yakın k adet eğitim örneğinin etiket değerleri tespit edilmektedir. İkinci aşamada ise bu k etiketten en fazla sayıda rastlanan etiketin hangisi olduğu belirlenerek, test örneğine bu etiket değeri atanmaktadır. kNN Yönteminin işleyişi, Şekil 5.6'da dağılımları gösterilen iki sınıfa ait iki-boyutlu örneklerin bulunduğu eğitim veri kümesi temel alınarak incelenebilir.

Gerçek Sınıf	1	89	31	4	7	15	4
	2	24	91	2	6	18	9
	3	6	2	100	14	3	25
	4	13	15	16	83	3	20
	5	12	32	2	2	95	7
	6	2	13	22	29	2	82
		1	2	3	4	5	6
		Tespit Edilen Sınıf					

Şekil 5.4. PCA ile boyut düşürme uygulanmadığında ortaya çıkan sınıflandırma başarımı.

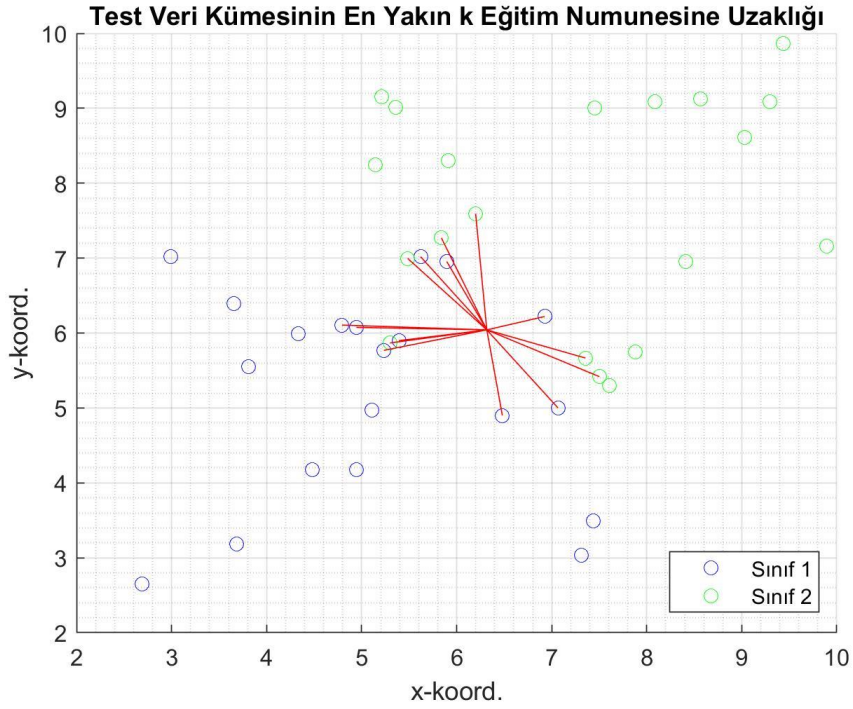
Gerçek Sınıf	1	145	1		1	1	2
	2	2	145	1		1	1
	3		1	148			1
	4	4		1	144		1
	5	2	1			145	2
	6	2		1		1	146
		1	2	3	4	5	6
		Tespit Edilen Sınıf					

Şekil 5.5. PCA ile boyut düşürme uygulandığında ortaya çıkan sınıflandırma başarımı.



Şekil 5.6. kNN sınıflandırmasının yapılacağı örnek eğitim veri kümesi.

Sınıflandırılmak istenen test örneği ve bu örneğin eğitim örneğlerine olan uzaklığı ise Şekil 5.7’de gösterilmektedir.



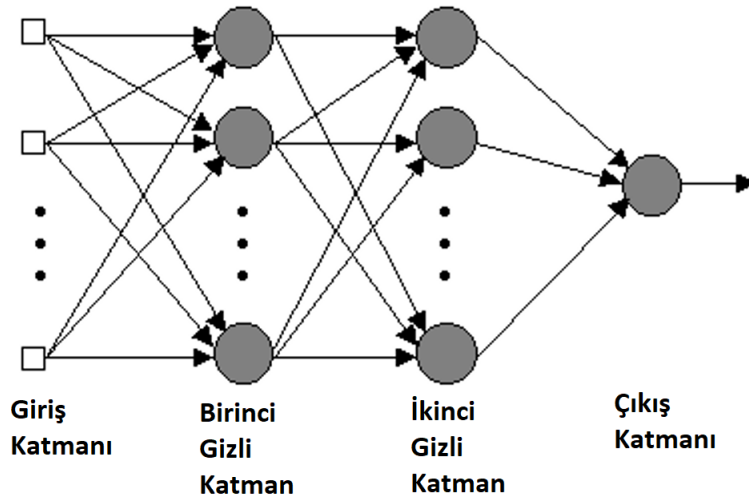
Şekil 5.7. Test örneğinin en yakın k adet eğitim numunesine olan uzaklığı.

Şekil 5.7’de görülen örnekte kNN sınıflandırması k’nın 15 olduğu durum için gerçekleştirildiğinde, test örneğinin kendisine en yakın 15 örnek arasında en fazla sayıda görülen sınıf etiketi olan “Sınıf 2” ile etiketlenmesi beklenmektedir.

kNN Yönteminde, test örneğinin ile eğitim örneklerinin tamamı arasındaki uzaklıkların belirlenmesi gerekmektedir. Geniş eğitim veri kümelerinin bulunduğu durumlarda, tüm bu uzaklık hesaplamalarının yapılması yüksek miktarda hesaplama kaynağı gerektirmektedir. Bu nedenle, kNN yönteminin hesaplama başarımının yüksek olmasına rağmen, bu yöntem gömülü uygulamalar uygun bulunmamıştır.

### 5.3.3.2 İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağlarının Sınıflandırma Amacıyla Kullanımının Değerlendirilmesi

İleri beslemeli yapay sinir ağlarında, ağın gizli katmanları giriş katmanı ve çıkış katmanı arasında bulunur. Katman sayısı L olan ileri beslemeli bir yapay sinir ağının, L sinaptik bağlantı katmanı tarafından bağlanan L + 1 nöron katmanından oluştuğu kabul edilebilir. Bir “i” katmanındaki her düğüm, takip eden “j” katmanındaki her düğüme belirli bir ağırlık  $w_{ij}$  ile bağlanır. Dört katmana sahip örnek bir ileri beslemeli yapay sinir ağı yapısı Şekil 5.8’de gösterilmektedir.



Şekil 5.8. Dört katmanlı örnek bir ileri beslemeli yapay sinir ağı yapısı.

İleri beslemeli yapay sinir ağları kapsamında kullanılan etkinleştirme fonksiyonları, buldukları nörona bir önceki katmandan yapılan giriş işaretlerinin toplanarak, belirli

bir etkinleştirme eşiğinin geçilip geçilmediğinin denetlendiği fonksiyonlardır. İleri beslemeli yapay sinir ağlarının bir türü olan çok katmanlı algılayıcı ağlarda (Multi-layer Perceptron, MLP), etkinleştirme fonksiyonları genelde doğrusal olmayan fonksiyonlar arasından seçilir. Etkinleştirme fonksiyonlarını tamamen doğrusal olacak şekilde seçmek ağın yeteneklerini azaltır. Etkinleştirme fonksiyonunun “n” katmanında olduğu durum için, yine aynı katmanda elde edilen çok katmanlı algılayıcı ağ çıkışları aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir.

$$y_k^{(n)} = f^{(n)}\left(\sum_j y_k^{(n-1)} w_{jk}^{(n)}\right) = f^{(n)}\left(\sum_j f^{(n-1)}\left(\sum_i x_i w_{ij}^{(n-1)}\right) w_{jk}^{(n)}\right) \quad (5.28)$$

Yukarıdaki ifadede  $y_k^{(n)}$ , n katmanında bulunan k-inci gizli katman nöronunun çıkış değerini,  $w_{jk}^{(n)}$  yine aynı nörona yapılan j-inci girişin ağırlığını,  $x_i$  ise i-inci giriş vektör elemanını temsil etmektedir. Doğrusal olmayan ayrılabilirlikteki problemlerin çözümü için, gizli katman nöronlarındaki etkinleştirme fonksiyonlarının doğrusal olmayan yapıda olmaları gerekmektedir. Bu amaçla kullanılan doğrusal olmayan etkinleştirme fonksiyonlarının başlıcaları tanjant-sigmoid ve log-sigmoid fonksiyonlarıdır.

Geri yayılım (back-propagation) algoritması, istenen cevaba daha yakın bir ağ çıktısı elde etmek için ağın sinaptik ağırlıklarını güncellemek için kullanılan bir yöntemdir. Geri yayılım algoritmasında, girdinin çıkış katmanına iletilmesinden sonraki hata, hesaplanır ve toplam çıktıya katkılarıyla orantılı ağırlık güncellemeleri olarak iç katmanlara yayılır.

Geri yayılım algoritması iki fazdan oluşmaktadır. İlk faz olan ileri-geçiş fazında, giriş işareti ağ boyunca ileri yönde iletilir.

$$x_i^l = f(u_i^l) = f\left(\sum_{j=1}^{n_{l-1}} w_{ij}^l x_j^{l-1} + b_i^l\right) \quad (5.29)$$

Yukarıdaki ifadede  $x_i^l$ , l katmanındaki nöronun çıkış değeri,  $u_i^l$  giriş değeri,  $w_{ij}^l$  aynı nöronun ağırlık değeri,  $b_i^l$  meyil değeri,  $f$  ise etkileştirme fonksiyonudur. Meyil değeri, etkinleştirme fonksiyonunun ateşleme değerinin istenilen yönde kaydırılmasına olan veren bir terimdir. Bu aşamada, ağın son katmanında yer alan hata  $\delta_i^l$ , istenen değer  $d_i$  ile oluşan fark değeri ve etkinleştirme fonksiyonunun tersi  $f'$  kullanılarak hesaplanabilmektedir. Bu ifadede L, ağı katman sayısıdır.

$$\delta_i^l = f'(u_i^l)(d_i - x_i^l) \quad (5.30)$$

Geri yayılım algoritmasının ikinci fazı olan geri-geçiş fazında ise, hata değerinin çıkış nöronlarından geriye doğru yayılımı gerçekleştirilmektedir. Seçilen bir l katmanı için l-1 katmanına hatanın iletimi aşağıdaki şekilde gerçekleştirilmektedir.

$$\delta_j^{l-1} = f'(u_j^{l-1}) \sum_{i=1}^{n_l} \delta_i^l W_{ij}^l \quad (5.31)$$

Hatanın geri iletimi sırasında bağlantı ağırlıklarının güncellenmesi aşağıdaki şekilde gerçekleştirilmektedir.

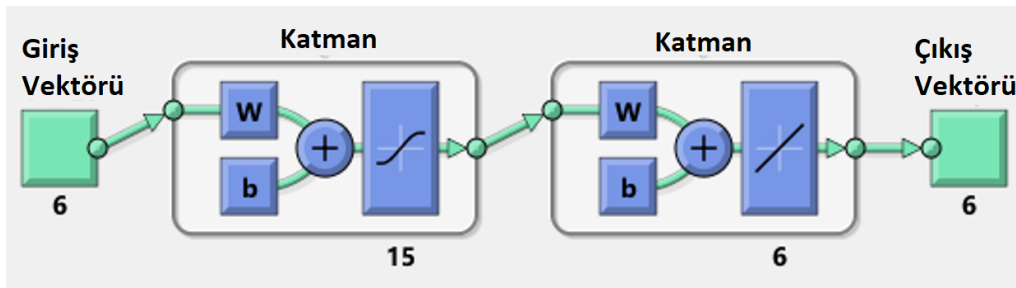
$$\Delta W_{ij}^l = \eta \delta_i^l x_j^{l-1} \quad (5.32)$$

Bağlantı ağırlıklarının yanında meyil değerlerinin de güncellenmesi gerekmektedir.

$$\Delta b_i^l = \eta \delta_i^l \quad (5.33)$$

Bu ifadede  $\eta$  tasarım sırasında seçilmesi gereken bir öğrenme faktörüdür. Tez kapsamında incelenmek üzere seçilen ileri-beslemeli Yapay Sinir Ağı yapısı Şekil 5.9'da gösterilmektedir. Bu yapıda 6 giriş nöronu, 15 gizli katman nöronu ve 6 çıkış nöronu bulunmaktadır.

İncelenen ileri beslemeli yapay sinir ağında, giriş katmanı, PCA ile 6 boyuta indirgenmiş öznitelik vektörünü gizli katman nöronlarına beslemektedir. Gizli katman nöronlarında etkinleştirme fonksiyonu olarak tanjant-sigmoid fonksiyonu kullanılmaktadır. Etkinleştirme fonksiyonun hesaplanması ile elde edilen sonuçlar çıkış nöronlarına aktarılmaktadır.



Şekil 5.9. Kullanılan ileri-beslemeli yapay sinir ağı.

İleri beslemeli yapay sinir ağının hesaplama kaynağı ihtiyacı eğitim veri kümesinin büyüklüğüne bağlı değildir. Yapay sinir ağı işlevinin gerçekleştirilmesi için gereken

hesaplama kaynakları ağıdaki katman sayısına, her katmandaki nöron sayısına ve seçilen etkinleştirme fonksiyonun türüne bağlıdır.

### 5.3.3.3 kNN ve İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağı Tabanlı Sınıflandırma Başarımının Karşılaştırılması

Yapılan benzetimlerde sınıflandırma başarımının her iki yöntem için öznelilik vektör boyutuna bağlı olduğu görülmüştür. Ayrıca yöntemlerden kNN'in, etiketi dikkate alınan k komşu sayısına duyarlı olduğu, yapay sinir ağının başarımının ise gizli katman sayısı, gizli katmanlardaki nöron sayısı ve etkinleştirme fonksiyonu parametrelerinden büyük ölçüde etkilendiği görülmüştür. Farklı yapılandırmalarda her iki yöntemin de birbirinden daha iyi sonuç verebileceği değerlendirilmektedir. Yapay sinir ağının 15 nöronlu tek bir gizli katmana sahip olduğu, etkinleştirme fonksiyonu olarak tanjant-sigmoid ve öğrenme yöntemi olarak Levenberg-Marquadt geri yayılım yöntemi kullanıldığında elde edilen yanılığ matrisi Şekil 5.10'da gösterilmektedir. kNN algoritmasının k=5 için uygulanması durumunda elde edilen yanılığ matrisi Şekil 5.11'de gösterilmektedir.

Gerçek Sınıf	<b>1</b>	147	0	0	1	0	2
	<b>2</b>	0	149	1	0	0	0
	<b>3</b>	0	0	150	0	0	0
	<b>4</b>	0	0	0	150	0	0
	<b>5</b>	0	0	0	0	149	1
	<b>6</b>	0	0	0	1	0	149
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>

Sınıflandırma Sonucu

Şekil 5.10. Yapay sinir ağı kullanımı durumunda elde edilen yanılığ matrisi (başarım seviyesi %99).

Gerçek Sınıf	<b>1</b>	144	2	0	0	2	2
	<b>2</b>	1	148	0	0	1	0
	<b>3</b>	4	0	146	0	0	0
	<b>4</b>	9	2	1	134	1	3
	<b>5</b>	3	5	0	0	140	2
	<b>6</b>	4	0	0	1	0	145
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>

Sınıflandırma Sonucu

Şekil 5.11. kNN kullanımı durumunda elde edilen yanılığ matrisi (başarım seviyesi %95).

Benzetim çalışmalarında kNN ve ileri-beslemeli yapay sinir ağı uygulamalarının oldukça yakın sonuçlar vermesine rağmen iki yöntem arasında gömülü sistemlerde uygulama karmaşıklığı açısından büyük farklılıklar bulunmaktadır. İleri-beslemeli yapay sinir ağının tek bir ileri-iletimi sırasında gereken hesaplamaların karmaşıklığı gizli katmandaki nöron sayısı kadar etkinleştirme fonksiyonunun uygulanmasını gerektirirken, kNN algoritmasında bir numunenin sınıflandırılması için numunenin öznitelik uzayında tüm eğitim numunelerine olan uzaklıklarının hesaplanması gerekmektedir. Bu nedenle kNN algoritmasının kaynak kullanım ihtiyacı yüksek olmaktadır. İki yöntem arasında hesaplama karmaşıklığı açısından görülen bu farklılık nedeniyle bilgisayar ortamında eğitilen bir yapay sinir ağının gömülü sistem uygulamasının daha verimli olacağı izlenimi edinilmektedir.

#### 5.3.4 EMG Veri Kümesi Oluşturulması ve Sınıflandırılması

Tez kapsamında UCI Veri kümesi üzerinde yapılan çalışmalara ek olarak, bölümümüz Lisans programı kapsamında bitirme projesi dersini alan bir grup öğrencinin katılımıyla bir EMG veri kümesi oluşturularak, bu veri kümesinin sınıflandırma başarımı incelenmiştir. Oluşturulan veri kümesinde UCI veri kümesiyle aynı hareketlere yer verilmiştir. Bu hareketlerin listesi Çizelge 5.1’de, yeni oluşturulan veri kümesindeki isimleriyle birlikte sunulmaktadır.

Çizelge 5.1. Hacettepe Üniversitesi bünyesinde oluşturulan veri kümesinde hareket adlandırmaları.

H. Ü. Veri Kümesi Hareket Adı	UCI Veri Kümesi Hareket Adı
S1	Küresel Tutuş
S2	Parmak Ucu Tutuşu
S3	Kalem Tutuşu
S4	Arka Tutuş
S5	Silindirik Tutuş
S6	Kanca Tutuşu

El hareketlerinin EMG verilerinin toplanmasında, sabit bir zaman çerçevesi oluşturabilmek için hareketin aşamaları belli zaman aralıklarına sığdırılmaya çalışılmıştır. Hareket girdilerinin sağlanması sırasında uygulanan zaman dağılımı Çizelge 5.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 5.2. Veri kümesinde hareketlerin zaman dağılımı.

Zaman Aralığı	Hareket Aşaması
0 – 2 s	Elin serbest durumdan nesneyi tutma durumuna geçmesi
2 – 6 s	Nesneyi Belirlenen Kuvvette Tutma
6 – 8 s	Eli Serbest Duruma Getirme

Tez çalışmaları kapsamında 3 denek üzerinden toplam 1620 hareket örneği toplanmıştır. Toplanan hareket girdileri, önceki bölümlerde UCI veri kümesi üzerindeki kullanımı sunulmuş olan “MATLAB Classification Learner” arayüzü ile bir ön analizden geçirilmiştir. Yapılan sınıflandırma denemelerinde, en yüksek %70,6 oranında başarı elde edilebildiği görülmüştür. Bu başarı oranı 7 PCA boyutu kullanıldığında elde edilebilmektedir. Şekil 5.12’de söz konusu sınıflandırma denemesinin sonucunda ortaya çıkan yanlış matrisi görülebilir.

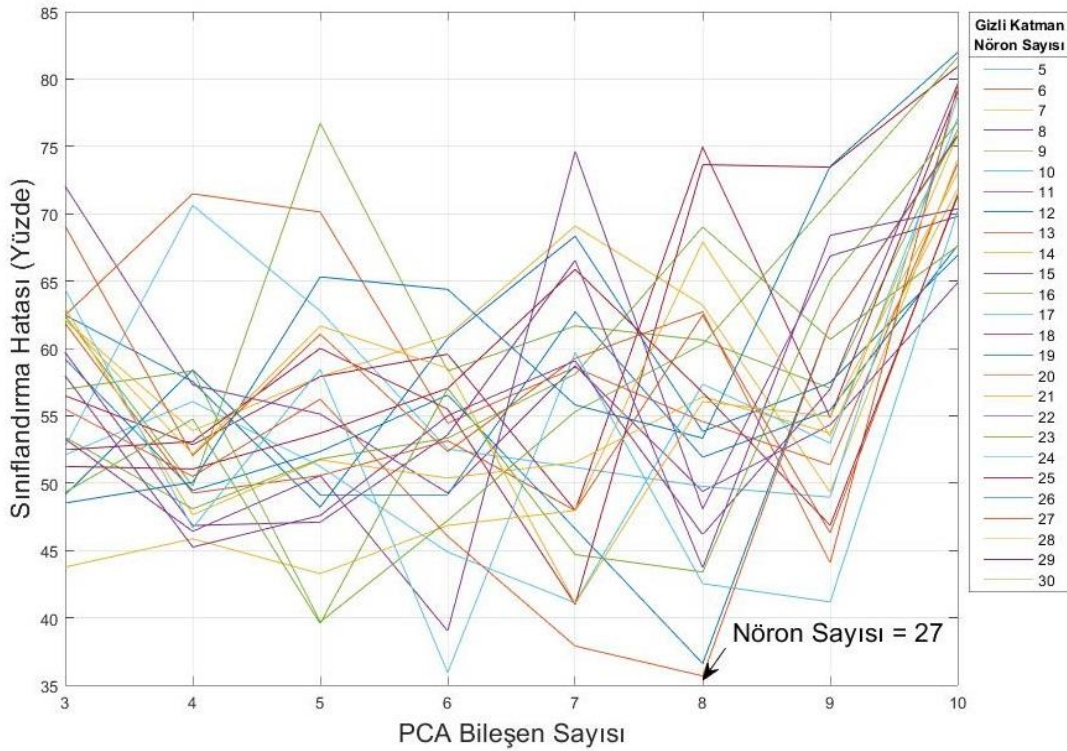
Gerçek Sınıf	1	185	4	6	17	36	22
	2	4	195	51	17	2	1
	3	10	61	175	22	1	1
	4	12	9	36	190	18	5
	5	41	3	3	13	183	27
	6	15	1	2	6	31	215
		1	2	3	4	5	6
		Tespit Edilen Sınıf					

Şekil 5.12. Hacettepe Üniversitesi EMG veri kümesi için "MATLAB Classification Learner" ile elde edilen yanlış matrisi (sınıflandırma başarımları %70,6).



