



**EMG SİNYALLERİ İLE ÇOK FONKSİYONLU PROTEZ EL
SİMÜLATÖRÜNÜN KONTROLÜ**

Yük. Müh. Beyda TAŞAR

Doktora Tezi
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Arif GÜLTEN
Aralık-2016

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EMG SİNYALLERİ İLE ÇOK FONKSİYONLU PROTEZ EL SİMÜLATÖRÜNÜN
KONTROLÜ**

Doktora TEZİ

Beyda TAŞAR

(131113202)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 21 Aralık 2016

Tezin Savunulduğu Tarih : 12 Ocak 2017

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Arif GÜLTEN (F.Ü)

Doç. Dr. Oğuz YAKUT (F.Ü)

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Nusret TAN (İ.Ü)

Doç. Dr. Mehmet Emin TAĞLUK (İ.Ü)

Doç. Dr. Mustafa TÜRK (F.Ü)

Doç. Dr. Ayşegül UÇAR (F.Ü)

Yrd. Doç. Dr. Vedat ÇELİK (F.Ü)

ARALIK-2016

ÖNSÖZ

Çalışmalarım sırasında değerli bilgi ve görüşlerinden yararlandığım hocalarım Doç. Dr. Arif Gülten'e ve Doç. Dr. Oğuz Yakut'a en içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

2211 C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Doktora Burs Programı kapsamında tezimin gerçekleşmesine destek sağlayan TÜBİTAK'a ve MF-14.25 No'lu Doktora Tezi Projesi kapsamında tezim için gerekli malzemelerin temininde maddi olarak destek sağlayan Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Başkanlığı'na teşekkür ederim.

Tezimin her aşamasında beni yalnız bırakmayan, dua ve desteklerini hep yanımda hissettiğim aileme ve arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunar ve tüm akademik yaşamım boyunca en büyük manevi destekçim olan ancak 04.11.2015 tarihinde aramızdan ayrıldığı için tez teslim mutluluğumu göremeyen bir tanecik teyzeme, Allah'tan rahmet dilerim.

Beyda TAŞAR

ELAZIĞ Aralık 2016

İÇİNDEKİLER TABLOSU

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER TABLOSU	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
TABLolar LİSTESİ	xvi
KISALTMALAR LİSTESİ	xviii
1. GİRİŞ	1
1.1. Konu ve Kapsam	3
1.2. Amaç Ve Hedef	4
1.3. Literatür Özeti.....	5
2. ELEKTROMİYOGRAF İŞARETİNİN FİZYOLOJİSİ.....	11
2.1. Kaslarının Yapısı ve Çalışma Şekli	12
2.2. Kasların Çeşitleri	12
2.3. Kas Kasılması.....	14
2.4. Motor Ünite ve Motor Hareketi.....	15
2.5. Kaslarda Servo Mekanizma.....	16
2.6. Kas Hareketi Sırasında Üretilen Gerilim.....	17
2.7. Kas Kasılmasının Regülasyonu	18
2.8. Kas Kasılmasının Sırasında Oluşan Gerilim	19
3. EMG SİNYALLERİNİN KAYDEDİLMESİ, İŞLENMESİ VE	
ÖZNİTELİKLERİNİN ÇIKARILMASI	22
3.1. EMG İşaretinin Kaydedilmesi ve Ölçülmesi.....	22
3.2. EMG Sinyalinin Özellikleri ve Gürültü Kaynakları.....	25
3.3. EMG Sinyallerinin İşlenmesi ve Özniteliklerinin Çıkarılması.....	26
3.4. EMG Sinyalinin Öznitelik Çıkarımı Öncesi Ön İşleme Safhası	27
3.4.1. Sayısal Örnekleme	28
3.4.2. Doğrultma İşlemi	28
3.4.3. Doğrultulan Sinyalin Yumuşatılması	28
3.4.4. Sinyalin Pencereleme Ayırıştırılması.....	29
3.5. EMG Sinyalinin Öznitelik Çıkarımı.....	29

3.5.1. Sinyalin Enerjisi	30
3.5.2. Sinyalin Maximum Değeri	30
3.5.3. Sinyalin Ortalaması	30
3.5.4. Sinyalin Etkin Değer	31
3.5.5. Sinyalin Varyansı	31
4. EMG SİNYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI	32
4.1. EMG Sinyalinin Öznitelik Matrisi için Boyut (Veri)Azaltma Algoritması	32
4.2. Yapay Sinir Ağları Sınıflandırma Algoritması.....	34
4.2.1. YSA’ların Avantajları ve Dezavantajları	34
4.2.2. Geleneksel Algoritmalar ile YSA’ların Karşılaştırılması	36
4.2.3. YSA’ların Kullanıldığı Alanlar	36
4.2.4. Yapay Sinir Ağlarının Sınıflandırılması	37
4.2.5. YSA'nın Yapısı.....	40
4.2.6. Yapay Sinir Ağlarının Eğitilmesi	44
4.3. KNN Sınıflandırma Algoritması	46
4.3.1. KNN Algoritmasının Adımları	47
4.3.2. k Sayısının Sınıflandırmaya Etkisi	48
4.3.3. Uygulama Alanları.....	48
4.4. Destek Vektör Makinası Sınıflandırma Algoritması	49
4.4.1. Doğrusal Ayrılabilen Veriler için DVM.....	49
4.4.2. Doğrusal Ayrılamayan Veriler için DVM	50
4.5. UYGULAMA: Bilişsel Kontrolü Protez El için EMG Sinyallerinin Özniteliklerinin Sınıflandırması	51
5. PROTEZ ELİN KİNEMATİK VE DİNAMİK ANALİZİ	57
5.1. Protez Elin Kinematik Analizi.....	57
5.2. Protez Elin Ters Kinematik Analizi	62
5.3. Protez Elin İleri ve Ters Kinematik Analizi İçin Sayısal Uygulama.....	64
5.3.1. Protez Elin Düz Kinematik Analizi için Numerik Uygulama	64
5.3.2. Protez Elin Ters Kinematik Analizi için Numerik Uygulama	66
5.4. Protez Elin Dinamik Analizi.....	68
5.5. Üç Eklemlili Parmağın Matlab/ Simulink Dinamik Modeli	71
6. PROTEZ EL EKLEMLERİ İÇİN MOTOR SEÇİMİ VE MATEMATİKSEL MODELLEMESİ	77

6.1. Protez El Eklemleri için Motor Seçimi.....	77
6.2. DC Servo motorun Matematiksel Modelinin Elde Edilmesi.....	79
6.3. DC Servo motorun Matlab / Simulink Modellemesi.....	81
7. PROTEZ EL SİMÜLATÖRÜNÜN TASARIMI.....	83
7.1. Protez Elin SolidWorks Ortamında Fiziksel Tasarımı	83
7.2. SimMechanics Mekanik Sistemlerin Üç Boyutlu Modellenmesi.....	84
7.3. Protez Elin SimMechanics Ortamında Modellenmesi	84
8. KONTROLÖR TASARIMI VE GENETİK ALGORİTMA İLE KONTROLÖR KATSAYI OPTİMİZASYONU	86
8.1. Kontrol Sistemlerine Genel Bakış	86
8.2. Mühendislik Sistemlerinde Kullanılan Kontrolör Çeşitleri.....	87
8.3. Protez El SİMÜLATÖRÜNÜN Kontrolünde Kullanılan Kontrolörler.....	87
8.3.1. PID (Oransal-İntegral-Türevsel) Kontrolörün Genel Yapısı	87
8.3.2. Kayma Kipli Kontrolörün Genel Yapısı	89
8.4. Kontrolör Parametrelerinin Belirlenmesi	92
8.4.1. Genetik Algoritmanın Temel Yapısı ve İşleyişi	92
8.4.2. UYGULAMA 1: Protez El SİMÜLATÖRÜNÜN Parmak Eklemlerinin Hareketinde Kullanılan DC Servo motorun PID Kontrolör ile Konum Kontrolü	95
8.4.3. UYGULAMA 2: Protez El SİMÜLATÖRÜNÜN Parmak Eklemlerinin Hareketinde Kullanılan DC Servo motorun KKK ile Konum Kontrolü.....	98
8.4.4. UYGULAMA 3: Protez El Dinamik Modelinde Parmak Eklemlerinin PID Kontrolör ile Konum Kontrolü.....	100
9. PROTEZ EL SİMÜLATÖRÜNÜN KONTROLÜ.....	107
9.1. Tip 1: Protez Elin SİMÜLATÖRÜNÜN Doğrudan Eklem Açısı Referansı Bilgisi ile Kontrolü.....	108
9.2. Tip 2: Protez Elin SİMÜLATÖRÜNÜN Tork ile Kontrolü.....	112
9.3. Tip 3: DC Servo motor Modeli içeren Protez Elin SİMÜLATÖRÜNÜN Hareket Kontrolü.....	117
9.3.1. Tip 3 SİMÜLATÖRÜNÜN PID Kontrolör İle Hareket Kontrolü	117
9.3.2. Tip 3 SİMÜLATÖRÜNÜN Kayan Kipli Kontrolör ile Hareket Kontrolü	124
10. PROTEZ ELİN İMALATI VE KONTROLÜ.....	132
10.1. SolidWorks Programında Prototip El Parçalarının Tasarımı	132
10.2. Simplfiy Programı İmalat Özelliklerinin Belirlenmesi ve Elin 3D Yazıcı ile Üretimi.....	133

10.3. Protez El Simülatörünün Kontrolü	134
11. EMG ETKİLEŞİMLİ PROTEZ EL SİMÜLATÖRÜ VE PROTEZ EL PROTOTİPİNE İLİŞKİN UYGULAMALAR VE SONUÇLAR	136
11.1. UYGULAMA 1: EMG Etkileşimli Protez El Simülatöründe Kuvvet Sensörü Vasıtası ile Nesne Takibi ve Kavrama Kuvveti Kontrolü Simülasyonu	136
11.2. UYGULAMA2: Seçilen Altı Hareketinin EMG Etkileşimli Protez Ele Yaptırılması.....	144
12. SONUÇLAR VE YORUMLAR.....	157
KAYNAKLAR.....	159
ÖZGEÇMİŞ	174



ÖZET

İnsanlar yaralanmalar, kazalar veya herhangi bir tıbbi rahatsızlık sonucunda uzuv kaybı yaşayabilirler. Son yıllarda araştırmacılar bu ve buna benzer durumlarda eksik olan uzvun yerini alacak olan protez cihazların tasarımı ve kontrolü alanında pek çok çalışma gerçekleştirmektedirler.

Biyolojik elin işlevlerini taklit eden protez ellerin fonksiyon kabiliyeti parmakların birbirlerinden bağımsız yaptıkları hareket sayısı arttıkça artar. Bu referans bakış açısı ile şekillendirilen tez çalışması kapsamında biyoelektriksel sinyaller kullanılarak protez ele altı farklı parmak hareketi kazandırılmış ve protez elin işlevselliği artırılmıştır. Yüzey Elektromiyografi yöntemi ile dört kasta yüzey elektrot grubu yardımı ile biyoelektriksel sinyaller kaydedilmiştir. Kaydedilen biyoelektriksel sinyaller bir dizi ön işlemden geçirilmiş ve EMG sinyallerinin maksimum, etkin, ortalama, varyans ve enerji gibi öznitelikleri hesaplanmıştır. Etkin bilişsel etkileşim ağı oluşturulabilmek için İleri Yayılımlı YSA, Kademeli İleri Yayılımlı YSA, Radyal Tabanlı YSA, Kesin Radyal Tabanlı YSA, Olasılıksal Tabanlı YSA, Regresyon Tabanlı YSA, En Yakın Komşu ve Destek Vektör Makinası sınıflandırma algoritmaları kullanılmış ve sınıflandırma başarıları karşılaştırılmıştır. 3D yazıcı ile beş parmaklı ve on beş eklemlili protez el prototip imal edilmiş ve ayrıca SimMechanics ortamında protez el simülatörü tasarlanmıştır. Biyoelektriksel sinyallerin sınıflandırılması ile elde edilen hareket tipi bilgisi ile simülatör ve prototip elin kontrolü gerçek zamanlı olarak yaklaşık %70 başarımla gerçekleştirilmiştir. Protez elin her bir eklemine bağlı motorların konum kontrolleri tasarlanan PID (Proportional Integral Derivative) ve Kayan Kipli Kontrolör ile sağlanmıştır. Böylece kullanıcı kişi ile protez el arasında bilişsel bir iletişim ağı kurulmuş, protez elin altı hareket için gerçek zamanlı kontrolü biyoelektriksel sinyaller ile sağlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: EMG, Çok Fonksiyonlu Protez El, SimMechanics, Bilişsel Kontrol

SUMMARY

Control of the Multifunctional Prosthetic Hand Simulator Via EMG Signals

People may lose their limb because of injuries, accidents, medical conditions or congenital hereditary disorders. In recent years Researcher are carrying out many studies about design and control of prosthesis devices which take the place of the missing limb. Functional ability of prosthesis hand which mimicking biological hand functions increases depending on the number of independent fingers movements. With this perspective, in this thesis study six different finger movements were given to the prosthesis hand via bioelectrical signals and functionality of prosthesis hand was increased. Bioelectrical signals were recorded by Surface Electromyography method for four muscles with the help of the surface electrodes. The recorded bioelectrical signals were subjected to a series of preprocessing and feature extraction processes to calculate the maximum, effective, mean, variance and energy values of the EMG signals. In order to create effective cognitive interaction network between human and prosthesis hand, Classification algorithms have been developed which are Forward ANN, Progressive ANN, Radial based ANN, Exact Radial based NN, Probabilistic based ANN, Regression based ANN, Nearest Neighbor and Support Vector Machine classification and their performance compared with each other. A five-fingered and fifteen-joints prosthetic hand prototype has been produced via a 3D printer. And also a prosthetic hand simulator designed in the SimMechanics Motion control of both the simulator and prototype hand were realized in real time with about 70% success with obtained hand pattern information by classification via bioelectrical signals. Position control of motors connected to each joint of the Prosthetics hand is provided with designed PID and Sliding Mode Controller. Thus, an effective cognitive communication network has established between the user person and the real time pattern control of the prosthesis is provided by bioelectrical signals.

Key words: EMG, Multifunctional Prosthetic Hand, SimMechanics, Cognitive Control

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1. EMG sinyalleri ile çok fonksiyonlu protez el simülatörünün ve prototipinin kontrolü.....	2
Şekil 2.1. Çizgili kaslarda A, H, Z ve I bantları [44,49,50].....	13
Şekil 2.2. Yapılarına göre kas çeşitleri [44]	13
Şekil 2.3. Kas kasılması [44,50].....	14
Şekil 2.4. Kas hareketinin artmasıyla motor ünite faaliyeti	16
Şekil 2.5. Kaslarda servo mekanizma [44-46,50].....	16
Şekil 2.6. Kas iğinin yapısı [50]	18
Şekil 2.7. Normal bir dorsal interossus kasının çok azdan çok kuvvetliye kadar kasılması anlarında üretilen potansiyeller [44,50].....	19
Şekil 2.8. Bir motor ünitesinin aktive edilip EMG işaretinin oluşması[45]	20
Şekil 2.9. EMG işaretlerinin oluşumu ve yüzey elektrotlara ulaşımı	20
Şekil 2.10. Kasa uyarı gelişi ve kasın kasılması [49,50]	21
Şekil 3.1. EMG elektrot çeşitleri (a) iğne elektrot (b,d) kablosuz yüzey elektrot (c) kablolu tip yüzey elektrot	22
Şekil 3.2. Farklı bölgedeki elektrotların sinyal üzerine etkisi [44]	23
Şekil 3.3. El ve alt kolun ön yüzünde yer alan kasların görünümü	24
Şekil 3.4. El ve alt kolun arka yüzünde yer alan kasların görünümü	24
Şekil 3.5. EMG sinyaline ait frekans spektrumu	25
Şekil 3.6. EMG sinyalinin tipik genlik karakteristiği	25
Şekil 3.7. EMG sinyalinin ön hazırlık safhası blok diyagramı.....	27
Şekil 3.8. El kapama sinyali için dört kanaldan alınan EMG sinyallerinin sırası ile ham EMG, merkezileştirilmiş ve filtrelenmiş sinyal grafiği	29
Şekil 4. 1. Veri azaltım algoritması akış şeması.....	33
Şekil 4.2. Sinir hücresi ve sinir sisteminin çalışma	41
Şekil 4.3. Yapay sinir hücresinin yapısı	41
Şekil 4.4. Yapay sinir ağının yapısı.....	44
Şekil 4.5. KNN sınıflandırma algoritması	46

Şekil 4.6. KNN ile renk teşhisi	47
Şekil 4.7. K sayısının sınıflandırmaya etkisi	48
Şekil 4.8. (a) iki sınıflı bir problem için hiper-düzlemler, (b) optimum hiper-düzlem ve destek vektörleri	49
Şekil 4.9. Doğrusal olarak ayrılabilen veri setleri için hiper-düzlemin belirlenmesi	50
Şekil 4.10. Doğrusal olarak ayrılamayan verilerin kernel fonksiyonu ile yüksek boyutlu uzayda görüntülenmesi	51
Şekil 4.11. İleri beslemeli YSA'nın yapısı	52
Şekil 4.12. İleri beslemeli YSA'nın performans analizi.....	52
Şekil 4.13. İleri beslemeli YSA'nın (a) mse performans grafiği (b) regresyon grafiği.....	53
Şekil 4.14. Kademeli ileri yayılımlı YSA'nın yapısı	53
Şekil 4.15. Kademeli ileri yayılımlı YSA'nın performans analizi	54
Şekil 4.16. Kademeli ileri yayılımlı YSA'nın mse performans grafiği.....	54
Şekil 4.17. Kademeli ileri yayılımlı YSA'nın regresyon grafiği.....	54
Şekil 5.1. El parmak eklemleri için koordinat eksenlerinin yerleşim planı.....	57
Şekil 5.2. Üç eklemlili parmak için geometrik çözüm metodu	63
Şekil 5.3. Dinamik analiz için parmak mekanizması [92].....	69
Şekil 5.4. Parmağın dinamik analizinin matlab /simulink modeli.....	72
Şekil 5.5. Birinci eklem için açı, açısal hız ve açısal ivme değerlerini hesaplama bloğunu.....	73
Şekil 5.6. İkinci eklem için açı, açısal hız ve açısal ivme değerlerini hesaplama bloğunu	74
Şekil 5.7. Üçüncü eklem için açı, açısal hız ve açısal ivme değerlerini hesaplama bloğunu.....	75
Şekil 5.8. Elin link 1, link 2 ve link 3 bölümlerinin yer çekimi kuvveti etkisi nedeni ile hareket grafiği ($t=0$, $f=0$ ve link başlangıç konumu $\theta_1=-0.1^0$ ve $\theta_2=\theta_3=0^0$)	76
Şekil 6.1. Nano DC motor	77
Şekil 6.2. DC motor referans alınarak tasarlanan protez parmak	78
Şekil 6.3. Ultra nano DC servo motor	78
Şekil 6.4. DC servo motor referans alınarak tasarlanan protez parmak	79
Şekil 6.5. DC servo motorun eşdeğer devresi	80
Şekil 6.6. DC servo motor matlab /simulink modeli	82
Şekil 6.7. DC servo motor model bloğu	82
Şekil 7.1. Protez elin 3d model modeline ait SolidWorks görüntüleri	84

Şekil 7.2. 15 serbestlik dereceli protez elin SimMechanics modeli	85
Şekil 8.1. Açık çevrim kontrol sisteminin blok diyagramı.....	86
Şekil 8.2. Kapalı çevrim kontrol sisteminin blok diyagramı	86
Şekil 8.3. PID kontrolörün genel gösterimi	88
Şekil 8.4. İkinci derece bir sistem için ulaşma ve kayma modları[143].....	91
Şekil 8.5. Basit bir GA algoritmasının blok diyagramı	93
Şekil 8.6. DC servo motorun PID kontrolüne ait matlab / simulink modeli	96
Şekil 8.7. PID kontrolör bloğu	96
Şekil 8.8. Uygunluk fonksiyonu ve hata hesap bloğu	96
Şekil 8.9. Ref=30° için PID kontrolör cevabı.....	98
Şekil 8.10. DC servo motorun KK kontrolüne ait matlab / simulink modeli.....	99
Şekil 8.11. KK kontrolör bloğu	99
Şekil 8.12. GA uygunluk fonksiyonu ve hata hesap bloğu	99
Şekil 8.13. Ref=30° için KK kontrolör cevabı	100
Şekil 8.14. Protez elin PID kontrollü.....	101
Şekil 8.15. Elin dinamik modeli ve PID kontrolörler alt bloğu.....	101
Şekil 8.16. El kapama hareketi için PID kontrolörlerin cevabı.....	102
Şekil 8.17. Başparmak-ışaret parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	103
Şekil 8.18. Başparmak-orta parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	104
Şekil 8.19. Başparmak-yüzük parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	105
Şekil 8.20. Başparmak-serçe parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	106
Şekil 9.1. Simülatör tasarım yöntemleri	107
Şekil 9.2. Protez elin tip1 simülatör modeli	108
Şekil 9.3. Eklem hızı ve ivmesinin belirlendiği alt blok	108
Şekil 9.4. Başparmağa ait üç eklem seçilen altı el hareketi için konum grafiği.....	109
Şekil 9.5. İşaret parmağa ait üç eklem seçilen altı el hareketi için konum grafiği.....	110
Şekil 9.6. Orta parmağa ait üç eklem seçilen altı el hareketi için konum grafiği.....	110
Şekil 9.7. Yüzük parmağa ait üç eklem seçilen altı el hareketi için konum grafiği	111
Şekil 9.8. Serçe parmağa ait üç eklem seçilen altı el hareketi için konum grafiği.....	111
Şekil 9.9. Protez elin tip 2 simülatör modeli	112
Şekil 9.10. Tüm eklemler için PID kontrolör alt bloğu	112
Şekil 9.11. Bir parmak için PID kontrolör alt bloğu	113
Şekil 9.12. Bir eklem için PID kontrolör bloğunun içyapısı	113

Şekil 9.13. Uygunluk fonksiyonu ve hata hesap bloğu	113
Şekil 9.14. Başparmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği.....	114
Şekil 9.15. İşaret parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği	115
Şekil 9.16. Orta parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği.....	115
Şekil 9.17. Yüzük parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği	116
Şekil 9.18. Serçe parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği.....	116
Şekil 9.19. Protez elin PID kontrollü tip 3 simülatör modeli	117
Şekil 9.20. Tüm eklemler için kontrolör ve PID kontrolör modeli alt bloğu	117
Şekil 9.21. Bir parmak için PID kontrolör ve DC motor modeli alt bloğu	118
Şekil 9.22. Bir eklem için PID kontrolör ve DC motor modeli alt bloğu.....	118
Şekil 9.23. Bir eklem için PID kontrolör bloğunun içyapısı	118
Şekil 9.24. Başparmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği.....	119
Şekil 9.25. İşaret parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği	120
Şekil 9.26. Orta parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği.....	121
Şekil 9.27. Yüzük parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği	122
Şekil 9.28. Serçe parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği.....	123
Şekil 9.29. Protez elin PID kontrollü tip 3 simülatör modeli	124
Şekil 9.30. Tüm eklemler için kontrolör ve kayma kipli kontrolör modeli alt bloğu.....	124
Şekil 9.31. Bir parmak için KK kontrolör ve DC motor modeli alt bloğu	124
Şekil 9.32. Bir eklem için KK kontrolör ve DC motor modeli alt bloğu	125
Şekil 9.33. Bir eklem için KK kontrolör bloğunun içyapısı.....	125
Şekil 9.34. Başparmağın üç ekleminin el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği.....	125

Şekil 9.35. İşaret parmağa ait üç eklem el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği.....	126
Şekil 9.36. Orta parmağa ait üç eklem el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği.....	127
Şekil 9.37. Yüzük parmağa ait üç eklem el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği	128
Şekil 9.38. Serçe parmağa ait üç eklem el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği.....	129
Şekil 10.1. Protez el prototipine ait parçaların SolidWorks ortamındaki çizim görüntüleri.....	132
Şekil 10.2. Montajı tamamlanmış elin solidworks görüntüsü	133
Şekil 10.3. Başparmağın birinci linki üretimi aşamasında simplify 3D programında ayarlamalar	133
Şekil 10.4. Mekanik ve elektriksel montajı tamamlanmış protez ele ait fotoğraflar.....	134
Şekil 10.5. Protez elin kontrol akış şeması.....	135
Şekil 11.1. Protez elin pozisyon ve kavrama kuvvet kontrolü blok şeması	136
Şekil 11.2. Protez elin her bir eklemi için tasarlanan nesne algılama ve pı kontrol şeması	137
Şekil 11.3. Bir parmağa ait simmechanics program alt parçası.....	138
Şekil 11.4. Senaryo 1 için yüzük, işaret, orta ve serçe parmakların üç eklemine ait hareket grafikleri	139
Şekil 11.5. Senaryo 1 için başparmağın üç eklemine ait hareket grafikleri	140
Şekil 11.6. Senaryo 1 için protez el simülatörünün simülasyon görüntüsü.....	140
Şekil 11.7. Senaryo 2 için işaret ve orta parmağın üç eklemine ait hareket grafikleri	141
Şekil 11.8. Senaryo 2 için başparmağın üç eklemine ait hareket grafikleri	141
Şekil 11.9. Senaryo 2 için protez el simülatörünün simülasyon görüntüleri.....	142
Şekil 11.10. Senaryo 3 için yüzük, orta, işaret ve serçe parmakların üç eklemine ait hareket.....	142
Şekil 11.11. Senaryo 3 için başparmağın üç eklemine ait hareket grafikler	143
Şekil 11.12. Senaryo 3 için protez el simülatörünün simülasyon görüntüleri.....	143
Şekil 11.13. Seçilmiş altı el hareketinin ileri yayımlı YSA algoritması yardımı ile kurulan bilişsel etkileşim ağı ile protez el prototipine ve simülatörüne kazandırılması blok şeması	145
Şekil 11.14. Protez elin her bir eklemi için tasarlanan PID kontrol şeması	145

Şekil 11.15. Kanal 1’den kaydedilen EMG sinyalinin önişlem grafikleri	147
Şekil 11.16. Kanal 2’den kaydedilen EMG sinyalinin önişlem grafikleri	147
Şekil 11.17. Kanal 3’den kaydedilen EMG sinyalinin önişlem grafikleri	147
Şekil 11.18. Kanal 4’den kaydedilen EMG sinyalinin önişlem grafikleri	147
Şekil 11.19. Kanal 1’den kaydedilen EMG sinyalinin öznitelikleri.....	148
Şekil 11.20. Kanal 2’den kaydedilen EMG sinyalinin öznitelikleri.....	148
Şekil 11.21. Kanal 3’den kaydedilen EMG sinyalinin öznitelikleri.....	149
Şekil 11.22. Kanal 4’den kaydedilen EMG sinyalinin öznitelikleri.....	149
Şekil 11.23. El kapama hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	150
Şekil 11.24. Simülatör ve protez el prototipinin el kapama hareketi görüntüsü	150
Şekil 11.25. El açma hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	151
Şekil 11.26. Simülatör ve protez el prototipinin el açma hareketi görüntüsü	151
Şekil 11.27. Başparmak-ışaret parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı ...	152
Şekil 11.28. Simülatör ve protez el prototipinin baş-ışaret parmak teması hareketi görüntüsü	152
Şekil 11.29. Başparmak-orta parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	153
Şekil 11.30. Simülatör ve protez el prototipinin baş-ışaret parmak teması hareketi görüntüsü	153
Şekil 11.31. Başparmak-yüzük parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı ..	154
Şekil 11.32. Simülatör ve protez el prototipinin baş-yüzük parmak teması hareketi görüntüsü	154
Şekil 11.33. Başparmak-serçe parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı	155
Şekil 11.34. Simülatör ve protez el prototipinin baş-ışaret parmak teması hareketi görüntüsü	155

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 1.1. Protez ele ve simülatöre bilişsel kontrol stratejisi ile kazandırılan el hareketleri görüntüleri	4
Tablo 4.1. Geleneksel algoritmalar ve ysa arasındaki farklar [60].....	36
Tablo 4.2. Bazı toplama fonksiyonları	42
Tablo 4.3. Aktivasyon fonksiyonları	43
Tablo 5.1. Elin kinematik analizi için oluşturulan d-h Tablosu	58
Tablo 5.2. Elin uzuvlarının boyutları	64
Tablo 5.3. Seçilen el hareket şekli için eklem açısı değerleri	65
Tablo 5.4. Altı el hareketi için kinematik analiz sonuçları.....	66
Tablo 5.5. Parmakların uç noktalarının parmak-el ayası birleşim noktası referans koordinat eksenine göre konum ve yönelim	67
Tablo 5.6. Ters kinematik analiz sonucunda elde edilen eklem açısı değerleri	68
Tablo 5.7. Protez ele ait parametreler.....	71
Tablo 6.1. Tasarımda kullanılan mikro dc motorun özellikleri.....	77
Tablo 6.2. Tasarımda kullanılan mikro dc motorun özellikleri.....	79
Tablo 6.3. Servo motor modelinde kullanılan parametreler.....	82
Tablo 8.1. Denetleyici katsayılarının sisteme etkisi [126]	88
Tablo 8.2. PID parametreleri	98
Tablo 8.3. KKK parametreleri.....	100
Tablo 8.4. Dinamik modelde el kapama hareketi için matematiksel sonuçlar	102
Tablo 8.5. Dinamik modelde başparmak-ışaret parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar.....	103
Tablo 8.6. Dinamik modelde başparmak-orta parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar.....	104
Tablo 8.7. Dinamik modelde başparmak-yüzük parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar.....	105
Tablo 8.8. Dinamik modelde başparmak-serçe parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar.....	106

Tablo 9.1. Seçilen hareket tipine göre referans aç ı değ erleri	109
Tablo 9.2. Parmak eklemlerin pozisyon kontrolü için PID kontrolör parametreleri	114
Tablo 9.3. Tip 3 PID kontrollü simülatör: baş parmak için matematiksel sonuçlar	119
Tablo 9.4. Tip 3 PID kontrollü simülatör: işaret parmak için matematiksel sonuçlar	120
Tablo 9.5. Tip 3 PID kontrollü simülatör: orta parmak için matematiksel sonuçlar	121
Tablo 9.6. Tip 3 PID kontrollü simülatör: yüzük parmak için matematiksel sonuçlar	122
Tablo 9.7. Tip 3 PID kontrollü simülatör: serçe parmak için matematiksel sonuçlar	123
Tablo 9.8. Tip 3 KK kontrollü simülatör: baş parmak için matematiksel sonuçlar	126
Tablo 9.9. Tip 3 KK kontrollü simülatör: işaret parmak için matematiksel sonuçlar	127
Tablo 9.10. Tip 3 KK kontrollü simülatör: orta parmak için matematiksel sonuçlar	128
Tablo 9.11. Tip 3 KK kontrollü simülatör: yüzük parmak için matematiksel sonuçlar	129
Tablo 9.12. Tip 3 KK kontrollü simülatör: serçe parmak için matematiksel sonuçlar	130
Tablo 11.1. PI parametreleri	138
Tablo 11.2. Protez elin hareketi için deneysel olarak belirlenen referans aç ı değ erleri	138
Tablo 11.3. PID parametreleri	145
Tablo 11.4. Hareket tipine göre eklem aç ılarının referans değ erleri	146

KISALTMALAR LİSTESİ

EMG	: Elektromiyografi
PID	: Oransal İntegral Türev Kontrolör
KKK	: Kayma Kipli Kontrolör
KNN	: En Yakın Komşu Sınıflandırma Algoritması
DVM	: Destek Vektör Makinası Sınıflandırma Algoritması
GA	: Genetik Algoritma
İBYSA	: İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları
TKİBYSA	: Tek Katmanlı İleri Beslemeli Yapay
ÇKİBYSA	: Çok Katmanlı İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları
GBYSA	: Geri Beslemeli Yapay Sinir Ağları
TGBYSA	: Tam Geri Beslemeli Yapay Sinir Ağları
KGBYSA	: Kısmi Geri Beslemeli Yapay Sinir Ağları
BTYSA	: Bellek Tabanlı Yapay Sinir Ağları
RTYSA / RBNN	: Radyal Tabanlı Yapay Sinir Ağı (Radial Based Neural Networks)
PNN	: Olasılıksal Yapay Sinir Ağı (Probabilistic Neural Networks)
GRNN	: Genelleştirilmiş Regresyon Sinir Ağı (Generalised Regression Neural Networks)



1. GİRİŞ

İnsanlar yaralanmalar, kazalar veya herhangi bir tıbbi rahatsızlık sonucunda uzuv kaybı yaşayabilirler. İşte bu ve buna benzer durumlarda uzuv eksikliği olan kişilerce kullanılmak üzere, eksik olan uzvun hareket fonksiyonunu ve şeklini taklit eden robotik cihazlar üretilmektedir. Bu amaçla tasarlanan tüm robotik cihazlar genel olarak “Protez” olarak isimlendirilir ve yerini aldıkları uzva göre kol protezi, bacak protezi gibi sıfatlarla nitelendirilirler.

İnsan uzuvlarının hareket kompleksliği, yani bağımsız hareket sayısı uzuvda yer alan eklem sayısı ile orantılı olarak artmaktadır. Yetişkin bir bireyin iskelet sisteminde 206 adet kemik bulunmaktadır. Kafatası ve yüzde bulunan 90 adet kemiğin oynamaz eklemler ile birbirine bağlandığı ve omurgada bulunan 33 adet kemiğin ise yarı oynar eklemlerle birbirlerine bağlı olduğu bilinmektedir. Oynar eklemler ise sadece kol (25) ve bacakta (25) bulunan kemikler arasında (tarak kemikleri hariç) mevcuttur. Bu bilgi ışığında el bileği eklemleri göz ardı edilirse insan eli tüm parmakta üçer eklem olmak üzere toplam on beş eklem yani on dört bağımsız hareket mafsalına sahiptir. Bundan ötürü biyolojik elin hareketi her bir parmağın yani on beş eklemin ayrı ayrı hareketinin kontrolünü içermektedir ve oldukça komplekstir. İnsan uzuvları içerisinde (kol, bacak, bel, ayak) el kinetik analizi en karmaşık olan uzuvdur.