Yapılan ön analiz çalışmasının ardından, veri kümesi üzerinde ileri beslemeli yapay sinir ağı kullanılarak sınıflandırma gerçekleştirilmiştir. Sınıflandırma başarımı PCA'ın ve yapay sinir ağında yer alan gizli katman nöronlarının sayısının değişimine göre incelenmiştir. Şekil 5.13'te sınıflandırma hatasının PCA bileşen sayısı ve gizli katman nöron sayısına göre değişimi görülebilir. Şekil 5.14'te ise en iyi başarımın elde edildiği durum için yanılı matrisi gösterilmektedir.

Şekil 5.13'te de görülebileceği gibi, en iyi sınıflandırma başarımı %35.67 hata oranı ile PCA bileşen sayısının 8, gizli katman nöron sayısının ise 27 olduğu durumda elde edilmiştir. Bununla birlikte sınıflandırma hatasının PCA bileşen sayısı veya gizli katman nöron sayısı eksenlerinde sürekli olarak azalım görüldüğü bir aralık bulunmamaktadır.



Şekil 5.13. Hacettepe Üniversitesi veri kümesi üzerinde yapılan sınıflandırmanın sonuçları.

Şekil 5.14'te gösterilen yanılı matrisi incelendiğinde, özellikle parmak ucu tutuşunun ve kalem tutuşu hareketinin algılanmasında zorluk olduğu görülmektedir. Bu iki hareketin sınıflandırma başarımının düşük olmasının, diğer hareketlere göre daha hassas

ve düşük genlikli çıktılar sağlayan hareketler olmalarından kaynaklandığı değerlendirilmektedir.

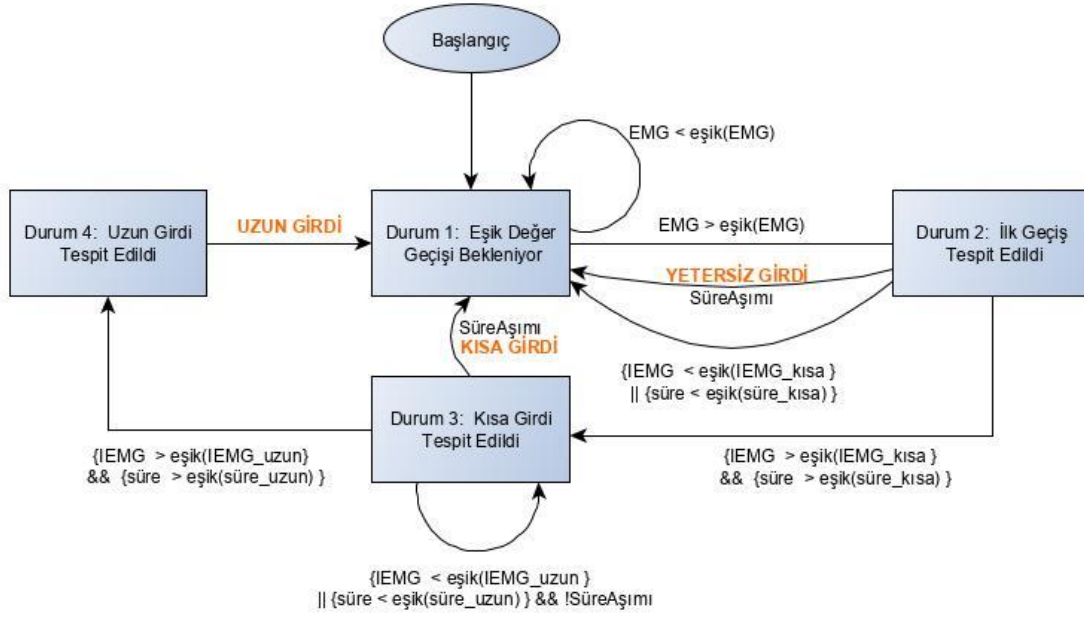
### 5.3.5 Tetiklemeye Dayalı Sınıflandırıcı Yöntemi

Tez kapsamında bu bölüme kadar incelenen yapay sinir ağı ve kNN tabanlı sınıflandırma yöntemlerinin çalışmaları alt kol bölgesinden toplanan EMG verilerine dayalıdır. Bununla birlikte, dirsek altı bir protezin kullanımı durumunda, EMG verilerinin toplanacağı üst kol bölgesinde oluşacak EMG işaretlerinin, alt kol bölgesinde oluşandan farklı içerikte olacağı değerlendirilmektedir. EMG işaretlerinin üst koldan toplandığı bu durumda verimli çalışabilecek bir sınıflandırıcı mekanizmasının ortaya koyulması ihtiyacı görülmüştür.

Gerçek Sınıf	<b>1</b>	173	2	3	4	28	13
	<b>2</b>	1	127	42	3	0	0
	<b>3</b>	12	118	197	90	1	2
	<b>4</b>	22	22	26	156	26	22
	<b>5</b>	51	1	1	16	186	30
	<b>6</b>	11	0	1	1	29	203
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
		Sınıflandırma Sonucu					

Şekil 5.14. Hacettepe Üniversitesi veri kümesi için, sınıflandırmada en iyi başarımın elde edildiği durumda ortaya çıkan yanlış matrisi (sınıflandırma başarımı %64).

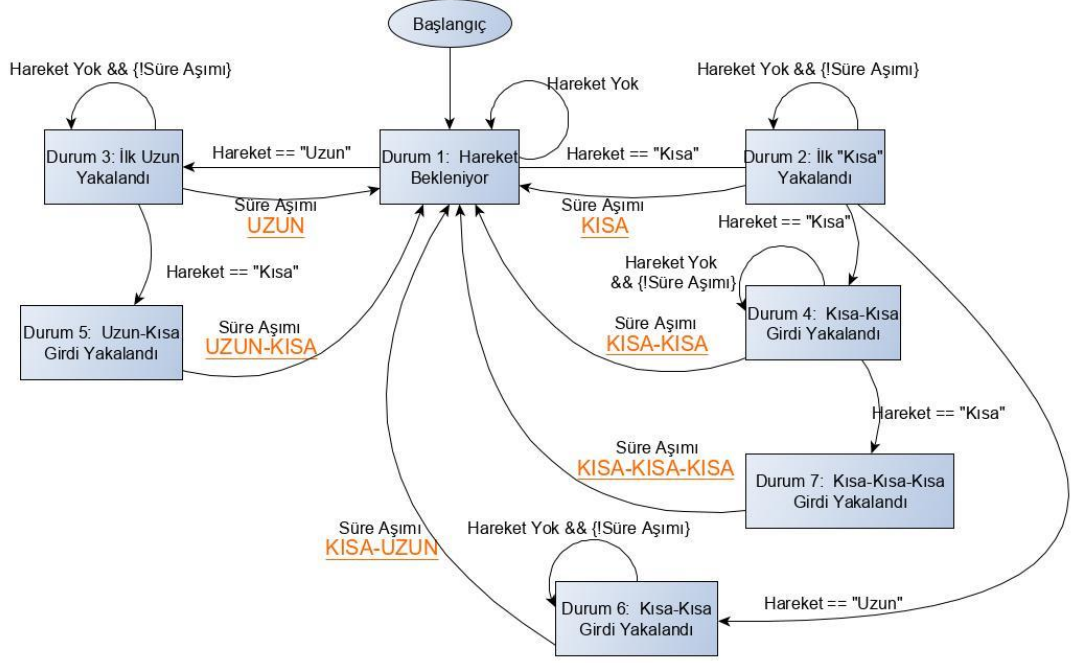
Üst kolda bulunan “triceps” ve “biceps” kas grupları ile oluşturulabilecek yüksek genlikli EMG girdilerinden faydalanılabilmesi için, sıralı-tetiklemeli bir sınıflandırıcı tasarlanmıştır. Bu sınıflandırıcıda üst kol bölgesinde “triceps” kas grubu üzerine yerleştirilen elektrotlardan toplanan EMG verisi, özellikleri önceki bölümlerde tanımlanan filtrelerden geçirildikten sonra, eşik değere dayalı bir elemeye sokulmaktadır. EMG girdilerinin eşik değerin üstünde kaldığı süre boyunca IEMG değerleri hesaplanmaktadır. Eşik değerin üstünde oluşan IEMG değerinin büyüklüğü ve EMG girdilerinin eşik değerin altına düştüğü ana kadar geçen süre dikkate alınarak kullanıcı girdisinin “kısa” veya “uzun” girdi olmak üzere etiketlenmesi gerçekleştirilmektedir. Şekil 5.15’te sınıflandırmayı gerçekleştiren algoritmanın akış diyagramı sunulmaktadır.



Şekil 5.15. Kullanıcı girdilerinin "kısa" ve "uzun" sınıflandırmasının yapılmasında kullanılan sonlu durum makinesi.

Şekil 5.15'te gösterilen sonlu durum makinesi 4 durumdan oluşmaktadır. İlk durumda kullanıcının girdisi sonucu oluşan EMG işaret büyüklüğünün önceden belirlenen bir eşik değeri aşıp aşmadığı izlenmektedir. Eğer eşik değeri aşırsa Durum 2'ye geçilerek, eşik üzerinde kalan EMG işaretlerinin "Kısa" girdi için yeterli olup olmadığına bakılır. Belli bir zaman aşımı süresi içinde "Kısa" girdinin gereklilikleri sağlanmazsa Durum 1'e geri dönlür. Eğer "Kısa" girdinin gereklilikleri sağlanırsa, girdinin "Uzun" girdi olarak etiketlenip etiketlenemeyeceğine bakılmak üzere Durum 3'e geçilir. Aynı Durum 2'de olduğu gibi, belli bir zaman aşımı süresi boyunca "Uzun" girdinin IEMG ve süre gerekliliklerinin sağlanıp sağlanmadığı izlenmektedir. Girdinin "Uzun" girdi olduğu tespit edilirse, Durum 4'e geçilerek, "Uzun" girdi etiketlemesi yapılır. Eğer zaman aşımı olursa veya EMG değeri eşik altına düşerse hareket "Kısa" girdi olarak etiketlenerek Durum 1'e geri dönlür.

Kullanıcının tetikleme girdilerinin "Kısa" ve "Uzun" olarak etiketlenmesinin ardından, üst-seviye hareket tespit algoritması çalıştırılmaktadır. Bu algoritma 7 durumlu bir sonlu durum makinesi aracılığıyla kullanıcı girdilerinin hareket adlandırmalarına dönüştürülmesini sağlamaktadır. Üst-seviye hareket tespit algoritması kapsamında uygulanan sonlu durum makinesi Şekil 5.16'da görülebilir.



Şekil 5.16. Üst-seviye hareket tespit algoritması sonlu durum makinesi.

Şekil 5.16’da gösterildiği gibi, üst-seviye hareket tespit algoritması, “Kısa”/”Uzun” sınıflandırması yapılmış hareket girdilerini temel almaktadır. Durum 1’de etiketlenmiş girdiler beklenmektedir. Gelen ilk etiketlenmiş girdinin sonucunda, girdinin türüne göre Durum 2 veya Durum 3’e geçilmektedir. Yakalanmış ilk etiketli girdinin “Kısa” olduğu durum olan Durum 2’de, eğer zaman aşımı olursa hareket “KISA” olarak adlandırılarak döngü Durum 1’den devam ettirilmektedir. Eğer zaman aşımı oluşmadan ikinci bir “Kısa” girdi gelirse Durum 4’e geçilmektedir. Bu durumda zaman aşımı oluşması durumunda hareket “KISA-KISA” olarak etiketlenmektedir. Eğer zaman aşımı oluşmadan bir “Kısa” girdi daha gelirse Durum 7’ye geçilerek hareketin etiketlemesi “KISA-KISA-KISA” şeklinde yapılmaktadır. Bu durumda herhangi bir zaman aşımı beklenmemektedir. Durum 3 geçerliken zaman aşımı oluşursa hareket “UZUN” etiketine sahip olmaktadır. Eğer zaman aşımı oluşmadan yeni bir “Kısa” girdi gelirse, hareket “UZUN-KISA” olarak etiketlenmektedir.

Hareket etiketlemelerinin gerçek-dünya hareket adlandırmalarıyla eşleştirilmesi kullanıcının uygun bulduğu herhangi bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Bununla birlikte, tetiklemeli girdilerin oluşturulmasının günlük hayatta çevreyle etkileşim sırasında uygun bulunabilecek bir senaryo dâhilinde ele alınması gerekmektedir.

Çizelge 5.3'te hareket tetiklemelerinin nesne ile etkileşime etkisinin en aza indirgenmeye çalışıldığı bir atama örneği gösterilmektedir.

Çizelge 5.3. Örnek hareket-girdi atamaları.

Girdi Kodlaması	El Protezi Hareketi
KISA	Elin dinlenme pozisyonuna dönüşü
KISA-UZUN veya UZUN	İşaret duruşu
KISA-KISA-KISA	Eli Serbest Duruma Getirme
KISA-KISA	Kanca Tutuşu

Çizelge 5.3'te gösterilen hareket eşleştirmeleri yapılırken deneysel olarak gözlemlenmiş sınırlamalar dikkate alınmıştır. KISA-UZUN ve UZUN girdilerin aynı harekete işaret etmesi uzun hareket kodlamasının deneysel olarak yapılan gözlemlerinde, kısa hareket girdileriyle birlikte görülmesinden kaynaklanmaktadır. Elin istenilen herhangi bir anda hızlı şekilde dinlenme pozisyonuna döndürülebilmesi ise tek bir KISA girdi ile mümkün olmaktadır.

### 5.3.6 El Protezi Test Düzenneği Kullanılarak Yapılan Çalışmalar

El hareketlerinin EMG işaretleri tabanlı sınıflandırılmasına yönelik, hazır bir veri kümesi kullanılarak yapılan çalışmaların sonucunda PCA kullanımı ile boyut düşürmeye tabi tutulmuş öznelik vektörlerinin, ileri-beslemeli yapay sinir ağlarına girdi olarak sağlandığı sınıflandırma yaklaşımının gömülü platformlarda uygulanabilir yapıda olduğu görülmüştür.

Belirlenen sınıflandırıcı mimarisinin gömülü sistemlerde uygulanmasında eğitim platformu, gömülü sistem ve analiz platformu olmak üzere üç ana bölümden bahsedilebilir. Eğitim platformu kullanıcının gömülü sistem içinde yer alacak sınıflandırıcıyı kendi sağladığı girdilerle eğitebildiği ve kendisinin de sistemi denetleyebilmek için üreteceği girdilerin kalitesini artırmakta kullanacağı geri bildirimleri alabildiği bir sistem olarak düşünülebilir. Gömülü sistem ise kullanıcının girdileriyle oluşan denetim parametrelerinin, el protezini denetleyen SoC tabanlı denetleyiciye gömülmesi ve kullanıcının eğitim platformuyla bağlantısı kesilmesi

sonrasında protez denetimini gerçekleştirecek sistemdir. Sistem bünyesindeki tüm algılayıcıların çıkışlarının gerçek-zamanlı olarak gözlemlenerek yeni denetim yöntemlerinin geliştirilebilmesi veya sistemdeki arızaların tespiti için analiz platformu kullanılmaktadır.

Tezin önceki bölümlerinde tasarım detayları sunulmuş olan el protezi test düzeneği bünyesinde bulunan “Xilinx Zynq SoC” tabanlı denetleyicinin hesaplama kaynaklarını etkin olarak kullanabilmek için, SoC’nin barındırdığı Programlama Sistemi (PS) ve Programlanabilir Mantık (PL) bölümlerinin her ikisinin de kullanıldığı bir sınıflandırma sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde EMG işareti PS’ye I2C arayüzü üzerinden bağlı bir ADC aracılığıyla toplanmaktadır. Toplanan EMG örnekleri, eğitim platformu ve gömülü sistemde farklı şekillerde değerlendirilmektedir.

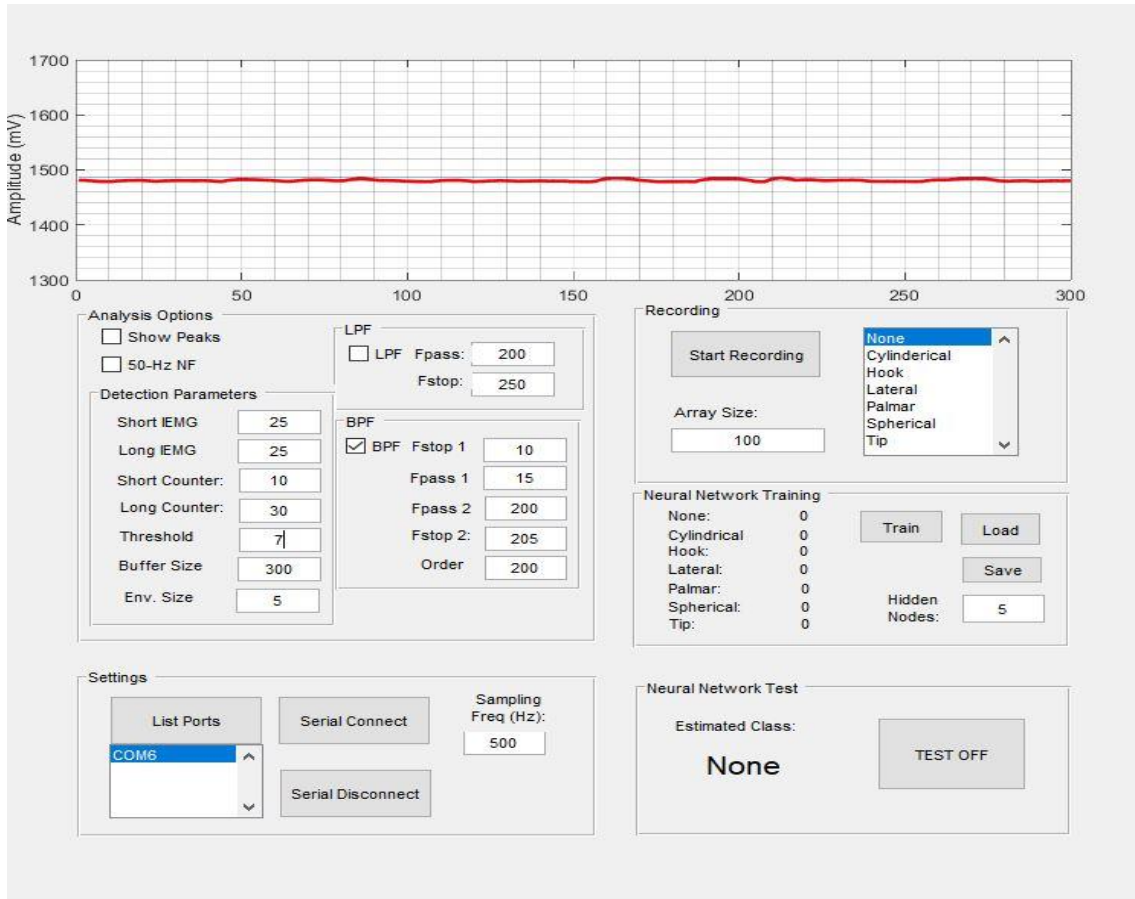
### **5.3.6.1 Eğitim Platformu**

Eğitim platformunda sınıflandırıcının barındırdığı yapay sinir ağı gömülü platform bünyesinde uygulanacak eğitim algoritmaları ile eğitilmektedir. İkinci yöntemde ise yapay sinir ağının eğitimi, gömülü sistem dışında kalan bir yazılım aracılığıyla gerçekleştirildikten sonra, eğitilmiş yapay sinir ağı gömülü sisteme aktarılmaktadır. Birinci yöntemde, protezin kullanıcıya uyarlanması için gereken sınıflandırıcı eğitimi süreci, bir dış sisteme ihtiyaç duymadan gerçekleştirilebilecektir. Bununla birlikte, öğrenme algoritmalarının ortaya çıkardığı kaynak gereksinimi gömülü sistemlerin önemli bir bölümünde uygulama sınırlamalarına neden olmaktadır. İkinci yöntemde, yapay sinir ağının eğitilmesi için harici bir bilgisayara ihtiyaç duyulsa da öğrenme sürecinin denetiminin daha gelişmiş insan-makine arayüzleri sayesinde kolaylaşması ve düşük kaynak ihtiyacı, tez kapsamında bu yaklaşımın benimsenmesine neden olmuştur.