Kaybedilen biyolojik el uzvunun işlevsel ve görsel olarak yerini alan protez ellerin kullanıcı kişi tarafından fonksiyonel ve başarılı bir şekilde kullanılmasını sağlayacak temel iki faktör:

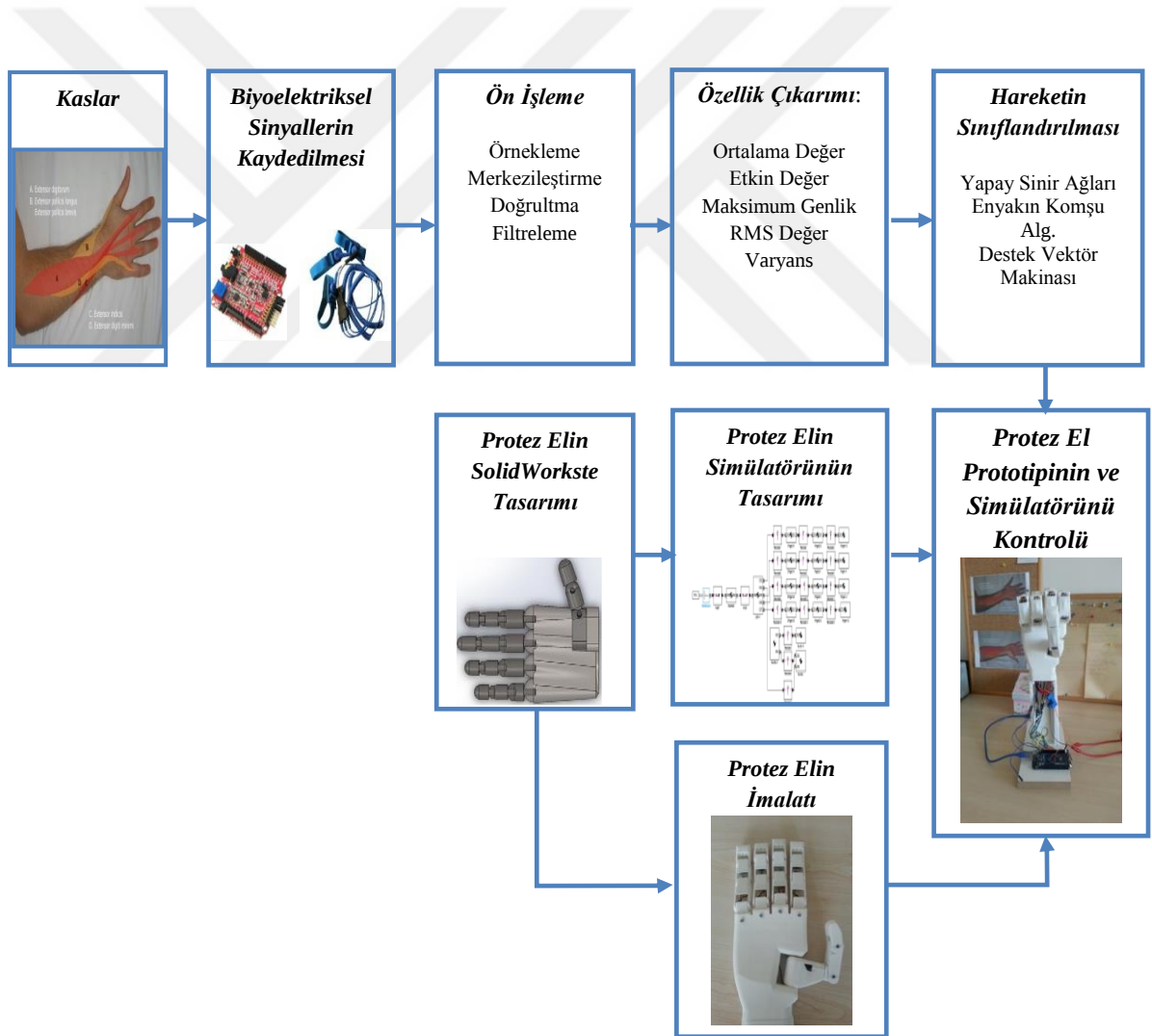
- Protez elin mekanik tasarımı,
- Protez el mekaniğinin her bir mafsalın pozisyon ve hız kontrollerinin etkin ve hassas bir şekilde gerçekleştirilmesidir.

Ancak bilinmelidir ki protez el mekaniğinin tasarımı ve imalatı ne kadar kusursuz olursa olsun, kullanıcı - protez el mekaniği bilişsel etkileşimi yani kontrol algoritması düzgün bir şekilde kurulamaz ise yani kişinin hareket isteği, türü (el kapama açma, iki parmakla tutma, vb.) ve hareket hızı bilgileri protez el mekaniğine başarılı bir şekilde aktarılamazsa protez elin istenen şekilde çalışması söz konusu olamaz.

İnsanoğlunun istemli tüm kas hareketleri, beyinden kasa sinirler vasıtası ile iletilen biyoelektriksel sinyaller sonucunda oluşur. Kaslara iletilen biyoelektriksel

(Elektromiyogram - EMG) sinyaller hareketin türü, hızı ve kasların kasılma ve gevşeme miktarı hakkında bilgiler taşır. Biyolojik elin temel görevini tutma ve kavrama hareketleri yani parmak hareketlerini gerçekleştirmektir. Bilek hareketleri ise esasen bu kavrama ve tutma hareketlerine yardımcı eksen ve destek hareketlerini oluşturmaktadır. Biyolojik elin işlevlerini taklit eden protez elin de fonksiyon kabiliyetini ve işlevselliğini arttıran ana unsur, parmakların hareketidir. Protez elin yaptığı bağımsız hareket sayısı arttıkça, biyolojik eli daha başarılı bir şekilde taklit edebilir.

Bu tez çalışması kapsamında biyoelektriksel sinyal kontrollü protez ellerin parmak hareket işlevselliğinin artırılması amacı ile biyoelektriksel sinyal veri tabanının genişletilmesi ve bilişsel bir hareket kontrol algoritmasının tasarım çalışması gerçekleştirilmiştir.



Şekil 1.1. EMG sinyalleri ile çok fonksiyonlu protez el simülâtörünün ve prototipinin kontrolü

Şekil 1.1’de tezde yapılanların yer aldığı blok akış şemasından da görüldüğü gibi öncelikle kas hareketlerinin aktivitesine ait bilgileri (kasılma gevşeme kuvveti vs.) bünyesinde bulunduran biyoelektriksel sinyaller, Elektromiyografi yöntemi ile kullanıcı kişinin ön kol kaslarından (Flexor policis longus, Flexor carpi radialis, Brachioradialis, Extensor Carpi radialis, Extensor Digiti Minimi ve Extensor Carpi Ulnaris) dört adet yüzey elektrot grubu yardımı ile alınarak kaydedilmiştir. Kaydedilen biyoelektriksel sinyaller bir dizi ön işleme ve sınıflandırma işlemlerine tabi tutularak EMG sinyalleri ile el ve parmak hareketleri arasındaki ilişkiler anlamlandırılmıştır ve bu sinyaller, protez ele (mekanizmasına ve simülatörüne) referans hareket sinyali olarak uygulanmıştır. Tasarlanan kontrolörler ile de protez elin parmak eklemlerinin konum kontrolü sağlanmıştır. Böylece kullanıcı kişi ile protez el arasında bilişsel bir ara yüz ve iletişim ağı kurulmuştur.

Kısaca özetlenecek olursa gerçekleştirilen çalışma el kaslarının aktivitesine ait biyoelektriksel veri tabanı oluşturma ve bu veri tabanını kullanarak insan- protez el arasında etkileşim ağı ve ara yüz oluşturma, simülatör tasarımı ve kontrol algoritması geliştirme çalışmasıdır.

1.1. Konu ve Kapsam

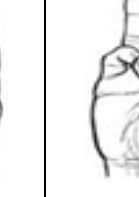
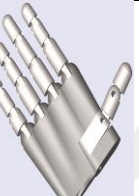
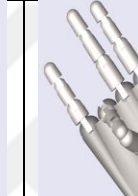
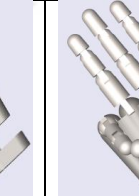
Biyoelektriksel sinyaller ile protez elin kontrolü konusu çok sayıda araştırmacının çalışmalar yaptığı ve her geçen gün genişleyen bir bilgi topluluğunun ve bilgi akışı sağlandığı popüler bir alandır [1-44]. Bu çalışma kapsamında önerilen ve tasarımı geliştirilen bilişsel kontrol çalışması ile hali hazırda satışı gerçekleştirilen ve fonksiyon sayıları günlük yaşamı rahat bir şekilde idame ettirmek için yetersiz olan protez ellerin parmak hareket işlevselliğinin artırılması ve insan biyolojik elin hareketini en iyi şekilde kopya edebilmeleri sağlanmaya çalışılmıştır.

İnsan elinin yapmakta olduğu Tablo 1.1’deki altı hareketi protez ele de kazandırmak amacı ile biyoelektriksel sinyaller kaydedilmiş, anlamlandırılmış ve protez el ile kullanıcı arasında bilişsel etkileşim ağı geliştirilmiştir.

Elektromiyografi yöntemi ile kullanıcı kişinin ön kol kaslarından dört adet yüzey elektrot grubu yardımı ile kaydedilen, öz nitelikleri çıkarılan ve sınıflandırılan EMG sinyalleri ile kişinin yapmak istediği hareket türü algılanmakta ve tasarlanan üç boyutlu protez el simülatörüne ve 3D yazıcı ile üretilen beş parmaklı ve on beş eklemlili protez el prototipine bu hareketler gerçek zamanlı olarak yaptırılmaktadır. Protez elin her bir eklemi

bir adet ultra nano servo motor ile hareket ettirilmekte olup, motorların konum kontrolleri tasarlanan PID ve Kayan Kipli Kontrolör (KKK) ile sağlanmaktadır.

Tablo 1.1. Protez ele ve simülatöre bilişsel kontrol stratejisi ile kazandırılan el hareketleri görüntüleri

	<i>El Kapama</i>	<i>El Açma</i>	<i>Baş-İşaret parmak teması</i>	<i>Baş-Orta parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe parmak teması</i>
Biyolojik El						
Simülatör El						
Protez El						

1.2. Amaç Ve Hedef

Bu çalışmanın temel amacı hali hazırda satışı gerçekleştirilen protez el mekaniklerinin parmak işlevselliğini yani fonksiyonelliklerini arttıracak çözümler bulmaktır. Bu amaca ulaşabilmek için protez ellere kazandırılmak istenen altı el hareketine ait biyoelektriksel sinyaller iki kullanıcıdan dört set halinde kaydedilmiş böylece geniş çaplı bir

biyoelektriksel sinyal veri tabanı oluşturulmuştur. Etkin bilişsel etkileşim ağı oluşturulabilmek adına gerekli sınıflandırma başarısına ulaşmak için sekiz adet sınıflandırma algoritması geliştirilmiştir. Bunlar sırası ile İleri Yayılımlı Yapay Sinir Ağı (YSA), Kademeli İleri Yayılımlı YSA, Radyal Tabanlı YSA, Kesin Radyal Tabanlı YSA, Olasılıksal Tabanlı YSA, Regresyon Tabanlı YSA, En Yakın Komşu Algoritması, Çok Sınıflı Destek Vektör Makinası (DVM) Algoritmalarıdır. Tüm sınıflandırma algoritmalarının başarımlarını karşılaştırılmalı olarak analiz edilmiş ve geliştirilen bilişsel etkileşim ağının başarısı artırılmaya çalışılmıştır.

Çalışmanın ileriye dönük temel hedefi ise geliştirilen bilişsel ara yüzü protez el mekaniklerine adapte ederek protez el mekaniklerinin fonksiyonelliğini arttırmak ve dolayısı ile protez el kullanıcılarının yaşam kalitelerinin artırılmasına katkıda bulunmaktır.

1.3. Literatür Özeti

Literatürde protezlerin biyoelektriksel sinyaller ile hareket kontrolü alanında yapılmış pek çok çalışma yer almaktadır. Bunlar çalışma yılları dikkate alınarak özetlenecek olursa kastan alınan biyoelektriksel sinyaller aracılığı ile protez uzuv hareket çalışmaları ilk olarak Dorcas ve Scott adlı araştırmacılar tarafından iki hareket durumu yani el açma ve kapama için gerçekleştirilmiştir [1]. Kasın serbest halden kasılma durumuna geçmesi halinde yapay ele kapanma sinyali kasın gevşeme durumuna geçmesi halinde ise yapay ele el açma sinyali göndermişlerdir [1]. Yani Dorcas ve Scott kastan gelen biyoelektriksel sinyal genliğine bağlı bir kontrol stratejisi geliştirmişlerdir. Bottomley [2] tarafından 1962 yılında gerçekleştirilen çalışmalar ile bu alandaki çalışmalara yeni bir bakış açısı katılmış olup bir uzuv kaybı olan kişilerin kesik uzuvdan geriye kalan bölgeye yerleştirilecek olan elektrotlar ile iki kastan sinyal algılanması durumunda kişiye takılan protez elin açma ve kapama hareketinin kontrol edilebileceği görülmüştür. Kobrinski ve grubu [3] ise bilişim kuramın bu alanda uygulayan ilk isim olmuştur. Myoelektriksel sinyalin gücünün, parametrelerinin olasılıksal değerinin ve frekansa bağlı karakteristiklerinin protez kontrolünde kullanılabilecek bilgiler taşıdıklarını keşfetmişlerdir. Schmidl [4], 1960'larda doğuştan uzuv eksikliği olan çocuklar için protez kontrolü üzerine çalışmalar gerçekleştirmiştir. Reswick ve Taba [5], 1965'te protezler için etkin bir motor kontrolü sağlamak amacı ile kulağın arkasında bulunan küçük kas gruplarını myoelektriksel sinyal kaynağı olarak kullanmayı denedilerse de uygulamalarını kaslara erişim zorluğu nedeniyle

sonuca ulaşmadan bitirmişlerdir. Suzuki [6], sistem cevabının bozulmaksızın gürültüden arındırılmasını sağlayan bir devre tasarımı gerçekleştirerek myoelektriksel sinyal genliğindeki dalgalanmanın önüne geçmiştir. Myoelektriksel sinyalin genlik değerine bağlı olarak yapay elin hem hız hem de kuvvet kontrolünü gerçekleştirmiştir. Protezin insan tarafından denetimini aza indirmek ve kolaylaştırmak amacı ile kontrol alanında da çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Kontrol içerikli bu çalışmada protez ele çeşitli tutma hareketlerini gerçekleştirmesi için yetenek kazandırılmaya çalışılmıştır [7,8,9]. Weltmen ve Lyman [10], Wirta ve Taylor [11] grupları, felçli ve sakat insanların ihtiyaçlarını gözeterek protezlerin fonksiyonelliğini arttırmak amacıyla örüntü tanıma, bilişim kuramı ve uyarlanır kontrol üzerine yoğunlaşmışlardır. Çok zaman geçmeden diğer araştırmacılar tarafından da bilişim kuramının, protezlerin kullanılabilirliğini arttırdığı gerçeği fark edilmiştir. İsveçli bir grup [12] SVEN ismini verdikleri üç serbestlik dereceli yapay bir el uygulaması geliştirmişlerdir. Çalışmalarında istatistiksel örüntü işleme algoritmaları kullanmışlardır. Bu çalışmalar beraberinde myoelektriksel sinyalin algılanmasını sağlayan elektronik devrelerin sinyal gürültü oranı ve çapraz girişim etkilerinin azaltılması sorunları gündeme getirmiştir [13].

Literatür göz önüne alındığında 1970'li yıllara kadar yapılan çalışmaların çoğunun örüntü tanıma, sinyal işleme alanına kaydığı görülmektedir, mekanik konstrüksiyon alanında çalışmalar ise bu tarihten sonraya dayanmaktadır. Yani elektronik devrelerin minyatürize edilmesi, mekanik konstrüksiyonun gerçek uzuv ölçülerinde yapılması ve hafif malzemeden imal edilmesi, enerji tüketiminin azaltılması günümüzün araştırma konuları kapsamındadır. Ancak bilinmelidir ki bir protezin yapabileceği hareket tipi sayısının artışı yani sakat bir kişinin gündelik ihtiyaçlarını karşılayabilecek kadar kapsamlı olması, algılanan sinyalin bilişim kuramı çerçevesinde incelenmesiyle mümkün olabilmektedir.

Protez uzuv tasarımı disiplinler arası bir konu olması nedeni ile bu alanda mekanik konstrüksiyondan, enerji tasarrufuna, fonksiyon sayısının artırılmasından nörofizyoloji çalışmalarına kadar farklı pek çok çalışma gerçekleştirilmektedir. Çalışmaya yol göstermesi bakımından yakın zamanda gerçekleştirilmiş öznitelik çıkarımı, sınıflandırma algoritmaları alanlarında yapılmış olan çalışmalar daha detaylı bir şekilde özetlenmeye çalışılmıştır. Graupe ve Cline [14], 1975 yılında EMG sinyalinin öz bağlanım katsayılarını kullanarak 85% başarıyla sınıflandırma gerçekleştiren ilk araştırmacılarıdır. EMG sinyalin orta değer ve ortalama frekans değerlerinin sinyali karakterize eden birer öznitelik olduğunu ise Basmajian ve De Luca (1985) ortaya çıkarmışlardır [15]. Zardoshti ve grubu

[16] (1995) ise EMG sinyallerinin mutlak değerinin integralini, varyans değerini ve sıfır geçiş sayısını öznitelik olarak belirlemiş ve sınıflandırma metodu olarak da en yakın komşu sınıflandırma metodunu seçmişlerdir. Englehart ve grubu (1998, 2001), EMG sinyalini hem zaman hem de frekans alanında incelemek amacıyla kısa zamanlı Fourier dönüşümü, dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümü metotlarını ayrı ayrı uygulamış ve dalgacık metodu ile biceps ve triseps kasları üzerinden aldıkları sinyali 93.75% başarı ile sınıflandırmayı başarmışlardır [17, 18, 19]. Crawford ve grubu EMG sinyalinin genlik değerini özniteliği olarak belirleyip 90% başarı oranı elde etmişlerdir [20]. Nishikawa ve grubu (2002) Fourier dönüşüm metodu kullanarak sinyalin ortalama mutlak değerini öznitelik olarak belirlemişlerdir [21]. Boostani ve grubu (2003) dalgacık metodu kullanılarak belirledikleri sinyal enerjisini öznitelik olarak seçmiş [22], Kilby ve Hosseini [23] (2004) ise ayrıık dalgacık metodunun farklı dalgacık ailelerini ve dalgacık paket dönüşümü metotlarını öznitelik metotları olarak kullanmışlardır. Liu ve grubu [24] (2005) Coiflet ana dalgacığı kullanarak hareketlerin sınıflandırılması üzerine çalışmıştır. Zheng ve grubu [25] optimum öznitelik vektörlerini bulabilmek için optimizasyon tekniklerinin uygulanmasının gerekli olduğunu öne sürmüştür. Arieta ve grubu [26] (2006) EMG sinyalinin hızlı Fourier dönüşümü yardımı ile elde ettikleri ilk sekiz değeri öznitelik vektörü olarak tanımlamış, Zhao ve grubu [27] (2007) mutlak ortalama değeri, oranı ve dördüncü dereceden öz bağlanımlı model değerlerini sinyal özniteliği olarak seçmişlerdir.

z nitelik alanında yapılan çalışmaların yanı sıra sınıflandırma alanında son yıllarda pek çok çalışma gerçekleştirilmiştir. Syhu ve arkadaşları [28], 9 erkek ve 2 kadından yüzey elektrotlarla 11 el hareketine karşılık alınan EMG işaretlerini DD (Dalgacık Dönüşümü) ile işlemiş, YSA (Yapay Sinir Ağları) ile sınıflandırmışlardır. Mahdi ve arkadaşları[29] yüzey elektrotlarla alınan EMG işaretlerini temel bileşen analizi yöntemi ile boyut azaltarak Bulanık sınırlayıcı ile sınıflandırmışlardır. Zihezeng ve arkadaşları [30] yüzey elektrotlarla n koldan alınan EMG işaretlerinin güç spektrumu katsayılarını ve Bayes istatistiksel algoritmasını kullanarak sınıflandırma işlemi yapmışlar ve % 84 oranında başarım elde etmişlerdir. Khezri ve arkadaşları [31] yüzey elektrotlarla 6 el hareketine karşılık aldıkları toplam 600 adet EMG işaretini DD ile işleyerek YSA ve Bulanık Mantık algoritmalarından oluşturdukları hibrit bir sınıflandırıcı ile sınıflandırmışlardır. Zhao ve arkadaşları [32] 3 kanallı EMG cihazı ile 3 kas grubundan yüzey elektrotlarla aldıkları EMG işaretlerini kullanarak 6 el hareketini DD ve YSA ile sınıflandırmaya çalışmışlardır. Mohammadreza A. O., ve Huosheng H., [33] 2007 yılında yazdıkları myoelektrik kontrollü sistemler

başlıklı inceleme (araştırma derlemesi) makalelerinde yapılmış biyoelektriksel kontrol yöntemi kullanarak gerçekleştirilmiş 17 adet uygulamaya ait bilgileri, kullanılan EMG cihaz kanal sayısı, sınıflandırılan hareket sayısı özelliklerine göre sınıflandırarak bir Tabloda toplamışlardır. Vuskovic and Du [34] dört kastan aldığı EMG sinyalleri için 6 farklı el hareketini Bulanık sınıflandırma metodu ile sınıflandırmıştır. Huang ve arkadaşları [35] üst kol protezi için tasarladığı iki kasa ait biyoelektriksel sinyalini çok seviyeli nöral ağ kontrol tasarımı metodu ile sınıflandırarak üst kol protezine ait dört hareketi sınıflandırmıştır. Englehart ve arkadaşları [36] dört kastan aldığı biyoelektriksel sinyalleri komponent analizi yöntemini kullanarak altı farklı hareketi sınıflandırmıştır. Hudgins ve arkadaşları[37] Gaussian mixture model (GMM) yöntemi ile üst kol protezinin hareketi için dört kastan aldığı sinyalleri kullanarak hareketi sınıflandırmış ve proteze kazandırmıştır. Çalışmamıza, konusu bakımından en yakın uygulamalardan birini gerçekleştirmiş olan Carrozza ve arkadaşları [38] iki kanallı bir EMG kayıtlama cihazı ile kaydettiği EMG sinyallerine ait iki öz niteliği (RMS ve AR) kullanarak iki hareketi sınıflandırmayı başarmışlardır.

Fukuda ve arkadaşları [39] altı adet bilek rotasyon hareketi ve iki adet parmak hareketi (al açma ve kapama) olmak üzere altı farklı harekete EMG sinyallerini Gaussion metot yardımı ile sınıflandırmış ve dört serbestlik dereceli protez el mekaniğine uygulamışlardır. Lamounier ve arkadaşları [40] kol dirseğinin fleksiyonu ve ekstansiyonu ve bileğin supinasyonu (Dışa dönme) ve pronasyonu olmak üzere dört farklı bilek ve dirsek hareketine ait biyoelektriksel sinyalleri nöral sinir ağları sınıflandırması ile sınıflandırmış ve bir simülör uygulaması ile görsel bir test uygulaması gerçekleştirmişleridir. Chu ve arkadaşları [41] çalışmasında yedi adet bilek hareketi(supinasyon, pronasyon, rotasyon, ekstansiyon, radyal ve urnal fleksiyon) ve iki adet parmak hareketi(el açma ve kapama) ne ait EMG sinyalleri çok kademeli sinir ağları yöntemi ile sınıflandırmış ve protez el mekaniğine uygulamıştır.

Protez elin bilişsel kontrolü ve EMG konularında Türkiye’de yapılmış tez ve makale çalışmalarını özetleyecek olursak

Hocaoğlu [42], 2007 yılında yapmış olduğu yüksek lisans tez çalışmasında EMG sinyalleri yardımı ile elin kavrama ve tutma hareketlerinin anlamlandırılması ve sınıflandırılması üzerine çalışmıştır. Çalışmasında kısa Fourier dönüşümü ve dalgacık dönüşümü yöntemlerinden yararlanmıştır ve % 80’ düzeyinde başarı elde etmiştir. Patoğlu [43], 2010 yılında TÜBİTAK çalışması kapsamında üç erkek bir bayandan dört farklı el

hareketi için (başparmak fleksiyonu (bükülme) ve ekstansiyonu (gerilme) dört parmak fleksiyonu ve ekstansiyonu) yüzey elektrotlar ile aldığı EMG sinyallerini sınıflandırmak için YSA ve DVM sınıflandırma algoritmalarını kullanmış ve bu iki sınıflandırma algoritmalarının başarısını birbirleri ile karşılaştırmıştır. DVM ile %79 oranında başarılı bir sınıflandırma sağlamışlardır. Şenli [44], tek kanallı EMG kayıt cihazı ile kaydettiği EMG sinyallerini tasarımı yaptığı filtreden geçirip iç parmaklı protez elin bilek hareketinin kontrolü amacı ile kullanmıştır. Şenli'nin çalışmasında hiçbir sınıflandırma algoritması kullanılmamıştır. Ejderha [45] çalışmasında, KSFD ile işlenerek elde edilen frekans, güç spektrumu değerlerini çok katmanlı algılayıcı sinir ağı ve bulanık mantık sınırlayıcıya giriş vektörü olarak uygulamış ve kas yorgunluğu teşhisi ve buna bağlı olarak kas güçsüzlüğüne ilişkin sınıflamalar yapmıştır. Yapılan sınıflamalar sonucunda YSA sınıflandırma algoritması ile %91,2 başarı oranı yakalarken, bulanık mantık sınıflandırıcı ile sistem %99 oranında başarı elde etmiştir. Yazıcı [46] çalışmasında protez-biyonik el çalışmalarında önem arz eden el hareketlerinden nesnelerin bilinçli kontrol altında amaca uygun kullanılmasını sağlayan hareketlerden başparmak addüksiyonu, başparmak fleksiyonu (bükülme) ve parmakların abduksiyonu (Kol yada bacağın tamamının ya da bir bölümünün vücudun dikey ekseninden yana doğru hareketi.) hareketlerini seçilerek bu hareketlerin konumlarına karşılık gelen EMG işaretleri kayıtlamış daha sonra kaydettiği bu ham EMG işaretleri dalgacık dönüşümü tabanlı özbağlanımlı modeller kullanılarak yapay sinir ağları ile sınıflandırmıştır. Taşkan [47], kas hastalığı olmayan sekiz farklı kişiden aldığı EMG işaretlerinin bölütleri için öznitelikler çıkartılmış ve çıkardığı öznitelikleri, Parzen, K-En Yakın Komşu, Kmeans, En Yakın Komşu, YSA, Doğrusal Ayırım Analizi (LDA) sınıflandırıcılarına sokulup, altı farklı hareketi en doğru biçimde ayırt edebilecek sınıflandırıcıyı belirlemeye çalışmıştır. Analiz sonucunda Doğrusal Ayırım Analizi'nin en doğru biçimde sınıflandırdığı tespit etmiştir. Akgün ve arkadaşları [48], yaptıkları çalışmada protez elin 6 farklı kavrama ve pozisyon hareketi, sonlu durum makinesi (Finite State Machine - SDM) yöntemi kullanılarak gerçekleştirmişlerdir. Ön kola bağlanan 3 adet yüzey Elektromiyografi elektrotu yardımıyla sağlıklı kaslardan alınan sinyaller SDM giriş değişkeni, kavramalar ise çıkış değişkeni olarak belirlemiş oluşturulan kontrolörün testi için, 5 ayrı sağlıklı denekten alınan EMG sinyalleri, prototip olarak kullanılan protez ele uygulamışlardır. Akgün ve arkadaşları kaslardan alınan EMG sinyallerinin, anlamlı birer kontrol sinyaliye dönüştürülmesi amacıyla, Geri yayımlı YSA algoritması kullanmışlardır. Deneklerden aldıkları sinyallerden elde edilen öznitelikler ile YSA'yı

eğitmiş yine deneklerden alınan ve hangi sınıfa ait olduğu bilinmeyen EMG sinyalinin sınıfını tahmin etmişlerdir.

Geçmişten günümüze dek ulaşılması istenen ana hedef yapay uzuvların orijinal biyolojik uzva görsel ve fonksiyonel olarak en iyi şekilde benzemesini sağlanmasıdır. Protezlerin orijinal bir uzva işlevsellik bakımından yaklaşması biyoelektriksel sinyallerin kullanımı ile istatistiksel olarak artmıştır

Literatür incelendiğinde görülmektedir ki yüzey EMG yöntemi ile protez el kontrolü alanında pek çok çalışma ve kontrol stratejisi geliştirilmiş olmasına karşın henüz tatmin edici bir seviyeye ulaşamamıştır. Bu çalışma literatürde yer alan çalışmalar değerlendirildiğinde biyolojik ele kazandırılan altı hareketin tipi bakımından oldukça özgündür. Bu bakış açısı ile protez elin işlevselliğinin artırılması alanında yapılacak çalışmalara katkı sağlandığı da aşıkardır.

Çalışma kapsamında izlenen temel strateji her bir parmağın hareketi için gerekli hareket sinyalini ayrı ayrı dört kastan alarak birbirinden bağımsız şekilde değerlendirerek parmakların hareket kontrol analizini birbirlerinden bağımsız olarak sağlamaktır. Protez ele kazandırılan her bir hareket için hareketin temel unsuru dört parmağa ait EMG sinyalleri ayrı ayrı kaydedilip işlenmiş, her kanal için beşer toplam 20 öznitelikleri çıkarılmıştır. Bu yirmi öznitelik toplu olarak kullanılarak sınıflandırma yapılmıştır. İyi bir sınıflandırma yapmanın yolu sinyali tanımlayan en iyi özellikleri kullanmaya, sinyal özelliklerini en iyi şekilde belirlemenin yolu ise sinyal ölçümünde kalite kriterlerinin yüksek olmasına bağlıdır. Kaydedilen EMG sinyallerinin Ortalama Değer, Etkin Değer, Maksimum Genlik, ve Varyans değeri öznitelik olarak seçilmiş ve sınıflandırma algoritması olarak da İleri Yayılımlı YSA, Kademeli İleri Yayılımlı YSA, Olasılıksal YSA, Radyal Tabanlı YSA, Exact Tabanlı Radyal YSA, KNN ve DVM sınıflandırma algoritmaları geliştirilerek başarımlar karşılaştırılmıştır.

2. ELEKTROMİYOGRAFİ İŞARETİNİN FİZYOLOJİSİ

İnsan vücudunda yer alan sinir ve kas hücreleri uyarılabilen hücrelerdir. Sinir ve kas hücrelerinde meydana gelen elektrokimyasal olaylar biyoelektriksel potansiyeller meydana getirir. Kasın kasılması sonucu ortaya çıkan biyopotansiyel sinyallere EMG sinyalleri adı verilir. EMG sinyalleri kas liflerinin aktive edilmesi amacı ile omurilikten motor sinirlerine gönderilen impuls sinyalleri ile ortaya çıkar. Sinir ve kas hücrelerinde serbest durumda dahi “dinlenme potansiyeli” adı verilen biyoelektriksel potansiyel mevcuttur. Sinir ve kas hücreleri uyarıldıklarında ise “aksiyon potansiyeli” meydana gelir [44-47]. Aksiyon potansiyellerinin sinirler yoluyla çizgili kaslara iletilmesi sonucu istemli kas hareketleri oluşmaktadır.

Kas aktivitesini sağlayan aksiyon potansiyellerinin kaydedilmesi için kullanılan yöntem Elektromiyografi yöntemi denir. Elektromiyografi yöntemi klinik uygulamalarında, hastalık teşhislerinde, kol kesilmesi vb. uzuv kaybı olaylarında eksik uzvun yerine takılan protezin hareket ettirilmesini sağlayacak kaynak işareti olarak kullanılır. Elektromiyografi yönteminde iğne veya yüzey elektrotlar kullanılarak aksiyon potansiyeli algılanır ve kaydedilir. Küçük değerlere sahip olan bu aksiyon potansiyellerinin genlikleri fark kuvvetlendiriciler yardımı ile kuvvetlendirilmektedir [44,45].

Hareket kaslarının temel fonksiyon birimi motor üniteleridir. Birçok motor ünitesine ait lif iç içe bir şekilde kas yapısında bulunmaktadır. Motor üniteler yardımı ile omurilikten kasa iletilen aksiyon potansiyellerinin iğne elektrotlar yardımı ile algılanması işleminde sadece tek birim motor ünitesinin potansiyel değişimini ölçmek mümkündür. İğne elektrotun temas ettirildiği motor sinir lifinin uyarılması sonucu oluşan potansiyel değişimleri 3-15 ms arasında sürmekte ve motor ünitesinin büyüklüğüne bağlı olarak aksiyon potansiyeli genliği 20-200 mV arasında değişmektedir [49,50]. Deşarj frekansı ise genellikle saniyede 6-30 darbe arasındadır. Yüzey elektrotları ile yapılan ölçümlerde ise tek bir motor ünitesine ait aksiyon potansiyelini ölçmek mümkün değildir. Çok geniş bir alanda oluşan elektriksel aktivite deri yüzeyinden yüzey elektrotlar yardımı ile kaydedilir ki kaydedilen bu sinyal birçok kas grubu yani motor sinir hücre sinyalini bünyesinde barındırır [46]. Kas ve sinir hastalıklarının teşhisinde yani tıp alanında iğne elektrotlardan yararlanırken mühendislik alanında gerçekleştirilen çalışmalarda iğne elektrotların kullanımının uzmanlık gerektirmesi ve akademik etik nedeni ile çoğunlukla yüzey

elektrotlar kullanılmaktadır. Yüzeysel EMG yöntemi ile kuvvet tahmini ve kas yorgunluk seviyesinin belirlenmesi, rehabilitasyon ve biyomedikal cihaz tasarımı ve ergonomi alanlarında pek çok çalışma gerçekleştirilmektedir.