Sistemin Eğitim kipinde, toplanan EMG örnekleri doğrudan ana makineye aktarılarak, yapay sinir ağı eğitiminde kullanılmaktadır. Bu kipte, kullanıcı eğitim süreci boyunca tekrarlı şekilde, hareket sınıfları arasından bir sınıf seçip, bu hareketi gerçekleştirmek için seçtiği girdi örüntüsünü oluşturarak eğitim kümesi oluşturmaktadır. Eğitim girdilerinin toplanması için Şekil 5.17’de gösterilen kullanıcı arayüzüne sahip Eğitim Yazılımı kullanılmaktadır.

Eğitim kipinde kullanılan Eğitim Yazılımı MATLAB ortamında uygulanmıştır. Bu yazılım ile el protezi kullanıcısının veya kullanıcıya destek sağlayan bir operatörün, el

protezinin gerçekleştirmesini beklediği hareketleri seçerek, bu hareketlerin her biri için EMG tabanlı eğitim numuneleri kaydetmesi mümkün olmaktadır. Şekil 5.17’de gösterilen arayüzde “Recording” panelinde yer alan liste kutusunda yapılan seçimle hangi hareket için örnek kaydı yapıldığı belirlenmektedir. Kullanıcı veya operatör yeterince EMG örneği toplandığına karar verdiğinde “Neural Network Training” panelindeki “Train” tuşuna basarak yapay sinir ağının eğitimini gerçekleştirmektedir. Yapay sinir ağının eğitimi yalnızca kayıtlı eğitim numunelerinin bulunduğu el hareketleri için gerçekleştirilmektedir. Sınıflandırmanın başarımı ise “Neural Network Test” tabındaki “Test” tuşuna basıldıktan sonra, el hareketlerinin sınıflandırma sonuçları okunarak tespit edilebilmektedir.



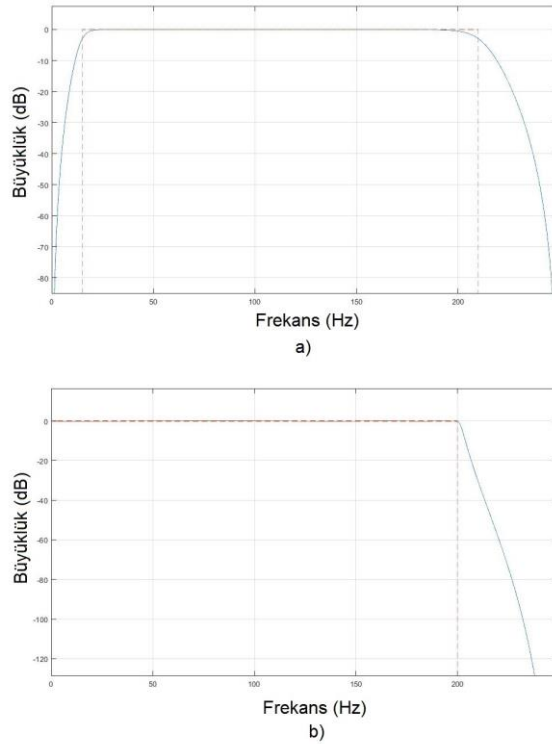
Şekil 5.17. EMG işaretlerine dayalı yapay sinir ağı eğitim arayüzü.

EMG verileri 930400 Baud/s hızına sahip bir seri bağlantı noktası kullanılarak, el protezi test düzeneğinin parçası olan denetleyiciden, Eğitim Yazılımı'nın çalıştığı PC'ye aktarılmaktadır. Yazılımın araştırma faaliyetlerine destek sağlayabilmesi için,



toplanan EMG işareti üzerinde çeşitli filtrelemelerin uygulanması ve basit özniteliklerin işaretlemelerinin yapılması mümkün kılınmıştır.

Eğitim Yazılımı'nda alçak-geçirgen ve bant-geçirgen olmak üzere iki tür filtre uygulanabilmektedir. Bu filtreler, sırasıyla, MATLAB'in yerleşik filtre fonksiyonları olan "lowpass" ve "bandpass" fonksiyonları kullanılarak uygulanmaktadır. Eğitim Yazılımı kapsamında kullanılan 200 Hz geçiş bandına sahip alçak-geçirgen filtre ile 15Hz-200Hz geçiş bandına sahip bant-geçirgen filtrenin frekans tepkileri sırasıyla Şekil 5.18.a ve Şekil 5.18.b'de gösterilmektedir. Her iki filtre de IIR (Infinite-Impulse Response) yapıdadır ve sekizinci derecedendir. IIR Filtre kullanımı filtreleme hızının yüksek oluşundan dolayı tercih edilmiştir. Sistemin Kullanım kipinde, toplanan EMG örnekleri ana makineye aktarılmadan, gömülü sistem içinde yazılım ile uygulanmış ileri beslemeli yapay sinir ağına iletilmektedir.

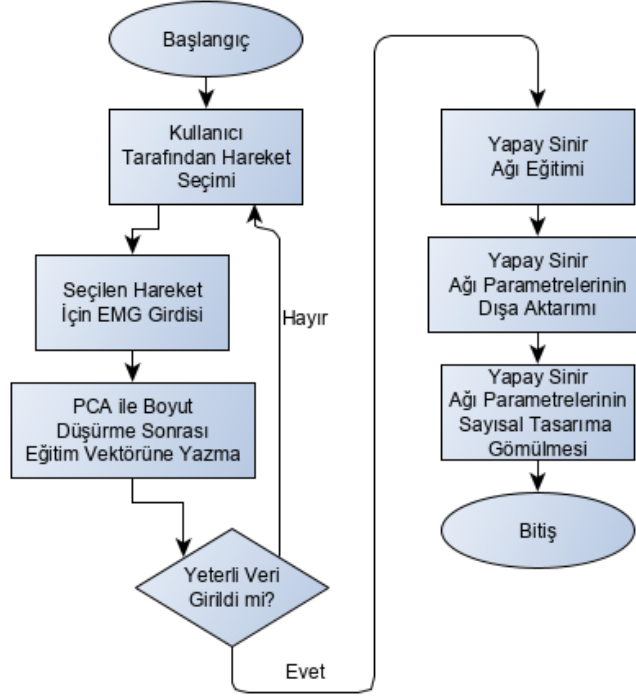


Şekil 5.18. Eğitim Yazılımı'nda kullanılabilen filtrelerin frekans tepkileri a) bant-geçirgen, b) alçak-geçirgen.

Kullanıcının hareketi sonucunda ortaya çıkan EMG numune dizisi kullanılarak işaret öznitelikleri oluşturulmaktadır. Toplam 14 adet öznitelikten oluşan öznitelik vektörü PCA yöntemi kullanılarak boyut düşürmeye tabi tutulmaktadır. PCA sonucu indirgenecek boyut sayısı için çeşitli denemeler yapılmış, sınıflandırma başarımının 6



boyutta yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Kullanıcı yeterli bulduğu sayıda eğitim girdisi sağladığında, ileri-beslemeli yapay sinir ağının eğitimi gerçekleştirilmektedir. Eğitim gerçekleştirildikten sonra, sınıflandırma başarımı yeterli görülmezse yeni örnekler eklenerek eğitim tekrarlanabilir. Tasarlanan yapay-sinir ağı tabanlı sınıflandırıcının eğitim yordamı Şekil 5.19’da bir akış diyagramıyla gösterilmektedir.



Şekil 5.19. Yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcının eğitim yordamı.

Eğitimi tamamlanan yapay sinir ağının gömülü sistem üzerinde uygulanabilmesi için yapay sinir ağını temsil eden ağırlık matrislerinin ve meyil vektörlerinin MATLAB ortamından dışarıya aktarılması gerekmektedir. Ağırlık matrisleri ve meyil vektörlerin kullanıldığı doğrusal dönüşümlerin, doğrusal olmayan etkinleştirme fonksiyonları ile kullanımı sonucunda yapay sinir ağının yazılım veya sayısal tasarım ifadesinin elde edilmesi mümkün olmaktadır.

$$L_{1,OUT} = \text{tansig}(W_{L1}U + B_1) \quad (5.34)$$

$$L_{2,OUT} = \text{purelin}(W_{L2}L_{1,OUT} + B_2) \quad (5.35)$$

Yukarıdaki ifadelerde  $L_{1,OUT}$ ,  $W_{L1}$ ,  $U$ ,  $B_1$ ,  $W_{L2}$ ,  $L_{2,OUT}$ ,  $B_2$ , sırasıyla yapay sinir ağının birinci katmanının çıkışı, birinci katman ağırlık matrisi, yapay sinir ağı giriş vektörü, birinci katman meyil vektörü, ikinci katman ağırlık matrisi, ikinci katman çıkışı ve ikinci katman meyil vektörüdür. Bu hesaplamalar sonucunda yapay sinir ağının çıkışı  $L_{2,OUT}$  vektöründe okunabilmektedir.

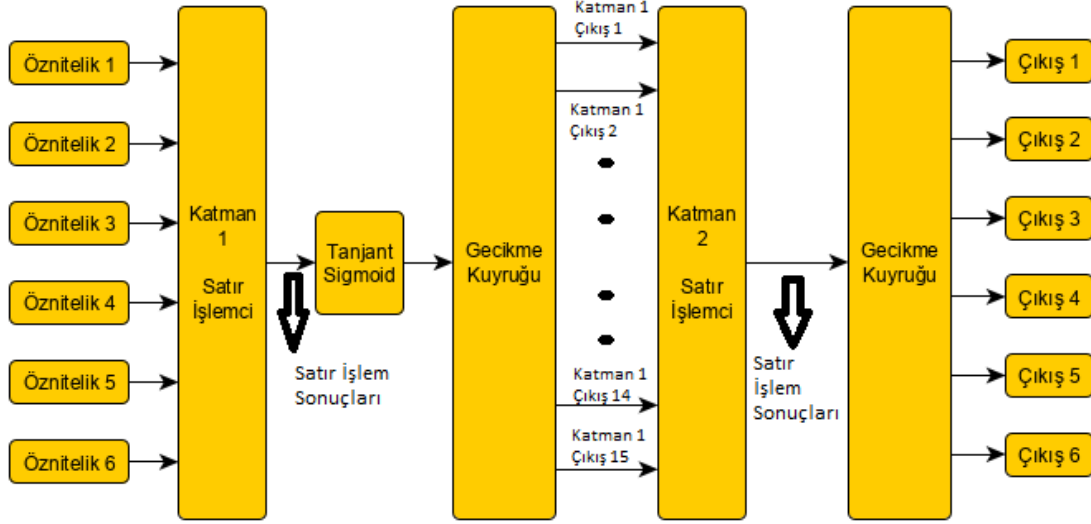
### 5.3.6.2 Gömülü Mimari

İleri beslemeli yapay sinir ağının Eğitim Yazılımı'ndan dışarı aktarımı iki şekilde gerçekleştirilebilmektedir. İlk yöntemde, eğitimi tamamlanan yapay sinir ağını temsil eden  $W_{L1}$ ,  $W_{L2}$  matrisleri ile  $B_1$ ,  $B_2$  vektörleri C programlama dili ile uygulanan ve Denklem 5.34 ve Denklem 5.35'te gösterilen hesaplamaları gerçekleştiren bir yazılımda kullanılmak üzere C "header" dosyası olarak dışarı aktarılmaktadır. Bu dosya kullanılarak sınıflandırıcı yazılımı derlendiğinde, sınıflandırmanın gömülü olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmaktadır.

Yapay sinir ağının dışa aktarımında kullanılabilen ikinci yöntemde ise Xilinx System Generator altyapısının kullanımıyla, yapay sinir ağını temsil eden  $W_{L1}$ ,  $W_{L2}$  matrisleri ile  $B_1$ ,  $B_2$  vektörlerinin "Block RAM" birimlerine gömüldüğü bir sayısal tasarım ortaya koyulmaktadır.

Yapay sinir ağının sayısal tasarım uygulama mimarisi Şekil 5.20'de 6 boyutlu bir öznitelik vektörü girişi için gösterilmektedir. Şekilde gösterildiği üzere, öznitelik vektörleri öncelikle yapay sinir ağının birinci katmanının çıktılarının elde edilebilmesi için gereken matris çarpımına girmektedir.

Matris çarpımı veri akışının hızlı şekilde gerçekleşebilmesi için, her satırın işlemlerinin paralel olarak yürütüldüğü bir satır işlemcisi kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Matris çarpımının sonucu tanjant-sigmoid türü etkinleştirme fonksiyonuna her saat işareti yükselen kenarında 1 satır sonucu olmak üzere iletilmektedir. Tanjant-sigmoid bloğundan çıkan birinci katman sonucunun tekrar paralelleştirilerek ikinci katman satır işlemcisine sokulması için araya bir gecikme kuyruğu (delay path) koyulmuştur. Katman 2 satır işlemcisi de ilgili matris çarpımının her satırını paralel olarak hesaplayarak yapay-sinir ağı çıkışını oluşturur. Saf-doğrusal (pure linear) çıkış fonksiyonuna sayısal tasarımda kaynak tasarrufu açısından yer verilmemiştir.



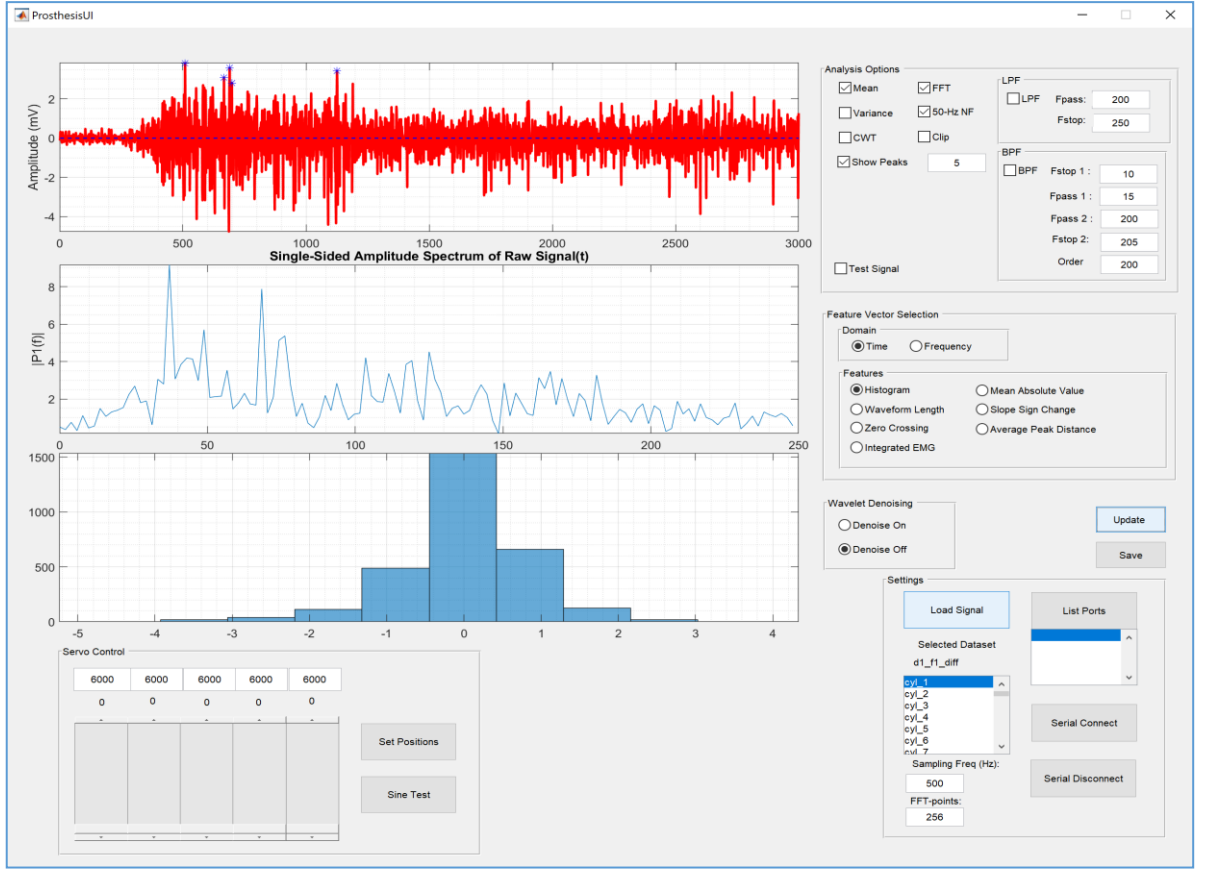
Şekil 5.20. İleri-beslemeli yapay sinir ağının sayısal tasarım uygulamasını gösteren blok diyagram.

Sayısal tasarımı tamamlanan ileri beslemeli yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcının Xilinx System Generator altyapısı kullanılarak yapılan benzetimlerinde, MATLAB tabanlı benzetim sonuçlarıyla yüksek oranda benzerlik gösterdiği görülmüştür.

### 5.3.6.3 Analiz Platformu

Yapılan çalışmalarda EMG işaretlerinin yakalanması sırasında ham verinin ve analiz sonuçlarının görselleştirilmesini sağlarken ve depolanmış işaretlerin üzerinde çevrimdışı analiz imkânı sunan bir arayüz yazılımı ihtiyacı görülmüştür. Karmaşık analiz yöntemlerinin uygulanmasını kolaylaştırmasından dolayı bu arayüzün MATLAB ortamında gerçekleştirilmesinin faydalı olacağı değerlendirilmiştir. Şekil 5.21’de geliştirilen Analiz Yazılımı’nın arayüzü gösterilmektedir.

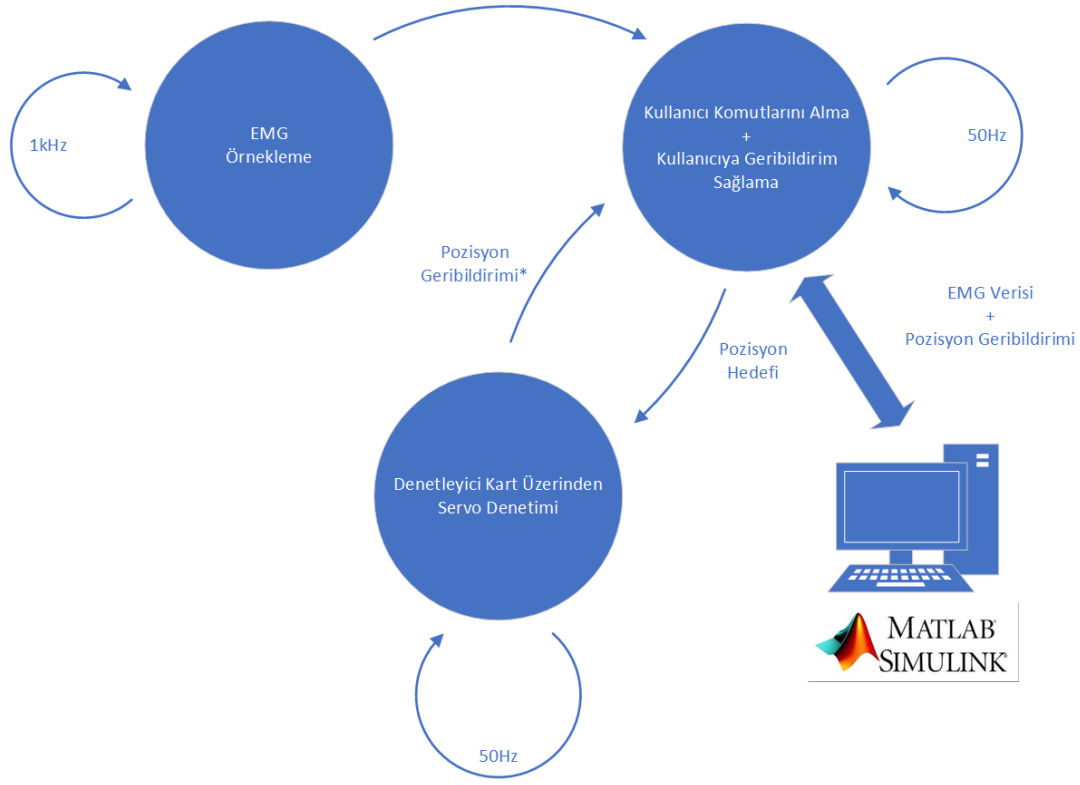
Geliştirilen yazılım seri port bağlantısı üzerinden aldığı sEMG okuma verilerinin zaman eksenine göre görselleştirmesini sağlamaktadır. Ayrıca, kullanıcı seçimi doğrultusunda, işaretin frekans-alanı ve histogram analizlerinin yapılması da mümkündür. Önceki bölümlerde tanımları sunulan işaret özniteliklerinden bir bölümü, yine kullanıcı seçimi ile ham EMG verisi ve frekans-alanı grafikleri üzerinde gösterilebilmektedir. Seri port bağlantısından gelen sEMG verileri üzerinde istenilen aralıkta alçak-geçirgen ve bant-geçirgen filtreler uygulanabilmektedir. Yazılım aracılığıyla ayrıca el protezi test düzeneğinde yer alan servo motorların denetimi de sağlanabilmektedir.



Şekil 5.21. Analiz yazılımı arayüzü.

Analiz Yazılımı'nın PC üzerinde koştan, görsel arayüze sahip bileşenin yanında, Şekil 4.7'de sayısal tasarım detayları gösterilen Zynq tabanlı denetleyici üzerinde koştan gömülü yazılım bileşeni de bulunmaktadır. Bu bileşen ADC, motor sürücü, algılayıcılar gibi bileşenlerin düşük-seviye sürücülerini ve FreeRTOS işletim sistemi üzerinde koştan denetim yazılımını içermektedir. Yazılımın çalışma mekanizması Şekil 5.22'de gösterilmiştir.

Analiz Yazılımı kullanılarak, SoC tabanlı gömülü denetleyiciye I2C arayüzüyle bağlı bulunan tüm algılayıcıların çıktıları gerçek-zamanlı olarak okunabilmektedir. Algılayıcıların çıktılarının tek bir arayüz üzerinde gözlemlenmesi, bu çıktıların birbirleri ile ilişkilerini incelemek olanağı tanımaktadır. Ayrıca, yazılım aracılığıyla protez bünyesinde bulunan motorlar denetlenebilmektedir. Tüm bu yeteneklerin kullanımıyla yeni denetim ve algılama yöntemlerinin geliştirilmesi mümkün olduğu gibi, sistem bileşenlerinin arıza durumlarının hızlı tespiti açısından da avantaj elde edilmektedir.



Şekil 5.22. FreeRTOS Gerçek-zamanlı işletim sistemi üzerinde uygulanmış gömülü yazılım.

#### 5.4. Protezi Denetimi

Protezin önceden bilinmeyen boyut ve şekildeki nesnelere tutması sırasında parmaklardaki kuvvet dağılımının ve uygulanan toplam kuvvetin uygun seviyelerde olmaları gerekmektedir. Uygulanacak denetim mekanizmaları ile tutulan yükün kaymaması ve aynı zamanda zarar görmemesi sağlanmalıdır.

Literatürdeki uygulamalar dikkate alındığında, el protezlerinde uygulanabilecek denetim yöntemlerini iki ana başlık altında incelemek faydalı bulunmuştur: alt-seviye denetim ve üst seviye denetim. Üst seviye denetim ile el protezinin kullanıcının talepleri doğrultusunda yapacağı hareketlerin, alacağı pozisyonun ve farklı pozisyonları arasındaki geçişinin yörüngesinin tutulacak nesneye uygun, kullanıcı tarafından kolaylıkla yönetilebilen ve enerji tüketimi açısından eniyelenmiş şekilde uygulanabilmesi hedeflenmektedir. Alt seviye denetim ise tutma hareketinin ve parmakların bireysel hareketlerinin istikrarlı şekilde gerçekleştirilebilmesi için uygulanmaktadır.

Tez kapsamında denetim yöntemlerinin teorik ve deneysel incelemesine yer verilmemektedir. Bununla birlikte, alt seviye denetim yöntemlerinden biri olan PID yöntemi, el protezi test düzeneği üzerinde örnek el hareketlerinin gerçekleştirilmesi sırasında kullanılmaktadır. Kullanıcı niyetinin EMG işaretlerine dayalı tespiti ise üst seviye denetimin alt başlıklarından biri kabul edilebilir. Bu nedenle bu iki denetim alanını ile ilgili bilgilerin tez kapsamında özet olarak sunulması faydalı bulunmuştur.

#### 5.4 El Protezi Alt-Seviye Denetimi İçin PID Denetimi

Alt-seviye denetim yöntemleri, hedeflenen hareketin kullanıcıdan gelen komut doğrultusunda, gerekli üst-seviye denetim mekanizmasının işletilmesi sonrasında, istikrarlı şekilde yerine getirilmesi için uygulanan yöntemlerdir. PID denetim yöntemi ile robotik manipülatörlerin denetimi kolaylıkla gerçekleştirilebilmektedir. Denetleyicinin uygulanabilmesi için oransal, integral ve türev katsayılarının (sırasıyla  $K_p$ ,  $K_d$ ,  $K_i$ ) belirlenmesi gerekmektedir. Belirlenen katsayılarla denetleyici ifadesi aşağıdaki ifadeyle ortaya konulmaktadır.

$$u = K_p e(t) + K_d \frac{de(t)}{dt} + K_i \int e(t) dt \quad (5.36)$$

Tendonla sürülen eksik tahrikli parmak protezi örneği ele alındığında, bu ifadede yer alan  $u$  tendon çekme kuvvetini,  $e(t)$  ise zamana göre değişen hata miktarını ifade etmektedir. Hata miktarı, hedeflenen eklem açısının  $q_d$ , gerçekleşen eklem açısının  $q$  ile ifade edildiği aşağıdaki denklem ile hesaplanabilir:

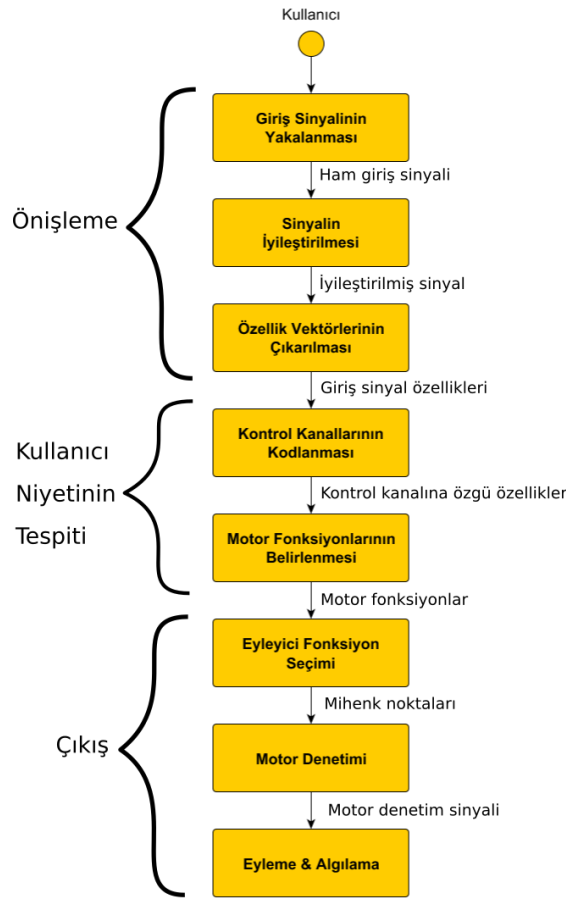
$$e(t) = q_d(t) - q(t) \quad (5.37)$$

PID denetleyicilerin uygulanmasında oransal, integral ve türev parametrelerinin sistem dinamiğini ifade eden denklem kümesi kullanılarak ideal bir denetleyiciye göre hesaplanması mümkündür. Öte yandan, sistemin sadece giriş ve çıkışlarının kullanıldığı iteratif yöntemlerin kullanımı ile de bu katsayılar hesaplanabilmekte ve PID denetleyicisi ayarlanabilmektedir. Bu amaçla kullanılan yöntemlerin bazıları Cohen-Coon yöntemi, Ziegler-Nichols yöntemi ve Tyreus-Luyben yöntemidir. Bu yöntemlerde sisteme girilen tanımlı bazı giriş sinyallerinin sistem çıkışı üzerindeki etkileri gözlemlenerek PID katsayıları ayarlanmaktadır.

## 5.5 Üst-seviye Denetim (Niyet Kestirimi) Yöntemlerinin İncelenmesi

Üst-seviye denetim, kullanıcıdan algılayıcılar aracılığıyla toplanan komut verisinin hareket sınıflarına ve bu hareket sınıflarının gerçekleştirilmesinde kullanılacak mihenk noktalarına dönüştürüldüğü yöntemler silsilesi olarak tanımlanabilir. El protezlerinin eyleyicilerinin alt-seviye denetiminde kullanılan yöntemlerin çeşitliliğinin fazla olmadığı görülmüştür. Bununla birlikte, üst seviye denetimde kullanılan yöntemler sinyal koşullandırma, örüntü tanıma, yörünge planlama gibi kendi içinde farklı yaklaşımları gerektirebilecek alanları kapsadıklarından ortaya çıkabilecek yöntem gruplarının çeşitliliği fazladır.

El protezlerinin üst seviye denetimi çok sayıda sinyal işleme ve denetim yönteminin birbiriyle bağlantılı şekilde çalışmasını gerektirebilmektedir. Bu yöntemlerin oluşturduğu 3 ana adımdan bahsedilebilir [41]. Bunlar uygulama sırasıyla algılayıcılar aracılığıyla elde edilen sinyallerin koşullandırılması, kullanıcı niyetinin kestirilmesi ve eyleyici denetiminin gerçekleştiği çıkış adımlarıdır. Losier tarafından sunulan [42] bu model Şekil 5.23'te alt adımlarıyla birlikte özetlenmektedir.



Şekil 5.23. El protezi denetiminde uygulanan temel adımları özetleyen model [42].

Modelin 7. ve 8. adımları bu bölüm kapsamında alt-seviye denetim adı altında ele alınmıştır. Üst seviye denetim ise kullanıcı tarafından oluşturulan giriş sinyallerinin yakalanmasından, eyleyicilerin denetiminde kullanılacak hareket mihenk noktalarının tespitine kadar olan adımları içermektedir. Model bir genelleme olduğundan sadece EMG algılayıcıları tarafından alınan verileri değil, mekanogram, ataletsel algılayıcılar, potansiyometreler ve kontrol kolları gibi çeşitli sinyal kaynaklarını giriş olarak kabul etmektedir. Bununla birlikte, tez kapsamında denetim girdisi olarak EMG sinyallerinin kullanımına başvurulmuştur.

Denetim stratejisi olarak iki ana yaklaşımdan bahsedilebilir. Bunlar aç-kapa denetim (on-off control) ve oransal denetimdir (proportional control). Aç kapa denetimde kullanıcı tarafından oluşturulan komutlar hareket sınıflarına dönüştürüldükten sonra kullanıcının eyleyiciler üzerinde etkisi olmamaktadır. Bu aşamadan sonra hareketin tamamlanması kullanıcının denetiminde değildir. Oransal denetimde ise kullanıcı en azından bir adet mekanik parametreyi sonlu bir aralıkta denetleyebilmektedir. Denetlenebilen bu mekanik parametrelere örnek olarak kuvvet, hız ve pozisyon verilebilir.

Oransal denetime temel bir örnek olarak iki elektrotlu EMG denetimi uygulanan bir el protezi ele alınabilir [43]. Böyle bir el protezinde elektrotlardan toplanan EMG sinyalleri yükseltip filtrelenerek işaretin koşullandırılması sağlanmaktadır. İşaretteki belirsizliklerin azaltılması için eşik değer uygulandıktan sonra denetleyici, işaretin seviyesiyle orantılı seviyede voltajı DC motora uygulamaktadır. Bununla birlikte kullanıcının niyetinin kestirilmesinde başvurulabilecek işaret özellikleri çeşitlilik göstermektedir.



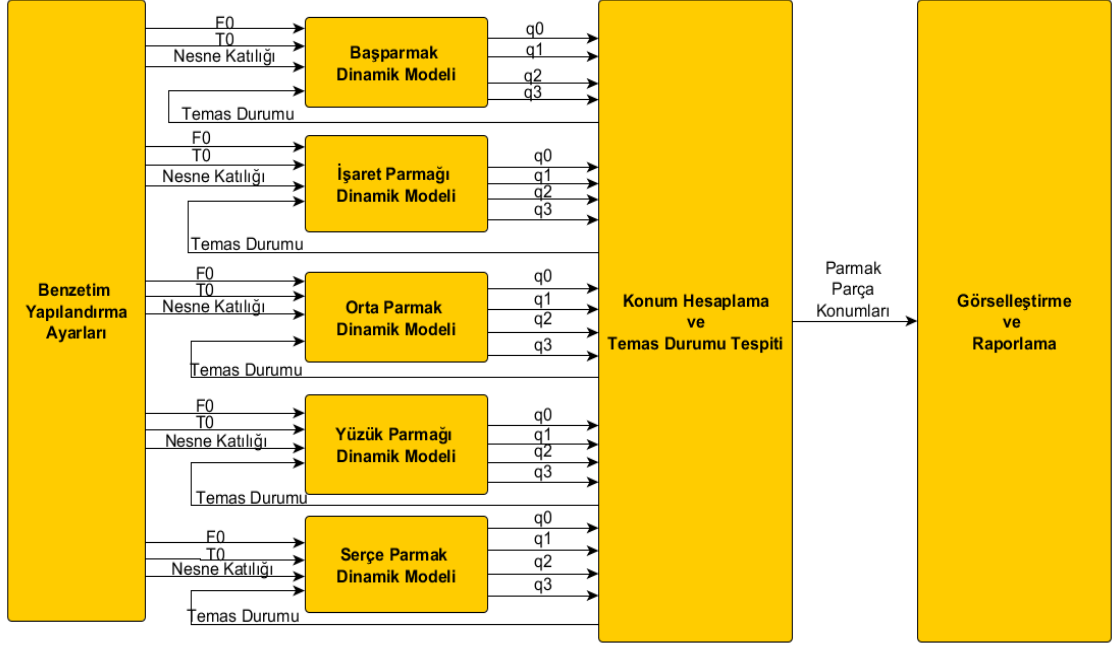
## **6. EL PROTEZİ DİNAMİK MODELİNİN BENZETİMİ VE DENEY DÜZENİĞİNİN OLUŞTURULMASI**

El protezi dinamik modelinin davranışının, modeli ifade etmekte kullanılan diferansiyel denklemlerin çözülmesi sonucunda durum değişkenlerinin zaman göre değişimlerinin kaydedilmesi ile incelenmesi mümkündür. Bu amaçla, MATLAB/Simulink tabanlı bir benzetim platformu uygulanmıştır. Dinamik modelin davranışının benzetim yoluyla gözlemlenmesinin yanında, 3B yazıcı kullanılarak üretilen bir modelin hareketlerinin görüntü tabanlı bir algılama platformu aracılığıyla yakalanıp benzetim modeli çıktılarıyla karşılaştırıldığı bir deney düzeneği oluşturulmuştur. Bu bölümde el protezinin dinamik modelinin benzetimi ve benzetim sonuçlarının deney düzeneği yardımıyla elde edilen sonuçlarla karşılaştırmasına yer verilmektedir.

### **6.1. El Protezi Dinamik Modelinin Benzetimi**

Eksik tahrikli protez elin dinamik modeli, durum değişkenlerinin zamanla değişimini gözlemlemek için çözülmesi gereken bir dizi diferansiyel denklemden oluşmaktadır. Önceki bölümlerde tendon tabanlı eksik tahrikli protez parmağının dinamik modelinin çıkarımına yer verilmişti. Ortaya konulan protez parmak dinamik modeli, başparmağın da kapsandığı tekleştirilmiş bir modeldir ve 4 diferansiyel denklemden oluşan bir denklem kümesidir. Elin tamamının dinamik davranışının gözlemlenebilmesi için bu denklem kümesinden 5 adedinin aynı benzetim modeli içinde yer alması gerekmektedir. Bir araya getirilmiş protez parmak modelleri, serbestlik derecesinin 16 olduğu ve 6 denetim girdisiyle denetlenebilen eksik tahrikli dinamik modeli ortaya koymaktadır. Şekil 6.1'de benzetim modelinin bileşenlerini ve bu bileşenler arasındaki veri akışını gösteren blok diyagram sunulmaktadır.

Bir araya getirilen 5 denklem kümesinin çözümü için bilgisayar destekli matematik araçları kullanılmaktadır. MATLAB fonksiyonu olan ode15s diferansiyel denklem setlerini çözmek için kullanılır. Derecesi 1'den 5'e kadar değişen fark denklemlerine dayanan, değişken adımlı, değişken dereceli diferansiyel denklem çözücüsüdür [44]. Çözücü fonksiyon ode15s, ayrıca MATLAB'a entegre blok tabanlı tasarım ortamı olan Simulink tarafından da kullanılmaktadır.



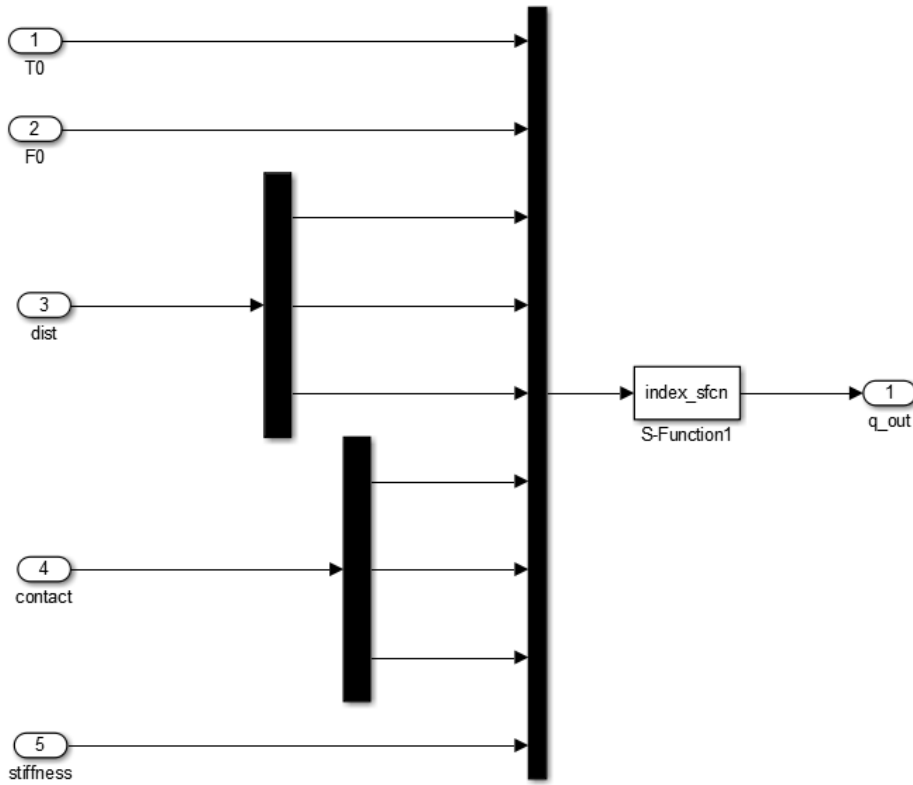
Şekil 6.1. Benzetim modeli bileşenleri ve bileşenler arası veri akışı.

Diferansiyel denklemleri Simulink blok tasarımına yerleştirmek için, her bir parmağın diferansiyel denklem sistemi bir S-fonksiyonu ile kapsanmıştır. Bu yöntemle blok tasarımda el protezinin tamamını modellemek için toplam 5 S-fonksiyonu kullanılmıştır. Şekil 6.2’de kuvvet, tork girişi ve eklem açısı çıktıları ile gruplandırılmış S-fonksiyonu gösterilmektedir.

Şekil 6.2’de,  $T_0$  ve  $F_0$ , sırasıyla giriş torkunu ve giriş tendon kuvvetini göstermektedir. Benzetim uzayındaki el protezi ve nesne arasındaki etkileşimin modellenmesi için "dist", "contact" ve "stiffness" giriş portları kullanılmaktadır. Bu portlardan "dist" nesneye olan uzaklığı gösteren 3x1 dizi tipi bir giriştir. Diğer bir giriş portu olan "contact" ise nesneye temas olduğunda 1 değerini alan bir ikili değişkendir.

Nesne sertlik değerini almak için S-fonksiyonu "stiffness" katsayı girişi kullanılır. Çıkış portu "q\_out", eklem açısı ve eklem açısal hızı değerlerini görselleştirme bölümüne iletmek için kullanılan 8x1 dizi tipi bir çıktıdır. Başparmak için, benzetimde giriş ve çıkış portlarının tamamı kullanılır. Diğer parmaklarda ise  $T_0$  girişi ve çıktı dizisindeki bir adet eklem açısı/hızı çifti kullanılmaz.

Blok tasarımının tamamı Şekil 6.3’te gösterilmektedir. Blok tasarımda, "DYNAMIC" sonekli bloklar parmakların dinamik modellerini, "VISUAL" sonekli bloklar ise görselleştirme alt bölümleri içerir.