2.1. Kaslarının Yapısı ve Çalışma Şekli

İskelet kasları uzunlukları 1–50 mm ve çapları 10–100 µm arasında değişen lif olarak isimlendirilen ince uzun hücrelerden meydana gelmiştir. Dış yüzeyleri sakrotenin olarak isimlendirilen bir tür kılıf ile sarılıdır. Lifler, kırıldak dokuya bağlıdır. Liflerin kısıp şişmesi iskelet kasının kasılmasını sağlar. Kaslara besin, kan damarları ile hareket uyarı sinyali ise sinirler vasıtası ile iletilir. Kasın kasılması anında bir seri kimyasal reaksiyon meydana gelir. Bu reaksiyon için gerekli olan oksijen, gylcogen, aktomiyosin proteini ve fosfatlar kasta bulunmaktadır [44,45,49,50]. İskelet kasların önemli özellikleri ise aşağıdaki gibi sıralanır:

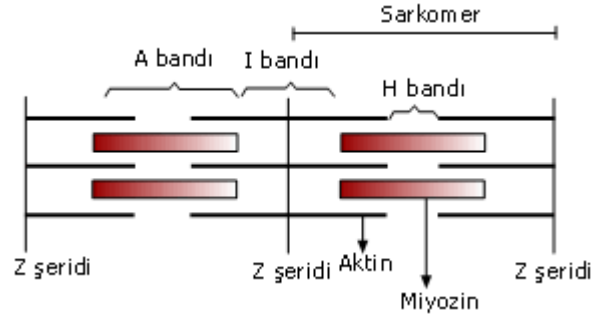
- Tüm kas boyunca uyartım sinyali iletilir.
- Kaslarda uyartım sırasında kasılma ve gevşeme hareketi meydana gelirken kimyasal enerjiyi mekanik enerjiye dönüştürülür.
- İskelet sistemine ve omuriliğe kısmi destek görevi yapar.
- İskeletin hareketini, dikliğini ve organizmanın şekil almasını sağlar.

2.2. Kasların Çeşitleri

Vücudumuzda yer alan kaslar yapı ve görevine göre üç çeşittir: çizgili kaslar, düz kaslar ve kalp kası [46,47,49].

1. Çizgili Kaslar: İstemli hareketi sağlayan iskelet kaslarıdır. Çizgili kasların kasılması, kası meydana getiren aktin ve miyozin iplikçiklerinin birbiri içine doğru kaymalarıyla oluşur. Mikroskopla yapılan incelemelerde çizgili kas yapısı boyunca ışığın farklı miktarlarda kırıldığı açık ve koyu bölgelerin varlığı gözlemlenmiştir. Şekil 1’de çizgili kasın yapısı görülmekte olup açık renkli bölgeler aktin ipliklerinden oluşmuş olup, I bandı adı verilmiştir. Koyu renkli bölgeler ise miyozinden meydana gelmiş ve A bandı adı verilmiştir. I bandının ortasındaki birleşme noktalarına Z çizgisi denir. İki Z çizgisi arasında kasılmanın birimi olarak kabul edilen sarkomer yer almaktadır. A bandının ortasındaki açık renkli bölge ise H bandıdır. Kasılma sırasında A bandının boyu sabit

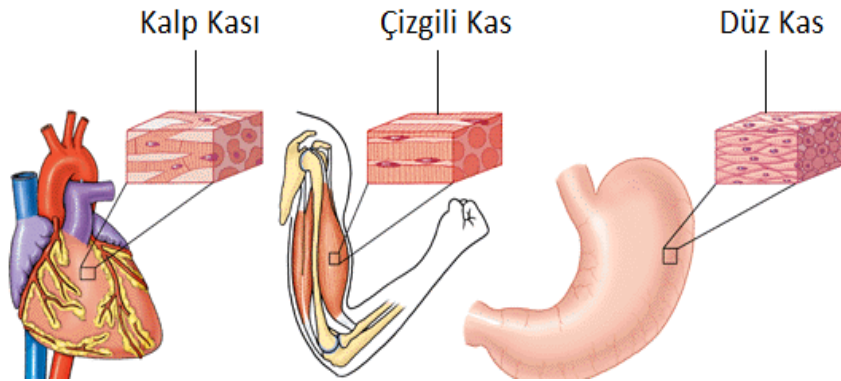
kalırken, I bandı kısalır ve H bandı daralır. İki Z çizgisinin birbirine yaklaşmasıyla kasın boyu kısalır. Gevşeme anında ise kas eski özelliğine geri döner [44,49,50].



Şekil 2.1. Çizgili kaslarda A, H, Z ve I bantları [44,49,50]

2. Düz Kaslar İstemsiz hareket gösteren kaslardır. Bu kasların hareketi otomatik olarak sinir sistemi ile bağlantılıdır. Solumun, dolaşım, sindirim vb. sistemler düz kaslardan oluşur [45]. Kasılma süreçleri oldukça uzun olan ve minimum enerjiyle uzun süre bu kasılma durumlarını muhafaza edebilen kaslardır. Düz kasların lif yapıları kısadır ve hücre yapıları oval, tek ve de soluk renkli, merkeze yerleşmiş olan bir çekirdekten oluşmaktadır [49,50].

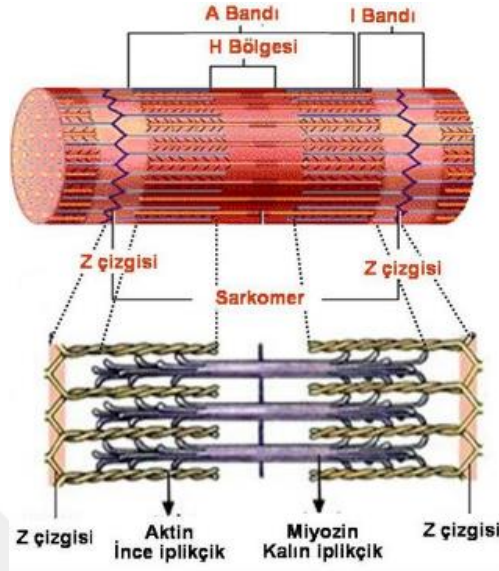
3. Kalp Kasları Kalp kası yapı bakımından çizgili kasa benzese de çalışması çizgili kas gibi isteğimizle değil, bu kaslar çok gelişmiş istemsiz kaslardır [46,50]. Kasın kontrolü sinir sistemiyle sağlamaktadır. Düz, kalın ve kısa liflerden meydana gelen çok yoğun bir ağ gibidir. Kalp kasında çekirdekler ortadadır. Sinirsel uyarı olmadan kasılabilirler. Kasılma zamanının sinirsel uyarı etkiler. Kas dokusu, diğer dokulara oranla daha fazla oksijene ve enerjiye ihtiyaç duyar [49,50]. Yapılarına göre kas çeşitleri Şekil 2.2’de yer almaktadır.



Şekil 2.2. Yapılarına göre kas çeşitleri [44]

2.3. Kas Kasılması

Şekil 2.3’de kasın kasılması esnasında meydana gelen olaylar resmedilmeye çalışılmıştır.



Şekil 2.3. Kas kasılması [44,50]

Bir kasın kasılması dinamik ve statik olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleşebilir. Statik (izometrik) kas kasılması esnasında kasın boyu sabit kalır, şişerken dinamik (izotonik) kas kasılmalarında kasın hem boyu kısalır hem de şişme meydana gelir. Kısa bir uyarı sinyali ardından kasta önce kasılma ve sonra bir gevşeme oluşur. Kasın kasılması esnasında oluşan kimyasal reaksiyon şöyle özetlenebilir: Kas aktif duruma geçtiğinde glikojen depoları boşaltılır, oksijen kullanımı sonucu karbondioksit meydana çıkar. Kas glikojeni pruvik aside parçalanırken yüksek enerjili ATP (Adenazin trifosfat) moleküllerinde depolu enerji açığa çıkar [44]. Pruvik asidin tekrar oksitlenmesi ile sitrik asit çevriminde CO_2 ve H_2O ile yeni ATP molekülleri oluşur. Oksijen yetersizliği durumunda ise pruvik asitten anaerobik reaksiyonla laktik asit üretilir ve yeni enerji açığa çıkar. Egzersizden sonra artmış olarak devam eden solunum ile sağlanan fazla oksijen alımı, oksijen açığını kapatır. Laktik asidin beşte biri oksitlenerek CO_2 ve su ile enerji açığa çıkar ve bu enerji ile laktik asidin geri kalan kısmı glikojene dönüşür. Kasın aktif olduğu zaman üretilen enerjinin bir kısmı mekanik enerjiye, bir kısmı da ısı enerjisine dönüşür. Kasın enerji verimi en fazla % 25’dir [45,46]. Yani enerjinin en az dörtte ucu ısı enerjisi olarak kaybolur. Motor sinirlerin kas lifine ulaştığı noktaya motor uç plakları adı

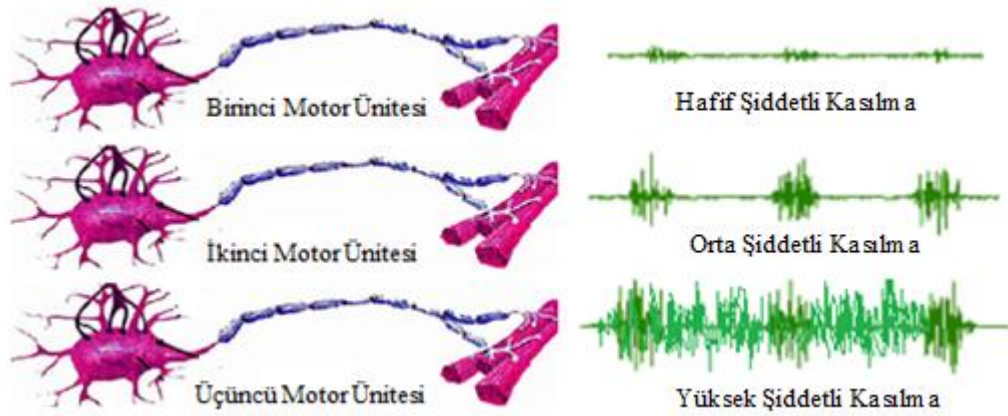
verilir. Motor sinirinden motor uç plakalarına bilgi geldiğinde acetylcholine salgılanarak kas uyarılır. Bazı düzgün kaslar ise kimyasal haber ileticisi olarak noradrenaline kullanırlar. Kalp kasları, enerjilerini glikozdan değil yağdan sağlar. Böylece kandaki glikoz oranından etkilenmezler. Düz kaslar kontrol ettikleri organı bir ağ gibi sarar. Onların daralıp kasılmaları ile organda hareket meydana gelir. Buna peristaltik hareket denir. Vücudun hareketsiz olduğu anlarda bazı kaslar, izometrik olarak gergin olup, yerçekimine karşı koyarlar [47,50].

2.4. Motor Ünite ve Motor Hareketi

Motor ünite kas fonksiyonunun biyolojik ünitesidir. Motor siniri kas lifinin kasılmasına sebep olan uyarıyı alır. Motor sinirleri merkezi sinir sisteminden gelip motor uç plakalarına dağılır. Uç plakaların her biri bir kas lifine bağlanmıştır [45]. Motor üniteleri, bu motor sinirleri ve kas liflerinden oluşmaktadır. Motor ünitelerin adedi vücudun çeşitli bölgelerindeki kaslar için birbirinden farklıdır. Genellikle kas büyüdükçe motor ünitelerin sayısı artar. Motor ünitesinin büyüklüğü, yani aynı sinir lifi tarafından uyarılan kas liflerinin adedi, çeşitli kaslar için birbirinden çok farklıdır. İnsanda bir motor ünitesinde 3 ile 2000 kas lifi bulunabilir. Bir motor ünitesi tarafından üretilen kuvvete karşılık gelen ağırlık 0,1 –250 gram arasında değişebilir. Aynı üniteyi oluşturan lifler bir araya toplanmış olmayıp çeşitli ünitelerin lifleri iç içe girmiş haldedirler [44,47,49,50].

Motor Hareketi: Motor sinirleri yapı itibariyle sinir hücrelerinden meydana gelir. Motor uç plakalarına iki seviyeli var ya da yok bilgisi gönderir. Böylece her bir motor siniri polarize (aktif hareket) ya da depolarize (dinlenme) durumda olabilir ve dolayısıyla her bir kas lifi de ya dinlenme durumunda ya da uyarılmış durumda bulunur [44,49]. Normal kas hareketinin özelliği, hareketinin yumuşaklığı, devamlılığı ve hassasiyetidir. Bu özellikler herhangi bir kasın birçok motor ünitesinden meydana gelmesindendir. Kas hareketinin büyüklüğü ile orantılı sayıda motor ünitesi aktif olur. Kas hareketinin büyümesi ile birçok motor ünitesi faaliyete geçer ve hepsinin faal olduğu zaman kas hareketi en üst düzeydedir. Böylece harekette bir miktar düzgünlük sağlanmış olur [45]. İlave hareket düzgünlüğü de birim zamanda uyarılan kas liflerinin adedi modüle edilerek sağlanır. Bu durum Şekil 2.4’de açıkça görülmektedir. Her bir motor ünitesi sadece bir kasılma seviyesi verebilse de birim zamandaki kasılma sayısı yani motor uç plakalarınca birim zamanda yapılan depolarizasyon ve repolarizasyonun sayısı kas liflerinin gücünü

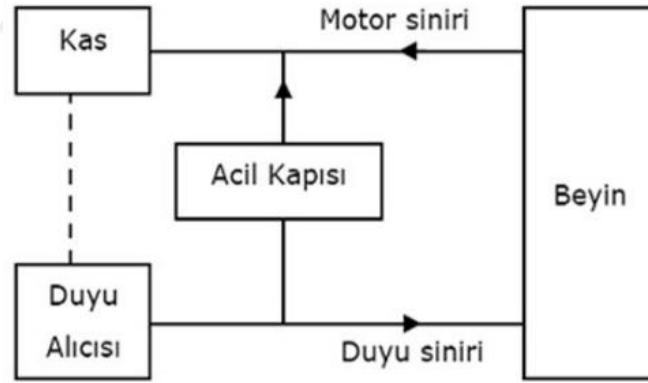
artıracaktır. Böylece bir kasın hareketinin düzgünlüğü, hem uyarılan motor ünitelerinin sayısı hem de bu motor ünitelerin uyarılma hızı ile kontrol edilir [46,49].



Şekil 2.4. Kas hareketinin artmasıyla motor ünite faaliyeti

2.5. Kaslarda Servo Mekanizma

Kas hareketini kontrol eden sinir sisteminin basitleştirilmiş blok seması Şekil 2.5.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Kaslarda servo mekanizma [44-46,50]

Sistem, bir servo mekanizma kontrol sistemidir. Bir duyu alıcısı, bir konum veya hız işareti üretir ve bu işareti duyu siniri ile beyne iletir. Beyin hafızadaki bilgi ile gelen bilgiyi karşılaştırarak bir hata (kontrol) işareti üretir. Bu işaret motor siniri ile kasa gönderilerek onun hareketini kontrol eder. Bu servo sistemin çalışması basit bir örnekle açıklanabilir. Bir insan parmağını soğuk bir cisme temas ettiğinde, parmaktaki duyu alıcıları sıcaklığı algılar ve beyne gönderir. Beyin bu durumu tehlikeli olarak algılamadığı için kasa motor

sinir vasıtası ile hareket sinyali göndermez. Şayet parmak sıcak bir cisme değmişse, beyin duyu sinirleri ile gelen bilgiden parmağın sıcak bir cisim üzerinde olduğunu anlar. Eğer cisim çok sıcak ise motor sinirleri ile kol kaslarına gerekli bilgiyi gönderip parmağın sıcak cismin üzerinden çekilmesini sağlar. Duyu alıcılarının sıcak cismi hissetmeleri ile parmağın kaldırılması arasında birkaç yüz ms'lik bir zaman gecikmesi vardır. Bu gecikme daha ziyade şahsın o sıcak cisme gösterdiği ilgi ile de ilgilidir. Parmağın çok sıcak bir cisim üzerine değdirildiğini varsayalım. Parmak, refleks cevabıyla 150 ms civarında bir sürede cismin üzerinden kaldırılır [44-46].

Refleks cevap Genellikle omurilikte bulunan acil çıkış kapısı (Şekil 2.5) normal durumda olaya karışmaz. Duyu alıcılarından kuvvetli bir işaret algılandığında refleks cevap ortaya çıkar. Bu durumda acil kapısı beyin yolunu köprüleyerek kasın hızlı hareket etmesini sağlar. Refleks cevap sayesinde vücut tehlikelere karşı korunmuş olur [44].

2.6. Kas Hareketi Sırasında Üretilen Gerilim

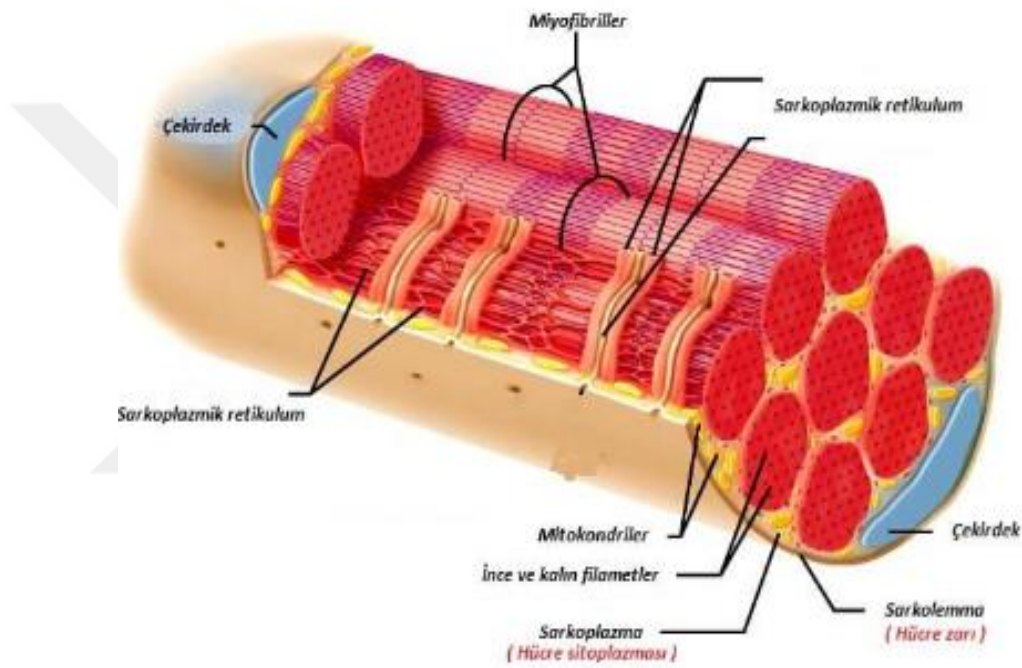
Bir duyu alıcısı uyarıldığında, duyu sinir lifi boyunca yürüyen bir aksiyon potansiyelini (depolarizasyon dalgasını) oluşturur. Bu darbe dizisi beyine ulaşır ve motor uç plakalarının de polarizasyonuna neden olan uyarıyı, aksiyon potansiyelleri şeklinde motor sinirleri boyunca kasa gönderir. Motor uç plakalarının depolarizasyon kas lifi içindeki hücreleri depolarize eder ve lifler kasılır [45,46,49].

Kaslarla ve sinirlerle uğraşırken, mikro elektrotlarla hücre potansiyellerinin ölçümü pek nadir yapılır. Genel olarak bir motor ünitesi gibi az sayıdaki hücrelerin net potansiyel değişiminin ölçümü iğne elektrotlarla, birçok motor ünitesinin oluşturduğu toplam potansiyelinin ölçümü ise yüzey elektrotları ile yapılır. Eğer bir mikro elektrot hücrenin içine batırılarak ölçme yapılırsa hücrenin tüm faaliyetinin 1 ms'den daha az olduğu görülür. Eğer, iğne elektrotlar bir hücrenin yakınına yerleştirilirse çevredeki hücrelerden gelen değişimleri de algılarlar [49,45].

Aynı motor ünitesine bağlı kas lifleri, motor uç plakalarına gelen sinir dalları ile hemen hemen aynı zamanda uyarıldığı halde, hücrelerin depolarize durumda kalış süreleri farklıdır. Ayrıca kas liflerine gelen sinir dallarının uzunluk farklılıklarından dolayı bir motor ünitesindeki değişim süreci 2 ila 5 ms arasındadır. Bu asenkron durum, kas hareketinin düzgünlüğüne katkıda bulunur [44,49].

2.7. Kas Kasılmasının Regölasyonu

Motor ünitenin her bir kasılması sabit bir kuvvet oluşturur. Bütün kasın hareketi, kasılma frekansındaki bir değışme ve motor ünitelerinin ilavesiyle sağlanır. Kasın hareket ettirdiğı organın hassas hareketi, kastan merkezi sinir sistemine ulaştırılan bir geri besleme işareti yardımıyla sağlanır. Kaslardaki duyu algılayıcı (reseptör) elemanlar kas iğı adını alır. Bunların bünyesinde kendilerine ait kas fiberleri vardır. Şekil 2.6’da kas iğinin yapısı görölmektedir [44,45].

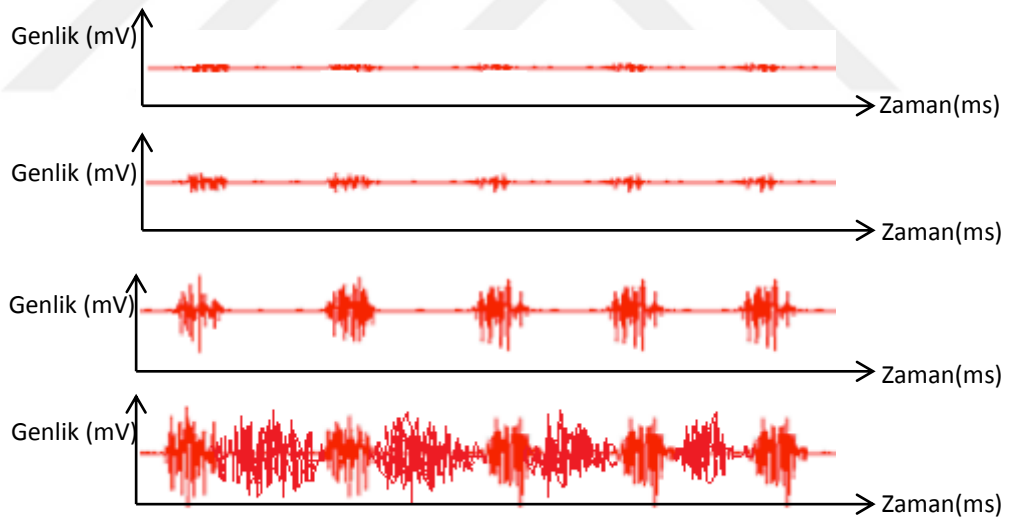


Şekil 2.6. Kas iğinin yapısı [50]

Merkezi sinir sistemine bağı efferent gamma sinir fiberleri olarak isimlendirilen motor sinirleri yardımıyla, istenilen kasılma derecesi sağlanacak şekilde iğnin uzunluğu ayarlanır. Kas iğini merkezi sinir sistemine bağlayan efferet sinir fiberleri, arzu edilen ve gerçek değerler arasındaki fark değeri merkezi sinir sistemine ulaştırırlar. Bu geri besleme ile kasın kasılması regüle edilir. Ayrıca eklem yerlerinde, eklem durumunu ve hareketinin hızını merkezi sinir sistemine ulaştırarak kasın kontrolünü sağlayan reseptörler vardır. Bu reseptörler yardımıyla uç organların büyük bir hassasiyetle hareket ettirilmeleri sağlanır [44-49].

2.8. Kas Kasılmasının Sırasında Oluşan Gerilim

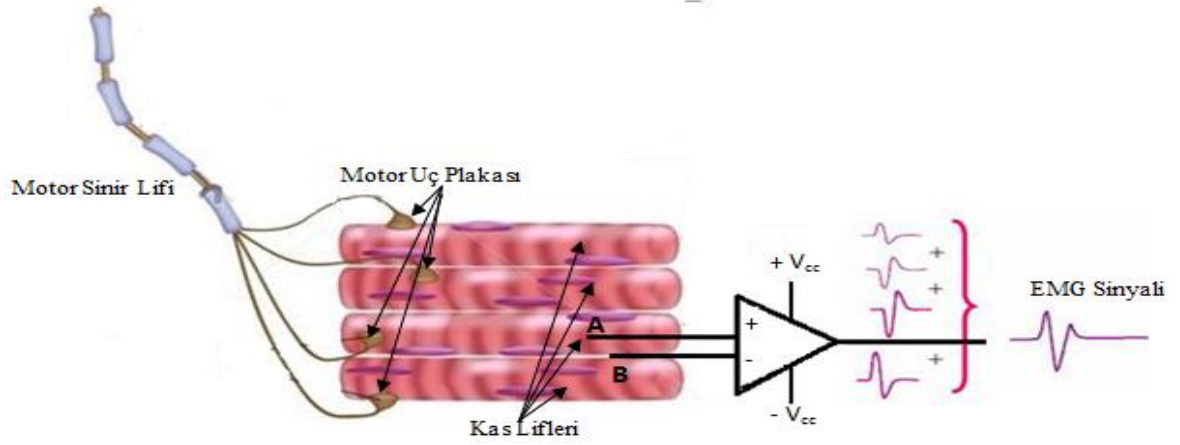
Tek bir motor ünitesinden elde edilen EMG işaretinin şekli, hastalık ya da yorulmanın etkisiyle oldukça değişir. Periferik(çevre) noropatilerinde (sinir bozulması), kasın kısmen sinirsel uyarıyı alamaması söz konusu olabilir. Sinirler kendilerini yenileyebilen dokular olup bu durumdan sonra düzelme mümkündür. Kendini yenileyen sinir liflerindeki iletim, sağlıklı sinir liflerinden daha yavaştır. Ayrıca, çoğu periferik noropatilerde nöronların uyarılabilirliği de değişebileceğinden sinirsel iletim hızında genel bir yavaşlama görülür. Bunun bir sonucu olarak, EMG şeklinde bir dağılıma ve senkronluğun bozulması ortaya çıkar. Şekil 2.7’de normal bir interosseus dorsalis kasının çeşitli kasılmalarında ürettiği motor ünite potansiyelleri görülmektedir. Hafif kasılma durumunda tek bir motor ünitesinin faaliyeti ayırt edilebilirken kuvvetli kasılmalarda bu mümkün değildir. Çünkü birçok motor ünitesinin faaliyeti üst üste binmiştir. Kasın kasılması kademeli olarak artarken aktif motor ünitelerinin uyarma frekansları da artar ve yeni motor üniteleri devreye girer [45,49].



Şekil 2.7. Normal bir dorsal interossus kasının çok azdan çok kuvvetliye kadar kasılması anlarında üretilen potansiyeller [44,50]

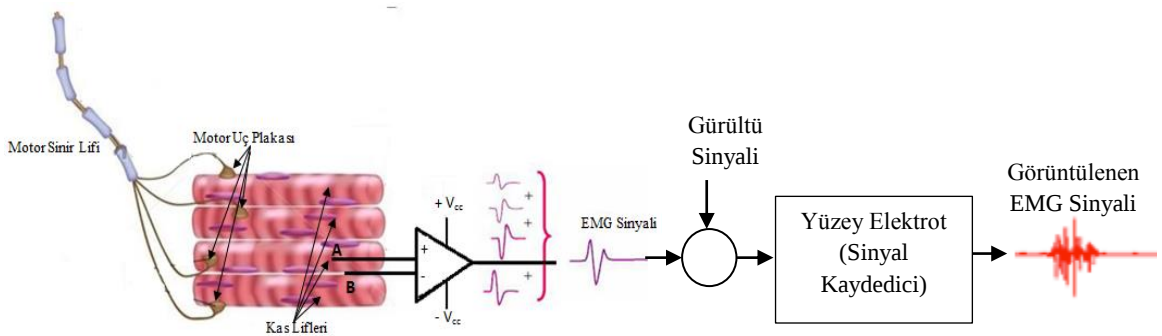
Bir mikro elektrot yardımıyla hücrenin içine girilmesi halinde ölçülen aksiyon potansiyelinin dalga şekli unipolardır. EMG işaretinin genliği, kas fiberinin çapına, deteksiyon noktasıyla kas fiberi arasındaki mesafeye ve elektrotların filtreleme özelliğine bağlıdır. Süresi ise kas fiberlerinin iletim hızıyla ters orantılıdır. Şekil 2.8’de bir motor

ünitesinin aktive edilmesi durumunda elektrotlarla algılanan EMG işaretinin bileşenleri ve toplam olarak kendisi şematik olarak görülmektedir [45,46].



Şekil 2.8. Bir motor ünitesinin aktive edilip EMG işaretinin oluşması [45]

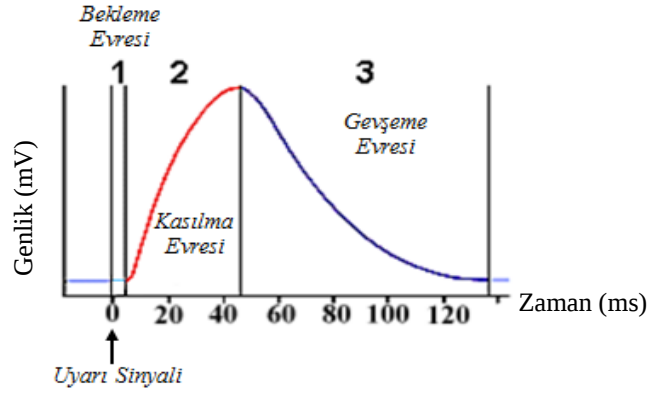
Deri üzerine elektrotların yerleştirilmesi halinde, o bölgede aktif olan kas fiberlerinin oluşturduğu işaretlerin toplamı elektrotlarca algılanacaktır. Elde edilen dalga şekline “interference pattern (arayüz örüntüsü)” denir. EMG sinyal oluşumunun en basit anlamda şematik gösterimi ve bir çift yüzey elektrot yardımıyla elde edilen EMG işaretleri Şekil 2.9’da gösterilmiştir. Aktivitenin artmasıyla daha fazla motor ünitesi faaliyete katılmaktadır. Aktivitenin artmasıyla tek motor ünitesinin faaliyeti belirlenemez duruma gelmekte ve girişim modeli ortaya çıkmaktadır [49].



Şekil 2.9. EMG işaretlerinin oluşumu ve yüzey elektrotlara ulaşımı

Kasa uyarının gelmesiyle kasın kasılmaya başlaması arasında gecikme süresi olarak isimlendirilen bir süre Şekil 2.10’da gösterilmiştir. Kasın uyarma sonucu kasılması olayına “kas seğirmesi” denir. Seğirme süresi kasın tipine göre değişir. Örneğin hızlı ve hassas

hareketleri sağlayan hızlı kaslarda bu süre 7.5 ms kadar küçük bir değere inebildiği halde kaba ve kuvvetli hareketlerin yapılmasını sağlayan kaslarda 100 ms kadar olabilir [44,49].



Şekil 2.10. Kasa uyarı gelişi ve kasın kasılması [49,50]

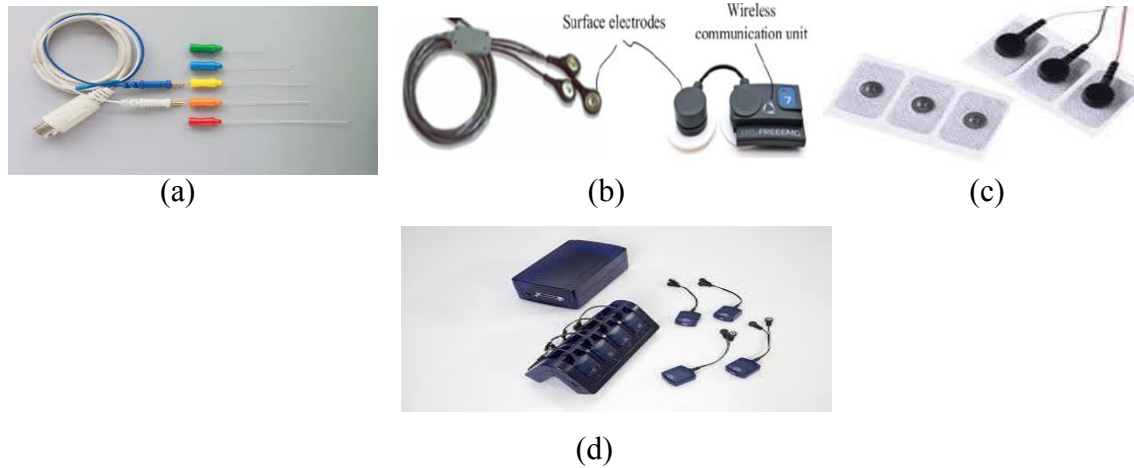
3. EMG SİNYALLERİNİN KAYDEDİLMESİ, İŞLENMESİ VE ÖZNİTELİKLERİNİN ÇIKARILMASI

3.1. EMG İşaretinin Kaydedilmesi ve Ölçülmesi

EMG işaretleri yüzey elektrotları ve iğne elektrotlar olmak üzere iki tip elektrot aracılığıyla ölçülmektedir. EMG sinyalleri eğer deri yüzeyi üzerinde kayıt altına alınıyorsa kullanılan elektrot tipi yüzey elektrot, EMG sinyalleri direkt kas içindeki motor sinirler üzerinden kaydediliyorsa kullanılan elektrot iğne tipi elektrottur.

Bunlardan yüzey elektrotları ile yapılan ölçümlerde geniş bir alandaki elektriksel aktivite ile ilgili bilgi edinilmektedir. Bir motor ünitesinin veya üniteler grubunun incelenmesinde, elektrotların bilgi topladıkları alttaki alan çok geniş olabilir. Ayrıca yüzeydeki kasların faaliyetinin alttaki kaslardan gelen bilgiyi maskeleymesi sebebiyle yüzey elektrotlarını yalnız yüzeydeki kasların incelenmesinde kullanmak gerekmektedir.

İğne tipi elektrotlar ise sadece kliniklerde hastalık teşhisi için uzman doktorlarca kullanılmakta olan elektrot tipleridir. Şekil 3.1’de EMG elektrot çeşitlerine yer verilmiştir.



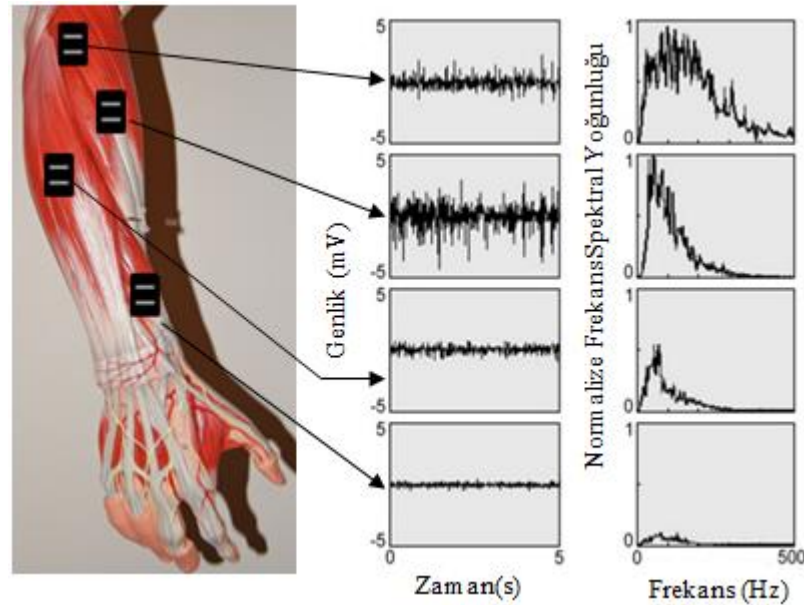
Şekil 3.1. EMG elektrot çeşitleri (a) iğne elektrot (b,d) kablosuz yüzey elektrot (c) kablolu tip yüzey elektrot

Bir kas grubunun faaliyetinin diğer bir kas grubu faaliyetini maskeleymesi olayı, çok miktarda motor birim aksiyon potansiyellerinin karışması ile olur ve bu olay “girişim olayı” olarak bilinir. Kasılma şiddeti sonucu aktif motor birim sayısı artar. Aynı anda

birçok kas lifinin etkinleşmesiyle, her bir kas lifinin ürettiği işaret bir diğerini yok edebilir ya da kuvvetlendirebilir [44-47].

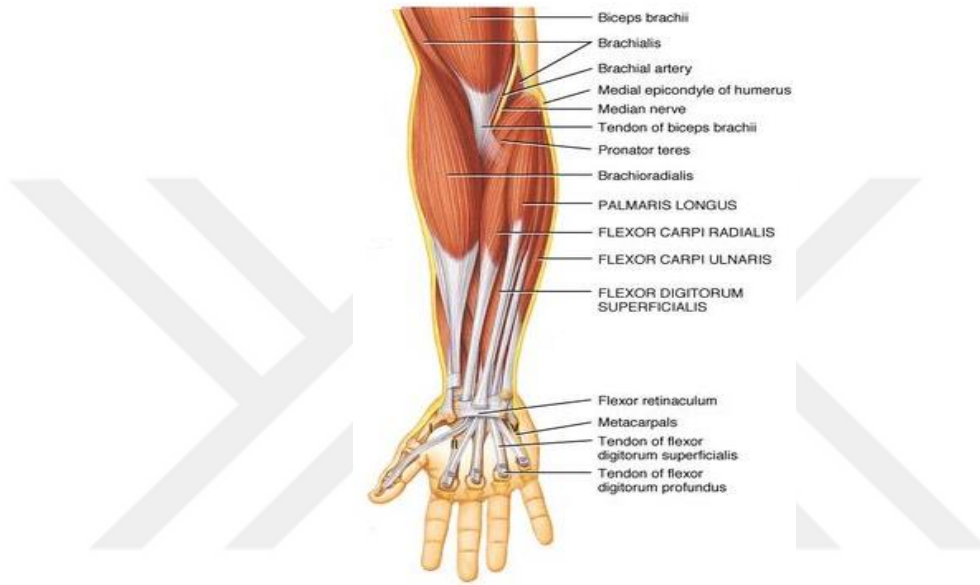
EMG ölçümleri sırasında yüzey elektrotlar bağlanacak yüzeye, yüzey iletkenliğini önleyecek kıl, kir, yağ tabakası vs. gibi maddelerden temizlemek maksadıyla asetonlu pamukla silindikten sonra bağlanır. Elektrotların ölçüm yapılacak kaslara sıkı bir şekilde temas etmesi gerekmektedir. Bu temasın sağlıklı yapılabilmesi ve iletkenliğin artması için, kas ve elektrot yüzeyleri özel iletken bir jel ile kaplanarak ölçüm yapılacak bölgeye yerleştirilir. EMG sinyallerinin davranışlarını çok fazla sayıda faktörün etkileyebilme ihtimali dolayısıyla, ölçümlerin son derece dikkatli yapılması gerekmektedir. EMG ölçümlerinde kullanılan elektrotların, sinyalin özelliklerini etkileme konusunda önemli rolleri vardır.

EMG sinyali kaydedilirken, ölçüm yapılan kasa yakın kaslardaki elektriksel aktivasyon, gerçek sinyale karışabilir ve bundan ötürü sinyalin özelliğini bozabilir. Girişim (karışma) olarak adlandırılan bu durumun ortaya çıkmasında, büyük yüzeye sahip elektrotların da etkisi vardır. Dolayısıyla elektrot yüzeyinin olabildiğince küçük tutulması, sağlıklı EMG sinyal ölçümü için uygulanan yöntemlerden biridir. Ayrıca yan ses (crosstalk) olayının engellenebilmesi için, kas yüzeylerine yerleştirilen elektrotların, kas yüzeyine temas yerleri doğru belirlenmelidir. Elektrotların, kasta oluşan elektriksel aktivasyonu tam olarak algılayabilmesi için, kasın tam orta noktalarına yerleştirilmeleri gerekir [44].

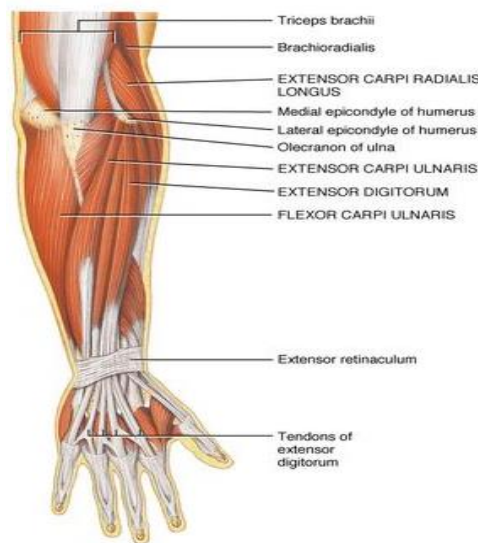


Şekil 3.2. Farklı bölgedeki elektrotların sinyal üzerine etkisi [44]

Şekil 3.2’de, aynı kasta, farklı bölgelere yerleştirilen elektrotlardan alınan sinyallerin değişik genliklerde olduğu gözlemlenebilir. Şekil 3.2’de görüleceği üzere, kasın merkezi dışına yerleştirilen bölgelerdeki elektrotlardan kaydedilen EMG sinyallerinin genlikleri, merkeze yerleştirilenlere oranla daha küçüktür. Aynı etki, frekans dağılımlarında da (spektrum) görülmektedir. Seniam protokolüne göre yüzey elektrotlar ile aksiyon sinyallerinin alınabileceği kol kaslarının ön ve arkadan görünüm fotoğrafları Şekil 3.3-3.4’de görülmektedir [52].



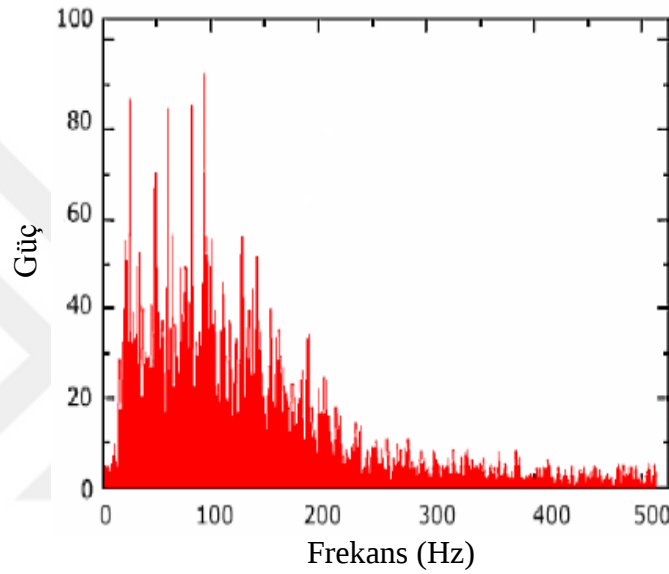
Şekil 3.3. El ve alt kolun ön yüzünde yer alan kasların görünümü [52]



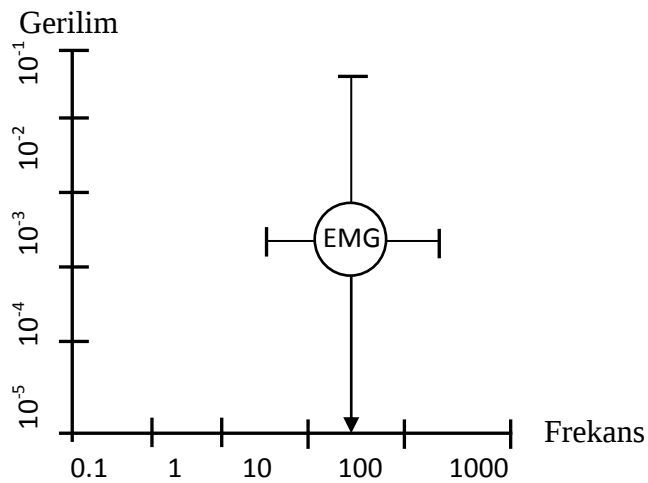
Şekil 3.4. El ve alt kolun arka yüzünde yer alan kasların görünümü [52]

3.2. EMG Sinyalinin Özellikleri ve Gürültü Kaynakları

EMG sinyali stokastik (rastlantısal) bir yapı gösterir ve Gaussian dağılım fonksiyonuyla tanımlanır. EMG sinyalinin genliği 0 ile 10 mV (tepe noktaları arası) arasında değişir. Şekil 3.5’de EMG sinyaline ait frekans spektrumu ve Şekil 3.6’da EMG sinyalinin tipik genlik karakteristiği grafiği görülmektedir [44-49]. Kullanılabilen sinyal enerjisi 50 ile 500 Hz frekans aralığında olup baskın enerji 50 ile 150 Hz arasında değişir. Kullanılabilen sinyaller, elektriksel gürültü seviyesinin üzerinde bir enerji taşırlar [45].



Şekil 3.5. EMG sinyaline ait frekans spektrumu [44-49]



Şekil 3.6. EMG sinyalinin tipik genlik karakteristiği [44-49]

EMG sinyalinin kaydedilmesi sırasında, sinyalinin yapısını etkileyen iki durum vardır. Birincisi sinyal enerjisinin gürültü enerjisine oranı diğeri ise EMG sinyaline, sinyalin karakteristiğini değiştiren farklı frekans bileşenlerinin katılmasıdır. Genel olarak gürültü, EMG sinyalinde istenmeyen elektriksel sinyallerin tümü olarak tanımlanabilir. Gürültü sinyali çeşitli kaynaklardan doğabilir. Bu kaynaklar [44]:

❖ *Sinyalin alımı ve kaydında kullanılan elektronik devre elemanları:* Bütün elektronik cihazlar elektriksel gürültü üretirler. Bu gürültü 0 Hz'den birkaç kHz'e kadar değişen frekans bileşenlerine sahiptir. Bu gürültüyü tümüyle yok etmek mümkün değildir ancak, kaliteli devre elemanları ve iyi bir devre tasarımı ile azaltmak mümkündür.

❖ *Çevresel gürültü:* Çevresel gürültüye radyo ve televizyon yayını, elektrik-güç kabloları, ışık ampulleri, floresan lambalar vb. elektromanyetik radyasyon kaynakları sebep olur. Gerçekte her türlü elektromanyetik cihaz gürültü üretir. Bu durumlarda vücut yüzeyimiz elektrik-manyetik radyasyona maruz kalır. Çevresel gürültünün baskın frekansı 50 Hz civarındadır. Genliği ise EMG sinyalinin genliğinin 1-3 katı kadardır.

❖ *Hareket:* Harekete bağlı oluşan gürültünün başlıca iki sebebi vardır. Bu sebepler elektrot ile deri arasındaki yüzeyde oluşan kayma ve elektrotu yükselticiye bağlayan kablodaki harekettir. Her iki durumda da oluşan gürültü uygun devre tasarımı ile yok edilebilir. Bu elektriksel sinyaller frekans aralığı ise 0 ile 20 Hz arasında değişir.

❖ *Sinyalin doğal kararsızlığı:* EMG sinyali rastgele dağılımlı yapıdadır. 0 ile 20 Hz arasındaki frekans bileşenleri kararsız olup, gürültü olarak görüldüğünden sinyalden çıkarılmalıdır.

3.3. EMG Sinyallerinin İşlenmesi ve Özniteliklerinin Çıkarılması

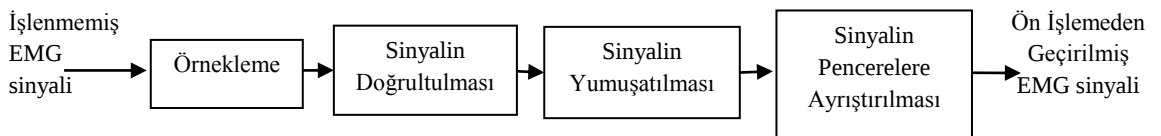
İnsan vücudunda üretilen elektrokimyasal kökenli işaretlere biyoelektriksel işaret adı verilir. İşaret, bilgi taşıyan, zamana göre değişen veya değişmeyen büyüklüklerdir. İşaret, direkt olarak, orijinal bilgi kaynağından üretilir ve bu durumda işarete bakarak kaynağın yapısı veya işleyişi hakkında bilgi elde edilebilir. Bazı durumlarda ise, elde edilen işaret, direkt olarak istenilen bilgiyi vermeyebilir ve bu durumda da işaret üzerinde istenileni elde etmek için ön işlemlerden geçirmek gerekir. Bazen biyolojik işaretin bilgisayar ortamı gibi bir görüntüleme ortamına taşınması ya da işaretin bilgisayar belleği gibi bir ortamda tutulması gerekebilir. Bazen de biyolojik işaretin hekimin yapacağı teşhise yardım amacıyla işlenmesi söz konusu olabilir. Bütün bu istenenleri gerçekleştirebilmek için ham

işaretin, amaca en uygun hale getirilmesi gerekmektedir. Sinyal işleme, sinyalde bulunan bilgilerin elde edilmesi için kullanılan teknikleri içerir. Bu amaçlarla algılanan ham işaretin değerlendirilebilir ve yorumlanabilir hale getirilmesi için bir takım işlemler gerekmektedir. İşaretten gerekli bilgiyi çıkarmak için belirli işaret işleme yöntemleri vardır. İşaret, toplam veya çarpım şeklinde gürültü ile karışık şekildedir. Amaca uygun anlamlı bilgi, işaretin bir parçasını oluşturur, geri kalan kısımlar da gürültü olarak ele alınır. İşaretlerin analizinde her türlü bilgi bozucu ve esas işaret dışında kalan işaretler gürültü olarak ele alınır ve esas işaretin bu gürültüden ayrıştırılması istenir. Biyomedikal işaret işlemede, uygun işaret işleme yöntemlerinin seçilebilmesi için işlenecek olan işaretin karakteristiğinin bilinmesi önemlidir [44-46].

Son derece karmaşık bir yapıya sahip olan EMG sinyalinin karakterize edilebilmesi ve sınıflandırılabilmesi için çeşitli sinyal işleme yöntemleri kullanılmaktadır. Sinyal işlemenin amacı, sinyali daha anlaşılabilir ve analiz edilebilir bir şekle sokmaktır. Ancak sinyal analizi yapılırken, kas aktivitelerinin özelliklerini taşıyan işaretin davranışını değiştirebilecek uygulamalardan kaçınılmasına dikkat edilmelidir. EMG işaretleri tabiatı itibarıyla diğer elektriksel kökenli biyolojik işaretler gibi rastgele işaretler olduğundan, bu işaretlerin işlenmesinde rastgele işaret işleme teknikleri kullanılmaktadır [46].

3.4. EMG Sinyalinin Öznitelik Çıkarımı Öncesi Ön İşleme Safhası

Kaydedilmiş EMG sinyalleri karakteristikleri gereği çeşitli gürültü sinyallerini de içerirler. Sinyalin özniteliklerinin kaliteli ve doğru bir şekilde belirlenebilmesi için gürültü sinyallerinin saf bilgi taşıyan EMG sinyallerinden ayrıştırılması gereklidir. Bu nedenle ham EMG sinyali ilk olarak ön işlemlerden geçirilir. Kaydedilen EMG sinyallerinin gürültüden ayrıştırılması, doğrultulması ve örneklenmesini içeren ön hazırlık safhasına ait blok diyagram Şekil 3.7’de görülmektedir.



Şekil 3.7. EMG Sinyalinin Ön Hazırlık Safhası Blok Diyagramı

3.4.1. Sayısal Örnekleme

Bilgisayarlarda geliştirilen algoritmaların desteğiyle hemen hemen bütün yüzeysel EMG sinyallerinin modern analizi ve uygulamaları yapılmaktadır. Bu algoritmaların temeli, işaretlerin sayısal diziler olarak ifade edilmesine dayanmaktadır. Kaydedilen sinyallerin bilgisayarlar tarafından sayısal diziye dönüştürülmesine, analog sinyalin dijital (sayısal) sinyale çevrilmesi (analogdan dijitale çevrim) denilmektedir. Analog sinyaller, gerilim sinyalleridir. Bu sinyallerin genlikleri, gerilim aralığı boyunca sürekli değişmektedir. Analogdan-dijitale çevrim, analog sinyal gerilimin genliğinin belirli zaman noktalarında bir sayı dizisi tarafından gösterilmesi işlemidir [45,51]. Sinyal genliğini ifade eden bu sayı dizisine dijital sinyal denir ve bu işlemde geçen analog sinyal de “örneklenmiş” sinyal olur. Bu tez çalışmasında kullanılan EMG gerilim sinyalleri kayıt cihazının örneklem periyodu olan 0.001 örneklem periyodu ile örneklenerek bir sayı dizisi haline dönüştürülmüştür.

3.4.2. Doğrultma İşlemi

Doğrultma işlemi, sinyalin sadece pozitif kısımlarının değerlendirilmesidir. Bu işlem ya sinyalin negatif kısımları atılarak (half-wave rectification) ya da sinyalin tamamının mutlak değeri alınarak (full-wave rectification) gerçekleştirilir. Sinyalin negatif ve pozitif değerlerinden dolayı ortalamasının (DC bileşeni) alınması (ortalamanın sıfır çıkması), doğrultma işleminin işarete uygulanmasını gerektirmektedir. Doğrultma işlemi, sinyalin bütün enerjisinin korunması amacıyla genellikle sinyalin bütününün mutlak değeri alınarak yapılır [46,53]. Sinyalin bütün enerjisinin korunması amacıyla tam dalga doğrultma yöntemi uygulanmıştır [44-46] ve yönteme ilişkin ifade Denklem (3.1)’de verilmiştir.

$$x_{\text{doğrultma}} = |x(t)| \quad (3.1)$$

3.4.3. Doğrultulan Sinyalin Yumuşatılması

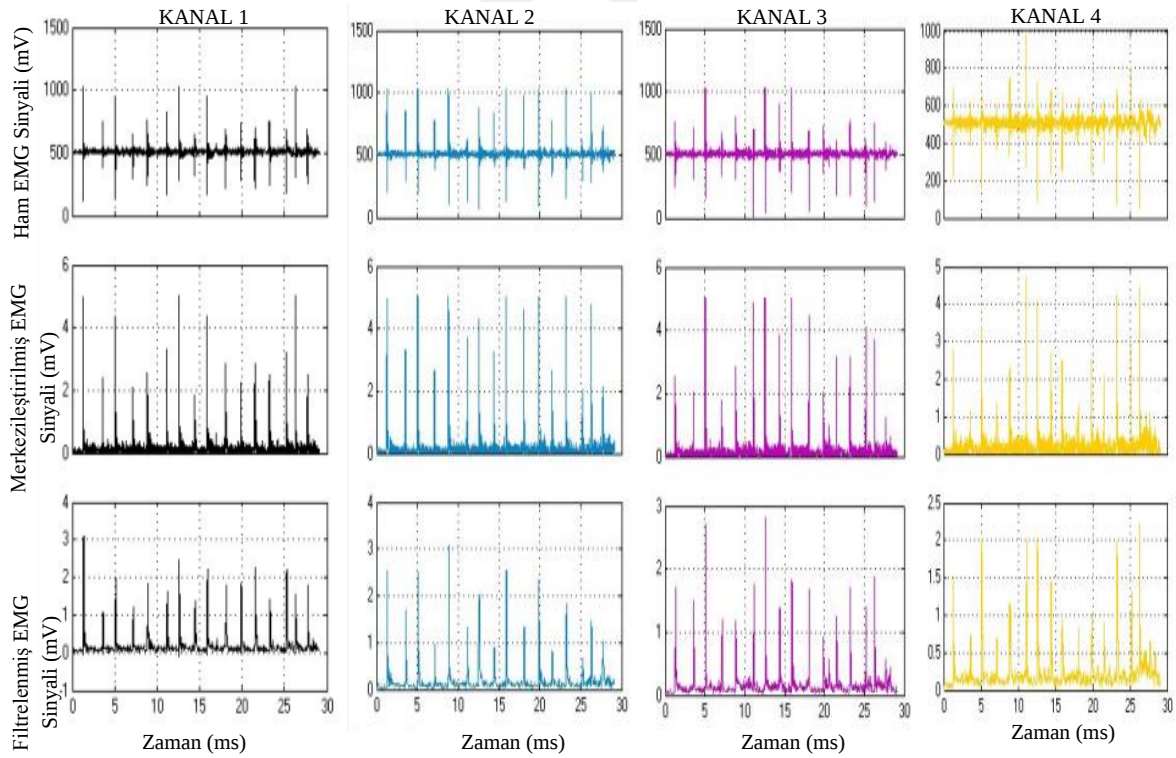
Doğrultulmuş sinyal, işaretin rastgele genliğini ifade eder. Doğrultulmuş sinyalden anlamlı bir nitelik çıkarmak için sinyal yumuşatılır [45,46]. Sinyalin yumuşatılması,

işaretin içerisindeki yüksek frekans bileşenlerinin atılması yani gürültüden arındırılması amacı ile bant geçiren filtre (50-500 Hz) tasarlanmıştır.

3.4.4. Sinyalin Pencereleme Ayırıştırılması

Elde edilen EMG sinyallerinin öznitelikleri hesaplanmadan önce, sinyale komşu yöntemi ile çerçeveleme işlemi yapılır. Çerçeveleme işlemi için Englehart [17,18]'in çalışmasında deneyler ve hesaplamalar ile ulaştığı optimum çerçeveleme değerleri ($R = 256$, $r = 32$ ms) kullanılmıştır.

Tez çalışması kapsamında dört kol kasından yüzey elektrotlar vasıtası ile kaydedilen EMG sinyallerinin ön işlem adımlarına ait grafikler Şekil 3.8'de yer almaktadır.



Şekil 3.8. El kapama sinyali için dört kanaldan alınan EMG sinyallerinin sırası ile ham, merkezileştirilmiş ve filtrelenmiş EMG sinyal grafiği

3.5. EMG Sinyalinin Öznitelik Çıkarımı

EMG sinyali, genliği rastgele negatif ve pozitif değerler olarak değişen, durağan olmayan, zamana ve kuvvete bağlı olan bir sinyaldir [33,48]. Biyoelektriksel sinyaller

belirli karakteristik değerlere yani bilgilere sahiptirler. Bu alışma kapsamında EMG sinyalinin özniteliklerinin elde edilmesi amacıyla literatürde yaygın olarak kullanılan beş yöntem tercih edilmiştir.

3.5.1. Sinyalin Enerjisi

Matematiksel olarak $m(t)$ sinyalinin enerjisi

$$E = \int_{t_i}^{t_j} |m(t)| dt \quad (3.2)$$

şeklinde hesaplanır [45,47]. Burada t_j ve t_i , sinyalin integrasyonu yapılacak olan kısmının alt ve st zaman sınırlarını göstermektedir. Yukarıdaki ifade, $T = t_j - t_i$ zaman aralığındaki sinyal eğrisinin mutlak değerinin altında kalan alanı ifade eder.

3.5.2. Sinyalin Maximum Değeri

Sinyalin maksimum değeri, pencerelere bölünmüş her bir paketteki örneklenmiş sinyal değerlerinden en büyük olanını ifade etmektedir.

3.5.3. Sinyalin Ortalaması

Matematiksel olarak $m(t)$ sinyalinin ortalaması

$$ORT = \frac{1}{t_j - t_i} \int_{t_i}^{t_j} |m(t)| dt \quad (3.3)$$

şeklinde hesaplanır [45,53]. Burada t_i ve t_j , sinyalin integrasyonu yapılacak olan kısmının alt ve st zaman sınırlarını göstermektedir. Yukarıdaki ifade, $T = t_j - t_i$ zaman aralığındaki sinyalin bütününün ortalamasını ifade etmektedir.

3.5.4. Sinyalin Etkin Değer

Etkin değer, ortalama doğrultma gibi zaman etki alanında sık kullanılan bir sinyal analiz yöntemidir [45,47,53]. $m(t)$ işaretinin etkin değeri

$$RMS = \left(\frac{1}{T} \int_0^T m^2(t) dt \right)^{1/2} \quad (3.4)$$

şeklinde hesaplanır. Hem ortalama doğrultma değeri hem de etkin değer sinyal genliği hakkında yararlı bilgiler içermektedir. Bununla birlikte, kasların doğal kasılmaları esnasında kaydedilen EMG sinyallerinin sınıflandırılmasında etkin değer kullanılması daha uygundur. Çünkü etkin değer, sinyalin gücünü ifade eder ve bu bakımdan sinyale ait net bir fiziksel anlam taşır [45,53].

3.5.5. Sinyalin Varyansı

Sinyalin varyans değeri, pencerelere bölünmüş her bir paketteki örneklenmiş sinyal değerlerinden ortalamaya göre sapma miktarını ifade etmektedir [47]. $p(t)$, t 'nin olasılıksal yoğunluk fonksiyonunu ifade etmek üzere sinyalin varyansı:

$$VAR = \left(\frac{1}{T} \int_0^T (t - ORT)^2 m(t) dt \right) \quad (3.5)$$

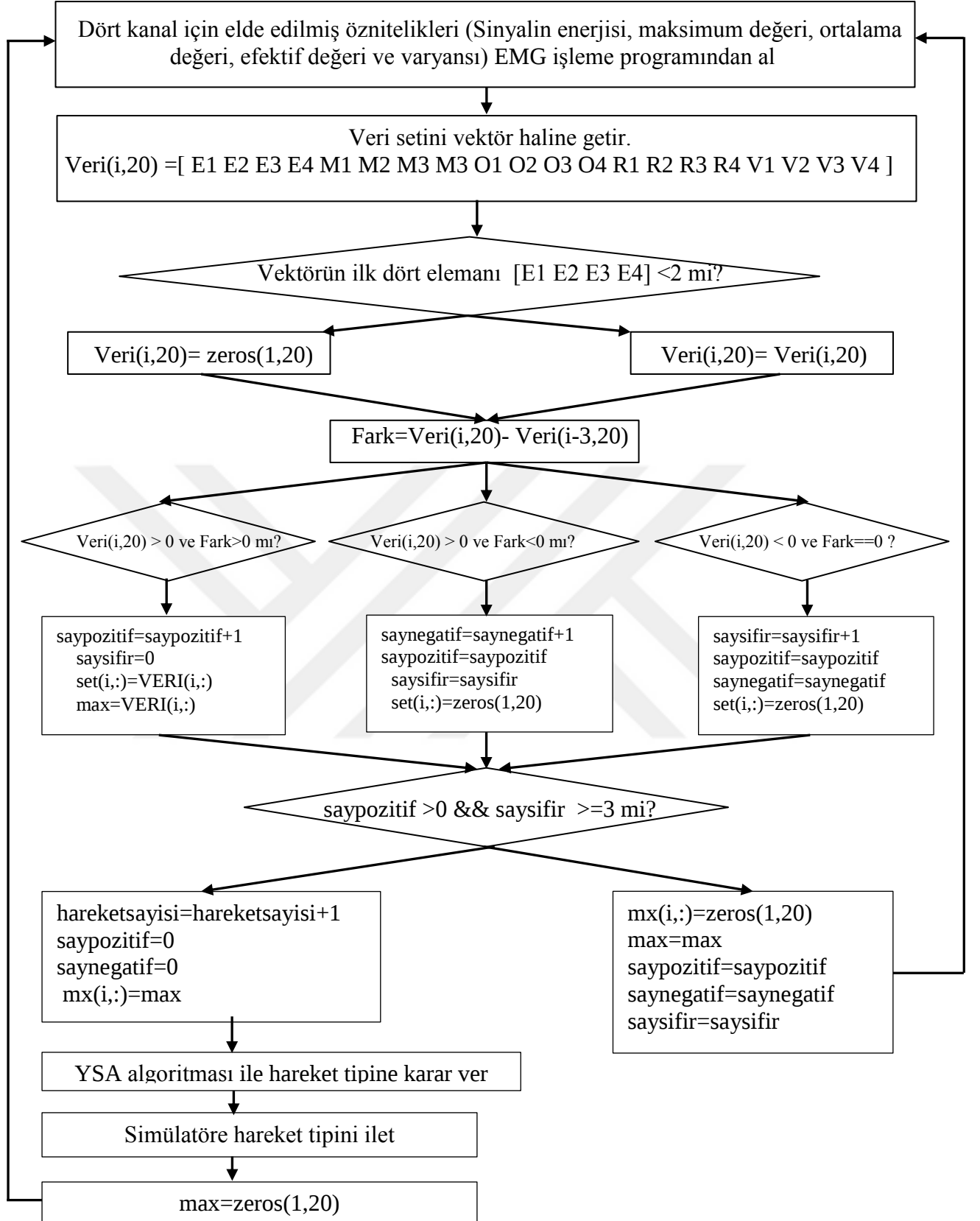
4. EMG SINYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

EMG sinyallerinin anlamlandırılması işlemi temel olarak üç adımda gerçekleştirilmektedir. Bunlar sırası ile ön işleme ve normalizasyon işlemi, öznitelik çıkarım ve sınıflandırma işlemidir. Literatür incelendiğinde görülmektedir ki verinin örneklenmesi, doğrultulması ve filtrelenmesini içeren ön işlem adımları hemen hemen tüm çalışmalarda oldukça benzerdir. Öznitelik çıkarımı ve sınıflandırma işlemi adımlarında ise araştırmacılar tarafından farklı yaklaşımlar ve metotlar uygulanmıştır. Öznitelik çıkarımında zaman ve frekans domenlerinde birden çok öznitelik elde edilmiş ve sınıflandırma başarısını arttırmak amacı ile de Bulanık Mantık, YSA, DVM KNN vb. sınıflandırma yöntemleri denenmiş ve sonuçları karşılaştırılmıştır [44-46, 54-59].

EMG işaretlerinin kaydedilmesi sırasında kas yorgunluğu, çevresel gürültü, elektrot titreşimi gibi nedenler ile oluşan sinyal genliğindeki değişim, hesaplanacak öznitelik vektörlerini olumsuz yönde etkilemektedir. Farklı kişilerden alınan aynı kasa ait EMG işaretlerinde dahi dikkate değer bir değişim gözlenebilmektedir. Bu çalışma kapsamında normalizasyon ve ön işleme yapılarak EMG sinyalindeki değişiklikler (gürültü ve taban hattından sapma) en aza indirilmeye çalışılmış ve işlem yükünü azaltmak için sinyalin ortalaması sıfır kabul edilmiştir. Böylece EMG öznitelik vektörünün kişinin yaşına, cinsiyetine ve ölçüm sisteminin parametrelerine olan bağımlılığı minimum düzeye indirilmiştir. Son olarak EMG işaretlerinin altı sınıfa ait elde edilen toplam yirmi öznitelik parametresi YSA, KNN, DVM sınıflandırılma algoritmaları ile sınıflandırılmış ve başarımlar oranları karşılaştırılmıştır.

4.1. EMG Sinyalinin Öznitelik Matrisi için Boyut (Veri)Azaltma Algoritması

Kaydedilen EMG öznitelik datalarının altı hareket için YSA sınıflandırılma algoritması ile sınıflandırılmaya çalışılmış ancak öz niteliklerin ara değerlerinde yaşanan çakışma nedeni ile data setlerinin olduğu gibi kullanılamayacağı veri azaltım işlemine ihtiyaç duyulduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle dört kas grubundan tüm hareketler için kaydedilmiş ve öznitelikleri çıkarılmış ham veri setlerine veri azaltım algoritması uygulanmıştır. Geliştirilen bu almıtmaya ait akış şeması Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1. Veri azaltım algoritması akış şeması

4.2. Yapay Sinir Ağları Sınıflandırma Algoritması

Her hangi bir dış yardım olmaksızın öğrenme yolu ile yeni bilgiler üretmek, var olan bilgiler ışığında çıkarımlar yapmak, yeni bilgiler keşfedebilmek insan beyninin sahip olduğu özelliklerdendir. Bilgisayarların insan beyninin sahip olduğu bu özellikleri yerine getirebilmelerini sağlamak amacı ile geliştirilen bilgisayar sistemleri ise YSA olarak isimlendirilirler [60-68]. İnsan beyninden ilham alınarak öğrenme işleminin matematiksel olarak modellenmesi sonucunda YSA ortaya çıkmıştır. Bu sebeptir ki, bu alandaki ilk çalışmalar insan beyninin biyolojik yapı taşları olan sinir hücrelerinin ve hücreler arası bilgi aktarım sisteminin modellenmesi konuları üzerinedir. Bilgisayar sistemlerinin gelişimine de paralel olarak yapay sinir ağları birçok alanda uygulanır duruma gelmiştir. İnsan beyninin çalışma prensibi baz alınarak geliştirilen bu sistemler bilgisayar teknolojisinin gelişimi ile işlem hızları nano saniye seviyelerine ulaşmış olsa da öğrenme ve çıkarım yapma başarıları insan beyni ile kıyaslanamayacak düzeyde yetersiz kalmaktadırlar. Nano saniyeler seviyesinde işlem hızına sahip YSA'lar mili saniyeler seviyesinde işlem yapma hızına sahip insan beyninin işlevselliğinin maalesef ki çok uzaktadır [60-68].

4.2.1. YSA'ların Avantajları ve Dezavantajları

YSA'lar seçilen ağ yapısı modeline bağlı olarak farklı özelliklere sahip olsalar da avantajlı bazı ortak özellikleri aşağıda sıralanmıştır [60].