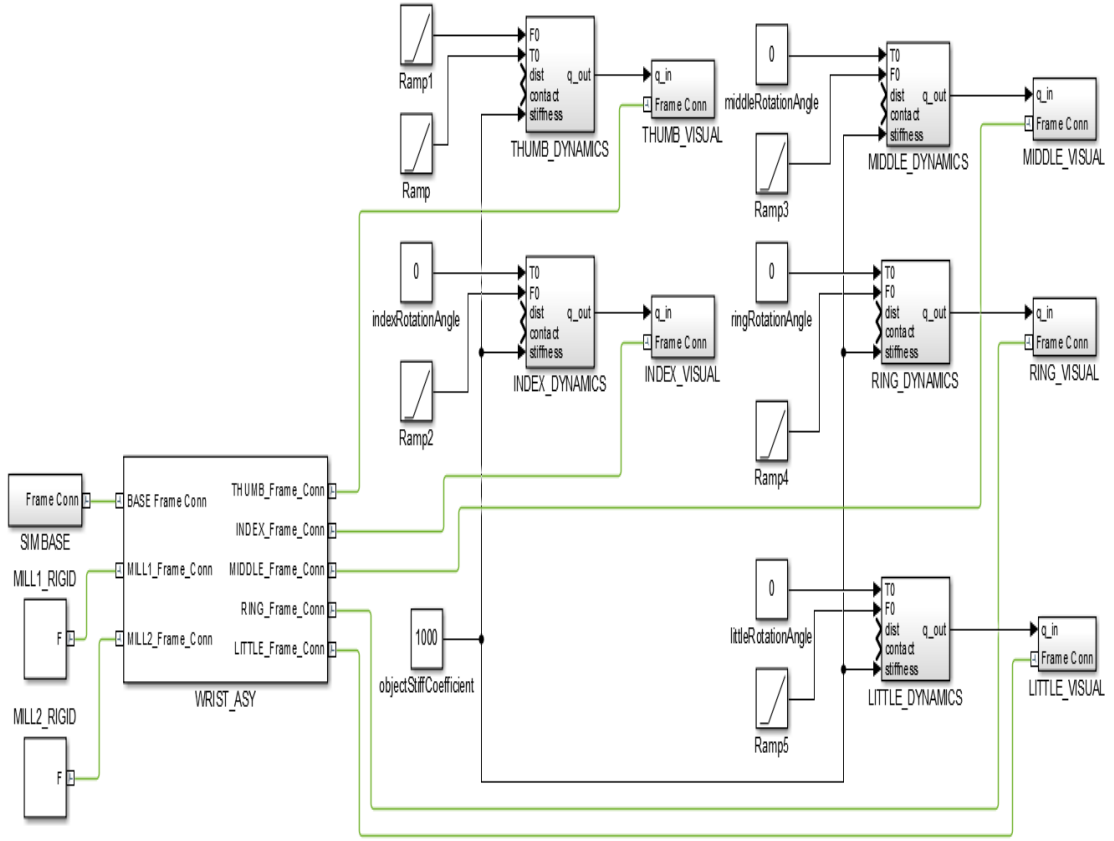


Şekil 6.2. Giriş-çıkış portlarıyla gruplanmış Simulink s-fonksiyonu.

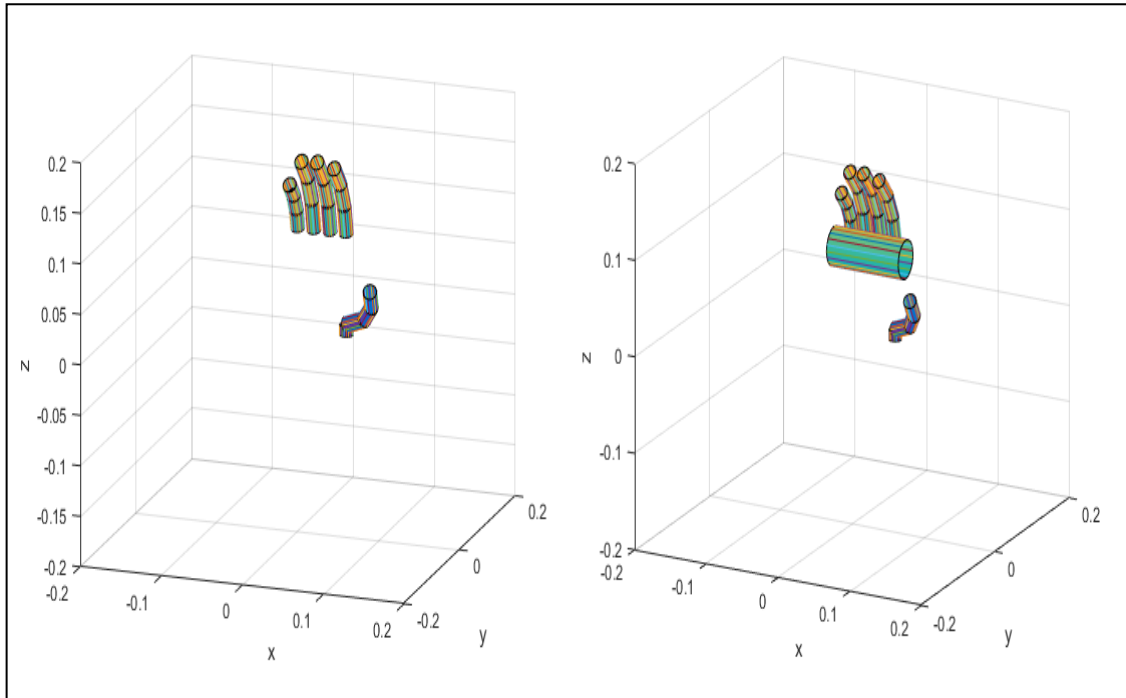
### 6.1.1 Benzetim Sonuçlarının Görselleştirilmesi

Benzetimde görselliğin sağlanması için iki farklı yaklaşım denenmiştir. Bunlardan ilki görselleştirmenin Simulink'te MATLAB fonksiyonları ile çizimin gerçekleştirilmesidir. Bu yöntemde parmaklar birer silindir ile temsil edilmiştir. S-fonksiyonları içinde tanımlı dinamik modelin çıktıları olan açı değerleri ve parmak parçaları için tanımlanan uzunluk değerleri kullanılarak, ileri kinematik çözüm uygulanıp silindirlerin konumları ve yönelimleri belirlenir. Şekil 6.4'te protez parmakların silindirler ile temsil edildiği benzetim çıktısı gösterilmektedir. Avuç içi görselleştirmedeki hesaplama yükünü artırdığından ve sabit bir parça olmasından dolayı görselleştirilmemiştir.

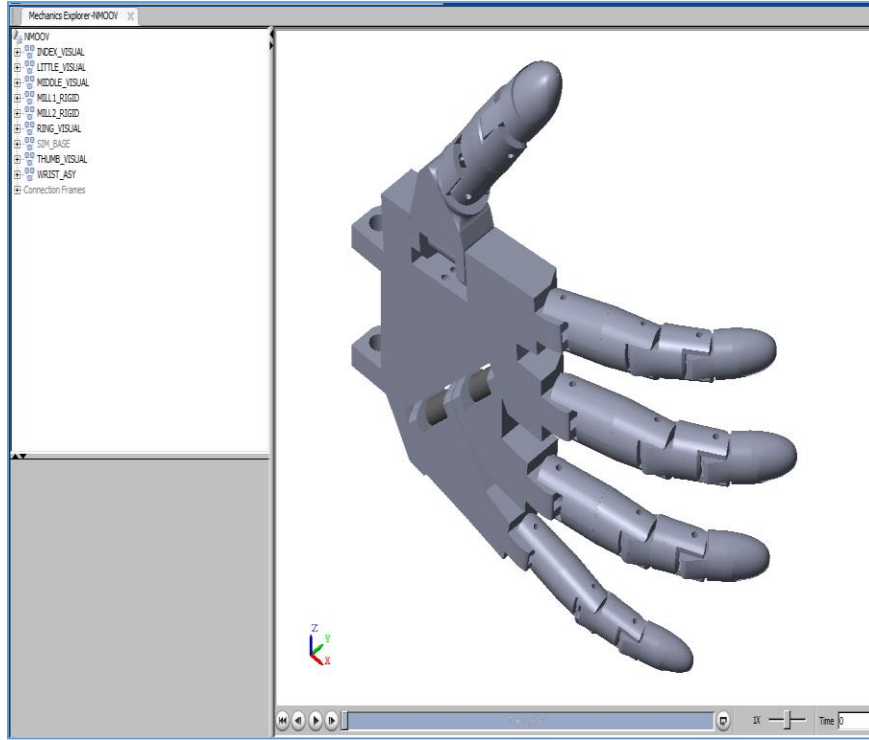
İkinci görselleştirme yönteminde, görselleştirme alt-blokları, Simscape Multibody bileşenlerini kullanarak 3D tasarım modelinin Simulink ortamına aktarılmasıyla oluşturulmuştur. Şekil 6.5, ticari bir CAD aracından Simulink ortamına aktarılan 3B el tasarımını göstermektedir. El modeli Gael Langevin tarafından tasarlanan INMOOV açık kaynaklı 3B-basılabilir robotun bir parçasıdır [25].



Şekil 6.3. El protezinin blok tabanlı benzetim modeli.



Şekil 6.4. El Protezi benzetiminde parmakların nesne yokken (solda) ve silindirik nesne ile (sağda) görselleştirilmesi.



Şekil 6.5. Simscape Multibody benzetim ortamına aktarılmış el protezi tasarımı.

İki görselleştirme yönteminde de tendonla sürülen eksik tahrikli el protezinin hareketi, önceki bölümlerde çıkarımına yer verilen diferansiyel denklemlerin çözümü ile tespit edilmektedir. Simscape Multibody ile yapılan gösterimde kinematik veya dinamik çözümleme için herhangi bir hazır fonksiyon kullanılmamış, bu platform sadece görselleştirme yeteneği için tercih edilmiştir.

Simscape Multibody'nin görselleştirme fonksiyonları kullanıldığında, Simulink'teki düşük seviyeli görselleştirme kütüphanelerinin daha etkin şekilde uygulanmış olmasından dolayı büyük bir hız avantajı ortaya çıkmaktadır. Elin sabit tendon kuvveti altında kapanması hareketi Simscape Multibody kullanımıyla gerçek zamanlıya yakın şekilde gerçekleştirilebilirken, MATLAB "plot" fonksiyonları ile oluşturulan çizimlerde yarım saate yakın sürmektedir. Bu nedenle donanımlı döngü (Hardware-In-Loop) testlerde Simscape Multibody ile görselleştirmenin kullanılması tercih edilmiştir.

### 6.1.2 Benzetim Sonuçlarının Görselleştirilmesi

Parmak dinamik modeline nesneye temas etme durumunun dâhil edilme yöntemi önceki bölümlerde açıklanmıştı. Benzetimde protez elin tutulacak nesneye temas

ettiğinin anlaşılabilmesi için, parmak parçalarının her birinin nesneye olan uzaklığının tespit edilmesi gerekmektedir. Örnek olarak nesnenin de Şekil 6.4'te gösterildiği gibi silindirik yapıda olduğu varsayıldığında, uzaklık hesabı iki silindirin merkezlerinden geçen doğruların birbirine olan uzaklığının hesaplanmasına indirgenebilir. Bu uzaklığın tespit edilmesinde Dan Sunday tarafından geliştirilmiş olan ve geometrik uygulamalarda sıkça kullanılan bir yöntem kullanılmıştır [45].

Herhangi bir n-boyutlu uzaydaki L1 ve L2 doğrusunu aşağıdaki şekilde ifade edebiliriz:

$$L_1: P(s) = P_0 + s(P_1 - P_0) = P_0 + s\mathbf{u} \quad (6.1)$$

$$L_2: Q(t) = Q_0 + t(Q_1 - Q_0) = Q_0 + t\mathbf{v} \quad (6.2)$$

Bu iki doğru arasındaki uzaklık  $P_c = P(s_c)$  ve  $Q_c = Q(t_c)$  olarak adlandırabileceğimiz iki noktada minimum olacaktır. Bu iki doğrunun paralel ve kesişen olmadığı varsayıldığında ise  $P_c Q_c$  doğru parçası her iki doğruya dik olmaktadır. L1 ve L2 doğruları arasındaki herhangi bir doğru parçası bu özelliğe sahip değildir. İki doğrunun yönlerini belirten  $\mathbf{u}$  ve  $\mathbf{v}$  vektörlerine dik olan bu vektörü,

$$\mathbf{w}_c = \mathbf{w}(s_c, t_c) \quad (6.3)$$

ile ifade edebiliriz. Bu durumda  $\mathbf{u}$ ,  $\mathbf{v}$  ve  $\mathbf{w}_c$  vektörleri Şekil 6.6'daki gibi gösterilebilir.

Birbirine dik iki vektörün çarpımı 0 olacağından aşağıdaki eşitlikler de geçerli olacaktır.

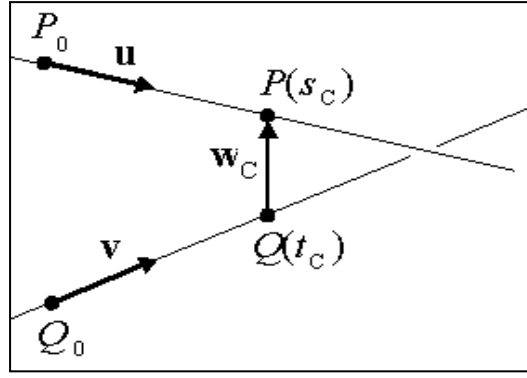
$$\mathbf{u} \cdot \mathbf{w}_c = 0 \quad (6.4)$$

$$\mathbf{v} \cdot \mathbf{w}_c = 0 \quad (6.5)$$

Bu iki eşitliği sağlayan  $s_c$  ve  $t_c$  noktalarının tespit edilmesi için 6.4 ve 6.5 numaralı denklemlerde  $\mathbf{w}_c$  ve  $\mathbf{w}_0$  için aşağıdaki yer değişiklikleri uygulanabilir.

$$\mathbf{w}_c = P(s_c) - Q(t_c) = \mathbf{w}_0 + s_c\mathbf{u} - t_c\mathbf{v} \quad (6.6)$$

$$\mathbf{w}_0 = P_0 - Q_0 \quad (6.7)$$



Şekil 6.6.  $u$ ,  $v$  ve  $w$  vektörlerinin uzayda konum ve yönelimleri [45].

Yapılan yer değiştirme sonrasında iki doğrusal denklem elde edilmektedir:

$$(\mathbf{u} \cdot \mathbf{u})s_c - (\mathbf{u} \cdot \mathbf{v})t_c = -\mathbf{u} \cdot \mathbf{w}_0 \quad (6.8)$$

$$(\mathbf{v} \cdot \mathbf{u})s_c - (\mathbf{v} \cdot \mathbf{v})t_c = -\mathbf{v} \cdot \mathbf{w}_0 \quad (6.9)$$

$P_c$  ve  $Q_c$  noktalarının konumlarını belirleyebilmek için  $a = \mathbf{u} \cdot \mathbf{u}$ ,  $b = \mathbf{u} \cdot \mathbf{v}$ ,  $c = \mathbf{v} \cdot \mathbf{v}$ ,  $d = \mathbf{u} \cdot \mathbf{w}_0$  ve  $e = \mathbf{v} \cdot \mathbf{w}_0$  dönüşümleri yapılarak  $s_c$  ve  $t_c$  hesaplanabilir:

$$s_c = \frac{be - cd}{ac - b^2} \quad (6.10)$$

$$t_c = \frac{ae - bd}{ac - b^2} \quad (6.11)$$

Bu eşitlikler sadece  $ac - b^2$  değerinin sıfırdan büyük olduğu durumlarda geçerlidir. Bu değer 0 olması iki çizginin paralel ve aralarındaki uzaklığın doğrular boyunca sabit olduğu anlamına gelmektedir. Birbirine en yakın iki noktası ( $P(s_c)$  ve  $Q(t_c)$ ) bilinen iki doğrunun arasındaki uzaklık aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$d(L_1, L_1) = |P(s_c) - Q(t_c)| = |(P_0 - Q_0)| + \frac{(be - cd)\mathbf{u} - (ae - bd)\mathbf{v}}{ac - b^2} \quad (6.12)$$

Bu çözüm yöntemi kullanılarak Simulink modelinde parmak parçaları ile nesne arasındaki uzaklığı hesaplayan bir blok geliştirilmiştir. Bu bloğun girişleri nesnenin türü

(silindir, küre, küp vb.), nesneyi tanımlayan başlangıç ve bitiş noktaları, nesne yarıçapı, parmak yarıçapı ve parmakların mevcut konum bilgisidir. Blok her bir parmak için nesneye olan uzaklığı ve nesneyle temas olup olmadığını çıkış olarak sağlamaktadır.

## 6.2 El Protezi Dinamik Modelinin Benzetim ve Deney Sonuçları

### 6.2.1. Çalışma Alanında Nesne Olmayan Durumda Elde Edilen Sonuçlar

Ortamda bir nesnenin olduğu ve olmadığı durumlar için, önceki bölümlerde tanımlanan yöntemler kullanılarak benzetim uygulanmıştır. Benzetimin gerçekleştirilebilmesi için dinamik modeli ifade eden diferansiyel denklemlerin çözümü, Çizelge 6.1’de gösterilen nümerik değer atamaları yapılarak gerçekleştirilmiştir.

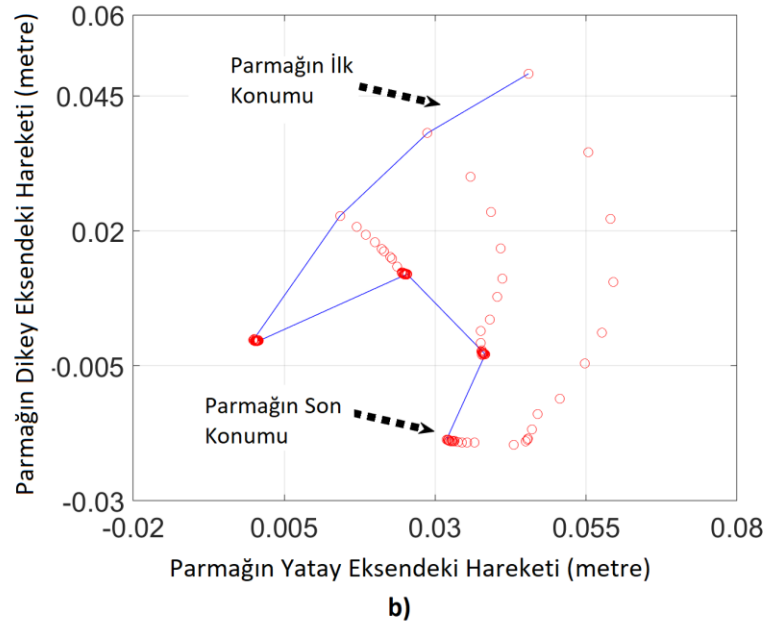
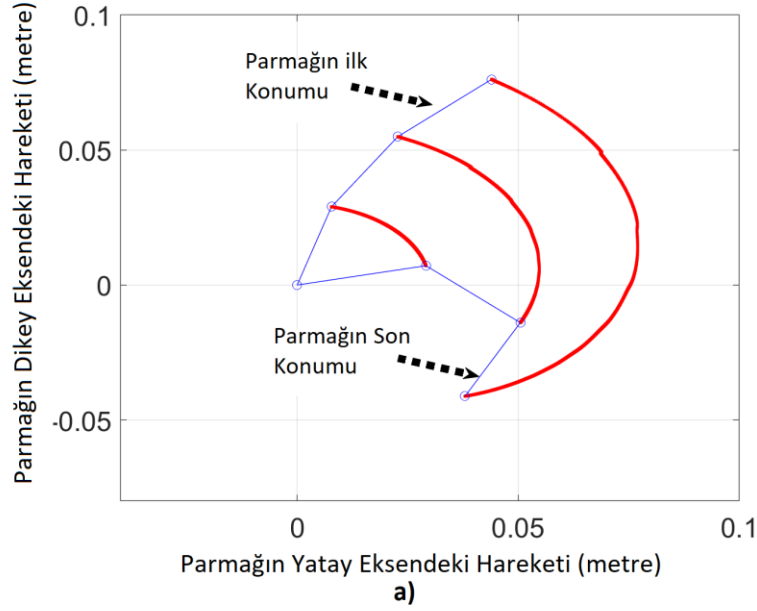
Çizelge 6.1. Benzetimde kullanılan fiziksel parametreler.