1. Eş zamanlı çalışan ve karmaşık işlemleri gerçekleştiren çok sayıda hücreden meydana gelirler.
2. Eğitim sırasında ağa tanıtılan ve öğretilen sayısal verilerden ilgili problem için genel bir özellik çıkarımı yapabilir ve eğitim sırasında ağa tanıtılmamış bir veri ağa giriş olarak verildiğinde anlamlı bir sonuç çıkarımı yapabilirler.
3. Nonlineer problemlerin de çözümünde kullanılabilirler.
4. Makine öğrenmesi gerçekleştirebilir yani belirli olaylar ve sonuçlar arasında ilişkiyi öğrenerek benzer olaylar karşısında çıkarım yoluyla mantıklı kararlar verebilirler.
5. Geleneksel programlama, verilerin saklanması için belirli dosya ve veri tabanları kullanırken YSA'larda bilgiler belirli bir düzen içinde tutulmaz, ağın tamamına yayılarak

saklanır. Bu da ağın belirli kısımlarına ait nöronlarının zarar görmesi durumunda dahi anlamlı bilgi bütününe kaybolmasını engeller.

6. Ağa ait bilgiler ağ içerisinde dağılmış bir şekilde muhafaza edilir. Hücrelerin bağlantı ve ağırlık dereceleri ağa ait birer bilgi olup tek başlarına bir anlam ifade etmez bütün içinde anlam kazanırlar.

7. Örnek tabanlı bir öğrenim söz konusu olduğundan ağın başarısı, eğitim sırasında seçilen örnekler ile bağlantılıdır. Örnekler ile olay ağa bütün yönleri ile gösterilemezse ise ağın başarısı düşer ve yanlış çıktılar verir.

8. Örüntü ilişkilendirme, sınıflandırma ve tamamlama yapabilirler. Eksik bilgiler içeren bir örüntü ağa girdi olarak verilirse YSA eksik olan bu kısımların tamamlanması konusunda başarılıdır.

9. YSA'lar çevrimiçi olarak kendi kendine öğrenebilir ve kendi kendilerini eğitebilirler.

10. Eğitim gerçekleşikten sonra ağ içerisinde eksik bilgi dahi olsa, çıkış üretebilmektedirler. Bu geleneksel sistemler ile arasındaki en temel farklılıklardan biridir.

11. Eksik bilgi ile çalışabilme, bazı hücreleri bozulsada dahi tüm bilgilerin kaybolmaması, örüntü tamamlayabilme özelliği YSA'ların hata toleranslı sistemler olmasına imkân sağlar.

YSA'ların, pek çok avantajın yanında bazı dezavantajları da vardır. Belli başlı dezavantajları [60]:

1. Ağ yapısının seçimi için YSA'larda belirli bir kural tabanı söz konusu değildir. Ağ seçimi tamamı ile tasarımcının deneyimlerine bağlıdır ve deneme yanılma yöntemi ile tespit edilir.

2. YSA'ların paralel işlem yapabilme yeteneği, çalışma performansı ve hızı üzerinde çalıştıkları donanıma göre değişkenlik gösterir.

3. Ağın parametre değerlerinin seçimi için YSA'larda belirli bir kural tabanı söz konusu değildir. Tasarımcının tecrübesine dayalıdır ve her problem tipi için farklı yaklaşımlar söz konusu olabilmektedir.

4. Öğrenilecek problem ağa nümerik bilgiler şeklinde verilmelidir çünkü YSA'lar nümerik bilgiler ile çalışabilmektedirler.

5. Optimum ağ eğitim süresinin tespiti için araştırmalar sürmekle beraber bu sürenin belirlenmesinde henüz yaygın kabul görmüş bir yöntem bulunmamaktadır.

6. YSA bir probleme çözüm ürettiği zaman, bu çözüme ulaşmasında etkili olan nedenleri ve nasılları tasarımcıya sunmaz. Bu durumda YSA'lara güveni sorgulatır ve en önemli sorundur.

4.2.2. Geleneksel Algoritmalar ile YSA'ların Karşılaştırılması

Geleneksel algoritmalar ile YSA arasındaki farklılıklar Tablo 4.1'de özetlenmeye çalışılmıştır.

Tablo 4.1. Geleneksel algoritmalar ve YSA arasındaki farklar [60]

Geleneksel Algoritmalar	Yapay Sinir Ağları
Belirlenen kurallara girişlerin uygulanması ile çıkışlar elde edilir.	Öğrenme esnasında giriş çıkış bilgileri verilerek kural koyulur.
Hesaplamalar merkezi, eş zamanlı ve ardışıktır.	Hesaplamalar toplu, eş zamansız ve öğrenmeden sonra paraleldir.
Bellek paketlenmiş ve hazır bilgi depolanmıştır.	Bellek ayrılmış ve ağı yayılmıştır.
Nispeten hızlıdır.	Yavaş ve donanıma bağlıdır.
Hata toleransı yoktur.	Hata toleransı vardır.
Bilgiler ve algoritmalar kesindir.	Deneyimden yararlanır.

4.2.3. YSA'ların Kullanıldığı Alanlar

Yapay sinir ağları sınıflandırma, modelleme ve tahmin gibi pek çok alanda kullanılmaktadır [61-68]. YSA'lar genellikle muhtemel fonksiyon kestirimleri, sınıflandırma, ilişkilendirme veya örüntü eşleştirme, zaman serileri analizleri, sinyal filtreleme, veri sıkıştırma, örüntü tanıma, doğrusal olmayan sinyal işleme, doğrusal olmayan sistem modelleme, optimizasyon gerçekleştirmektedirler.

YSA'ların sektörlere göre bazı uygulama örnekleri aşağıda sıralanmıştır [60] :

- Havacılık: Uçuş simülasyonları, otomatik pilot uygulamaları vb.
- Otomotiv: Otomatik yol izleme, yol koşullarına göre sürüş analizi vb.
- Savunma: Silah yönlendirme, hedef seçme, sinyal işleme, görüntü işleme vb.
- Elektronik: Kod sırası öngörüsü, çip bozulma analizi, nonlinear modelleme vb.
- Eğlence: Animasyonlar, özel efektler, pazarlama öngörüsü vb.
- Üretim: Ürün dizaynı, makina yıpranmalarının tespiti, dayanıklılık analizi, vb.
- Sağlık: EEG, ECG, MR, kalite artırımı, ilaç etkileri analizi, kan analizi sınıflandırma, kalp krizi erken teşhis ve tedavisi vb.
- Robotik: Yörünge kontrol, forklift robotları, görsel sistemler, uzaktan kumandalı sistemler, optimum rota belirleme vb.

➤ Güvenlik: Parmak izi tanıma, kredi kartı hileleri saptama, retina tarama vb.

Görüldüğü gibi YSA'lar günlük hayatımızda farkında olmadığımız pek çok alanda kullanılmaktadır ve gün geçtikçe uygulama alanları genişlemekte ve gelişmektedir.

4.2.4. Yapay Sinir Ağlarının Sınıflandırılması

YSA'lar genel olarak nöron dizilimlerine, nöronların birbirine bağlantı şekline, öğrenme şekli, öğrenme zamanı, ağ mimarisi gibi bir takım özelliklerine bakılarak sınıflandırılabilmektedirler [60].

Nöronların birbirine bağlantı şekline göre YSA'lar ileri ve geri beslemeli ağlar olmak üzere iki gruba ayrılır.

1. İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları: İleri beslemeli Yapay sinir ağlarında giriş katmanından itibaren nöronlar çıkış katmanına doğru düzenli bir şekilde dizilmiştir. Tüm katmanlarda sadece kendinden sonraki katmana bilgi akışı söz konusudur. YSA'a gelen bilgi önce giriş katmanına sonra sırası ile diğer ara katmanlara iletilerek işlenir. En son sonuç katmanına iletilen bilgi işlenerek dış dünyaya ulaşır.

2. Geri Beslemeli Yapay Sinir Ağları: Geri beslemeli yapay sinir ağlarında (GBYSA) ise bir hücrenin çıktısı hem kendinden sonra gelen hücrenin katmanına hem de kendinden önceki katmanda veya kendi katmanında bulunan diğer bir hücreye girdi olarak verilebilir. Bu tasarım yapısı GBYSA'na doğrusal olmayan bir dinamik kazandırmaktadır. GBYSA'da nöronların bağlantı şekilleri YSA'nın farklı davranış ve yapılar kazanmasını sağlar.

YSA'larında verilen girdilere göre ağın nasıl bir çıktı üreteceği ağa öğretim yolu ile kazandırılır. Üç farklı ağ öğretim metodu bulunmaktadır ve bunlar danışmanlı, danışmansız ve destekleyici öğrenme olarak isimlendirilirler [60].

1. Danışmanlı Öğrenme: Bu öğrenme türünde ağa hem giriş değerleri hem de çıktı değerleri verilir. Ağın verilen giriş değerlerine karşı verilen çıkış değerlerini üretebilmesi için ağ kendi ağırlık değerlerini hesaplar ve belirler. Ağ ağırlıklarının belirlenmesi işlemi o anda ağa verilen girişe karşılık ağın ürettiği çıkışlar ile istenen çıkış değerleri arasındaki fark yani hata hesaplanır ve bu farka göre her hücreye düşen hata payı bulunur. Her hücre için bu hata payı belirli bir tolerans değeri sağlanana kadar güncellenerek hesaplanır.

2. Danışmansız Öğrenme: Bu öğrenme türünde eğitim esnasında ağa yalnızca örnek girdi değerleri verilirken herhangi bir çıktı değeri verilmez. Ağ verilen örneklerin

özelliklerine göre kendi kurallarını oluşturur. Ağ bağlantı ağırlıklarını aynı özellikteki girdileri birbirinden ayırabilecek şekilde düzenler ve öğrenmeyi tamamlar

3. Destekleyici Öğrenme: Bu öğrenme yaklaşımında her bir iterasyon sonunda ağ yaptığı hamlenin sonucunun iyi veya kötü bir hamle olduğunun bilgisi verilir. Böylece ağ hem girdi verisini dizi halinde öğrenirken hem de sonuç çıkarımı işlemini beraber sürdürür. Örneğin satranç oynamanın öğretildiği bir YSA, hamleleri oyun sırasında sonucu bilmeden rastgele belirlerken oyun sonucunda oyunu kazandı ise yaptığı hamleleri olumlu kabul eder ve bir sonraki oyunda benzeri hamleleri kullanır.

YSA'lar öğrenme zamanına göre dinamik öğrenmeli ve statik öğrenmeli YSA olarak ikiye ayrılır [60].

1. Statik Öğrenme: Statik öğrenme kuralıyla çalışan yapay sinir ağlarında önce ağ eğitilir eğitim tamamlandıktan sonra ağ istenilen şekilde kullanılır. Ağ çalışırken ağırlıklar değiştirilemez ve ağ müdahale edilemez.

2. Dinamik Öğrenme: Dinamik öğrenme kuralı ile çalışan YSA'larda ise ağ çalışma boyunca eğitime ve ağırlıklar güncellenmeye devam edilir. Eğitim süreci bittikten sonra dahi herhangi bir girişe karşılık çıktının onaylanmasına göre ağırlıklar güncellenir ve böylece ağ geliştirilir.

YSA'ların mimari yapılarına göre ileri beslemeli ve geri beslemeli, bellek tabanlı, radyal tabanlı, olasılıksal, regresyon tabanlı, modül yapılı YSA'lar olarak sınıflandırılmaktadır [60].

1. İleri Beslemeli YSA: İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları (İBYSA) katman yapısından oluşur ve her bir katmanda yer alan nöronlar bir sonraki katmanda yer alan nöronlara hücre ağırlıkları dikkate alınarak giriş olarak uygulanır. Girdi katmanından çıktı katmanına doğru düzenli ve tek yönlü bir bilgi akışı söz konusudur. İBYSA'da giriş, gizli ve çıkış katmanı olmak üzere üç tür katman yer almaktadır. Girdi katmanı, YSA'ya giren verileri tutma, gizli katman istenilen çıkışa ulaşmak amacı ile işlemleri gerçekleştirme ve çıktı katmanı ise dış dünyaya değerleri iletme ile görevlidir. Her katmanda bir ya da daha çok sayıda nöron bulunabilir. İBYSA'lar ağda bulunan katman sayısına göre ikiye Tek Katmanlı İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları (TKİBYSA) ve Çok Katmanlı İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları (ÇKİBYSA) olarak ikiye ayrılırlar TKİBYSA bir giriş ve bir çıkış katmanından oluşan en basit ağ yapısıdır. Girdi katmanı veri üzerinde hiçbir işlem yapmadan veriyi çıkış katmanına iletir. ÇKİBYSA da ise bir ya da daha fazla gizli katman bulunabilir. Bu gizli katmanlarda girdi katmanlarından gelen işlenmemiş veriler özellikleri

belirlenerek ve ağırlıklandırılarak çıktı katmanına iletilirler. Gizli katmanlara “gizli” denilmesinin sebebi istenilen çıktı değerini saklamasıdır.

2. Geri Beslemeli YSA: GBYSA’larında bir hücrenin çıktısı hem kendinden sonra gelen hücrenin katmanına hem de kendinden önceki katmanda veya kendi katmanında bulunan diğer bir hücreye girdi olarak verilebilir. Bu tasarım yapısı GBYSA’na doğrusal olmayan bir dinamik kazandırmaktadır. GBYSA’da nöronların bağlantı şekilleri YSA’na farklı davranış ve yapılar kazandırır. GBYSA iki gruba ayrılır: Tam Geri Beslemeli Yapay Sinir Ağları (TGBYSA) ve Kısmi Geri Beslemeli Yapay Sinir Ağları (KGBYSA’ları) TGBYSA’ında geliş güzel ileri ve geri bağlantıları yapısı vardır. KGBYSA ise ağlarda, ağı hücre elemanlarına ek olarak içerik elemanları vardır. Geri besleme sadece içerik elemanları üzerinde yapılır ve bu bağlantılar eğitilemezler. İçerik elemanları ara katman elemanlarının geçmiş durumlarını hatırlamak için kullanılır. GBYSA, doğrusal olmayan dinamik bir davranış gösterir. Geri beslemeli sinir ağları bu nedenle gecikmeli bir yapıya sahiptir. Ayrıca GBYSA dinamik bir hafızaya da sahiptir. Başka bir deyişle belirlenen çıktı değeri hem o andaki girdi değerinin hem de önceki girdi değerlerinin etkisini yansıtır.

3. Bellek Tabanlı YSA: Doğrusal olmayan sistemlerin tanımlanması ve denetiminde, katmanlı YSA yapıları etkin olarak kullanılmaktadır. BTYSA’larında hem öğrenme çok hızlıdır, hem de ağ yapısı ile ilgili her hangi bir ön kabule gerek yoktur. YSA ile sistem tanımlamada, doğru model yapısının seçilebilmesiyle model girdilerinin belirlenebilmesi için sistemin girdi ve çıktısının gecikme derecelerinin bilinmesi gerekir.

4. Radyal Tabanlı YSA: Radyal Tabanlı Fonksiyon Yapay Sinir Ağları (RTFYSA) tasarımı ise çok boyutlu uzayda eğri uydurma yaklaşımıdır ve bu nedenle RTFYSA’nın eğitimi, çok boyutlu uzayda eğitim verilerine en uygun bir yüzeyi bulma problemine dönüşmektedir. RTFYSA’da temel fikir, bir grup radyal taban fonksiyonu istenen f fonksiyonuna yakalayacak şekilde ağırlıklandırarak toplamaktan ibarettir. Radyal tabanlı fonksiyon 3 katmanlı bir yapıdır. Girdi katmanı girdi vektör uzayı ile çıktı katmanı da örüntü sınıfları ile ilişkilidir. Böylelikle tüm yapı, gizli katmanın yapısı ve gizli katman ile çıkış katmanı arasındaki ağırlıkların belirlenmesine indirgenir. Gizli katmandaki nöronların aktivasyon fonksiyonları bir C_j merkezi ve σ_j bant genişliği ile belirlenir.

5. Olasılıksal Tabanlı YSA: Olasılıksal Sinir Ağı (Probabilistic Neural Networks, PNN) radyal temelli bir sinir ağıdır. Danışmanlı öğrenmeye dayalıdır. PNN, Bayes Teoremi kullanarak karar veren bir sinir ağıdır. PNN, diğer ağlara göre daha fazla hesaplama karmaşıklığı içerdiğinden daha yavaş çalışır [68-70].

6. Regresyon Tabanlı YSA: Genelleştirilmiş Regresyon Sinir Ağı (Generalised Regression Neural Networks, GRNN), PNN gibi radyal temelli bir yapay sinir ağıdır. Nöron yapısında radyal temelli katmanın yanı sıra özel bir doğrusal katman bulunur. Az sayıda eğitim örneğinden bile fonksiyon üretebilme yeteneğinden dolayı tercih edilen bir sinir ağıdır. PNN'den farklı olarak sürekli çıkış verebildiğinden regresyon için de kullanılır [71].

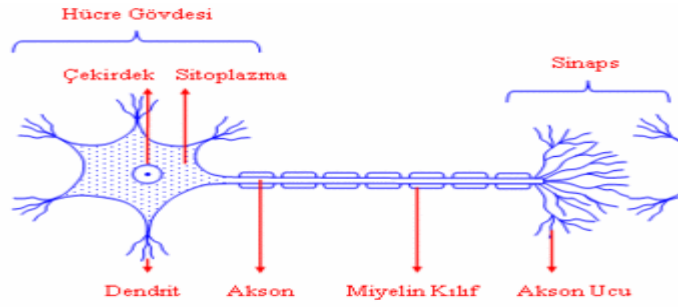
7. Modül Yapay Sinir Ağ: Modül Yapay Sinir Ağları (MYSA) çok sayıda YSA yapısının birleşiminden oluşur. Eğer, bir ağın yapması gereken işlemler birbirleriyle de haberleşmeksizin iki ya da daha fazla modüle (alt yapıya) ayrılabiliriyorsa bu ağlar MYSA olarak adlandırılır. Modüller arasında seyrek bağlantılar vardır. Modüllerin çıktıları, modüllerden bilgi geri beslenmemek üzere bir birleştirme birimi ile birleştirilir ve birleştirme birimi - MYSA çıktısını elde etmek için modül çıktılarının nasıl birleştirilmesi gerektiğini, - Hangi eğitim örneklerini hangi modülün öğreneceğini kararlaştırmalıdır.

4.2.5. YSA'nın Yapısı

Biyolojik Sinir Hücresinin Yapısı: İnsan beyninde yer alan sinir hücrelerinin yaklaşık 10 milyar adet ve birbirleri ile olan nöron bağlantı sayılarının ise yaklaşık 60 trilyon olduğu tahmin edilmektedir. İnsan vücudunda bu nöronlara giriş bilgileri duyu organları tarafından sağlanır. Daha sonra alıcı (taşıyıcı) sinirler vasıtası ile duyu organlarından gelen bilgi sinyalleri işlenerek merkezi sinir sistemine kadar taşınır [60]. Merkezi sinir sistemi ise taşıyıcılar ile kendisine iletilen sinyali yorumlayıp çıktı sinyali üretir. Üretilen bu çıktı sinyali ile hangi organlarda tepki oluşacak ise o organlara tepki sinirleri vasıtası ile tepki sinyali iletilir. Bu sayede duyu organlarından gelen bilgilere karşılık tepki organlarına uygun işaretler sinir sistemi vasıtasıyla yollanır. Yapay sinir ağları temel olarak insan beyninin ve sinir sisteminin modellenmesine dayalı bir ağ tasarımı metodu olduğu için biyolojik sinir sisteminin yapısının ve yapı taşlarının iyi analiz edilmesi gereklidir.

Nöronlar biyolojik sinir sisteminin temel taşıdır ve Şekil 4.2'de görüldüğü gibi dendrit, akson, çekirdek ve bağlantılar olmak üzere dört bölümden oluşmaktadırlar. Dendritler sinir hücresinin en sonunda bulunan ağaç görünümlü yapılar olup temel görevleri bağlı oldukları nöronlardan veya duyu organlarından gelen sinyalleri çekirdeğe iletmektir. Çekirdek ise dendrit tarafından kendisine iletilen sinyalleri bir araya toplayıp aksona iletir. Toplanan sinyaller aksonda işlenir ve nöronun diğer ucuna kadar iletilir. Nöron ucunda

bulunan ve diğer nöronlar ile bilgi akışını sağlayan sinapslar yardımı ile de hücrede üretilen sinyal diğer nörona aktarılır [60].

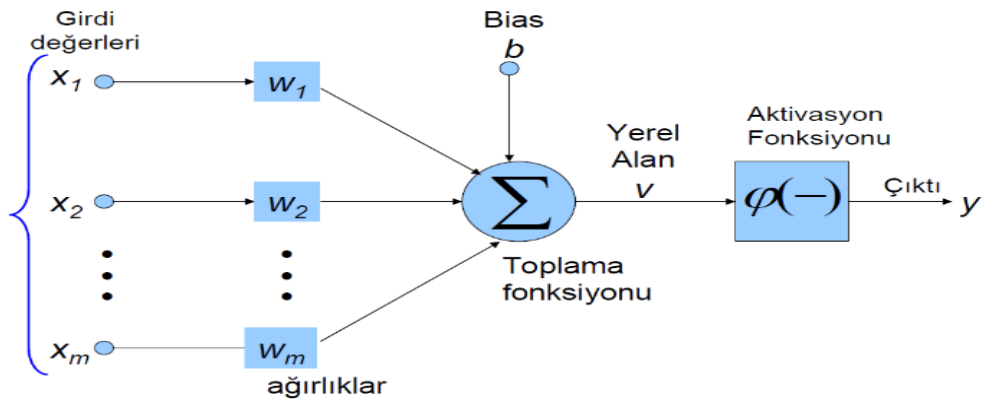


Şekil 4.2. Sinir hücresi ve Sinir sisteminin çalışma [60]

Yapay Sinir Hücresinin Yapısı: Biyolojik sinir hücrelerine benzer olarak Şekil 4.3’de görüldüğü gibi yapay sinir hücreleri de belirli bölümlerden oluşurlar. Yapay sinir hücresi giriş sinyallerini aldığı, işlediği ve işlenen sinyal karşısında çıktıların oluşturulup iletildiği bölümleri içermektedir. Bir yapay sinir hücresi:

- Girdiler
- Ağırlıklar
- Toplama Fonksiyonu (Birleştirme Fonksiyonu)
- Aktivasyon fonksiyonu
- Çıktılar

olmak üzere beş bölümden oluşmaktadır [60].



Şekil 4.3. Yapay sinir hücresinin yapısı [60]

Girdiler: Yapay sinir hücresine bir başka hücreden veya direk olarak dış dünyadan gelen veriler girdi olarak isimlendirilirler. Biyolojik sinir hücresinde olduğu gibi bu girdiler toplanmak için sinir hücresi çekirdeğine iletilirler [60].

Ağırlıklar: Girdilerin üretilecek çıktı üzerindeki etkisi ağırlıklar ile belirlenir. Algılayıcıdan gelen bir girdi nöron çekirdeğine ulaşmadan hemen önce geldiği bağlantının ağırlığı ile çarpılarak iletilir. Bağlantı ağırlık değerleri pozitif, negatif veya sıfır olabilir. Ağırlık değerinin sıfır olması o girdinin çıktı üzerinde herhangi bir etkisi bulunmadığı anlamına gelir [60].

Toplama Fonksiyonu (Birleştirme Fonksiyonu): Ağırlıklarla çarpılarak çekirdeğe iletilen girdi değerleri burada toplama fonksiyonu yardımı ile toplanarak net girdi değeri hesaplanır [60]. Tablo 4.2’de bazı toplama fonksiyonları ve matematiksel ifadeleri yer almaktadır.

Tablo 4.2. Bazı toplama fonksiyonları [60]

Toplam	$Net = \sum_{i=1}^N X_i * W_i$	Ağırlık değerleri girdiler ile çarpılır ve bulunan değerler birbirleriyle toplanarak Net girdi hesaplanır
Çarpım	$Net = \prod_{i=1}^N X_i * W_i$	Ağırlık değerleri girdiler ile çarpılır ve daha sonra bulunan değerler birbirleriyle çarpılarak net girdi hesaplanır.
Maksimum	$Net = \text{Max}(X_i * W_i)$	n adet girdi içinden ağırlıklar girdilerle çarpıldıktan sonra içlerinden en büyüğü Net girdi olarak kabul edilir.
Minimum	$Net = \text{Min}(X_i * W_i)$	n adet girdi içinden ağırlıklar girdilerle çarpıldıktan sonra içlerinden en küçüğü Net girdi olarak kabul edilir.
Çoğunluk	$Net = \sum_{i=1}^N \text{Sgn}(X_i * W_i)$	n adet girdi içinden girdilerle ağırlıklar çarpıldıktan sonra pozitif ile negatif olanların sayısı bulunur. Büyük olan sayı hücrenin net girdisi olarak kabul edilir.
Kümülatif Toplam	$Net = \text{Net}(\text{eski}) + \sum_{i=1}^N X_i * W_i$	Hücreye gelen bilgiler ağırlıklı olarak toplanır. Daha önce hücreye gelen bilgilere yeni hesaplanan girdi değerleri eklenerek hücrenin net girdisi hesaplanır.

Belirli bir problem için en uygun toplama fonksiyonunun ne olacağını belirlemede geliştirilmiş ve kabul görmüş bir yöntem henüz bulunmamaktadır. Tasarımcılar tarafından en uygun toplama fonksiyonu deneme yanılma metodu ile seçilir. Bazı problemlerin çözümü için girdilerin değeri büyük önem arz ederken bazı durumlarda ise gelen girdilerin sayısı büyük önem arz eder. Bir ağ yapısında her hücrenin toplama fonksiyonunun aynı olması gerekmemekle birlikte bu karar tasarımcıya bırakılmıştır.

Aktivasyon Fonksiyonu: Aktivasyon fonksiyonu hücreye gelen net girdi değerini işleyerek hücrenin bu girdiye karşılık üreteceği çıktı değerini belirler. Aktivasyon fonksiyonu genellikle doğrusal olmayan bir fonksiyon seçilir ve bu durum yapay sinir ağına doğrusal olmama özelliği kazandırır [60]. Tablo 4.3’de en çok kullanılan bazı aktivasyon fonksiyonu türlerine yer verilmiştir.

Tablo 4.3. Aktivasyon fonksiyonları [60]

Doğrusal Aktivasyon Fonksiyonu	Doğrusal problemler çözmek amacıyla aktivasyon fonksiyonu doğrusal bir fonksiyon olarak seçilebilir. Toplama fonksiyonundan çıkan sonuç, belli bir katsayı ile çarpılarak hücrenin çıktısı olarak hesaplanır.
Adım Aktivasyon Fonksiyonu	Gelen Net girdinin belirlenen bir eşik değerin altında veya üstünde olmasına göre hücrenin çıktısı 1 veya 0 değerini alır.
Sigmoid Aktivasyon Fonksiyonu	Sigmoid aktivasyon fonksiyonu sürekli ve türevi alınabilir bir fonksiyondur. Doğrusal olmayışı dolayısıyla yapay sinir ağı uygulamalarında en sık kullanılan fonksiyondur. Bu fonksiyon girdi değerlerinin her biri için 0 ile 1 arasında bir değer üretir.
Tanjant Hiperbolik Aktivasyon Fonksiyonu	Tanjant hiperbolik fonksiyonu, sigmoid fonksiyonuna benzer bir fonksiyondur. Sigmoid fonksiyonunda çıkış değerleri 0 ile 1 arasında değişirken hiperbolik tanjant fonksiyonunun çıkış değerleri -1 ile 1 arasında değişmektedir.
Eşik Değer Fonksiyonu	Gelen bilgilerin 0 dan küçük-eşit olduğunda 0 çıktısı, 1 den büyük eşit olduğunda 1 çıktısı, 0 ile 1 arasında olduğunda ise yine kendisini veren çıktılar üretilebilir.
Sinüs Aktivasyon Fonksiyonu	Öğrenilmesi düşünülen olayların sinüs fonksiyonuna uygun dağılım gösterdiği durumlarda kullanılır.

Hücrenin Çıktısı: Hücrenin çıktısı aktivasyon fonksiyonundan elde edilen değerdir. Bu çıktı değeri direkt dış dünyaya iletebileceği gibi tekrar ağ içerisinde de kullanılabilir. Her hücrenin birden fazla girdisi olmasına karşın bir tek çıktısı olmaktadır. Bu çıktı istenilen sayıda hücreye bağlanabilir.

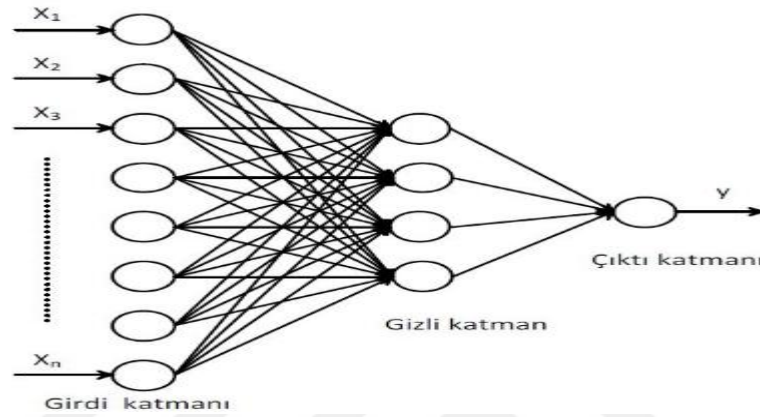
Yapay Sinir Ağının Yapısı: Yapay sinir hücrelerinin birbirine bağlanması ile oluşan yapıya YSA denilir. YSA’lar Şekil 4.4’de görüldüğü gibi üç ana kısımdan (katmandan) oluşmaktadır:

➤ **Giriş Katmanı:** Dış dünyadan ağa girdi değerlerinin alındığı katmandır. Bu katmanda dış dünyadan gelecek giriş sayısı kadar hücre bulunmaktadır. Giriş katmanında girdiler herhangi bir işleme uğramadan alt katmanlara iletilir.

➤ **Ara (Gizli) Katman(lar):** Giriş katmanı ile çıkış katmanı arasında yer alan ara katmanların sayısı tasarımcıya bağlı olarak değişir ve bazen bir ağda hiç ara katman bulunmayabilir. Dış dünyadan gelen bilgiler giriş katmanından bu katmana aktarılır. Gizli katmandaki nöron sayısı giriş ve çıkış sayısından bağımsız olarak saptanır ve birden fazla ara katmanlı ağda her bir ara katmanda birbirinden farklı sayıda nöron bulunabilir.

Katmandaki nöron sayısı arttıkça işlem karmaşıklığı ve süresi artar. Ancak katmanların çok sayıda nöron içermesi de ağın daha karmaşık problemlerin çözümünde kullanılabilmesine olanak sağlar.

➤ *Çıkış Katmanı:* Ara katmanlardan gelen bilgiler çıkış katmanında işlenir ve ağın çıktıları üretilir. Bu katmanda üretilen çıktılar ya dış dünyaya gönderilir ya da ağ geri beslemeli bir ağ ise ağın yeni ağırlık değerlerinin hesaplanması için üretilen çıktılar tekrar ağa gönderilir.



Şekil 4.4. Yapay sinir ağının yapısı [60]

4.2.6. Yapay Sinir Ağlarının Eğitilmesi

İnsan beyni, doğumundan itibaren duyu organları ile dış dünyayı algılar ve algıladığı bilgileri yorumlayarak davranışlarını şekillendirir. Yaşadıkça tecrübeler ile beyin gelişir ve sebep sonuç yani girdi çıktı ilişkisi büyük oranda şekillenir. Öyle ki kişinin benzer olaylar karşısında ne tepki vereceği çoğu zaman tahmin edilebilmektedir. Ancak hiç karşılaşılmayan olaylar karşısında kişinin tecrübesi olmadığı için vereceği tepki kendisi için de sürpriz yani yeni bir çıktıdır. YSA'da insan beynine benzer bir öğrenme süreci gerçekleşmektedir. Öncelikle öğrenme süresi boyunca dış dünyadan girdiler alınır ve aktivasyon fonksiyonundan geçirilerek çıktılar üretilir. Her çıktı daha önceki tecrübe çıktısı ile kıyaslanarak hata oranı hesaplanır ve var olan çeşitli öğrenme algoritmaları yardımı ile hata sıfırlanmaya yani istenen çıktıya ulaşmaya çalışılır. Bu adımda yapılan esas iş ağırlıkları amaca yönelik güncellemektir. Eğer yapay sinir ağı hesapladığı ağırlık değerleri ile verilen girişe karşılık istediği hedeflenen çıkış değerine yani amacına ulaşmış ise sahip olduğu bu ağırlık değerlerini saklar. YSA'da eğitim tamamlandıktan sonra ağa öğrenme

esansında verilmeyen girişler verilerek, sinir ağının çıkışıyla gerçek çıkış yaklaşımı analiz edilir. YSA verilen test örneğine uygun bir yaklaşım sergiliyorsa ağ öğrenmiş demektir. Sinir ağına eğitim esnasında gereğinden fazla örnek giriş verilir ise yapay sinir ağı öğrenmez ezberler. Bu nedenle genellikle eldeki örneklerin %80'i ile ağ eğitilir geri kalan %20'lik veri ile de ağın davranışı incelenir. Eğitim aşamaları maddeler halinde özetlenecek olursa:

1. *Örneklerin toplanması:* Ağın öğrenmesi ve test edilmesi için gerekli örneklerin toplanmasıdır. Öğrenme aşamasın için seçilen örnekler olayı tüm yönleri ile kapsayacak şekilde seçilmeli ve ağa tanıtılmayan bir durum söz konusu olmamalıdır. Eğitim setindeki örnekler öğrenme aşamasında tek tek ağa gönderilerek ağın eğitimi yapılır. Eğitilen ağa test örnekleri gönderilerek eğitim performansı analiz edilir ve ağın iyi öğrenip öğrenmediğini ortaya konur.

2. *Ağın topolojik yapısının belirlenmesi:* Öğrenilmesi istenen olay için oluşturulacak olan ağın topolojik yapısı yani girdi sayısı, katman sayısı ve katmanlardaki nöron sayısı belirlenir.

3. *Öğrenme parametrelerinin belirlenmesi:* Ağın öğrenme katsayısı, proses elemanlarının toplama ve aktivasyon fonksiyonları, momentum katsayısı gibi parametreler bu adımda belirlenmektedir.

4. *Ağırlıkların başlangıç değerlerinin atanması:* Proses elemanlarını birbirlerine bağlayan ağırlık değerlerinin ve eşik değer ünitesinin ağırlıklarının başlangıç değerlerinin atanması yapılır. Başlangıçta genellikle rasgele değerler atanır. Daha sonra öğrenme sırasında bu değerler ağ tarafından güncellenir.

5. *Öğrenme setinden örneklerin seçilmesi ve ağa gösterilmesi:* Ağın öğrenmeye başlaması ve öğrenme kuralına uygun olarak ağırlıkların değişmesi için ağa örnekler belirli bir düzene göre uygulanır.

6. *Öğrenme sırasında ileri hesaplamaların yapılması:* Sunulan girdi için ağın çıktı değerleri hesaplanır.

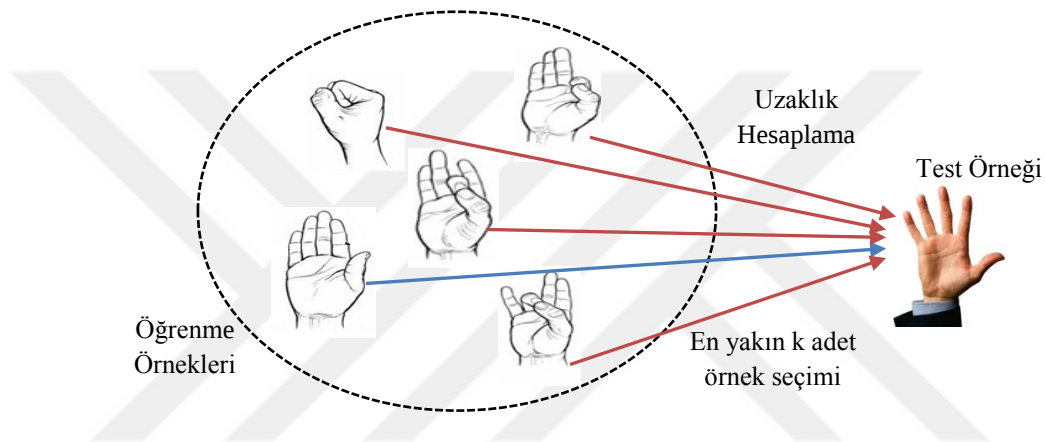
7. *Gerçekleşen çıktının beklenen çıktı ile karşılaştırılması:* Ağın ürettiği hata değerleri bu adımda hesaplanır.

8. *Ağırlıkların değiştirilmesi:* Geri hesaplama yöntemi uygulanarak üretilen hatanın azalması için ağırlıkların değiştirilmesi yapılır.

9. *Öğrenmenin tamamlanması:* Hedeflenen çıktılarına ulaşıncaya kadar eğitim sonlanır.

4.3. KNN Sınıflandırma Algoritması

KNN sınıflandırma algoritmasının temeli birbirine yakın olan nesneler aynı gruba aittir felsefesine dayanmaktadır. Algoritmanın amacı, yeni bir nesneyi özelliklerinden faydalanarak önceden sınıflandırılmış örnekler yardımıyla sınıflandırmaktır [72]. Hangi sınıfa ait olduğu bilinmeyen nesne test örneği, önceden sınıflandırılmış nesneler ise öğrenme (eğitim) örnekleri olarak adlandırılır. KNN algoritmasında test örneğinin öğrenme örneklerine olan uzaklıkları hesaplanır ve en yakın komşusu olan öğrenme örnekleri hangi sınıfa ait ise test örneğinin de o sınıfa ait olduğuna karar verilir [72-79].



Şekil 4.5. KNN sınıflandırma algoritması

Şekil 4.5’de KNN algoritmasını açıklamak için bir görsel yer verilmiştir. Bu görselde KNN algoritmasının test örneği ile öğrenme örnekleri arasındaki uzaklığı hesaplamaya dayalı bir örnek olduğu k adet öğrenme örneğinin tasarımcı tarafından seçileceği vurgulanmıştır. KNN algoritmasında dikkat edilmesi gereken temel unsur da zaten test nesnesine yakın olan kaç adet (k) eğitim verisinin sınıflandırma aşamasında dikkate alınacağıdır. k değerine bağlı olarak KNN algoritmasının farklı sonuçlar verebileceği bilinmelidir. Anlaşılabilirliği yüksek olması ve sayısal veriler üzerinde uygulanması kategorik verilere oranla daha kolay olması KNN algoritmasının avantajlarından. Gürültü içeren verilerin sınıflandırılmasında doğruluk oranı yüksek olmakla birlikte algortmada kullanılacak tüm verilerin hafızada tutulması gerektiğinden problemin türüne göre bazen çok yüksek bellek alanlarına ihtiyaç duyulur. Ayrıca sınıflandırma aşamasında tüm öğrenme, nesnelerin sınıfa örneğine olan uzaklıklarının tek tek hesaplanması ve

karşılaştırılması algoritmayı yavaşlatmaktadır [73,75]. KNN algoritmasının bazı avantaj ve dezavantajları aşağıda maddeler halinde özetlenmiştir.

Avantajları

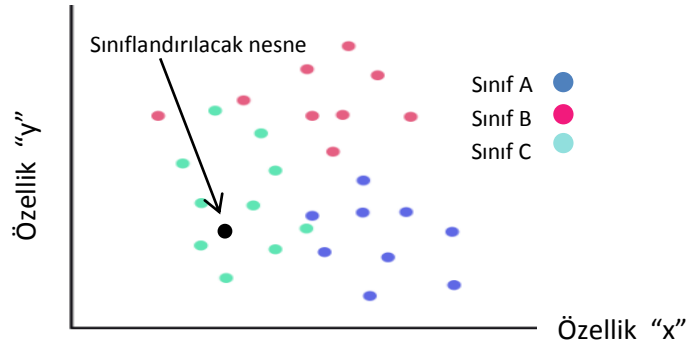
- Gürültüye sahip öğrenme verilerinde dahi iyi sonuçlar ortaya koyması,
- Öğrenme verilerinin çok olması algoritma başarısını oldukça arttırmaktadır.

Dezavantajları

- k sayısının belirlenmesi için herhangi bir yöntem bulunmamakta tasarımcının tecrübesine dayalı seçim yapması gerekmektedir.
- Uzaklığa bağlı bir sınıflandırma yöntemidir ve uzaklıkların hesaplanmasında kullanılacak yöntemlerin seçimi tasarımcının tecrübesine dayalıdır.
- Sınama örneğinin öğrenme örneklerine olan uzaklıkları tek tek hesaplanacağı için hesaplama zamanı uzun ve hafıza gerektirdiği için de donanımsal masraf fazla olabilmektedir

4.3.1. KNN Algoritmasının Adımları

KNN Algoritması esnasında gerçekleştirilen adımları özetlersek sınıflandırma işlemine başlamadan önce, bütün verilerin sayısal değerlere dönüştürülür. Başka bir deyişle verilere ait öznitelikler yani veriye özel sayısal veriler elde edilir. Sınıflandırma esnasında en yakın kaç adet örneğe bakılacağına karar verilir. Öğrenme örnekleri kümesindeki örnekler ile sınama örneği arasındaki mesafeler hesaplanır. Uzaklık hesaplanırken Öklid, Manhattan, Minkowski gibi farklı uzaklık ölçütlerinden yararlanmak mümkündür fakat çoğunlukla Öklid uzaklık ölçütü kullanılır. Son olarak, seçilen k tane örnek arasında hangi sınıfa ait örnek sayısı en fazla ise sınama örneğinin de o sınıfa ait olduğuna karar verilir. [72].

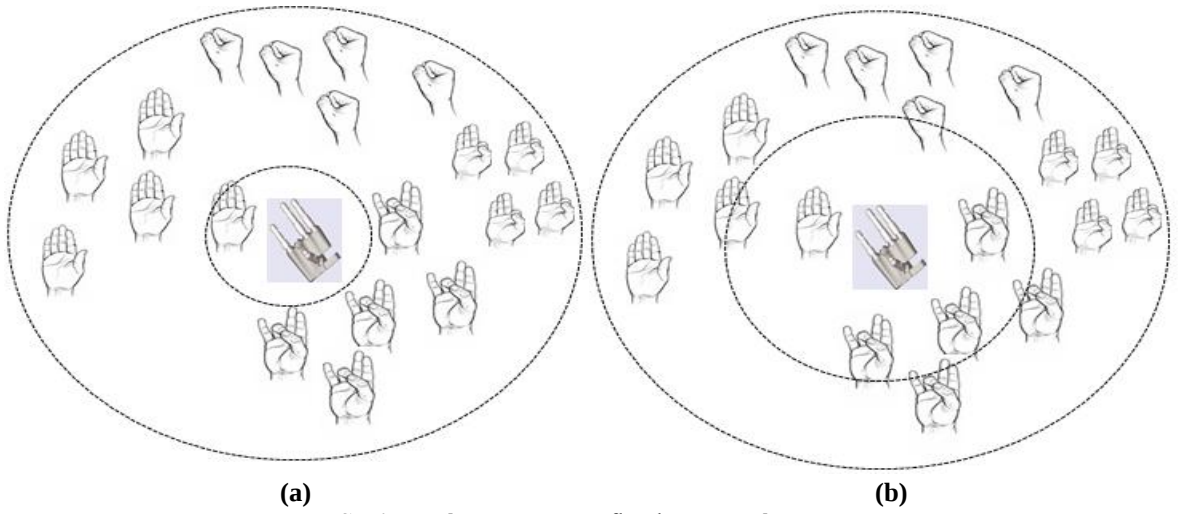


Şekil 4.6. KNN ile renk teşhisi [72]

Rengi bilinmeyen nesnenin sınıflandırılmasına bir örneğe Şekil 4.5’de yer verilmiştir. Pembe, yeşil ve mavi olarak üç kümeye ayrılmış öğrenme verisi yardımı ile nesnenin hangi gruba ait olduğu tespit edilmeye çalışılmış ve en yakın üç komşusu yeşil renk kümesinde yer aldığı için kendisinin de yeşil olduğu çıkarımında bulunulmuştur.

4.3.2. k Sayısının Sınıflandırmaya Etkisi

Şekil 4.7’de KNN algoritmasında k sayısının tayininin önemi ifade edilmeye çalışılmıştır.



Şekil 4.7. k sayısının sınıflandırmaya etkisi

Şekil 4.7 (a)’da k sayısı 1 seçilerek en yakın bir komşu el açma sınıfına dâhil olduğu için sınıflandırılmak istenen nesnenin de el açma sınıfına aitmiş gibi olduğu görülse de (b)’de k sayısı 4 seçildiğinde en yakın dört komşudan üçünün baş-yüzük parmak teması, birinin ise el açma hareket grubuna dâhil olduğu görülmüş ve sınıflandırılmak istenen nesnenin gerçekte baş-yüzük parmak teması hareket sınıfına ait olduğu sonucuna ulaşılmıştır [75,79].

4.3.3. Uygulama Alanları

KNN algoritmasının veri madenciliği, istatistiksel örüntü tanıma, görüntü işleme ve pek çok alanda kullanılan bir yöntemdir. Algoritmanın bazı uygulamaları aşağıdaki gibidir.

- Kredi başvurusu değerlendirme
- Kredi kartı harcamasının sahtekârlık olup olmadığına karar verme

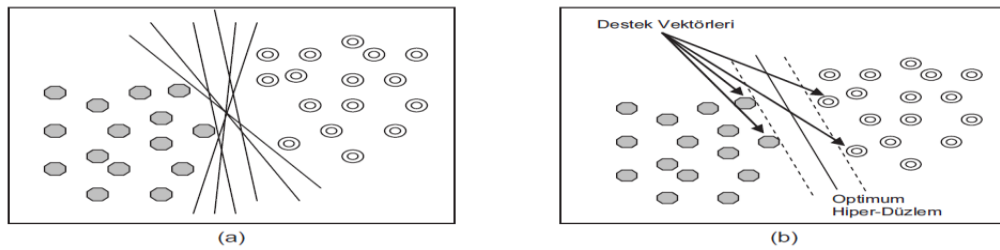
- Hastalık teşhisi
- Ses tanıma
- Karakter tanıma
- Gazete haberlerini konularına göre ayırma
- Kullanıcı davranışları belirleme
- El yazısı tanıma
- Uydu görüntüsü tanısı
- EKG, EMG, EEG örüntülerinin incelenmesi.

4.4. Destek Vektör Makinası Sınıflandırma Algoritması

DVM istatistiksel öğrenme teorisine dayalı kontrollü sınıflandırma algoritmasıdır. DVM'nin sahip olduğu matematiksel algoritmalar başlangıçta iki sınıflı doğrusal verilerin sınıflandırılması problemi için tasarlanmış, daha sonra çok sınıflı ve doğrusal olmayan verilerin sınıflandırılması için genelleştirilmiştir. DVM'nin çalışma prensibi iki sınıflı birbirinden ayırabilen en uygun karar fonksiyonunun tahmin edilmesi, başka bir ifadeyle iki sınıflı birbirinden en uygun şekilde ayırabilen hiper-düzlemin tanımlanması esasına dayanmaktadır [80-82,84]. Birçok alanda başarıyla kullanılan DVM'lerin uzaktan algılama alanında kullanımı konusunda son yıllarda yoğun çalışmalar yürütülmektedir [81,87-89].

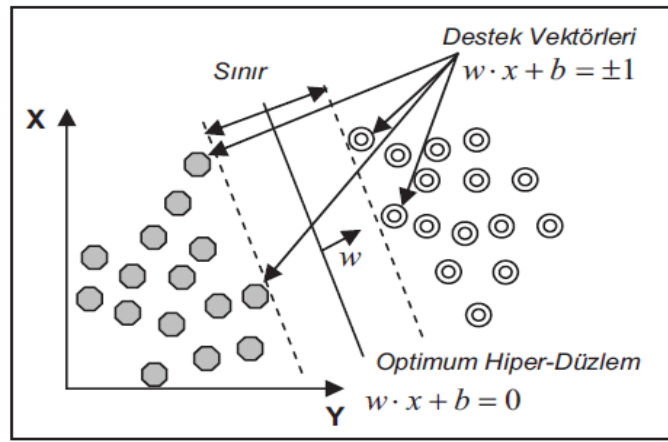
4.4.1. Doğrusal Ayrılabilen Veriler için DVM

Destek vektör makineleri ile sınıflandırmada genellikle $\{-1, +1\}$ şeklinde sınıf etiketleri ile gösterilen iki sınıfa ait örneklerin, eğitim verisi ile elde edilen bir karar fonksiyonu yardımıyla birbirinden ayrılması amaçlanır. Söz konusu karar fonksiyonu kullanılarak eğitim verisini en uygun şekilde ayırabilecek hiper-düzlem bulunur.



Şekil 4.8. (a) İki sınıflı bir problem için hiper-düzlemler, (b) Optimum hiper-düzlem ve destek vektörleri [80,81]

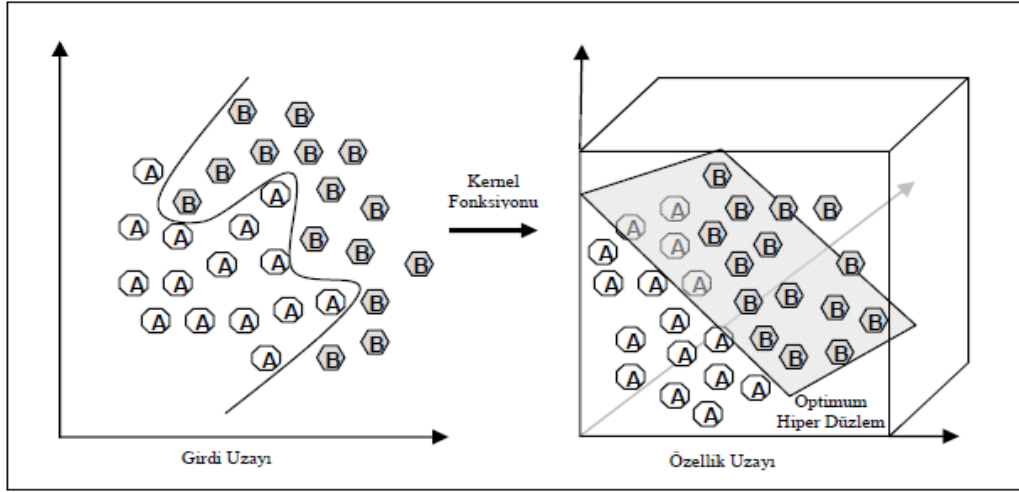
Esasen iki sınıflı verileri birbirinden ayırabilmek için Şekil 4.8 (a)'da gösterildiği birçok hiper-düzlem çizilebilir. Ancak DVM'nin amacı kendisine en yakın noktalar arasındaki uzaklığı maksimuma çıkaran hiper-düzlemi bulabilmektir. Şekil 4.8 (b)'de görüldüğü üzere sınırı maksimuma çıkararak en uygun ayrımı yapan hiper-düzlem optimum hiper-düzlem ve sınır genişliğini sınırlandıran noktalar ise destek vektörleri olarak adlandırılır. Optimum hiper-düzlemin belirlenebilmesi için bu düzleme paralel ve sınırlarını oluşturacak iki hiper-düzlemin belirlenmesi gerekir (Şekil 4.9). Bu hiper-düzlemleri oluşturan noktalar destek vektörleri olarak adlandırılır ve $w \cdot x_i + b = \pm 1$ şeklinde ifade edilirler.



Şekil 4.9. Doğrusal olarak ayrılabilen veri setleri için hiper-düzlemin belirlenmesi [80,81]

4.4.2. Doğrusal Ayrılamayan Veriler için DVM

Uydu görüntüleri gibi uzaktan algılanmış görüntülerin sınıflandırılması probleminde verilerin doğrusal olarak ayrılması mümkün değildir (Şekil 4.9). Bu nedenle doğrusal olarak ayrılabilen veriler için oluşturulan eşitlikler doğrusal olarak ayrılamayan veriler için geliştirilmiştir [80-82]. Yani destek vektör makineleri, sınıflar arasındaki sınırı maksimuma getirirken hatalı sınıflandırılmış piksellerin sayısını minimum hale getirecek bir hiper düzlem bulmaya çalışır [81,83]. Bu noktada kullanıcı tarafından belirlenen bir düzenleme parametresi ile sınırın maksimum hale gelmesi ve hatanın minimum hale gelmesi kriterleri arasındaki dengeleme sağlanmaktadır. Doğrusal eşitliklerle hiper düzlemin belirlenememesi durumunda veri seti kernel fonksiyonları olarak bilinen doğrusal olmayan fonksiyonlar yardımıyla daha yüksek boyutlu bir uzayda görüntülenir (Şekil 4.10).



Şekil 4. 10. Doğrusal olarak ayrılamayan verilerin kernel fonksiyonu ile yüksek boyutlu uzayda görüntülenmesi [80,81]

DVM'lerinin kullandığı bu fonksiyonlar doğrusal olmayan dönüşümler yapılabilmekte ve verilerin yüksek boyutta doğrusal olarak ayrılabilmesine imkân sağlamaktadır [81,84]. Literatürde birçok kernel fonksiyonu tanımlanmış olmasına rağmen, radyal tabanlı fonksiyon (RTF) problem çözümündeki etkinliği ve yüksek sınıflandırma doğruluğu üretmesi nedeniyle en çok tercih edilen kernel fonksiyonudur [81,85,86]. RTF kerneli kullanımında kullanıcı tarafından belirlenen iki parametre (düzenleme parametresi ve kernel genişliği) söz konusudur. Söz konusu parametrelerin alacağı değerler DVM ile elde edilecek sınıflandırma doğruluğunu direkt olarak etkilemektedir [87-89]. Bu nedenle DVM'nin eğitimi sırasında optimum parametre değerlerinin belirlenerek sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmelidir.

Literatürde destek vektör makinası yardımı ile haritalama, duygu analizi, hata bulma vb. alanlarda yapılmış çalışmalar bulunmaktadır [90-94]. Bu çalışma kapsamında da DVM yardımı ile EMG sinyallerinin sınıflandırılma işlemi gerçekleştirilmiştir.

4.5. UYGULAMA: Bilişsel Kontrolü Protez El için EMG Sinyallerinin Özniteliklerinin Sınıflandırması

Bu tez çalışması kapsamında bilişsel kontrollü protez elin el hareket tipinin belirlenmesi amacı ile EMG sinyallerinin özniteliklerine İleri Yönlü YSA, İleri Yönlü Kademeli Yayılımlı YSA, Olasılıksal YSA, Radyal Tabanlı YSA, Exact Tabanlı Radyal YSA, KNN ve DVM sınıflandırma algoritmaları yöntemleri uygulanmış ve elde edilen

sonuçlar karşılaştırılmıştır. Matlab Kütüphaneleri yardımı ile tasarlanan sınıflandırma algoritmalarına ait ayrıntılar alt başlıklar ile özetlenmiştir.

➤ **İleri beslemeli YSA:** Matlab Kütüphanesinin Denklem (4.1)’de yer alan newff komutu yardımı ile ileri yönlü yapay sinir ağı eğitimi gerçekleştirilmiştir.

$$\text{net} = \text{newff}(\text{P}, \text{T}, \text{S}, \text{TF}, \text{BTF}, \text{BLF}, \text{PF}, \text{IPF}, \text{OPF}, \text{DDF}) \quad (4.1)$$

şekil 4.11’de görüldüğü gibi tasarlanan YSA iki katmanlı ve her bir katmanında [5 , 6] nöron içeren ileri beslemeli bir yapay sinir ağıdır. P giriş vektörü, T çıkış vektörü ve S gizli katman sayısını ifade etmektedir. Katmanların transfer fonksiyonunu (TF) 'tansig','purelin','purelin' Ağ eğitim fonksiyonunu (BTF), 'trainbr'. Ağırlık/biyas öğrenme fonksiyonu (BLF), 'learnsgdm', Performans fonksiyonu (BF) “mse” , Veri bölme fonksiyonu (DDF) 'dividerand' seçilmiştir. Uygulamada net.trainParam.epochs = 1000 komutu ile 1000 iterasyon için işlem yapmış ve tolerans değeri için net.trainParam.goal = 1e-6 komutu ile değeri girilerek istenen ayarlanmıştır. net.trainParam.show = 5 komutu ile her 5 değerde bir eğitim performans sonucunun grafiksel olarak ekrana taşıması istenmiştir.

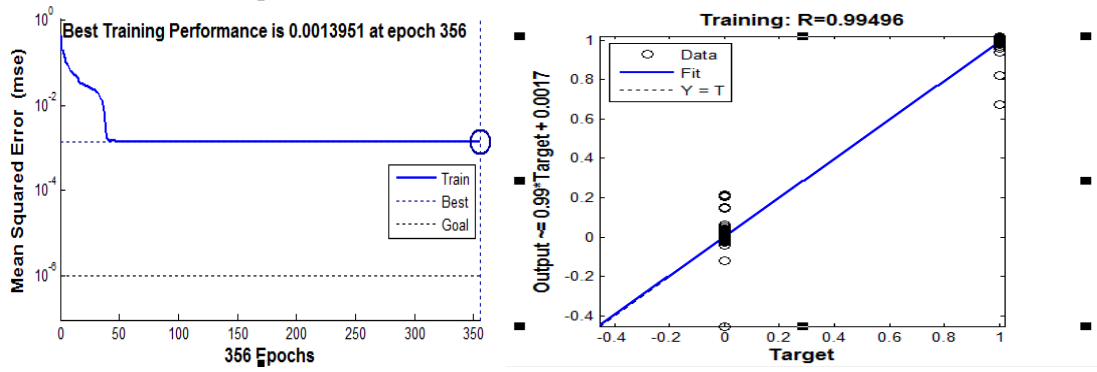


şekil 4.11. İleri beslemeli YSA’nın yapısı

Altı harekete ait dörder öznitelik parametrelerini içeren veri setlerinin eğitim işlemine ait performans değeri şekil 4.12 - 4.13’de görölmektedir.

Epoch:	0	356 iterations	1000
Time:		0:00:09	
Performance:	0.447	0.00140	1.00e-06
Gradient:	7.37	1.14e-05	1.00e-07
Mu:	0.00500	5.00e+10	1.00e+10
Effective # Param:	141	77.6	0.00
Sum Squared Param:	98.4	2.61e+03	0.00

şekil 4.12. İleri beslemeli YSA’nın performans analizi

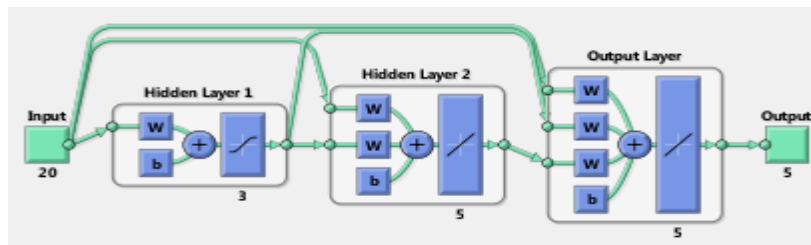


Şekil 4. 13. İleri beslemeli YSA'nın (a) Performans grafiği (b) Regresyon grafiği

➤ **Kademeli ileri yayımlı YSA:** Matlab Kütüphanesinin Denklem (4.2)'de yer alan newcf komutu yardımı ile kademeli ileri yönlü yapay sinir ağı eğitimi gerçekleştirilmiştir.

$$\text{net} = \text{newcf}(\text{P}, \text{T}, [\text{S1 S2} \dots \text{S(N-1)}], \{\text{TF1 TF2} \dots \text{TFN}\}, \text{BTF}, \text{BLF}, \text{PF}, \text{IPF}, \text{OPF}, \text{DDF}) \quad (4.2)$$

Şekil 4.14'de görüldüğü gibi tasarlanan YSA üç katmanlı ve her bir katmanında [3, 5, 5] nöron içeren kademeli ileri yayımlı bir yapay sinir ağıdır. P giriş vektörü, T çıkış vektörü ve S gizli katman sayısını ifade etmektedir. S gizli katman [3,5], Katmanların transfer fonksiyonunu (TF) 'tansig','purelin','purelin', Ağ eğitim fonksiyonunu (BTF), 'trainbr'. Ağırlık/biyas öğrenme fonksiyonu (BLF), 'learngdm', Performans fonksiyonu (BF) "mse", Veri bölme fonksiyonu (DDF) 'dividerand' seçilmiştir. Uygulamada net.trainParam.epochs = 1000 komutu ile 1000 iterasyon için işlem yapmış ve tolerans değeri için net.trainParam.goal = 1e-6 komutu ile değer girilerek istenen ayarlar yapılmıştır. net.trainParam.show = 5 komutu ile her 5 değerinde bir eğitim performans sonucunun grafiksel olarak ekrana taşınması istenmiştir.

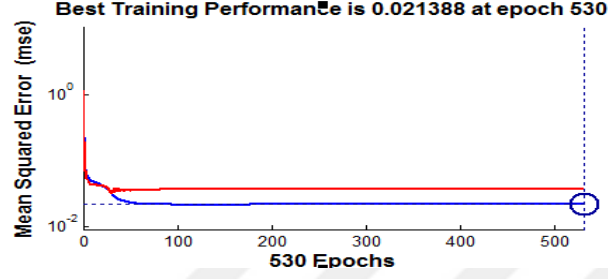


Şekil 4.14. Kademeli ileri yayımlı YSA'nın yapısı

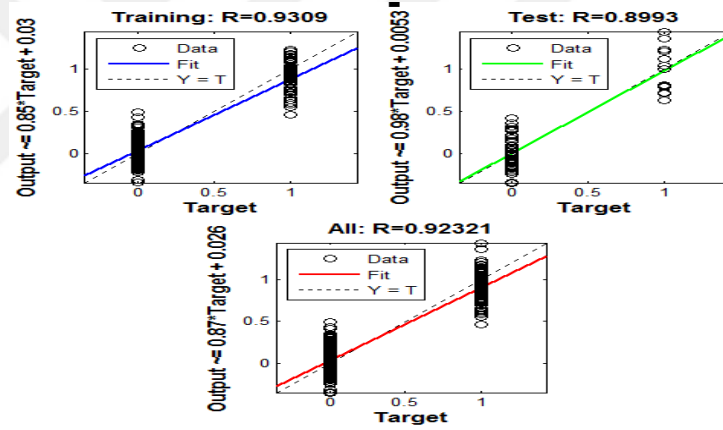
Altı harekete ait dörder öznelilik parametrelerini içeren veri setlerinin eğitim işlemine ait performans değerleri ise Şekil 4.15 - 4.17'deki gibidir.

Epoch:	0	356 iterations	1000
Time:		0:00:09	
Performance:	0.447	0.00140	1.00e-06
Gradient:	7.37	1.14e-05	1.00e-07
Mu:	0.00500	5.00e+10	1.00e+10
Effective # Param:	141	77.6	0.00
Sum Squared Param:	98.4	2.61e+03	0.00

Şekil 4.15. Kademeli ileri yayımlı YSA'nın performans analizi



Şekil 4.16. Kademeli ileri yayımlı YSA'nın performans grafiği



Şekil 4.17. Kademeli ileri yayımlı YSA'nın regresyon grafiği

➤ **Radyal Tabanlı YSA:** Matlab Kütüphanesinin Denklem (4.3)'de yer alan newrb komutu yardımı ile radyal tabanlı bir yapay sinir ağı eğitimi gerçekleştirilmiştir.

$$\text{newrb}(X,T,GOAL,SPREAD,MN,DF) \quad (4.3)$$

Radyal tabanlı ağlar yakınlaştırmacı fonksiyonlar kullanılır. Newrb, belirtilen karesel ortalama hata hedefine ulaşıncaya kadar radyal taban ağının gizli katmanına nöron ekleyerek hedefe ulaşmaya çalışır. Tasarlanan radyal tabanlı YSA için X giriş vektörü, T çıkış vektörüdür. Performans fonksiyonu (GOAL) "0" ve Radyal temel fonksiyonların

yayılması (SPREAD) “10”. Maksimum nöron sayısı (MN) “100” ve görüntülenenler arasında eklenecek nöron sayısı (DF) “25” seçilmiştir.

Büyük yayılım değeri yakınlaştırma fonksiyonunu daha pürüzsüz kılacaktır ancak çok geniş yayılım, hızlı değişen bir fonksiyona uyması için birçok nörona ihtiyaç duyulacağı anlamına gelir. Çok küçük bir yayılım, birçok nöronun pürüzsüz bir işleve uyması gerekeceği ve ağın genelleştirilemeyebileceği anlamına gelir. Bu nedenle farklı spread değeri belirli aralıkta denenerek en uygun değer bulunmaya çalışılmıştır.

➤ **Exact Radyal Tabanlı YSA:** Matlab Kütüphanesinin Denklem (4.4)’de yer alan newrbe komutu yardımı ile radyal tabanlı bir yapay sinir ağı eğitimi gerçekleştirilmiştir.

$$\text{newrbe}(P,T,\text{SPREAD}) \quad (4.4)$$

Tasarlanan radyal tabanlı yapay sinir ağı için P giriş vektörü, T çıkış vektörü ve Radyal temel fonksiyonların yayılması (SPREAD) “6” olarak belirlenmiştir.

➤ **Regresyon Tabanlı YSA:** Matlab Kütüphanesinin Denklem (4.5)’de yer alan newgrnn komutu yardımı ile regresyon tabanlı bir yapay sinir ağı eğitimi gerçekleştirilmiştir.

$$\text{newgrnn}(X,T,\text{SPREAD}) \quad (4.5)$$

Tasarlanan radyal tabanlı yapay sinir ağı için X giriş vektörü, T çıkış vektörü ve Regresyon tabanlı fonksiyonun yayılma değeri (SPREAD) “0.01” olarak belirlenmiştir.

➤ **Olasılıksal Tabanlı YSA:** Matlab Kütüphanesinin Denklem (4.6)’de yer alan newpnn komutu yardımı ile radyal tabanlı bir yapay sinir ağı eğitimi gerçekleştirilmiştir.

$$\text{newpnn}(X,T,\text{SPREAD}) \quad (4.6)$$

Tasarlanan radyal tabanlı yapay sinir ağı için X giriş vektörü, T çıkış vektörü ve Radyal temel fonksiyonların yayılması (SPREAD) “0.2” olarak belirlenmiştir.

➤ **En Yakın Komşu Algoritması (KNN):** Matlab Kütüphanesinin Denklem (4.7)'de yer alan knnsearch komutu yardımı ile en yakın komşu algoritması yardımı ile EMG sinyallerinin sınıflandırılması çalışması gerçekleştirilmiştir. Gerçek zamanlı olarak kaydedilen ve özniteliği hesaplanan EMG sinyallerinin hangi hareket sınıfına ait olduğu yani sınıf uzayında bulunduğu noktanın en yakın komşu sınıfını (X) belirlemek için kullanılmıştır.

$$[IDX, D]= knnsearch(X,Y) \quad (4.7)$$

➤ **Çok Sınıflı Destek Vektör Makinası:** Florida Atlantic Üniversitesinden Cody Neuburger tarafından yazılan ve Anand Mishra tarafından düzenlenip Matlab SVM kütüphanesine eklenen (4.8) komutu yardımı ile standart iki sınıflı destek vektör makinası algoritması çok sınıflı sınıflandırma algoritmasına dönüştürülmüştür. Önceden kaydedilen bir grup vektörü ile verilen bir eğitim seti yardımı ile gerçek zamanlı olarak kaydedilen ve özniteliği hesaplanan EMG sinyallerinin yani test setinin çok sınıflı destek vektör makinası sınıflandırıcısı kullanarak sınıflandırılması sağlanmıştır.

$$results= multisvm(TrainingSet, GroupTrain, TestSet) \quad (4.8)$$

Dört ön kol kasından altı ayrı hareket için alınan ve öznitelikleri çıkarılan toplam 169 hareket data setinde yer alan 85 hareket eğitim seti geri kalan 84 hareket ise test seti olarak ayrılmıştır. Eğitim seti ayrı ayrı yukarıda tasarım ayrıntılarına yer verilen ileri yayımlı YSA, kademeli İleri yayımlı YSA, Olasılıksal YSA, Radyal Tabanlı YSA, Exact Tabanlı Radyal YSA, KNN ve DVM sınıflandırma algoritmalarına uygulanmış ve test seti ile de sınıflandırma algoritmalarının başarıları Tablo 4.4'de kıyaslanmıştır.