Parametre Adı	Değer
Protez parmak parça (link) ağırlığı	10 g
Protez parmak parça (link) uzunluğu	30 mm
Dönel yay sabiti ( $k_{si}$ )	0.5 kg/s <sup>2</sup>
Sürtünme kuvveti sabiti ( $k_{fi}$ )	0.003
Tendon bağ noktası moment kolu uzunluğu ( $r_0$ )	10 mm
Uzak eklem tendon moment kolu uzunluğu ( $r_{31}$ )	10 mm
Orta eklem tendon moment kolu uzunluğu 1 ( $r_{22}$ )	10 mm
Orta eklem tendon moment kolu uzunluğu 2 ( $r_{21}$ )	10 mm
Yakın eklem tendon moment kolu uzunluğu ( $r_{11}$ )	10 mm

Eksik tahrikli protez parmağın kapanma hareketi benzetim ve deney düzeneği yoluyla tespit edilmiştir. Tendon çekme kuvveti 0.33 eğimli bir rampa fonksiyonu kullanılarak doğrusal olarak artırılmış, parmağın kapanma yörüngesi kayıt altına alınmıştır. Parmağın benzetim platformunda ortaya çıkan kapanma yörüngesi Şekil 6.7.a’da görülebilir. Şekil 6.7.b ise aynı parmağın görüntü tabanlı hareket algılama sistemi



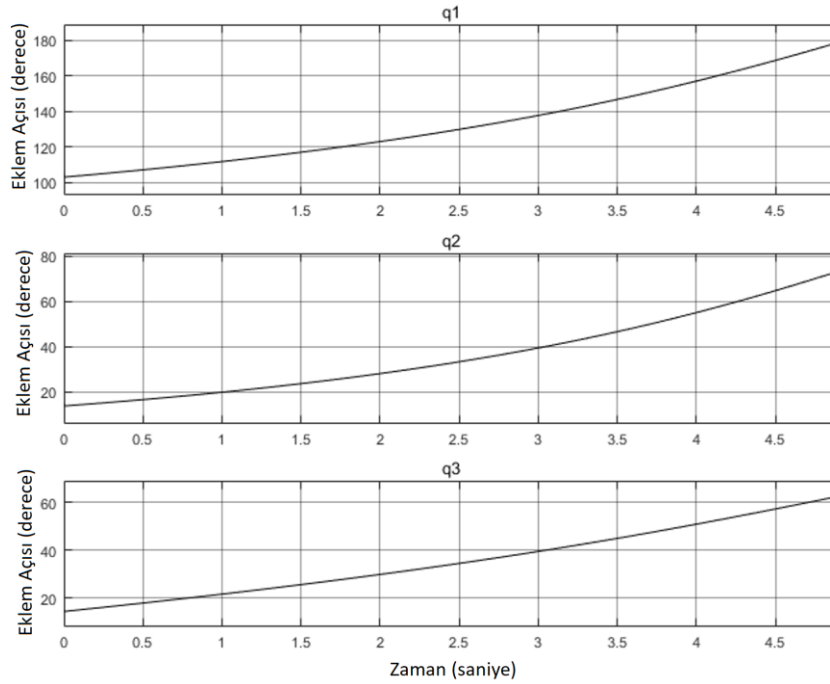
kullanılarak yakalanan hareketini göstermektedir. İki şekil birlikte incelendiğinde benzetim modelinin, 3B yazıcı ile üretilmiş eksik tahrikli parmağın hareketine oldukça yakın sonuç sağladığı görülmektedir.



Şekil 6.7. Eksik tahrikli parmağın kapanma yörüngesi. a) benzetim platformu sonucu, b) deney düzeneği sonucu.

Benzetim ortamında nesne yokken parmak eklem açılarının değişimi Şekil 6.8’de gösterilmektedir. Parmak kök ekleminin istenilen duruşa ayarlanabilmesi için parmağın birinci parçasının tanımlı olduğu çerçeve ile referans çerçeve arasına  $105^\circ$  ekleme yapılmaktadır. Diğer parmak parçaları ise ilk parçaya göre  $15^\circ$  eğime sahiptir.

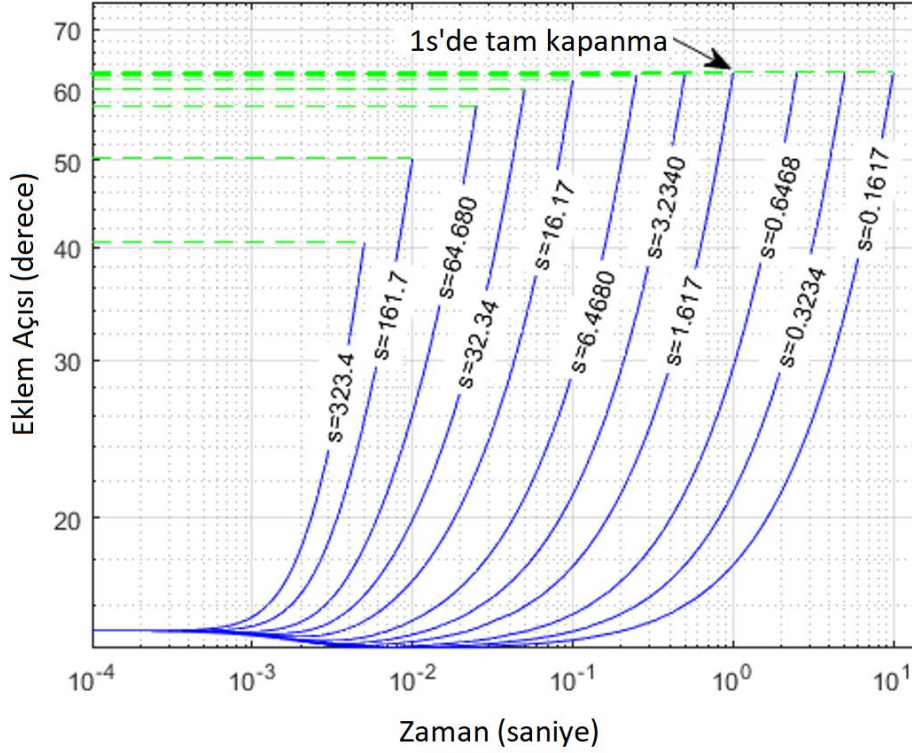
Benzetim platformunda, parmak eklemlerinde kullanılan burgu yaylarının parmağı kapatmak için gereken tendon kuvveti üzerinde büyük etkisi vardır. Çok düşük yay katsayısına sahip burulma yaylarının kullanılması, eklemlerde gevşekliğe neden olabilir. Öte yandan, çok yüksek yay katsayısına sahip yayların kullanılması, bir bükülme hareketi için gereken tendon kuvvetini artıracak olan bağlantılarda aşırı sertliğe neden olabilir. Farklı yay katsayısı değerleri ( $k_{si}$ ) ile yapılan bir dizi benzetim çalışmasından sonra, parmak eklemlerinde yeterli sıkılık sağlamak için el yapısındaki tüm bağlantı noktalarına  $0.05 \text{ kg/s}^2$  yay katsayısı değerleri atanmıştır. Benzetimlerdeki bir diğer önemli parametre eklem sürtünme katsayısı değerleridir. Sürtünme katsayıları, malzeme özellikleri dikkate alınarak gerçekçi değerlere sahip olacak şekilde seçilmelidir. 3B Yazıcılarda kullanılan ABS malzemesi için internette bulunan değerlere uygun olacak şekilde 0,3 değeri seçilmiştir.



Şekil 6.8. Parmak eklem açılarının zaman göre değişimi.

Şekil 6.9'da, eksik-tahrikli parmağın kapanma süresinde artan tendon kuvvetine göre oluşan farklılıklar gösterilmektedir. Bu bilgi, dinamik modelin farklı kuvvet dalga şekillerine göre tepki süresinin değerlendirilebilmesi için önemlidir. Şekilde, en sağdaki eğri, parmağın ilk parçasının  $s=0.1617$  eğim değerine sahip olan bir rampa işareti girişine göre açı değişimini gösterir. Bu eğimde parmak kapanma hareketini 10 saniyede tamamlayabilmektedir. Giriş eğimini 1.617'ye yükselterek parmağı 1 saniye

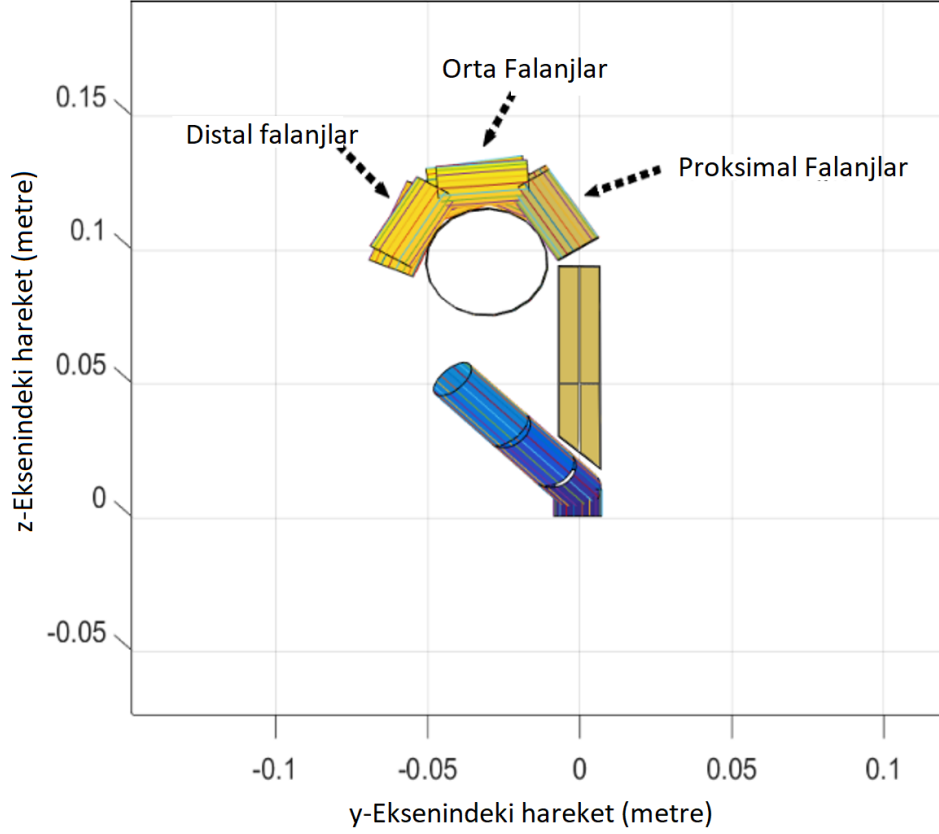
çinde kapatmak mümkündür. Bununla birlikte, tendon kuvvetinde daha hızlı bir artış, yetersiz tepki süresinden dolayı parmağın hareketinin tamamlanamamasına neden olmaktadır. Bu bağlamda, 1.617 eğim değeri, eksik tahrikli parmağın girişine uygulandığında kapanma hareketini tamamlayabilen değerlerden biri olarak kabul edilebilir.



Şekil 6.9. Eksik tahrikli parmağın kapanma süresinin artan tendon kuvvetine göre değişimi.

### 6.2.2. Çalışma Alanında Nesne Olan Durum İçin Benzetim Sonuçları

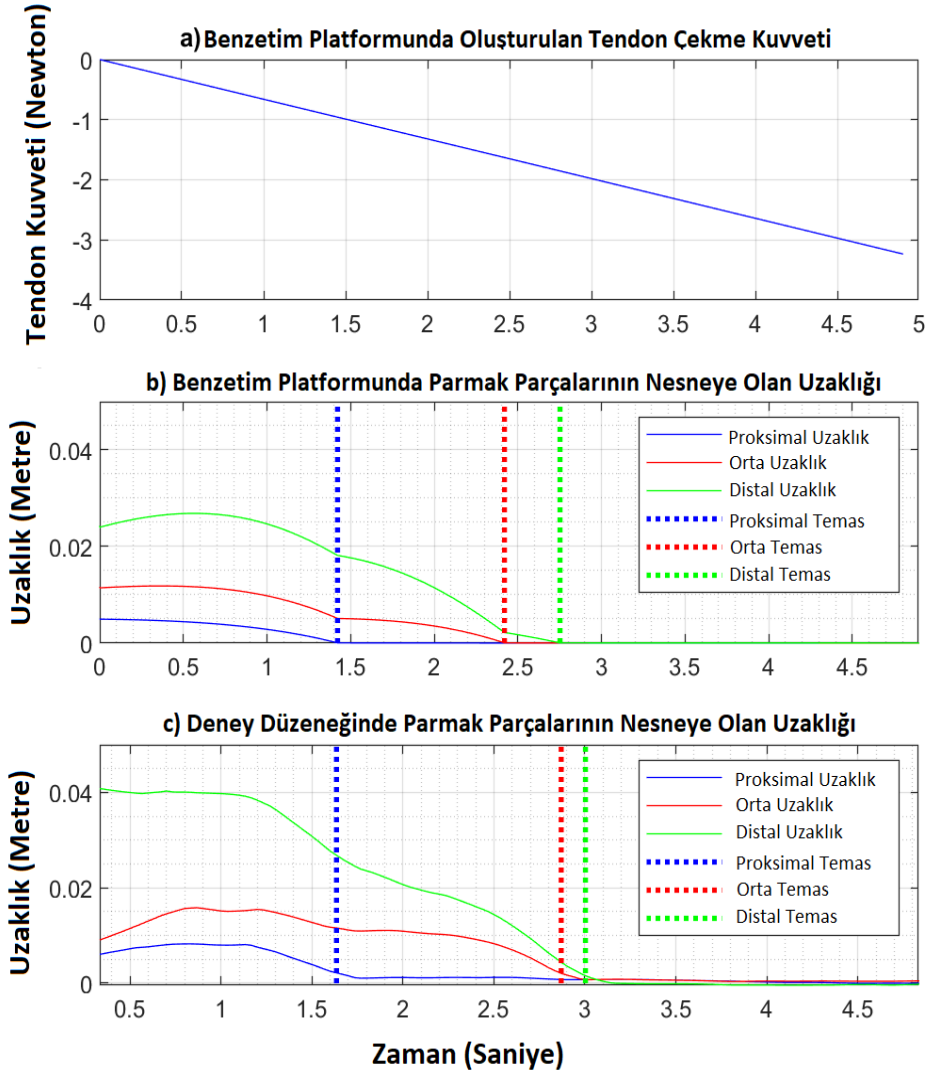
Eksik tahrikli yapının önemli bir özelliği olan nesneye uyumlanma (compliance) durumunun benzetimi için, benzetim ortamında silindir şeklinde bir nesne tanımlanmıştır. Nesnenin konumlandırılmasında, kök ekleme yakın parmak parçalarının nesneye daha önce temas etmesine dikkat edilmiştir. Bu şekilde hareketin parmağın en uç parçası da temas edinceye kadar devam ettiği gözlemlenebilmektedir. Şekil 6.10'da eksik tahrikli elin nesneye uyumlanma özelliğinin benzetimi sonucu elde edilmiş görüntü sunulmaktadır.



Şekil 6.10. Eksik tahrikli elin nesneye uyumlanma özelliğinin benzetimi.

Nesneye uyumlanmada kök ekleme yakın bir parçanın nesneye teması, kök ekleme daha uzak olan parçaların hareketini durdurmamalıdır. Önceki bölümlerde sunulan yöntemlerle ortaya çıkarılmış dinamik model bu durumu kapsar yapıda olduğundan benzetim sonuçlarında nesneye uyumlanma görülmektedir.

Şekil 6.11.a benzetim platformunda uygulanan tendon çekme kuvvetinin zamana göre değişimini, Şekil 6.11.b benzetim platformunda, Şekil 6.11.c ise deney düzeneğinde parmak parçalarının nesneye olan uzaklığını ve temas durumunu göstermektedir. Şekil 6.11'de görülebileceği gibi hem benzetim platformunda hem de deney düzeneğinde sabit tendon kuvveti ile kapanan protez parmağın parçalarından nesneye en yakın olanı nesneye temas ettiğinde diğer parmak parçalarının hareketi devam etmektedir. Bu da geliştirilen dinamik modelin, tendon tabanlı eksik tahrikli parmak mekanizmalarının önemli bir özelliği olan uyarlanabilirliği başarılı şekilde yansıtabildiğini göstermektedir.



Şekil 6.11. Orta parmağın nesne ile uyumlanmasının gösterimi.

### 6.3. Yapay Sinir Ağı ve Tetiklemeye Dayalı Sınıflandırma Yöntemlerinin Başarım Seviyelerinin Karşılaştırılması

Önceki bölümlerde tasarım detayları paylaşılan yapay sinir ağı tabanlı ve tetiklemeye dayalı sınıflandırıcılar, bu bölümde algoritmaların MATLAB ortamında uygulandığı bir deney düzenliğinde, sınıflandırma başarımları açısından karşılaştırılmaktadır.

#### 6.3.1 Deneysel Karşılaştırma Düzenliğinin Tanımlanması

Yapılan karşılaştırmalarda Eğitim Arayüzü'nün izin verdiği giriş/çıkışlar kullanılarak aynı kullanıcı etkisi için her iki yöntemin çıktıları gözlemlenmektedir. Yine Eğitim Arayüzü aracılığıyla her iki yöntem için gerekli parametre ayarları yapılabilmektedir.

Yapay sinir ağı tabanlı algılamada iki parametrenin ayarlanmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlardan ilki öznitelik vektörlerinin çıkarımının yapılacağı örnek dizisi uzunluğu, ikincisi ise yapay sinir ağının gizli katmanın yer alacak nöron sayısıdır. Tezin önceki bölümlerinde yapılan çalışmalar sonucunda yapay sinir ağı tabanlı algılamada kullanılan PCA bileşen sayısı olarak 6 seçilmiştir. Tetikleme tabanlı algılamada ihtiyaç duyulan parametreler deneylerde kullanılan değerleriyle birlikte Çizelge 6.2’de listelenmiştir.

Çizelge 6.2. Tetikleme tabanlı sınıflandırıcı yapılandırma parametreleri.

Parametre Adı	Değeri	Birimi
Kısa IEMG Eşiği	25	-
Uzun IEMG Eşiği	25	-
Kısa IEMG Süre Eşiği	10	s
Uzun IEMG Süre Eşiği	30	s
EMG Genel Eşiği	3	mV
Hareketli Ortalama Genişliği	300	örnek
Zarf Genişliği	10	

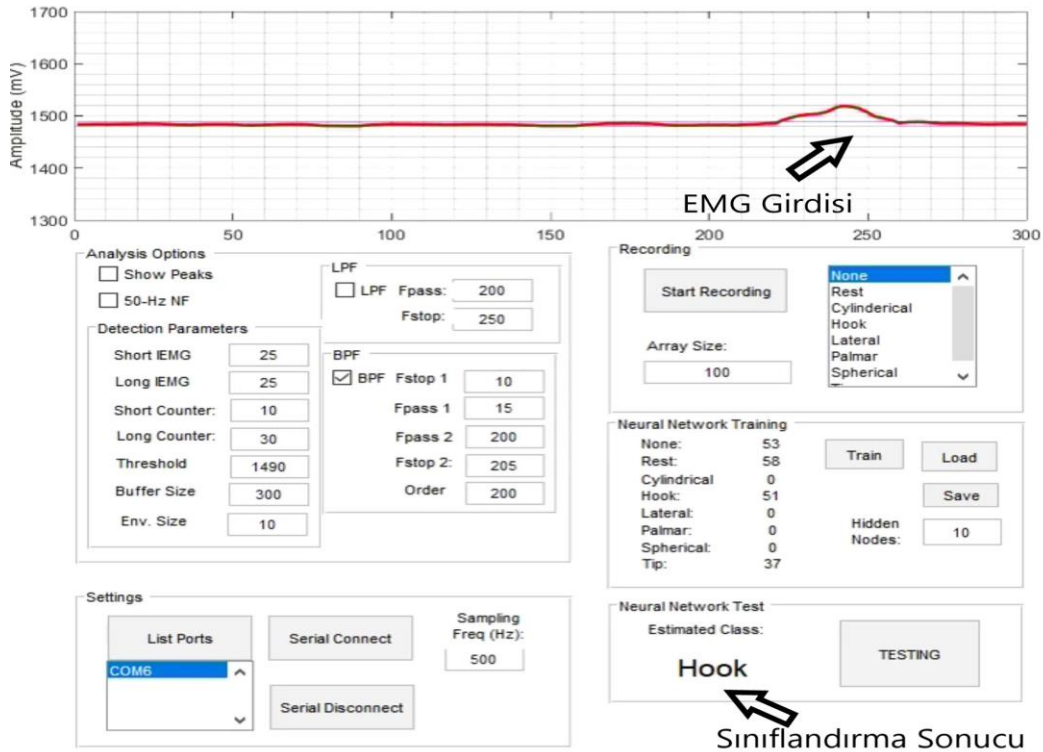
Çizelge 6.2’de listelenen parametrelerden Kısa IEMG Eşiği, EMG Genel Eşiği’ni aşan bir EMG girdisinin “Kısa” girdi kabul edilmesi için gereken eşik IEMG değerini belirtmektedir. Uzun IEMG Eşiği ise Kısa IEMG Eşiği’nin “Uzun” girdi karşılığı olarak kabul edilebilir. Kısa IEMG Süre Eşiği, EMG Genel Eşiği’ni aşan bir girdinin “Kısa” girdi kabul edilmesi için eşiğin üstünde kalması gereken en kısa süredir. Uzun IEMG Eşiği’nde olduğu gibi, Uzun IEMG Süre Eşiği de bunun “Uzun” girdi için karşılığıdır. Hareketli ortalama genişliği, EMG Genel Eşiği’nin değişken gürültü tabanına uyumlandırılabilmesi için gereken hareketli ortalama hesaplamasının gerçekleştirileceği dizi uzunluğunu belirtmektedir. Zarf Genişliği, tetikleme tabanlı algılamada ihtiyaç duyulan işaret zarflamanın hangi pencere genişliğinde uygulanacağını belirlemek amacıyla kullanılmaktadır.

Kullanıcı tarafından sağlanan EMG girdileri “triceps” kas grubu üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla toplanmaktadır. Bu bölgeye yapılan elektrot yerleştirmesinin

“biceps” bölgesine yapılan yerleştirmeye göre daha istikrarlı sonuçlar sağladığı görülmüştür. Toplanan EMG işaretleri her iki yöntem için de filtreye tabi tutulabilmektedir. Bununla birlikte işarete zarflama uygulanan tetiklemeli yöntemde ayrıca bir filtre kullanılmasına ihtiyaç duyulmamıştır.

### 6.3.2 Protez ile Yapılan Deney Sonuçları

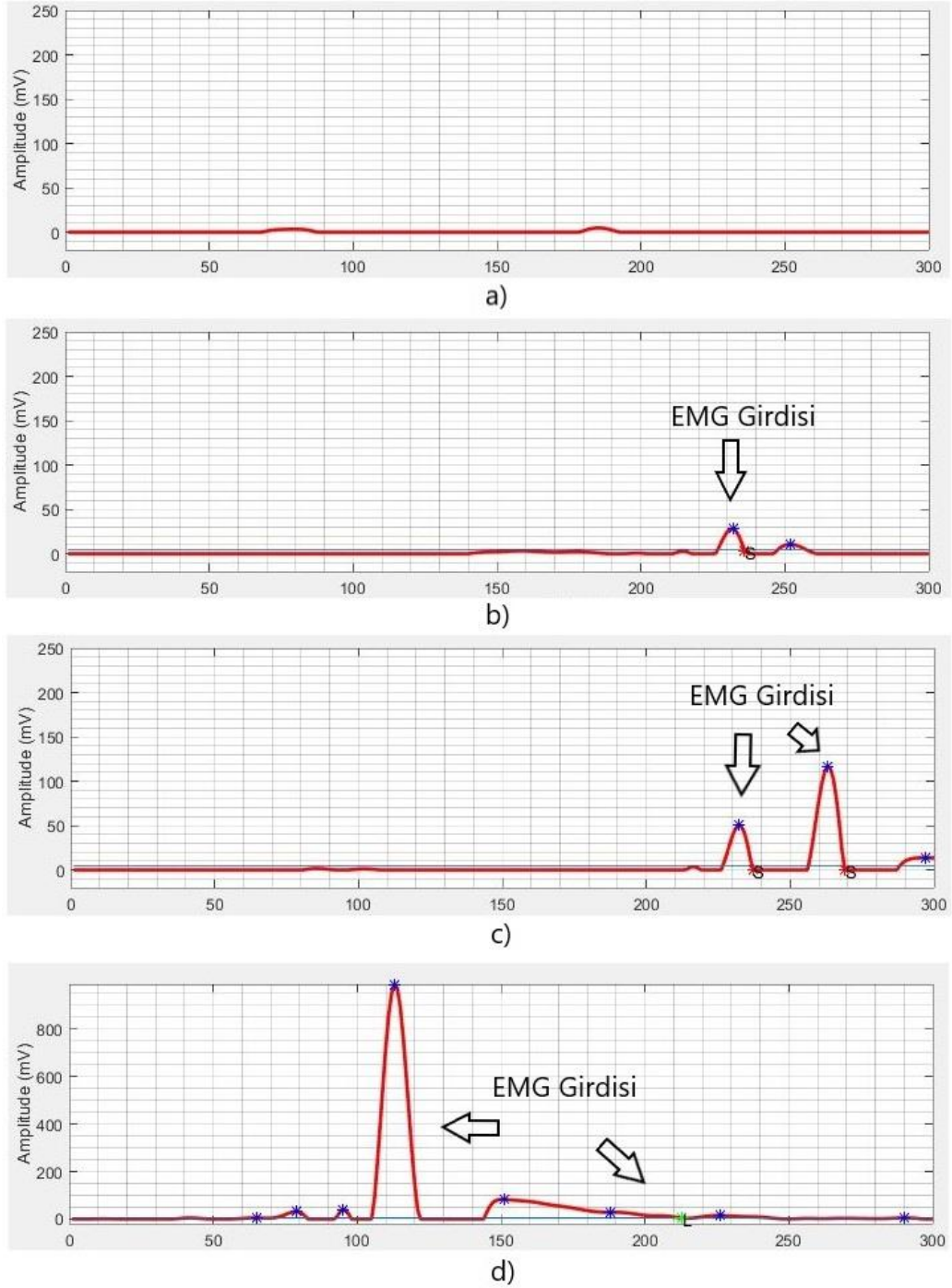
Tetiklemeli ve yapay-sinir ağı tabanlı iki sınıflandırıcının başarımlarının karşılaştırılması öncesinde her iki yöntemin çalışırılığı ayrı ayrı testlerle doğrulanmıştır. Bölüm 5.3.6.1 Şekil 5.17 ile verilen Eğitim Yazılımı kullanılarak tetiklemeli yöntemin çıktıları ve yapay sinir ağının sınıflandırma işlevi 3 hareket kullanılarak test edilmiştir. Bu hareketler işaret duruşu, kanca tutuşu ve dinlenme duruşudur. Eğitim Yazılımı'nın kanca tutuşu hareketi sonucu üretilen EMG işaretlerinin yakalandığı sıradaki görüntüsü Şekil 6.12'de gösterilmektedir.



Şekil 6.12. Eğitim yazılımı'nın kanca tutuşu EMG girdilerinin yakalanması sırasındaki kullanıcı arayüzü görüntüsü.

Hareket olmayan durum ve üç hareketin her biri için EMG girdi örüntüleri Şekil 6.13.a, Şekil 6.13.b, Şekil 6.13.c ve Şekil 6.13.d'de gösterilmektedir. Tetiklemeli yöntem tezin

önceki bölümlerinde tanımlandığı gibi EMG işareti üzerinde kısa ve uzun girdi türlerini etiketlemektedir. Şekil 6.13.b, 6.13.c ve Şekil 6.13.d sırasıyla dinlenme, kanca tutuşu ve işaret duruşu için yapılan etiketleme sonuçlarını da içermektedir. Tek kısa girdi (S) dinlenme duruşu, iki kısa girdi (S-S) kanca tutuşu, uzun girdi (L) ise işaret duruşuna neden olmaktadır.



Şekil 6.13. Eğitim yazılımı kullanılarak elde edilen EMG girdileri ve tetiklemeli sınıflandırıcı tarafından yapılan etiketlemeler, a) hareket yok, b) dinlenme hareketi, c) kanca tutuşu, d) işaret duruşu.



Sınıflandırması yapılan el hareketlerinin mekanik model kullanılarak uygulanmasında, test düzeneğinin parçası olan servo denetim kartının sağladığı alt-seviye denetim özelliklerinden faydalanılmıştır. Servo denetim kartı, girilen açı referansını bütünleşik olarak sağladığı PID denetim yeteneği sayesinde takip edebilmektedir. Servo denetleyici, servo motorların denetim pinine uygulayacağı 1.5ms ile 2ms arası PWM doluluğunu, kullanıcının 0 ile 10000 arasında girdiği adım sayısına bölmektedir. Protez ile uygulanması planlanan el hareketlerinin referans adım sayısı değerleri Çizelge 6.3'te gösterilmektedir.

Çizelge 6.3. Servo denetim kartına her el hareketi için uygulanan referans konum girdileri.

El Hareketi	Referans Konum Girdileri				
	Başparmak Servosu	İşaret P. Servosu	Orta P. Servosu	Yüzük P. Servosu	Serçe P. Servosu
Dinlenme Duruşu	2500	7500	2500	2500	2500
İşaret Duruşu	3000	7500	6000	6000	9500
Kanca Tutuşu	2500	9000	5000	5000	9500

Çizelge 6.4'te yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcının Şekil 6.13'te gösterilen EMG girdi örüntüleri için ürettiği öznelik vektörlerinin tepe değerlerini listelenmektedir. Bu tablo EMG girdileri arasında öznelik değişimlerinin göreceli karşılaştırmalarının yapılabilmesi için sunulmaktadır.

Çizelge 6.4. İşaret öznelik vektörünün farklı hareket girdileri için değerleri.

	Hareket Yok	Dinlenme Duruşu	Kanca Tutuşu	İşaret Duruşu
<b>RMS</b>	0.5471	2.409123	19.7144	48.7904
<b>IAV</b>	199.8210	172.801000	1734.9730	3394.7830
<b>MAV</b>	3.9964	3.456020	34.6994	67.8956
<b>MAV1</b>	1.9982	2.574490	19.0699	35.1680
<b>MAV2</b>	1.9126	2.012416	13.2287	29.5021

<b>SSI</b>	3719.5655	2189.92112	266104.2917	837576.4322
<b>VAR</b>	75.9095	44.692268	5430.6998	17093.3965
<b>WL</b>	44.4590	49.458000	411.4880	415.5170
<b>AAC</b>	0.8891	0.989160	8.2297	8.3103
<b>DASDV</b>	1.9094	1.874971	16.6926	16.1393
<b>SSC</b>	1.0000	3.000000	3.0000	4.000000
<b>WAMP</b>	0.0000	2.000000	0.0000	0.0000
<b>MYOP</b>	0.2200	0.2800	0.0000	0.0000
<b>ZC</b>	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000

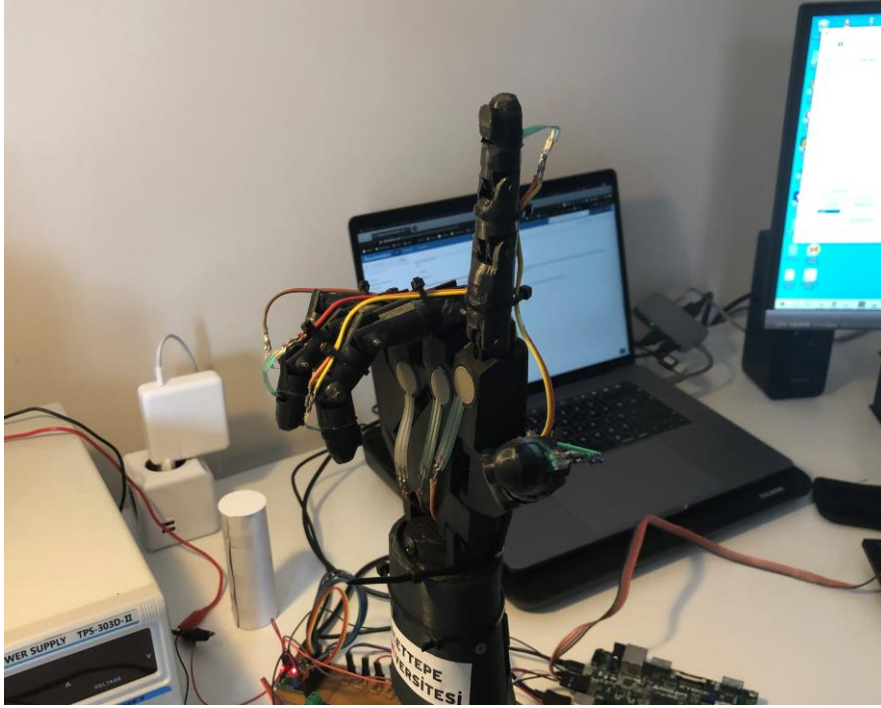
Her iki yöntem için de elde edilen sınıflandırma sonuçları, Eğitim Platformu içinde dinlenme duruşu, kanca tutuşu ve işaret duruşu için tanımlanmış servo motor denetim değerleriyle eşleştirilmektedir. Bu eşleştirme sonucunda el protezi test düzeneğinde yer alan el protezi mekanik modelinin istenen hareketleri gerçekleştirebildiği görülmüştür. Şekil 6.14, Şekil 6.15 ve Şekil 6.16'da sırasıyla dinlenme duruşu, kanca tutuşu ve işaret duruşu için mekanik modelin hareket sonuçları gösterilmektedir.



Şekil 6.14. El protezi mekanik modelinin dinlenme duruşundaki görünümü.



Şekil 6.15. El protezi mekanik modelinin kanca tutuşundaki görünümü.



Şekil 6.16. El protezi mekanik modelinin işaret duruşundaki görünümü.

İki sınıflandırma yönteminin başarımlar seviyelerinin karşılaştırılması için yukarıda tanımlanan 3 EMG örüntüsünün her biri 100 kez tekrarlanarak ortaya çıkan sınıflandırma sonuçları kayıt altına alınmıştır. Elde edilen sınıflandırma sonuçları Şekil

6.17 ve Şekil 6.18’de sırasıyla tetikleme yöntemi ve yapay sinir ağı tabanlı yöntem için hazırlanmış yanılı matrislerinde gösterilmektedir.

Gerçek Sınıf	<b>1</b>	19	6	0	0
	<b>2</b>	6	12	10	0
	<b>3</b>	0	7	12	4
	<b>4</b>	0	0	3	21
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
		Sınıflandırma Sonucu			

Şekil 6.17. Tetikleme tabanlı sınıflandırma yöntemi için hazırlanmış yanılı matrisi (sınıflandırma başarımları %64).

Gerçek Sınıf	<b>1</b>	22	4	0	0
	<b>2</b>	3	16	6	0
	<b>3</b>	0	5	18	3
	<b>4</b>	0	0	1	22
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
		Sınıflandırma Sonucu			

Şekil 6.18. Yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırma yöntemi için hazırlanmış yanılı matrisi (sınıflandırma başarımları %78).

Yanılı matrisleri yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcının başarımlar seviyesinin daha yüksek olduğunu göstermektedir. Bu sınıflandırıcı kullanılarak toplam 100 denemenin 78’i başarılı şekilde sınıflandırılabilmiştir. Tetikleme tabanlı sınıflandırıcının başarımlar seviyesi %64 seviyesinde gerçekleşmiştir.

Yanılı matrisleri incelendiğinde, tetikleme tabanlı yöntemin özellikle dinlenme duruşu girdileriyle, kanca tutuşu girdileri arasındaki ayırma başarımlarının düştüğü görülmektedir. Hareket sınıfları için atanan EMG örüntülerinde değişikliğe giderek daha iyi sonuçlar elde edilebileceği değerlendirilmektedir.

## 7. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Tez kapsamında elde edilen sonuçlar iki ana başlık altında ele alınabilir. Tezin üçüncü bölümünde eksik tahrikli el protezi dinamik modelinin çıkarımına yer verilmiş, ortaya konulan dinamik modelin çalışma ortamında bir nesnenin bulunduğu ve bulunmadığı durumlar için benzetimleri ise altıncı bölümde gerçekleştirilmiştir. Altıncı bölümde elde edilen sonuçlar, tanımlanan dinamik modelin eksik-tahrikli yapıyı temsil etmedeki başarısı hakkında bilgi sağlamaktadır.

Tezin altıncı bölümünde ayrıca bir EMG veri kümesi üzerinde yapay-sinir ağı tabanlı sınıflandırma sonuçları sunulmaktadır. Bu bölümde sunulan sonuçlar incelenerek gerçek-zamanlı donanım platformunda uygulanabilirliği yüksek sınıflandırıcı yapılarının başarımları seviyeleri değerlendirilebilir.

### 7.1 Tendon Tabanlı Eksik-tahrikli El Protezi Dinamik Modeli Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tendon-tabanlı eksik tahrikli sistemlerde, hareket eyleme mekanizması tarafından sınırlandırılmaktadır. Bu nedenle sistem geometrisi, kinematik davranışı belirleyen tek etken olarak kabul edilememektedir. Sistemin önceden tanımlanmış senaryolar için başarımları seviyelerini belirlemeden önce sistemin dinamik bir analizi yapılmalıdır. Buna ek olarak, el protezi ile gerçek dünya senaryolarının benzetimlerinin gerçekleştirilebilmesinde kullanılacak bütünleştirilmiş bir dinamik model oluşturulabilmesi için parmakların nesneyle etkileşimlerinin modele dâhil edilmesi gerekmektedir.

Eksik tahrikli protez elin benzetimleri iki çalışma kipi dikkate alınarak yapılmıştır. İlk çalışma kipinde, el bir nesneye temas etmeden serbestçe hareket etmektedir. İlk kipi sonuçları önerilen dinamik modelin gerçekçi eklem açısı davranışı sağladığını göstermektedir. Ayrıca, protez parmakların tam bir bükülme hareketinin, 1 saniyede, ticari olarak kullanıma hazır eyleyiciler tarafından üretilebilecek 1,617 N/s rampa eğimiyle artan bir giriş kuvveti uygulanarak elde edilebildiği görülmüştür. Oluşturulan bir deneysel düzenekte, 3B yazıcı ile üretilmiş bir el protezinin parmak hareketleri gözlemlenerek yapılan deneyler sonucunda, parmak kapanma hareketinin dinamik model benzetim sonuçlarıyla yakınlık gösterdiği görülmektedir.

Parmakların robot elin çalışma alanında tanımlanan bir nesneyle karşılaştığı ikinci çalışma kipinde, parmak parçalarının nesneye temas sırası incelenmiştir. Bu çalışma kipinde de deneysel düzenele benzetim modelinin çıktıları arasında benzerlik görülmüştür. Her iki kipi sonuçları göz önüne alındığında, türetilen modelin ve ilgili sonuçların tüm beklentileri karşıladığı değerlendirilmektedir. Bu çalışmada uygulanan bu iki çalışma kipi, ayrıntılı dinamik modeli temel alan gelecekteki çalışmaları da teşvik etmektedir.

Önerilen çerçevenin, çeşitli mekanik tasarımlar ve kontrol yöntemleri altında bir el protezinin başarımlar seviyelerini belirlemek için farklı dinamik modelleri kullanması planlanmaktadır. Bir 3B yazıcı kullanıldığı durumda bile, önerilen bir mekanik modelle el protezi üretmek günler alabilmektedir. Bu sürecin maliyeti, araştırma projelerinin çoğu için önemli düzeyde olacaktır. Bu çalışmada önerilen değiştirilebilir dinamik modellerle geliştirilen çerçevenin, benzetim düzeneğinin sağladığı neredeyse gerçek zamanlı çalışma hızı ile faydalı olması beklenmektedir. Tez kapsamında tanımlanan bu benzetim düzeneğinin, araştırmacıların Donanımlı-Döngü benzetim düzeneklerinin uygulamalarına izin verir. Bu bağlamda, bu çerçevenin, tasarım sürecinde kaynak tüketimi yüksek mekanik değişikliklerin yapılmasından önce, mekanik modelleri ve farklı denetim yöntemlerini analiz etmek için kullanılabileceği açıktır.

## **7.2 Yapay Sinir Ağı Kullanılarak EMG İşaretlerine Dayalı El Hareketi Sınıflandırılması Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

Tez kapsamında, el hareketlerinin EMG işaretlerine dayalı sınıflandırmasına yönelik çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, öncelikle sınıflandırmada kullanımı faydalı olacak işaret özniteliklerinin belirlenmesi üzerinde durulmuştur. Kaynaklarda sıklıkla başvurulduğu görülen, zaman-alanındaki 14 öznitelik incelenmiştir.

İncelenen özniteliklerin sınıflandırmadaki başarımlar seviyelerinin gözlemlenmesi için öncelikle hazır bir veri kümesi üzerinde MATLAB yazılımından faydalanılarak denemeler yapılmıştır. Hesaplanan özniteliklerin tek tek, gruplar halinde ve tümü kullanılarak sınıflandırma başarımlarını tespit edilmiştir. Yapılan testlerde en yüksek sınıflandırma başarımlarının, 14 özniteliğin tamamının PCA yöntemi kullanılarak boyut düşürmeye tabi tutulduğu durumda elde edildiği görülmüştür. Tüm özniteliklerin eğitim ve test vektörleri içinde yer aldığı, PCA uygulanmamış sınıflandırmada başarımlar

seviyesi %70 seviyesinde iken, PCA kullanımı sonucunda 6-boyutlu eğitim ve test vektörleriyle yapılan sınıflandırma başarımının %95'in üzerine çıktığı görülmektedir.

MATLAB ortamında yapılan sınıflandırma çalışmalarının ilk aşamasında, MATLAB'in kendi sağladığı araçlar kullanılarak, boyutu düşürülmüş ve düşürülmemiş öznitelik vektör grupları ile denemeler yapılmıştır. Bu denemelerde en iyi sınıflandırma başarımının elde edildiği iki yöntemin ileri-beslemeli yapay sinir ağları ve kNN olduğu görülmüştür. Bu iki yöntemin mikrodenetleyiciler veya SoC gibi gerçek-zamanlı sistemler üzerinde uygulanmaları durumunda gerektirecekleri hesaplama kaynakları arasında büyük farklılık bulunmaktadır. kNN Yöntemi sınıflandırıcıya giren bir test vektörünün, eğitim veri kümesinin tüm örneklerine olan uzaklıklarının hesaplanmasını gerektirmektedir. İleri-beslemeli yapay sinir ağları ise girilen test vektörünün, uygun görülen gizli katman nöronu sayısına bağlı büyüklüğe sahip iki ağırlık matrisi ile çarpılmasını gerektirmektedir. Bu nedenle eğitim işleminin dış bir bilgisayar sisteminde gerçekleştirildiği, ileri-beslemeli yapay sinir ağına dayalı sınıflandırıcı yüksek başarılı sınıflandırmanın daha düşük miktarda sistem kaynağıyla uygulanabilmesi açısından avantaj sağlamaktadır.