Tablo 4.4. Sınıflandırma algoritmalarının EMG test verilerini sınıflandırma başarıları

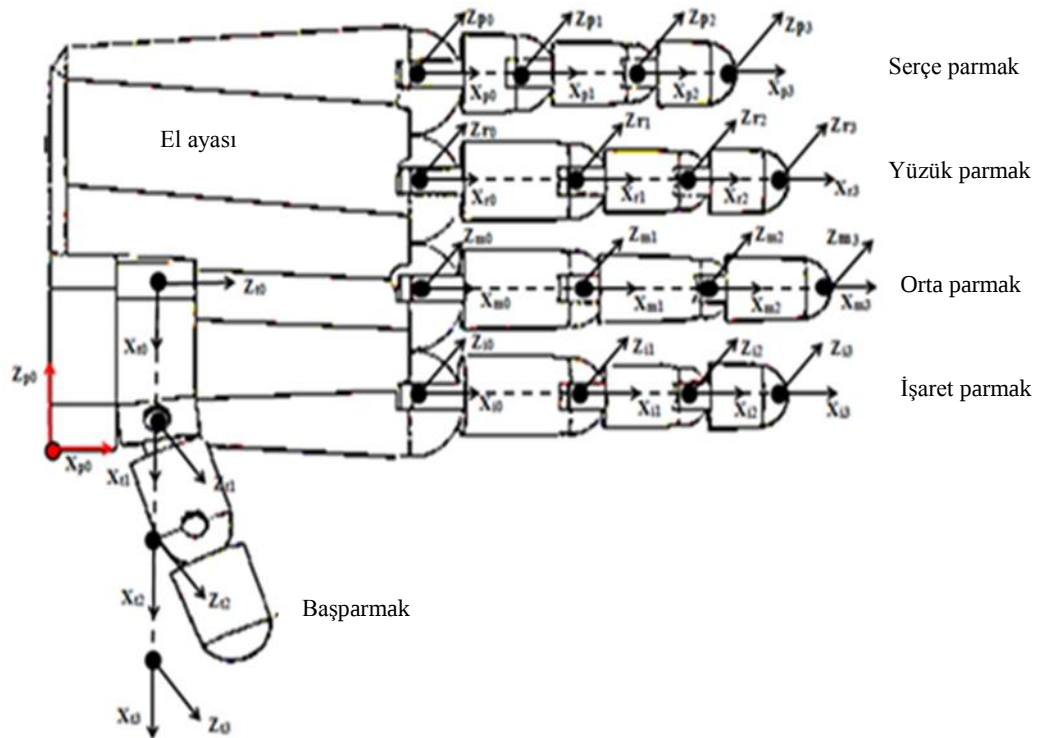
Sınıflandırma Algoritması Türü	Sınıflandırılabilen Hareket Sayısı	Sınıflandırılamayan Hareket Sayısı	Ortalama Başarı Yüzdesi (%)
<i>İleri Yayımlı YSA</i>	72	12	85.71
<i>Kademeli İleri Yayımlı YSA</i>	76	8	90.476
<i>Radyal Tabanlı YSA</i>	66	18	78.57
<i>Kesin Radyal Tabanlı YSA</i>	69	15	82.142
<i>Olasılıksal Tabanlı YSA</i>	76	8	90.476
<i>Regresyon Tabanlı YSA</i>	76	8	90.476
<i>En yakın Komşu Yöntemi</i>	79	5	94.047
<i>Çok Sınıflı Destek Vektör Makinası</i>	76	8	90.476

5. PROTEZ ELİN KİNEMATİK VE DİNAMİK ANALİZİ

İnsan eli döner eklem ve bağlantı linklerinden, yani tarak kemiklerinden oluşmaktadır. Hareketi sırasında bir parmak ekleminin konumu ya kendisinden bir önceki ya da bir sonraki ekleme göre ifade edilir. Her bir parmak, bir kinematik zincir dizisi teşkil eder. Kinematik zincire bağlı her bir eklemin hızı, kuvveti ve torku kinematik analiz ile elde edilir [96, 97].

5.1. Protez Elin Kinematik Analizi

Her bir parmak için kinematik analiz, parmağın el ayası ile birleştiği noktaya yerleştirilen referans ekleme göre ayrı ayrı yapılmaktadır. Daha sonra tüm parmakların lokal referans noktaları bileğe yerleştirilen ana referans eksenine göre matematiksel olarak konumlandırılmaktadır. Böylece tüm parmakların uç noktalarının koordinatları elin yapacağı harekete bağlı kinematik analiz ile hesaplanmaktadır. Her bir parmak linki için koordinat eksenlerinin yerleşim planı Şekil 5.1’de yer almaktadır.



Şekil 5.1. El parmak eklemleri için koordinat eksenlerinin yerleşim planı

Elin belirli bir pozisyonu alması amacı ile parmak eklemlerinin yaptığı açısal hareket sonrasında parmakların uç noktalarının referans koordinat eksenine, yani (x_0, y_0, z_0) eksenine göre konum koordinatları kinematik analizde Denavit Hartenberg Yöntemi [104-112] kullanılarak bulunur. Başparmak hariç diğer dört parmak aynı eksenel yapıya sahiptir. Başka bir deyişle her bir eklem aynı yönde dönerek hareket eder. Yani başparmak haricindeki diğer tüm parmakların her bir eklemine yerleştirilen koordinat eksenleri aynı yönlüdür. Parmak uç koordinatlarını bulmak amacı ile Şekil 5.1’de gösterilen koordinat yerleşim planı referansında oluşturulan D-H Tablosu Tablo 5.1’de yer almaktadır. Başparmak hariç diğer dört parmağın aynı eksenel hareket yapısına sahip olduğu D-H Tablosunda yer alan α değerlerinden yorumlanabilmektedir.

Tablo 5.1. Elin kinematik analizi için oluşturulan D-H Tablosu

	Eklem no	θ (rad)	d (mm)	α (rad)	a (mm)
İşaret parmak	1	θ_{i1}	0	0	55
	2	θ_{i2}	0	0	40
	3	θ_{i3}	0	0	30
Orta parmak	1	θ_{m1}	0	0	55
	2	θ_{m2}	0	0	50
	3	θ_{m3}	0	0	40
Yüzük Parmak	1	θ_{r1}	0	0	55
	2	θ_{r2}	0	0	40
	3	θ_{r3}	0	0	30
Serçe Parmak	1	θ_{p1}	0	0	30
	2	θ_{p2}	0	0	40
	3	θ_{p3}	0	0	30
Baş Parmak	1	θ_{t1}	0	$-\pi/2$	70
	2	θ_{t2}	0	0	45
	3	θ_{t3}	0	0	40

D-H Tablosunda yer alan θ_i : eklemün dönme açısı d_i : z eksenü yönünde öteleme hareketi miktarı a_i : x eksenü yönünde öteleme hareketi miktarı α_i : bir önceki z eksenü ile bir sonraki z eksenü arasındaki açısal hareket miktarını ifade etmektedir.

Denklem (5.1)’de yer alan A matrisi dört matrisin çarpımından oluşan bir matris olup homojen dönüşüm matrisi olarak isimlendirilmektedir. Homojen dönüşüm matrisi aynı ekleme bağılı önceki ve sonraki linklerin birbirleri ile olan açısal ve öteleme hareketi ilişkisini ifade eder [106-108].

$$A_i = Rot(z, \theta_i). Trans(0, 0, d_i). Trans(a_i, 0, 0). Rot(x, \alpha_i) \quad (5.1)$$

Denklem (5.1)'de ifade edilen $Rot(z, \theta_i).Trans(0,0,d_i).Trans(a_i,0,0).Rot(x, \alpha_i)$ matrisleri denklemde açık bir şekilde yerlerine konulur ise A matrisi Denklem (5.2)'deki gibi olur.

$$A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha_i & -\sin\alpha_i & 0 \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

Çarpma işlemlerinin gerçekleştirilmesi sonucunda elde edilen A homojen dönüşüm matrisi Denklem (5.3)'de yer almaktadır.

$$A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i \cos\alpha_i & \sin\theta_i \sin\alpha_i & a_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i \cos\alpha_i & -\cos\theta_i \sin\alpha_i & a_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

Bir parmakta yer alan üç eklem için homojen dönüşüm matrisleri (A_1, A_2, A_3) standart homojen dönüşüm matris gösterimi A_i referans alınarak yazılacak olursa A_1, A_2 ve A_3 Denklem (5.4), (5.5) ve (5.6)'daki gibi elde edilir.

$$A_1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & a_1 \cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

$$A_2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & a_2 \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

$$A_3 = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & a_3 \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

Denklem (5.7)'de yer alan A_{trans} matrisi parmak ile el ayasının birleşimi noktasında yer alan parmağın referans koordinat eksenini el ayası ile bilek çizgisine yerleştirilen ana referans koordinat eksene olan uzaklığını (d_x, d_y, d_z) içinde barındıran transfer matrisini ifade etmektedir.

$$A_{trans} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & 0 & d_y \\ 0 & 0 & 1 & d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

Denklem (5.8)'de ifade edildiği gibi T transfer matrisi her bir eklem için oluşturulan A_i homojen dönüşüm matrisleri ile A_{trans} transfer matrisinin Denklem (5.8)'deki sıra ile matrisel çarpımı ile elde edilir.

$$T = A_{trans} \cdot A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \quad (5.8)$$

A_{trans} , A_1 , A_2 ve A_3 matrisleri açık formda yazılırsa T transmisyon matrisi

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & dx \\ 0 & 1 & 0 & dy \\ 0 & 0 & 1 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & a_1 \cdot \cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & a_2 \cdot \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & a_3 \cdot \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

Çarpma işlemlerinin gerçekleştirilmesi sonucunda elde edilen T transmisyon matrisi (5.10)'da yer almaktadır.

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_3 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + a_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_1 \cdot \cos(\theta_1) + dx \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_3 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + a_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) + a_1 \cdot \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

Üç serbestlik dereceli (üç eklemlili) bir parmak için elde edilen dönüşüm matrisinin her bir terimi parmağın bitiş noktasının referans koordinat eksenine göre x, y, z eksenini etrafındaki açısal yönelimlerini (r) ve pozisyonunu (P) ifade etmektedir. Transmisyon matrisi bu bakış açısı ile Denklem (5.11)'deki gibi ifade edilebilir.

$$T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & P_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & P_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Denklem (5.10) ve (5.11) matrislerinin eşitliğinden yararlanarak

$$r_{11} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (5.12)$$

$$r_{12} = -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (5.13)$$

$$r_{13} = 0 \quad (5.14)$$

$$P_x = a_3 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + a_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_1 \cdot \cos(\theta_1) + d_x \quad (5.15)$$

$$r_{21} = \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (5.16)$$

$$r_{22} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (5.17)$$

$$r_{23} = 0 \quad (5.18)$$

$$P_y = a_3 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + a_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) + a_1 \cdot \sin(\theta_1) \quad (5.19)$$

$$r_{31} = 0 \quad (5.20)$$

$$r_{32} = 0 \quad (5.21)$$

$$r_{33} = 1 \quad (5.22)$$

$$P_z = d_z \quad (5.23)$$

yazılabilir. Parmağın uç noktasının bileğe yerleştirilen referans eksenine göre alacağı konumu P_x , P_y ve P_z yukarıdaki eşitliklerde de ifade edildiği gibi trigonometrik bağıntılar yardımı ile hesaplanır. Elin kinematik analizinin tamamlanması için beş parmağın hepsinin uç noktasının referans eksene göre konum ve yönelimlerinin hesaplanması gerekmektedir. Bu nedenle oluşturulan D-H Tablosu ışığında işlemler tekrarlanarak her bir parmak için transmisyon matrisleri Denklem (5.24)-(5.28)'deki gibi elde edilmiştir.

İşaret parmağın Transmisyon matrisi T_i

$T_i =$

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_{i1} + \theta_{i2} + \theta_{i3}) & -\sin(\theta_{i1} + \theta_{i2} + \theta_{i3}) & 0 & 30 * \cos(\theta_{i1} + \theta_{i2} + \theta_{i3}) + 40 * \cos(\theta_{i1} + \theta_{i2}) + 55 * \cos(\theta_{i1}) + 130 \\ \sin(\theta_{i1} + \theta_{i2} + \theta_{i3}) & \cos(\theta_{i1} + \theta_{i2} + \theta_{i3}) & 0 & 30 * \sin(\theta_{i1} + \theta_{i2} + \theta_{i3}) + 40 * \sin(\theta_{i1} + \theta_{i2}) + 55 * \sin(\theta_{i1}) \\ 0 & 0 & 1 & 15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.24)$$

Orta parmağın Transmisyon matrisi T_m

$T_m =$

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_{m1} + \theta_{m2} + \theta_{m3}) & -\sin(\theta_{m1} + \theta_{m2} + \theta_{m3}) & 0 & 40 * \cos(\theta_{m1} + \theta_{m2} + \theta_{m3}) + 50 * \cos(\theta_{m1} + \theta_{m2}) + 55 * \cos(\theta_{m1}) + 130 \\ \sin(\theta_{m1} + \theta_{m2} + \theta_{m3}) & \cos(\theta_{m1} + \theta_{m2} + \theta_{m3}) & 0 & 40 * \sin(\theta_{m1} + \theta_{m2} + \theta_{m3}) + 50 * \sin(\theta_{m1} + \theta_{m2}) + 55 * \sin(\theta_{m1}) \\ 0 & 0 & 1 & 45 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.25)$$

Yüzük parmağın Transmisyon matrisi T_r

$T_r =$

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_{r1} + \theta_{r2} + \theta_{r3}) & -\sin(\theta_{r1} + \theta_{r2} + \theta_{r3}) & 0 & 30 * \cos(\theta_{r1} + \theta_{r2} + \theta_{r3}) + 40 * \cos(\theta_{r1} + \theta_{r2}) + 55 * \cos(\theta_{r1}) + 130 \\ \sin(\theta_{r1} + \theta_{r2} + \theta_{r3}) & \cos(\theta_{r1} + \theta_{r2} + \theta_{r3}) & 0 & 30 * \sin(\theta_{r1} + \theta_{r2} + \theta_{r3}) + 40 * \sin(\theta_{r1} + \theta_{r2}) + 55 * \sin(\theta_{r1}) \\ 0 & 0 & 1 & 75 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.26)$$

Yüzük parmağın Transmisyon matrisi T_r

$$T_p = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{p1} + \theta_{p2} + \theta_{p3}) & -\sin(\theta_{p1} + \theta_{p2} + \theta_{p3}) & 0 & 30 * \cos(\theta_{p1} + \theta_{p2} + \theta_{p3}) + 40 * \cos(\theta_{p1} + \theta_{p2}) + 30 * \cos(\theta_{p1}) + 130 \\ \sin(\theta_{p1} + \theta_{p2} + \theta_{p3}) & \cos(\theta_{p1} + \theta_{p2} + \theta_{p3}) & 0 & 30 * \sin(\theta_{p1} + \theta_{p2} + \theta_{p3}) + 40 * \sin(\theta_{p1} + \theta_{p2}) + 30 * \sin(\theta_{p1}) \\ 0 & 0 & 1 & 105 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.27)$$

Baş Parmak transmisyon matrisi T_t

$$T_t = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{t1} + \theta_{t2} + \theta_{t3}) & -\sin(\theta_{t1} + \theta_{t2} + \theta_{t3}) & 0 & 30 * \cos(\theta_{t1} + \theta_{t2} + \theta_{t3}) + 40 * \cos(\theta_{t1} + \theta_{t2}) + 55 * \cos(\theta_{t1}) + 130 \\ \sin(\theta_{t1} + \theta_{t2} + \theta_{t3}) & \cos(\theta_{t1} + \theta_{t2} + \theta_{t3}) & 0 & 30 * \sin(\theta_{t1} + \theta_{t2} + \theta_{t3}) + 40 * \sin(\theta_{t1} + \theta_{t2}) + 55 * \sin(\theta_{t1}) \\ 0 & 0 & 1 & 75 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.28)$$

5.2. Protez Elin Ters Kinematik Analizi

Referans noktaya göre protez ele ait bir parmağın uç noktasının konumu ve açılal yönelimi biliniyor ise parmağı o noktaya getirecek olan eklem hareket miktarı yani açı değerleri ters kinematik analiz ile hesaplanabilir. Daha özet bir biçimde eklem değişkenleri pozisyon ve yönelim verilerine göre hesaplanabilir [106-108].

Parmağın uç noktasının referans eksene göre konum ve yönelimlerini ifade eden Denklem (5.29)'de yer alan Transmisyon matrisinin genel gösterimi ve bir parmak için D-H Tablosun dikkate alınarak hesaplanmış T transmisyon matrislerinin eşitliğinden; θ_1 , θ_2 ve θ_3 eklem açıları aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & P_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & P_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.29)$$

T transmisyon matrisi

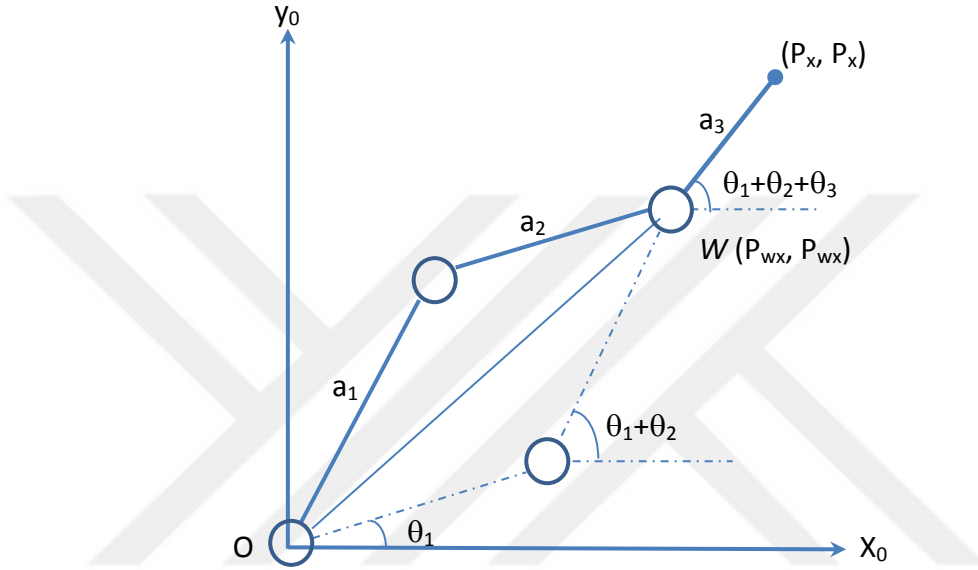
$$T = A_{trans} \cdot A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \quad (5.30)$$

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_3 * \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + a_2 * \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_1 * \cos(\theta_1) + dx \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_3 * \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + a_2 * \sin(\theta_1 + \theta_2) + a_1 * \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.31)$$

$$\frac{\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)}{\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)} = \tan(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) = \frac{r_{11}}{r_{21}} \quad (5.32)$$

$$\varphi = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 = \text{atan}\left(\frac{r_{21}}{r_{11}}\right) \quad (5.33)$$

Her bir parmak için θ_1 , θ_2 ve θ_3 açı değerleri sırası ile Şekil 5.2’de gösterilen geometrik çözüm metodu yardımı ile elde edilen Denklem (5.34 - 5.42)’de yer alan trigonometrik eşitliklerin çözümü sonucunda bulunmuştur [104- 108].



Şekil 5.2. Üç eklemlili parmak için geometrik çözüm metodu [104- 108]

$$P_{wx} = P_x - a_3 \cdot \cos(\varphi) \quad (5.34)$$

$$P_{wy} = P_y - a_3 \cdot \sin(\varphi) \quad (5.35)$$

$$\cos(\theta_2) = ((P_{wx}^2 + P_{wy}^2 - a_1^2 - a_2^2) / (2 \cdot a_1 \cdot a_2)) \quad (5.36)$$

$$\sin(\theta_2) = (1 - (\cos(\theta_2))^2)^{0.5} \quad (5.37)$$

$$\theta_2 = \tan(\sin(\theta_2), \cos(\theta_2)) \quad (5.38)$$

$$\sin(\theta_1) = ((a_1 + a_2 \cdot \cos(\theta_2)) \cdot P_{wy} - a_2 \cdot \sin(\theta_2) \cdot P_{wx}) / (P_{wx}^2 + P_{wy}^2) \quad (5.39)$$

$$\cos(\theta_1) = ((a_1 + a_2 \cdot \cos(\theta_2)) \cdot P_{wx} + a_2 \cdot \sin(\theta_2) \cdot P_{wy}) / (P_{wx}^2 + P_{wy}^2) \quad (5.40)$$

$$\theta_1 = \tan(\sin(\theta_1), \cos(\theta_1)) \quad (5.41)$$

$$\theta_3 = \varphi - \theta_1 - \theta_2 \quad (5.42)$$

θ_1 , θ_2 and θ_3 açı değerleri tüm parmaklar için parmakların uç konum ve yönelimlerine göre yukarıdaki çözümler tekrarlanarak elde edilmiştir.

5.3. Protez Elin İleri ve Ters Kinematik Analizi İçin Sayısal Uygulama

Protez elin kinematik analizi öncelikle protez elin katı modelinin tasarımında referans alınan yetişkin bir bireyin el karakteristiğinin belirlenmesi ile başlar. Elin kaç parmağa sahip olduğu her bir parmağın kaçar eklemden oluştuğu ve bu eklemleri birbirine bağlayan parmak tarak kemiklerinin uzunluk, genişlik ve ağırlıklarının nicelik olarak değerinin belirlenerek kinematik analiz Matlab programı ile gerçekleştirilmiştir [97-104]. Yetişkin bir bireyin eline ait karakteristik veriler Tablo 5.2’de yer almaktadır. Bu çalışma kapsamında imalatı yapılacak olan protez el prototipi 3D printer ile üretilmiştir ve imalatında ise PLA (polylactide) filament kullanılmıştır. Üretilen protez elin hareket özelliklerinin birebir analizi için simülasyon programında ve kinematik analizde de uzuvların ağırlık hesaplamasında PLA’nın özgül ağırlığı referans alınmıştır. PLA malzemesinin özgül ağırlığı 0.00451 g/mm^3 dür.

Tablo 5.2. Elin uzuvlarının boyutları

Elin boyutları	Birinci Linkin Uzunluğu		İkinci Linkin Uzunluğu		Üçüncü Linkin Uzunluğu	
	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
Başparmak	70	30	45	30	40	30
İşaret parmak	55	30	40	25	30	25
Orta parmak	55	30	50	25	40	25
İşaret parmak	55	30	40	25	30	25
Serçe parmak	30	30	40	25	30	25
El ayası	130	120				

5.3.1. Protez Elin Düz Kinematik Analizi için Numerik Uygulama

Biyolojik elin fonksiyon işlevselliğini sağlayan ana etmen parmak hareketleridir. En hassas cisimlerden (yumurta vb.) en ince ve küçük objelere (iğne vb.) hatta cisimlere kadar bardak, ütü vs. büyük cisimlere kadar pek çok cismi tutmamızı ve kullanmamızı sağlayan unsur parmakların her birinin birbirinden bağımsız hareket sayısıdır. Biyolojik elin yerini alması istenen protez ellerin de bu fonksiyonelliğe sahip olmaları istenmektedir. Bu nedenle protez ele kazandırılmak istenen altı el hareketine ait düz kinematik analiz bu çalışma kapsamında üretilecek olan protez el prototipine ait boyutlar göz önünde tutularak nümerik olarak elde edilmiştir.

Protez elin biyolojik elin yapmakta olduğu aşağıda sıralanan

- 1) Tüm parmaklar kapalı

- 2) Tüm parmaklar açık
- 3) Başparmak ve işaret parmağını kullanarak iki parmakla nesne tutma
- 4) Başparmak ve orta parmağı kullanarak iki parmakla nesne tutma
- 5) Başparmak ve yüzük parmak teması
- 6) Başparmak ve serçe parmak teması

şeklindeki altı el hareketini yapması durumunda her bir parmağın uç noktasının bileğe yerleştirilen referans eksene göre alacağı konum ve yönelim durumu düz kinematik analiz ile ortaya koyulmak istenmiştir.

Tablo 5.3. Seçilen el hareket şekli için eklem açısı değerleri

		İşaret Parmak			Orta Parmak			Yüzük Parmak			Serçe Parmak			Başparmak		
		θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3
1	El kapama	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
2	Baş-işaret parmak teması	90	30	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	70	15	5
3	Baş-orta parmak teması	0	0	0	90	25	25	0	0	0	0	0	0	87	5	5
4	Baş-yüzük parmak teması	0	0	0	0	0	0	90	25	10	0	0	0	105	15	5
5	Baş-serçe parmak teması	0	0	0	0	0	0	0	0	0	90	30	5	25	15	5
6	El açma	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

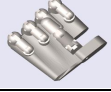
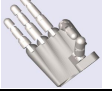
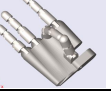
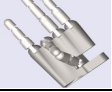
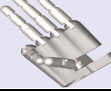
15 serbestlik derecesine sahip protez elin Tablo 5.3’de yer alan altı hareketi yapması sonucunda her bir parmağın uç noktasının referans eksene göre konumunun ve yöneliminin nümerik olarak hızlı bir şekilde hesaplanabilmesi için Matlab ortamında yazılan program aşağıdaki gibidir.

```
syms teta1 teta2 teta3 d1 d2 d3 a1 a2 a3 alfa1 alfa2 alfa3 dx dy dz
A1=homogen(teta1,d1,a1,alfa1)
A2=homogen(teta2,d2,a2,alfa2)
A3=homogen(teta3,d3,a3,alfa3)
T=(A1*(A2*A3))
function A=homogen(teta,d,a,alfa)

A=[cos(teta) -sin(teta)*cos(alfa) sin(teta)*sin(alfa) a*cos(teta)
sin(teta) cos(teta)*cos(alfa) -cos(teta)*sin(alfa) a*sin(teta)
0 sin(alfa) cos(alfa) d
0 0 0 1]
```

Seçilen altı el hareketi için her bir parmağın uç noktasının referans eksenine göreli konumlarını (P_x , P_y ve P_z) ve yönelimleri matrisi (r), referans koordinat eksenine göre Tablo 5.4’deki gibi elde edilmiştir.

Tablo 5.4. Altı el hareketi için kinematik analiz sonuçları

		El kapama	Baş-ışaret parmak teması	Baş-orta parmak teması	Baş-yüzük parmak teması	Baş-serçe parmak teması	El açma
							
İşaret Parmak	Px	90	85.4254	255	255	255	255
	Py	25	106.8483	0	0	0	0
	Pz	0	15	0	0	0	15
	r ₁₁	0	-0.8192	1	1	1	1
	r ₂₁	-1	0.5736	0	0	0	0
Orta Parmak	Px	80	275	72.2339	275	275	275
	Py	15	0	121.2443	0	0	0
	Pz	0	45	0	0	0	45
	r ₁₁	0	1	-0.8192	1	1	1
	r ₂₁	-1	0	0.5736	0	0	0
Yüzük Parmak	Px	90	255	255	89.8496	255	255
	Py	25	0	0	112.3406	0	0
	Pz	0	75	0	0	0	75
	r ₁₁	0	1	1	-0.5736	1	1
	r ₂₁	-1	0	0	0.8192	0	0
Serçe Parmak	Px	90	230	230	230	89.8496	230
	Py	0	0	0	0	87.3406	0
	Pz	0	105	0	0	105	105
	r ₁₁	0	1	1	1	-0.5736	1
	r ₂₁	-1	0	0	0	0.8192	0
Baş Parmak	Px	15	94.3543	27.5595	-26.8936	-65.4525	185
	Py	133.9711	137.4457	156.2975	152.5210	140.3634	0
	Pz	-57.1410	55.2399	-14.7601	-29.0717	-29.0717	70
	r ₁₁	0	0.4924	0.1710	-0.1632	-0.3971	1
		0.5	0.8529	0.9698	0.9254	0.8517	0

5.3.2. Protez Elin Ters Kinematik Analizi için Numerik Uygulama

Protez elin her bir parmağının belirli bir hareket sonrasında varması istenen son noktanın referans eksenine göre konumu ve yönelimi biliniyorsa üç serbestlik derecesine sahip her bir parmağın belirtilen bu son noktaya ulaşması her bir ekleminin yapması gereken açısal hareket miktarı ters kinematik analiz ile ayrı ayrı hesaplanmalıdır. Bu matematiksel çözüm oldukça uzun ve trigonometrik ifadeler nedeniyle de oldukça karmaşıktır. Hızlı bir şekilde ters kinematik analizin yapılabilmesi için Denklemler (5.22) – (5.30) referans alınarak Matlab ortamında yazılan program aşağıdaki verilmiştir.

```

function [teta1,teta2,teta3]= fnc(px,py,pz,nx,ny,nz)
a1=55a2=40a3=30
teta123=atan2d(ry,rx)
if (teta123)<0
    teta123=360+teta123
else

```

```

teta123=teta123
end
pwx=px-a3*cosd(teta123)
pwy=py-a3*sind(teta123)
c2=((pwx^2+pwy^2-a1^2-a2^2)/(2*a1*a2))
s2=(1-c2^2)^0.5
teta2=atan2d(s2,c2)
s1=((a1+a2*c2)*pwy-a2*s2*pwx)/(pwx^2+pwy^2)
c1=((a1+a2*c2)*pwx+a2*s2*pwy)/(pwx^2+pwy^2)
teta1=atan2d(s1,c1)
teta3=teta123-teta1-teta2

```

Seçilen ve Tablo 5.5 de verilen altı el hareket pozisyonunda her bir parmağın son noktalarının pozisyon (P_x , P_y and P_z) ve yönelim (r_{11} , r_{21} , r_{13} , r_{21} , r_{22} , r_{23} , r_{31} , r_{32} , r_{33}) değerleri dikkate alınarak ters kinematik analiz gerçekleştirilmiştir.

Tablo 5.5. Parmakların uç noktalarının parmak-el ayası birleşim noktası referans koordinat eksenine göre konum ve yönelim

		Hareket_1	Hareket_2	Hareket_3	Hareket_4	Hareket_5	Hareket_6
İşaret Parmak	P_x	-40	-44.5746	125	125	125	125
	P_y	25	106.8483	0	0	0	0
	P_z	0	0	0	0	0	0
	r_{11}	0	-0.8192	1	1	1	1
	r_{21}	-1	0.5736	0	0	0	0
Orta Parmak	P_x	-50	145	-57.7661	145	145	145
	P_y	15	0	121.2443	0	0	0
	P_z	0	0	0	0	0	0
	r_{11}	0	1	-0.8192	1	1	1
	r_{21}	-1	0	0.5736	0	0	0
Yüzük Parmak	P_x	-40	125	125	-40.1504	125	125
	P_y	25	0	0	112.3406	0	0
	P_z	0	0	0	0	0	0
	r_{11}	0	1	1	-0.5736	1	1
	r_{21}	-1	0	0	0.8192	0	0
Serçe Parmak	P_x	-40	100	100	100	-40.1504	100
	P_y	0	0	0	0	87.3406	0
	P_z	0	0	0	0	105	0
	r_{11}	0	1	1	1	-0.5736	1
	r_{21}	-1	0	0	0	0.8192	0
Baş Parmak	P_x	15	79.3543	27.5595	-26.8936	-65.4525	160
	P_y	133.9711	137.4457	156.2975	152.5210	140.3634	0
	P_z	-57.1410	-14.7601	-14.7601	-29.0717	-29.0717	0
	r_{11}	0	0.4924	0.1710	-0.1632	-0.3971	1
	r_{21}	0.5	0.8529	0.9698	0.9254	0.8517	0

Tüm parmaklara uç noktalarının altı hareket için referans koordinat eksenine göre belirtilen yönelim ve konum noktasına ulaşmaları için parmaklara ait her bir eklemin yapması gereken dönme hareketinin derece cinsinden miktarı ters kinematik analiz ile Matlab programından faydalanarak hesaplanmış ve sonuçlar Tablo 5.6’da verilmiştir.

Tablo 5.6. Ters kinematik analiz sonucunda elde edilen eklem açısı değerleri

El Şekli/ Eklem Açısı Değerleri		İşaret Parmak			Orta Parmak			Yüzük Parmak			Serçe Parmak			Baş Parmak		
		θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3
1	Hareket 1	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
2	Hareket 2	90	30	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	70	15	5
3	Hareket 3	0	0	0	90	25	25	0	0	0	0	0	0	87	5	5
4	Hareket 4	0	0	0	0	0	0	90	25	10	0	0	0	105	15	5
5	Hareket 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	90	30	5	25	15	5
6	Hareket 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

5.4. Protez Elin Dinamik Analizi

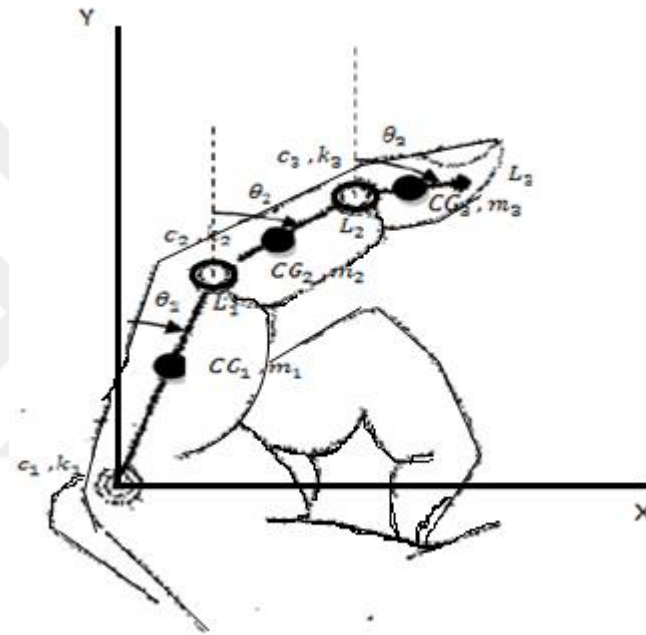
Dinamik analiz, hareket denklemlerinin matematiksel formülasyonu ile ilgilidir. Dinamik denklemler, uzuvların dinamik davranışını tanımlayan matematiksel denklemler grubudur. Bu denklemler, eklem hareketinin bilgisayar simülasyonu, uygun kontrol denklemlerinin tasarımı, kinematik tasarım için oldukça faydalıdır. Mekanizmaların dinamik modeli, yaygın olarak bilinen Newton mekaniği ve Lagrange mekaniği gibi fiziksel kanunlardan elde edilebilir. Bu kanunların uygulanmasıyla, değişik sayıda eklemlerli mekanizma kollarının geometrik ve atalet parametrelerine göre hareketlerinin dinamik denklemlerinin elde edilmesi mümkündür [109-114]. Elde edilecek hareket denklemleri fiziksel sistemin dinamik davranışını tanımlayacağından bu anlamda birbirine eşdeğerdir. L-E formülasyonuna göre dinamik modelin elde edilmesi, diğerlerine göre basit ve sistemattir. İleri seviyede ilgili kontrol stratejilerinin tasarım ve analizinde kullanılabilir. Aynı zamanda, bu denklemler ileri dinamik problemlerinin (düz dinamik-ters dinamik) çözümü için kullanılabilir. Öyle ki, arzu edilen moment ve kuvvetler verilirse, dinamik denklemler mafsallı ijmelerinin çözümü için kullanılır. Daha sonra entegre edilerek mafsallı genelleştirilmiş koordinatlarının ve hızlarının hesaplanmasında kullanılır [109,110].