PCA ile boyut düşürmenin sağladığı sınıflandırma başarımı artışının yanında hesaplama kaynakları ihtiyacını da artıracakı bilinmektedir. Bununla birlikte, eğitim verisi üzerinden PCA dönüşüm matrisinin hesaplanması hesaplama yükü yüksek bir işlemken, sınıflandırıcıya girilen 14-boyutlu bir test vektörünün önceden hesaplanmış PCA dönüşüm matrisi kullanılarak boyut düşürmesinin gerçekleştirilmesi yalnızca bir matris çarpımının uygulanmasını gerektirmektedir. Bu nedenle PCA ile boyut düşürmenin, sınıflandırıcının gerçek-zamanlı sistemlerde uygulanması önünde bir engel oluşturmayacağı değerlendirilmiştir.

Hazır veri kümesi üzerinde yapılan çalışmaların ardından, aynı öznitelik grubu kullanılarak, Hacettepe Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde lisans öğrencilerinin katılımıyla oluşturulan bir veri kümesi üzerinde sınıflandırma denemeleri yapılmıştır. Alt koldan toplanan EMG girdileriyle yapılan bu denemelerde elde edilen sonuçlar incelendiğinde başarımların en yüksek %65 seviyesine ulaşabildiği değerlendirilmiştir. Bu seviyenin elde edilebilmesi için 25 gizli katman nöronuna sahip bir ileri beslemeli yapay sinir ağına PCA ile boyutu 8'e düşürülmüş girdi vektörleri uygulanmıştır.

Tez kapsamında hazırlanan el protezi test düzeneği kullanılarak, gerçek zamanlı olarak elde edilen EMG işaret girdilerinin hareket sınıflarıyla eşleştirilmesine yönelik algoritma geliştirme çalışmaları ve deneyler gerçekleştirilmiştir. İki elektrotlu bir alma yardımıyla üst koldan toplanan EMG işaretlerinin sınıflandırılması için iki algoritma ortaya konulmuştur. Tetiklemeli yapıya sahip ve yapay sinir ağı tabanlı iki ayrı algoritmanın sınıflandırma başarımları MATLAB ortamında hazırlanan bir yazılım yardımıyla ölçölmüştür. Yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcı mimarisinin sağladığı başarım seviyesinin daha yüksek olduğu görölmüştür.



## 8. YORUM

Bu tezde, tendon-tabanlı eksik tahrikli bir el protezinin dinamik davranışını ve nesnelere etkileşimini modellemekte kullanılacak birleştirilmiş bir dinamik model önerilmiştir. Kaynaklarda eksik tahrikli el protezlerinin dinamik modellemesine yönelik çok sayıda çalışma görülmesine rağmen, bu tür el protezlerinin bir nesne ile etkileşiminin incelendiği ve birleştirilmiş bir modelin sunulduğu başka bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bağlamda, bu çalışmanın biyomedikal alanındaki araştırmacılar ve tasarımcılar için, özellikle kontrol yöntemlerinin tasarım aşaması ve protez ellerin sistem optimizasyonu alanında faydalı olabileceğine inanıyoruz.

Tez kapsamında tendon-tabanlı eksik tahrikli bir el protezinin dinamik modellemesi alanında yapılan çalışmaların yanında, yüzey-EMG'sine dayalı ek hareketi sınıflandırılması alanında analiz sonuçları ortaya koyulmuştur. Çeşitli kaynaklarda rastlanan sEMG özniteliklerinin el hareketi sınıflandırmasına olan etkileri incelenmiş, sınıflandırma başarımı yüksek, yapay sinir ağı tabanlı bir yapının gerçek zamanlı donanım platformlarında uygulanabilirliğine yönelik bir yöntem önerilmiştir.

Tez kapsamında yapılan çalışmalarda öne çıkan noktalar şunlardır:

- Tendon-tabanlı eksik tahrikli bir el protezinin çalışma alanında bulunan bir nesne olan etkileşiminin kapsandığı birleştirilmiş bir dinamik model sunulmuştur.
- Önerilen dinamik modelinin benzetim modeli geliştirilmiştir. Yapılan benzetimler eklem tork seviyelerinin ve protez elin kapanma süresinin gerçekçi şekilde modellenbildiğine işaret etmektedir.
- Geliştirilen benzetim platformu el protezinin mekanik optimizasyonu için kullanılabilir.
- Yüzey-EMG işaretlerine dayalı el hareketi sınıflandırılması için kullanımı uygun olan öznitelikler belirlenmiştir. Ayrıca belirlenen çok sayıda öznitelik üzerinde boyut düşürme uygulanarak başarılı sınıflandırma sonuçları elde edilebildiği görülmüştür.
- Yüzey-EMG işaretlerine dayalı el hareketi sınıflandırmasının yapay sinir ağı tabanlı uygulaması FPGA platformlarına uyumlandırılarak yüksek hızlı uygulamalar için bir örnek çalışma akışı oluşturulmuştur.

## 9. KAYNAKLAR

- [1] S. Micera, J. Carpaneto and S. Raspopovic, "Control of Hand Prosthesis Using Peripheral Information," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 3, **2010**.
- [2] D. J. Atkins, D. C. Y. Heard and W. H. Donovan, "Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reopeted research priorities," *J. Prosthet Orthot*, 8, 1, 2-11, **1996**.
- [3] K. J. Zuo and J. L. Olson, "The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation," *Plastic Surgery*, 44-51, **2014**.
- [4] V. Putti, "Historical Prostheses," *Scritti Medici*, IX, 4-5, **1925**.
- [5] R. H. Meier, "History of arm amputation, prosthetic restoration, and arm amputation rehabilitation," in *Functional Restoration of Adults and Children with Upper Limb Amputation*, New York, Demos Medical Publishing, 1-8, **2004**.
- [6] F. Sauerbruch, "Eine Anleitung für Chirurgen und Techniker," *Die willkürlich bewegbare künstliche Hand*, Berlin, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, **1916**.
- [7] R. R., "Eine neue Electrokunsthand," *Grenzgebiete der Medizin*, 5, 133, **1948**.
- [8] E. D. Sherman, "A Russian Bioelectric-Controlled Prosthesis: Report of a Research Team from the Rehabilitation Institute of Montreal," *Canadian Medical Association Journal*, 91, 24, 1268-1270, **1964**.
- [9] Touch Bionics, "Touch Bionics, Corporate History Website", <https://www.touchbionics.com/about/history>, [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [10] eNable Foundation, "eNable Foundation Website", <http://enablingthefuture.org/>. [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [11] Open Hand Project, "Open Hand Project Website", <http://www.openhandproject.org/>. [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [12] S. Haidacher, B. J., M. Fischer, M. Grebenstein, K. Joehl, K. Kunze, M. Nickl, N. Seitz and G. Hirzinger, "DLR Hand II: Hard-and Software Architecture for Information Processing," in *ICRA '03. IEEE International Conference on Robotics and Automation 2003 Proceedings*, **2003**.

- [13] R. Mahmoud, A. Ueno and S. Tatsumi, "Dexterous Mechanism Design For An Anthropomorphic Artificial Hand: Osaka City University Hand I," in *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, Nashville, TN, ABD, **2010**.
- [14] S. Jung, S. Kang and I. Moon, "Design of Biomimetic Hand Prosthesis with Tendon-driven Five Fingers," in *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS\*EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, AZ, ABD, **2008**.
- [15] M. T. Mason and K. Salisbury, *Robot Hands and the Mechanics of Manipulation (Artificial Intelligence)*, The MIT Press, **1985**.
- [16] N. Omarkulov, K. Telegenov, M. Zeinullin, A. Begalinova and A. Shintemirov, "Design and analysis of an underactuated anthropomorphic finger for upper limb prosthetics," in *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Milano, **2015**.
- [17] M. Cheng, L. Jiang, N. Fenglei, S. Fan, Y. Liu and H. Liu, "Design of a highly integrated underactuated finger towards prosthetic hand," in *IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Mnnih, **2017**.
- [18] D. S. V. Bandara, R. A. R. C. Gopura, G. Kajanathan, M. Brunthavan and H. I. M. M. Abeynayake, "An under-actuated mechanism for a robotic finger," in *Annual International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, Hong-kong, in, **2014**.
- [19] A. Fassih, D. S. Naidu, S. Chiu and P. Kumar, "Design and control of an underactuated prosthetic hand," in *Proceedings of the 11th international conference on Applications of Electrical and Computer Engineering (ACA'12)*, Wisconsin, ABD, **2012**.
- [20] W. Licheng, K. Yanxuan and L. Xiali, "A fully rotational joint underactuated finger mechanism and its kinematics analysis," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13, 5, **2016**.
- [21] D. A. Bennett, S. A. Dalley, D. Truex and M. Goldfarb, "A Multigrasp Hand Prosthesis for Providing Precision and Conformal Grasps," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 1697-1704, **2015**.
- [22] Y. Kamikawa and T. Maeno, "Underactuated Five-Finger Prosthetic Hand Inspired by Grasping Force Distribution of Humans," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, Fransa, **2008**.

- [23] M. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. Edin, L. Beccai and C. Cipriani, "Design of a cybernetic hand for perception and action," *Biological Cybernetics*, 95, 6, 629-644, **2006**.
- [24] C. Y. Low, M. A. A. Kasim, M. F. A. Mansur, A. Jaffar, Kok Mun Ng and T. Koch, "Design of a Hybrid-actuated Finger Prosthesis with Tactile Sensing," in *Proceedings of the 11th WSEAS International Conference on Electronics, Hardware, Wireless and Optical Communications, and Proceedings of the 11th WSEAS International Conference on Signal Processing, Robotics and Automation, and Proceedings of the 4th WSEA*, Stevens Point, Wisconsin, ABD, **2012**.
- [25] G. Langevin, "INMoov Robotic Hand", <http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>, [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [26] M. H. Stoppa and J. C. M. Carvalho, "Kinematic Modeling of a Multi-Fingered Hand Prosthesis for Manipulation Tasks," *Anais do Congresso Nacional de Matemática Aplicada à Indústria, Blucher Mathematical Proceedings*, 1, 1, 779-788, **2015**.
- [27] M. W. Spong, S. Hutchinson and M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*, Wiley, **2006**.
- [28] L. Wang, J. DelPreto, S. Bhattacharyya, J. Weisz and P. K. Allen, "A highly-underactuated robotic hand with force and joint angle sensors," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, San Francisco, CA, ABD, **2011**.
- [29] J. de Gea and F. Kirchner, "Modelling and Simulation of Robot Arm Interaction Forces Using Impedance Control," in *IFAC Proceedings*, Seoul, **2008**.
- [30] J. C. De Luca, *Surface electromyography: Detection and recording.*, Delsys Incorporated, **2002**.
- [31] J. H. Viitasalo ve P. V. Komi, "Signal characteristics of EMG during fatigue," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 13, 2, 135-163, **1977**.
- [32] C. J. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics," *Journal of applied biomechanics*, 13, 2, 135-163, **1997**.
- [33] R. Merletti and P. Di Torino, "Standards for reporting EMG data," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 1, 3-4, **1999**.
- [34] Mathworks, "Single Camera Calibrator App", Mathworks, <https://www.mathworks.com/help/vision/ug/single-camera-calibrator-app.html>, [Erişim tarihi: **25.05.2019**].

- [35] Mathworks, "imfindcircles, Find circles using circular Hough transform", <https://www.mathworks.com/help/images/ref/imfindcircles.html>. [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [36] M. B. I. Raez, M. S. Hussain and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biological procedures online*, 8, 11-35, **2006**.
- [37] C. Sapsanis, G. Georgoulas and A. Tzes, "EMG based classification of basic hand movements based on time-frequency features," in *21st Mediterranean Conference on Control and Automation*, Canea, Yunanistan, **2013**.
- [38] M. Jahan, M. Manas, B. B. Sharma and B. B. Gogoi, "Feature extraction and pattern recognition of EMG-based signal for hand movements.," in *International Symposium on Advanced Computing and Communication (ISACC)*, Silchar, Hindistan, **2015**.
- [39] S. Negi, Y. Kumar and V. M. Mishra, "Feature extraction and classification for EMG signals using linear discriminant analysis," in *2nd International Conference on Advances in Computing, Communication & Automation (ICACCA)*, Bareilly, Hindistan, **2016**.
- [40] K. Patel, "A Review on Feature Extraction Methods," *International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering*, 5, 2, **2016**.
- [41] A. Fougner, O. Stavdahl, P. J. Kyberd, Y. G. Losier and P. A. Parker, "Control of Upper Limb Prostheses: Terminology and Proportional Myoelectric Control - A Review," *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 20, 5, 663-677, **2012**.
- [42] Y. Losier, "Shoulder complex motion based input strategies for prosthetic limb control," Ph.D. dissertation," Univ. New Brunswick, Fredericton, NB, Kanada, **2009**.
- [43] H. H. Sears and J. Shaperman, "Proportional myoelectric hand control: An Evaluation," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 70, 1, 20-28, **1991**.
- [44] Mathworks, "Matlab ode15s Function Reference", <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/ode15s.html>, [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [45] D. Sunday, "Distance Between 3D Lines & Segments", [http://geomalgorithms.com/a07-\\_distance.html](http://geomalgorithms.com/a07-_distance.html), [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [46] Xilinx, "SoCs with Hardware and Software Programmability," Xilinx, <https://www.xilinx.com/products/silicon-devices/soc/zynq-7000.html>,

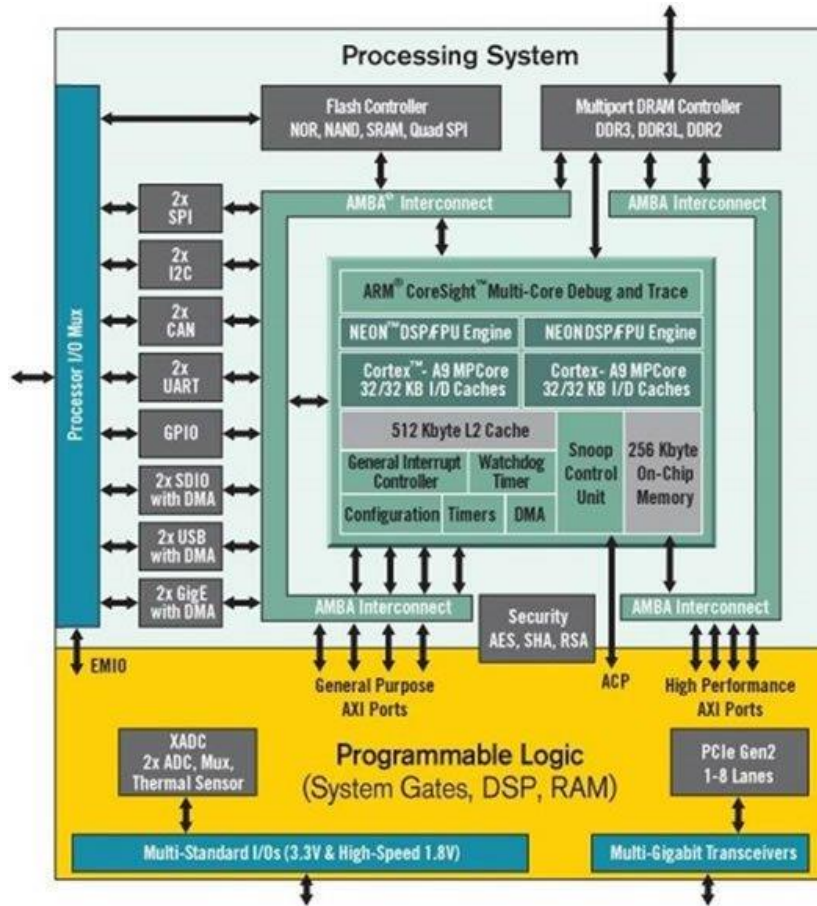
[Erişim tarihi: **25.05.2019**].

- [47] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, T. G. Trivison and R. Brookmeyer, "Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 3, 422-429, **2008**.
- [48] Y. Zhiming, Y. Tian, X. Zhuojun and L. Yang, "Co-simulation and control algorithm of intelligent bionic hands with multi-degree of freedom," in *2014 IEEE 9th Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*, Hangzhou, Çin, **2014**.
- [49] D.-p. Yang, J.-d. Zhao, Y.-k. Gu, X.-q. Wang, N. Li, L. Jiang, H. Liu, H. Huang and D.-w. Zhao, "An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals," *Journal of Bionic Engineering*, 6, 3, 255-263, **2009**.
- [50] L. Wen, Y. Li, M. Cong, H. Lang and Y. Du, "Design and optimization of a tendon-driven robotic hand," in *IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*, Toronto, ON, Kanada, **2017**.
- [51] S. Singh, M. S. Qureshi and P. Swarnkar, "Comparison of conventional PID controller with sliding mode controller for a 2-link robotic manipulator," in *2016 International Conference on Electrical Power and Energy Systems (ICEPES)*, Bhopal, Hindistan, **2016**.
- [52] X. Shang, Z. Xu, L. Zhang, Y. Li and Y. Tian, "Virtual Bionic Hand Co-simulation Systems and Fuzzy Servo Control Algorithm," in *2012 IEEE fifth International Conference on Advanced Computational Intelligence(ICACI)*, Nanjing, Çin, **2012**.
- [53] A. Mottard, L. Thierry and G. Clement, "Underactuated tendon-driven robotic/prosthetic hands: design issues," in *Robotics: Science and Systems*, Cambridge, MA, ABD, **2017**.
- [54] E. Engeberg and S. Meek, "Adaptive Sliding Mode Control for Prosthetic Hands to Simultaneously Prevent Slip and Minimize Deformation of Grasped Objects," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18, 1, 376-385, **2013**.
- [55] M. Cutkosky, "On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5, 3, 269-279, **1989**.
- [56] C. Cipriani, F. Zaccone, G. Stellin, L. Beccai, G. Cappiello, M. Carrozza and P. Dario, "Closed-loop controller for a bio-inspired multi-fingered underactuated prosthesis," in *Proceedings of the ICRA 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, **2006**.

- [57] "The world's most lifelike bionic hand" ottobock-bebionic, <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>, [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [58] "i-limb Quantum Product Webpage" Touch Bionics, <https://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-quantum>, [Erişim tarihi: **25.05.2019**].
- [59] "Scikit-learn, k-Nearest Neighbor Classification Using," DataCamp, <https://www.datacamp.com/community/tutorials/k-nearest-neighbor-classification-scikit-learn>, [Erişim tarihi: **25.05.2019**].

# EKLER

## EK 1 – Zynq SoC Mimarisi



Şekil EK-1.1. Xilinx Zynq yonga-üstü-sistem [46].



## **EK 2 - Tezden Türetilmiş Yayınlar**

Kaya, Z. E., Yılmaz, A., Modeling and simulation of an anthropomorphic hand prosthesis with an object interaction, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 183, **2020**, ISSN 0169-2607, <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105085>.



**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU**

**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**  
**ELEKTRİK VE ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI'NA**

Tarih: 29/09/2019

Tez Başlığı / Konusu: EKSİK TAHRİKLİ EL PROTEZİ GELİŞTİRME PLATFORMU TASARIMI VE YAPAY SİNİR AĞLARI TABANLI DENETİMİ

Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın a) Kapak sayfası, b) Giriş, c) Ana bölümler d) Sonuç kısımlarından oluşan toplam 110 sayfalık kısmına ilişkin, 29/09/2019 tarihinde ~~şahsım~~/tez danışmanım tarafından *Turnitin* adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 2'dir.

Uygulanan filtrelemeler:

- 1- Kaynakça hariç
- 2- Alıntılar hariç/~~dâhil~~
- 3- 5 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Uygulama Esaslarını inceledim ve bu Uygulama Esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Gereğini saygılarımla arz ederim.

Tarih ve İmza

Adı Soyadı: Zahit Evren KAYA

Öğrenci No: N10144298

Anabilim Dalı: Elektrik ve Elektronik Mühendisliği

Programı: Doktora

Statüsü:  Y.Lisans  Doktora  Bütünleşik Dr.

29.09.2019

**DANIŞMAN ONAYI**

UYGUNDUR.

Prof. Dr. Atila YILMAZ

(Unvan, Ad Soyad, İmza)

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Zahit Evren Kaya  
Doğum yeri : Sivas  
Doğum tarihi : 15.11.1983  
Medeni hali : Evli  
Yazışma adresi : Topçular Mah. Taşan Cd. 62/5 İzmit Kocaeli  
Telefon : 5335647732  
Elektronik posta adresi : zekaya@gmail.com  
Yabancı dili : İngilizce

### EĞİTİM DURUMU

Lisans : Anadolu Üniversitesi Elektrik-Elektronik Müh. Bölümü  
Yüksek Lisans : ODTÜ Elektrik-Elektronik Müh. Bölümü

### İş Tecrübesi

2016 – ----- : Başuzman Araştırmacı, TÜBİTAK BİLGEM  
2014 – 2016 : Uzman Donanım Mühendisi, Otokar Otomotiv ve Sanayi A. Ş.  
2011 – 2014 : Uzman Mühendis, Vestel Savunma Sanayi  
2010 – 2011 : Tasarım Mühendisi, Karel Ar-Ge  
2009 – 2010 : Yazılım Mühendisi, Oyak Teknoloji  
2008 – 2009 : Ar-Ge Mühendisi, Gate Elektronik