Tez çalışması kapsamında protez el mekaniğinin dinamik analizi, elin eklem hareketinin bilgisayar simülasyonu ve kontrol denklemlerinin tasarımı için gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.3’de protez elin bir parmağına ait üç eklem ve bu eklemler arasında yer alan parmağına ait üç link görselleştirilmiştir. Link1, el ayası ile en yakın olan

link olup Link3 ise parmağın en uç noktasını içeren linktir. Şekil 5.3’de ayrıca kuvvetler, kütleler ve linklerin y dik eksene göre dönüş yönleri yer almaktadır.

“i” nolu parmak linki için dikey eksen ile link arasındaki açı arasındaki açı θ_i , link uzunlukları L_i , linkin kütle merkezini m_i , rijitlik katsayısını k_i , sürtünme katsayısı c_i , atalet momentini J_i şeklinde ifade edilmiştir [109].

Analizi yapılan protez elin modeli idealize edilmiş mekanik bir model olup, her bir parmak linkinin rijit ve kütle merkezinin tam orta noktada olduğu varsayılmıştır. Tüm eklemlerin sürtünmeli olduğu ve sadece dönme hareketi yaptığı kabul edilmiştir. Lagrange yöntemi kullanılarak hareket denklemleri elde edilmiştir [109].



Şekil 5.3. Dinamik analiz için parmak mekanizması [92]

Parmak için kinetik enerji eşitliği yazılacak olursa:

$$T = A_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 + A_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 + A_3 \cdot \dot{\theta}_3^2 + A_4 \cdot \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) + A_5 \cdot \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3 - \theta_1) + A_6 \cdot \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3 - \theta_2) \quad (5.43)$$

Kinetik enerji eşitliğinde yer alan A_1 - A_6 ifadelerini:

$$A_1 = \left[\frac{1}{2} J_1 + \frac{1}{2} m_2 L_1^2 + \frac{1}{2} m_3 L_1^2 \right] \quad (5.44)$$

$$A_2 = [\frac{1}{2}J_2 + \frac{1}{8}m_2L_2^2 + \frac{1}{2}m_3L_2^2] \quad (5.45)$$

$$A_3 = [\frac{1}{2}J_3 + \frac{1}{8}m_3L_3^2] \quad (5.46)$$

$$A_4 = [\frac{1}{2}m_2L_1L_2 + m_3L_1L_2] \quad (5.47)$$

$$A_5 = [\frac{1}{2}m_3L_1L_2] \quad (5.48)$$

$$A_6 = [\frac{1}{2}m_3L_2L_3] \quad (5.49)$$

şeklinde yazabiliriz. Potansiyel enerji:

$$U = B_1 \cdot \cos(\theta_1) + B_2 \cdot \cos(\theta_2) + B_3 \cdot \cos(\theta_3) + B_4\theta_1^2 + B_5\theta_2^2 + B_6 \cdot \theta_3^2 - B_7\theta_1\theta_2 - B_8\theta_2\theta_3 \quad (5.50)$$

Potansiyel enerji eşitliğinde yer alan $B_1 - B_8$ ifadelerini aşağıdaki eşitliklerde yer almaktadır.

$$B_1 = [\frac{1}{2}m_1 + m_2 + m_3] \quad (5.51)$$

$$B_2 = [\frac{1}{2}m_2 + m_3]gL_2 \quad (5.52)$$

$$B_3 = [\frac{1}{2}m_3]gL_3 \quad (5.53)$$

$$B_4 = \frac{1}{2}[k_1 + k_2] \quad (5.54)$$

$$B_5 = \frac{1}{2}[k_2 + k_3] \quad (5.55)$$

$$B_6 = \frac{1}{2}[k_3] \quad (5.56)$$

$$B_7 = k_{23} \quad (5.57)$$

$$B_8 = k_3 \quad (5.58)$$

Lagrange eşitliği yazılacak olursa $L=T-U$

$$L = A_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 + A_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 + A_3 \cdot \dot{\theta}_3^2 + A_4 \cdot \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) + A_5 \cdot \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3 - \theta_1) + A_6 \cdot \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3 - \theta_2) - B_1 \cdot \cos(\theta_1) - B_2 \cdot \cos(\theta_2) - B_3 \cdot \cos(\theta_3) - B_4\theta_1^2 - B_5\theta_2^2 - B_6 \cdot \theta_3^2 + B_7\theta_1\theta_2 + B_8\theta_2\theta_3 \quad (5.59)$$

Birinci diferansiyel denklem:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = -c_1 \dot{\theta}_1 - c_2 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \quad (5.60)$$

$$\ddot{\theta}_1 =$$

$$\begin{aligned} & \frac{A_4}{2A_1} \dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_2 - \theta_1) - \frac{A_4}{2A_1} \ddot{\theta}_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) + \frac{A_5}{2A_1} \dot{\theta}_3^2 \sin(\theta_3 - \theta_1) - \frac{A_5}{2A_1} \ddot{\theta}_3 \cos(\theta_3 - \theta_1) + \\ & \frac{B_1}{2A_1} \sin(\theta_1) - \frac{B_4}{2A_1} \theta_1 + \frac{B_7}{2A_1} \theta_2 - \frac{c_1 - c_2}{2A_1} \dot{\theta}_1 + \frac{c_2}{2A_1} \dot{\theta}_2 \end{aligned} \quad (5.61)$$

İkinci diferansiyel denklem:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} = -c_2 (\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1) - c_3 (\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_3) \quad (5.62)$$

$$\begin{aligned} \ddot{\theta}_2 = & -\frac{A_4}{2A_1} \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_2 - \theta_1) - \frac{A_4}{2A_2} \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2 - \theta_1) + \frac{A_6}{2A_2} \dot{\theta}_3^2 \sin(\theta_3 - \theta_2) - \\ & \frac{A_6}{2A_2} \ddot{\theta}_3 \cos(\theta_3 - \theta_2) + \frac{B_2}{2A_2} \sin(\theta_2) - \frac{B_5}{A_2} \theta_2 + \frac{B_7}{2A_2} \theta_1 + \frac{B_8}{2A_2} \theta_3 - \frac{c_2 + c_3}{2A_2} \dot{\theta}_2 + \frac{c_2}{2A_2} \dot{\theta}_1 + \frac{c_3}{2A_2} \dot{\theta}_3 \end{aligned} \quad (5.63)$$

Üçüncü diferansiyel denklem:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_3} = -c_3 (\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2) + F \quad (5.64)$$

$$\begin{aligned} \ddot{\theta}_3 = & -\frac{A_5}{2A_3} \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_3 - \theta_1) - \frac{A_5}{2A_3} \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_3 - \theta_1) - \frac{A_6}{2A_3} \dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_3 - \theta_2) - \\ & \frac{A_6}{2A_3} \ddot{\theta}_2 \cos(\theta_3 - \theta_2) + \frac{B_3}{2A_3} \sin(\theta_3) - \frac{B_6}{A_3} \theta_3 + \frac{B_8}{2A_3} \theta_2 - \frac{c_3}{2A_3} (\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2) + \frac{1}{2A_3} F \end{aligned} \quad (5.65)$$

şeklinde elde edilir.

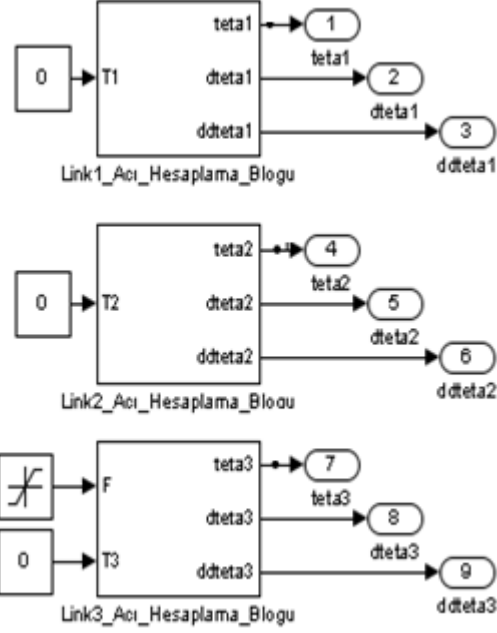
5.5. Üç Eklemlı Parmağın Matlab/ Simulink Dinamik Modeli

Tasarımı yapılan protez el simülatöründe referans alınan yetişkin bir bireyin el karakteristik özellikleri dinamik model parametrelerinin seçiminde kullanılmıştır. Protez ele ait parametreler Tablo 5.7’de yer almaktadır.

Tablo 5.7. Protez ele ait parametreler

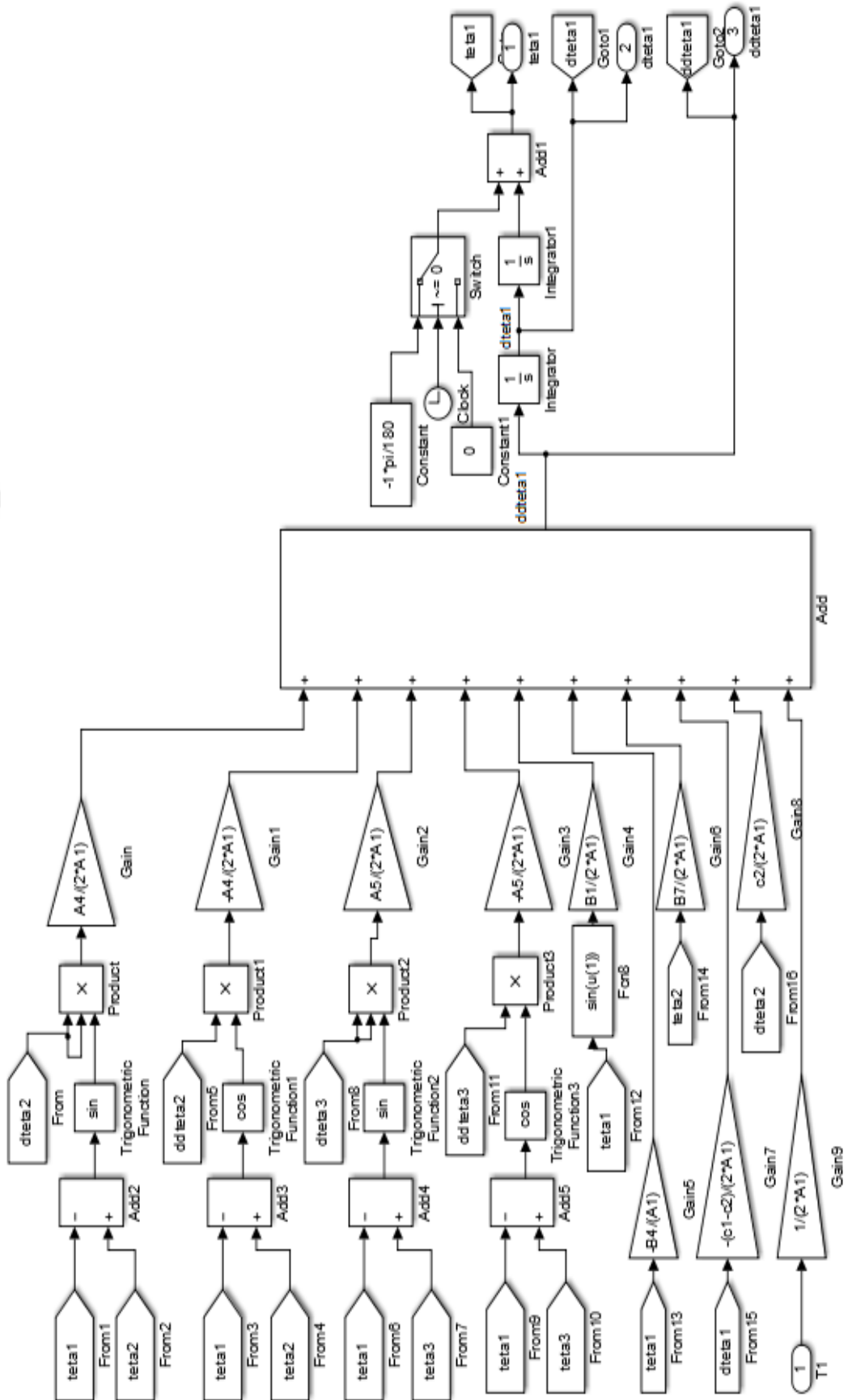
L1	0.057 m	J3	0.00000155 kgm ²	m2	0.01468982 kg	c1	0.005 Nms/rad
L2	0.062 m	k1	0 Nm/rad	m3	0.01492950 kg	c2	0.002 Nms/rad
L3	0.051 m	k2	0 Nm/rad	J1	0.00000189 kgm ²	c3	0.005 Nms/rad
m1	0.01852416 kg	k3	0 Nm/rad	J2	0.00000101 kgm ²	g	9.18 m/s ²

Matlab/ Simulink ortamında parmağın dinamik modeli Şekil 5.4'deki gibi oluşturulmuş ve her bir ekleme ait alt bloğun içeriği de ayrıntılı verilmiştir.

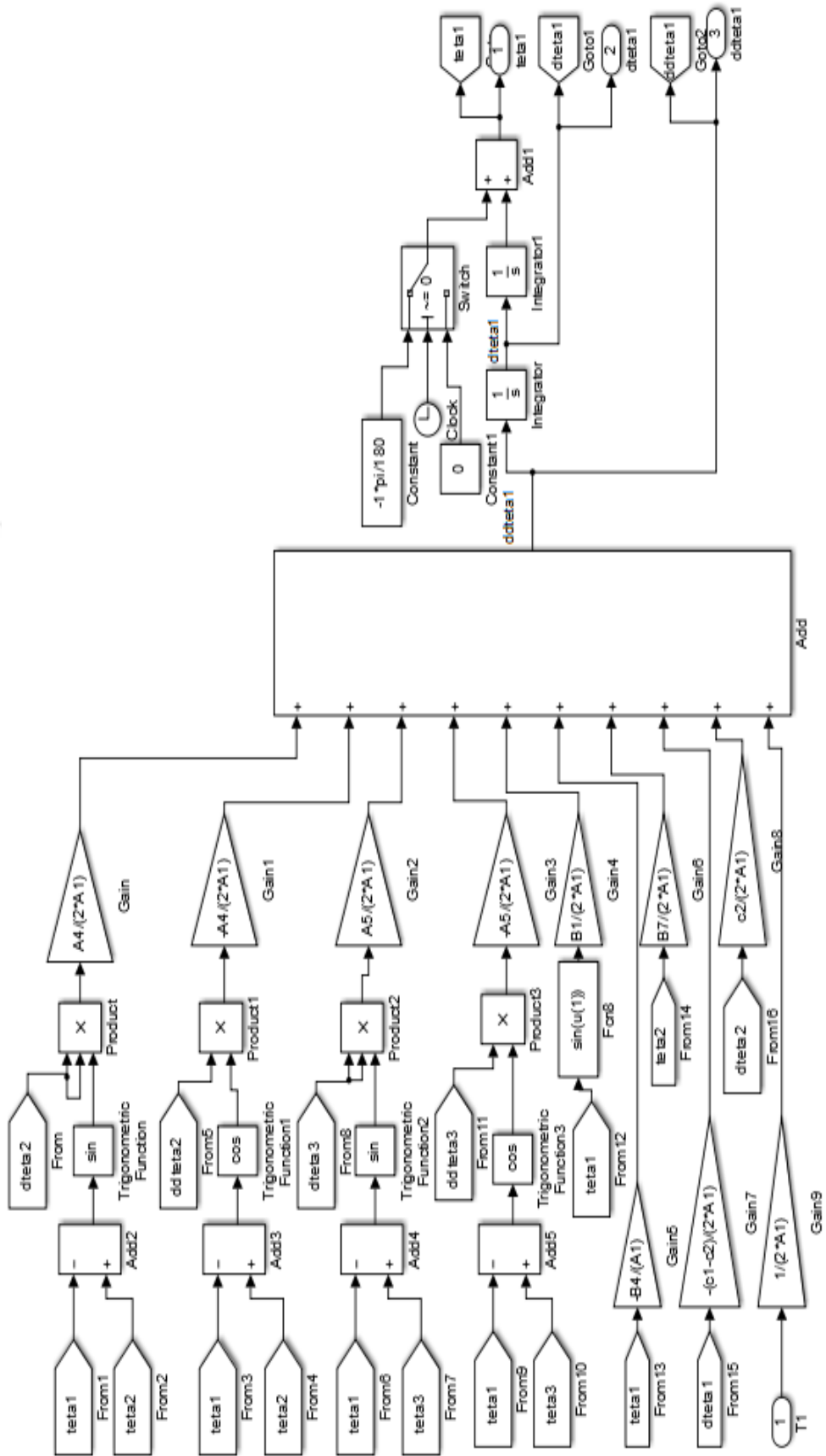


Şekil 5.4. Parmağın dinamik analizinin Matlab /Simulink modeli

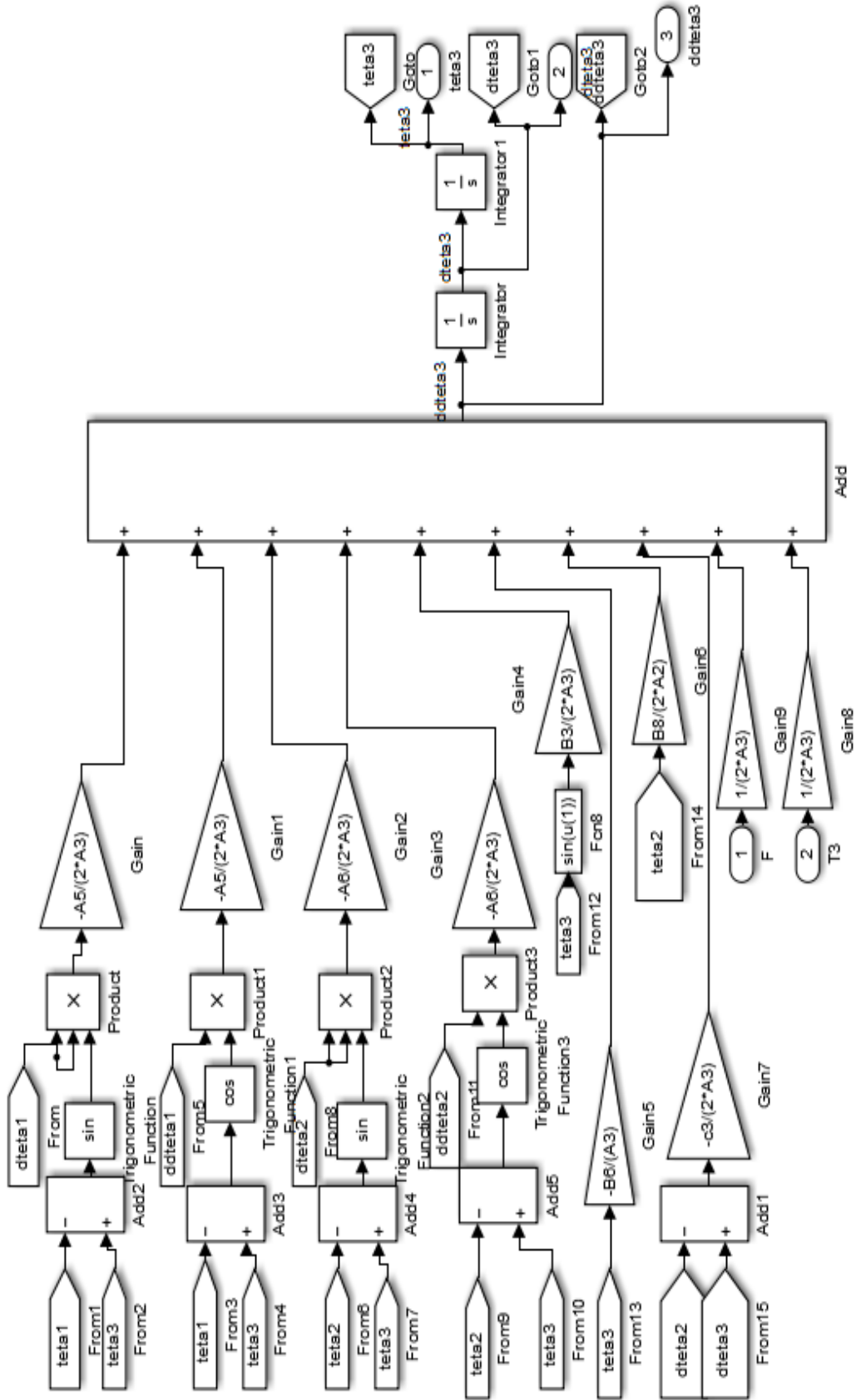
Şekil 5.5 – 5.7'de parmağa ait üç eklemin açı, açısal hız ve açısal ivme değerlerini hesaplamak için oluşturulan Matlab / Simulink modeline yer verilmiştir.



Şekil 5.5. Birinci eklem için açı, açısal hız ve açısal ivme değerlerini hesaplama bloğunu

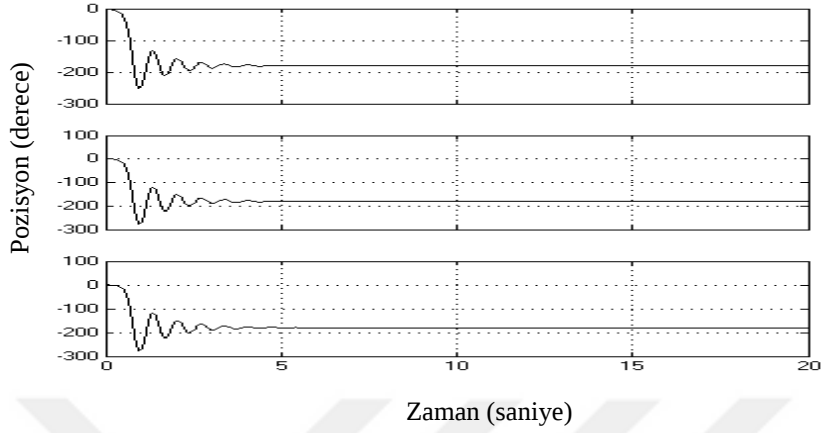


Şekil 5.6. İkinci eklem için aç, açılmal hız ve açılmal ivme değerlerini hesaplama bloğunu



Şekil 5.7. Üçüncü eklem için açı, açısal hız ve açısal ivme değerlerini hesaplama bloğunu

$F=0$ ve $T=0$ değerleri için parmağın birinci ikinci ve üçüncü eklemlerinin sırası ile $\{-0.1,0,0\}$ derecelik başlangıç konumları ile serbest bırakılması halinde yer çekimi kuvveti etkisi ile yapacakları harekete ait grafiksel sonuçlara Şekil 5.8’de yer verilmiştir.



Şekil 5.8. Elin link 1, link 2 ve link 3 bölümlerinin yer çekimi kuvveti etkisi nedeni ile hareket grafiği ($T=0$, $F=0$ ve link başlangıç konumu $\theta_1=-0.1^\circ$ ve $\theta_2=\theta_3=0^\circ$)

Şekil 5.3’de yer alan parmak mekanizmasından da görüldüğü gibi dinamik analiz parmak eklemlerin dikey eksen ile yaptığı açılar olan θ_1 , θ_2 ve θ_3 dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir. Parmak eklemlerine uygulanan kuvvet $F=0$ ve her bir ekleme bağlı olan motorlara uygulanan torkun $T=0$ kabul edilmiştir. Parmağın birinci, ikinci ve üçüncü eklemlerinin başlangıç konumları sırası ile $\{-0.1,0,0\}$ derecede bulunmaktadır. Parmağın bu başlangıç şartlarından serbest bırakılması durumunda parmak linkleri yerçekimi kuvvetinin etkisi ile -180 derece etrafında salınım yapmış ve sürtünme kuvveti etkisi ile 5. saniyede salınım sönümlenerek her link dikey eksen ile -180 derecelik açı yapacak şekilde sürekli duruma erişmiştir.

6. PROTEZ EL EKLEMLERİ İÇİN MOTOR SEÇİMİ VE MATEMATİKSEL MODELLEMESİ

Beş parmak ve on beş eklemlilik olarak tasarlanmış olan protez elin eklemlerinin hareketini sağlayacak motor tipine bu bölümde karar verilmeye çalışılmış ve seçilen motorun matematiksel modeli elde edilerek simülasyonda kullanılmıştır.

6.1. Protez El Eklemleri için Motor Seçimi

EMG etkileşimli protez elin parmak eklemlerinin hareketini sağlamak amacı ile motor seçimi için halihazırda satışı gerçekleştirilen protez el modelleri ve literatürde yer alan akademik çalışmalar incelenmiş ve genellikle DC motor ve servo motor kullanıldığı görülmüştür.

Yapılan ilk protez el tasarımı DC motorun ebat bakımından daha küçük olması, pozisyon ve hız kontrolünün potansiyometre gibi basit bir geri besleme elemanı ile kapalı çevrim kontrolünün rahatlıkla yapılabilmesi açısından çok daha avantajlı olacağı düşünüldüğünden Şekil 6.1’de fotoğrafı ve Tablo 6.1’de özellikleri bulunan 3-5 V ile çalışan değişken hızlı redüktörlü mikro DC motor ile gerçekleştirilmiştir.

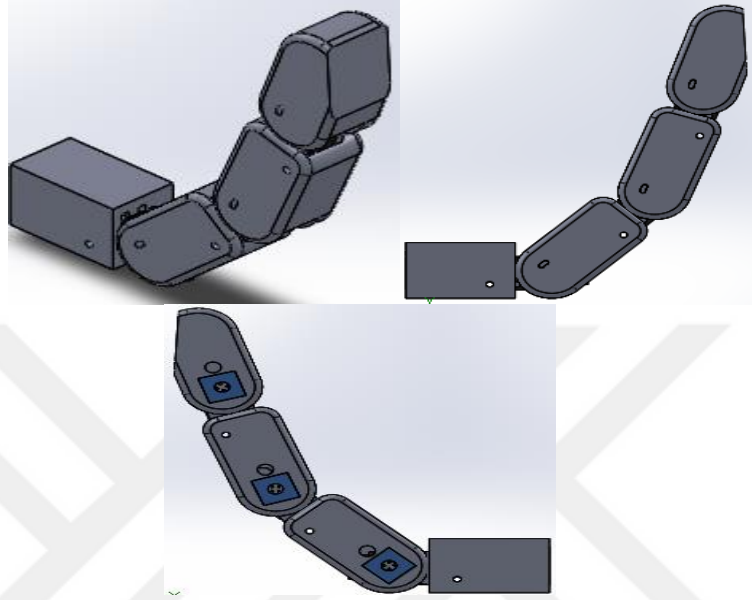


Şekil 6.1. Nano DC motor

Tablo 6.1. Tasarımda kullanılan mikro DC motorun özellikleri

Tork	0.1 Nm
Motor Türü	Permanent Magnet
Paket ağırlığı	0.080kg (0.18lb.)
Paket Boyutu	15cm x 10cm x 10cm (5.91in x 3.94in x 3.94in)
Sürekli Durum Akımı(A)	-
Tipi	Gear Motor
Hızı(RPM)	80-130rpm

Seçilen mikro DC motorun ebatları referans alınarak protez el için SolidWorks programında Şekil 6.2’de yer alan üç boyutlu parmak tasarımı gerçekleştirilmiş ve 3D printer ile imal edilmiştir. Ancak yapılan testlerde motor torkunun parmak linkini hareket ettirmeye yetmediği görülmüştür.



Şekil 6.2. DC motor referans alınarak tasarlanan protez parmak

Torku daha büyük bir DC motor seçimi düşünülse de piyasa araştırması göstermiştir ki istenilen torku sağlayacak DC motor ebatları protez parmak linklerinin içine yerleştirmek için yapılacak tasarımlar için oldukça büyüktür. Bu durum protez el boyutunu referans alınan yetişkin birey el boyutlarının oldukça üzerine çıkarmakta ve gerçeklikten uzaklaştırmaktadır.

Protez el eklemleri için ikinci olarak Şekil 6.3’de görseli yer alan ultra nano servo motor, küçük ebatı ve 0.8 Nm lik yüksek torku nedeni ile tercih edilmiştir.



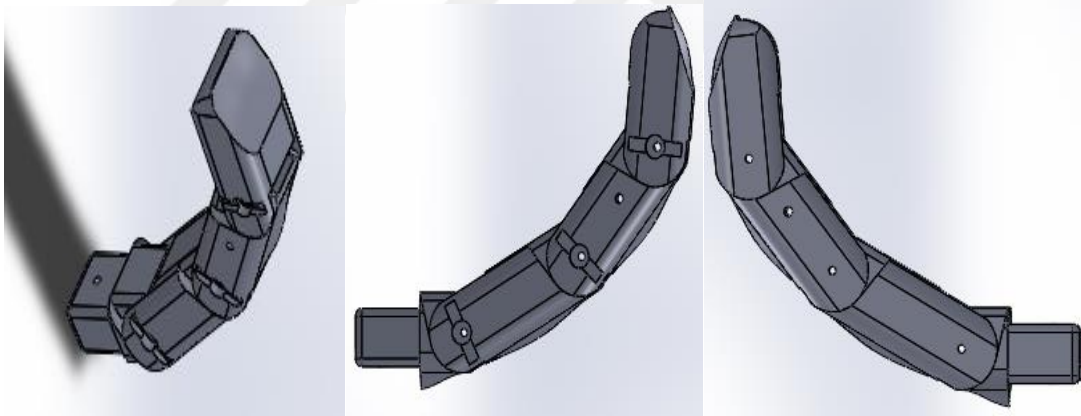
Şekil 6.3. Ultra nano DC servo motor

Ultra nano servo motora ait özellikler Tablo 6.2’de yer almaktadır.

Tablo 6.2. Tasarımda kullanılan mikro DC motorun özellikleri

Gerilim	4.8 Volts
Tork	0.8 - 1 Nm
Hız	0.1 sec/60°
Yön	Clockwise/ Pulse Traveling 1500-1900usec
Açısal Hareket sınırı	180°
Tipi	Bushing Bearing
Boyut	Dual Metal Karbonite Gears18.6 x 7.6 x 15.5mm
Ağırlık	4.5g
Motor tipi	3-Pole Ferrite Motor

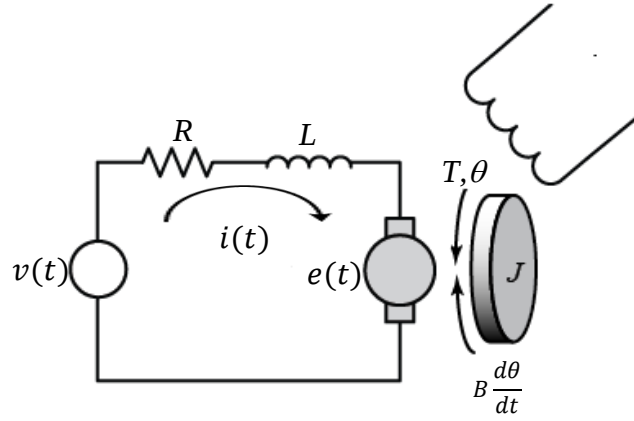
Motor ebatları referans alınarak protez el için SolidWorks programında parmak tasarım işlemi tekrarlanmıştır. Tasarlanan protez el parmağına ait Solid Works çizim görseli Şekil 6.4’de yer almaktadır.



Şekil 6.4. DC servo motor referans alınarak tasarlanan protez parmak

6.2. DC Servo motorun Matematiksel Modelinin Elde Edilmesi

Bu çalışmada protez el imalatı için DC servo motor kullanımına karar verilmiştir. Bu nedenle gerçekleştirilecek olan protez el simülatörünün tasarımında da DC servo motorun matematiksel modeli kullanılmıştır. DC servo motorun eşdeğer devresi Şekil 6.5’de verilmiştir [115-117].



Şekil 6.5. DC Servo motorun eşdeğer devresi

İlk olarak motorun elektriksel kısmını göz önünde bulundurup, Kirchhoff'un gerilim yasasını kullanırsak aşağıdaki denklemi elde edilir [116].

$$v(t) - Ri(t) - L \frac{di}{dt} - e(t) = 0 \quad (6.1)$$

Burada, $i(t)$ akım ifadeleri eşitliğin bir tarafında toplanacak olursa

$$Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} = v(t) - e(t) \quad (6.2)$$

elde edilir. Motorun ürettiği Ters Elektromotor Kuvvetin motor milinin açısal hızı ile doğru orantılı olduğunu bildiğimize göre, $e(t)$ elektromotor kuvveti Denklem (6.3)'teki gibi yazılabilir [116].

$$e(t) = K_e i(t) \quad (6.3)$$

Bu Denklem (6.2)'de yerine yazılırsa aşağıdaki denklem elde edilir.

$$Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} = v(t) - K_e i(t) \quad (6.4)$$

Manyetik alanın sabit olduğunu kabulü ile motor torkunun sabit bir K_t faktörü için armatür akımı $i(t)$ ile orantılı olduğunu bilindiğinden

$$T_m = K_t i(t) \quad (6.5)$$

Bu noktadan sonra ise Newton'un 2. hareket yasasını motora uygulayarak motorun mekanik denklemlerine geçilecek olunursa aşağıdaki denklem elde edilir.

$$J\theta(t) + B \frac{d^2\theta(t)}{dt} = K_t i(t) \quad (6.6)$$

SI birimlerinde, motor torku ve terk emk sabitleri $K_t = K_e$ dir. Bu nedenle, hem motor torku sabiti ve hem de ters emk sabiti için K değişkeni kullanacaktır. Bu durumda denklemler tekrar düzenlenecek olursa [116]

$$J\theta(t) + B \frac{d^2\theta(t)}{dt} = K_t i(t) \quad (6.7)$$

$$Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} = v(t) - Ki(t) \quad (6.8)$$

Eşitliklere Laplace dönüşümü uygulanırsa

$$s(Js + B)\theta(s) = KI(s) \quad (6.9)$$

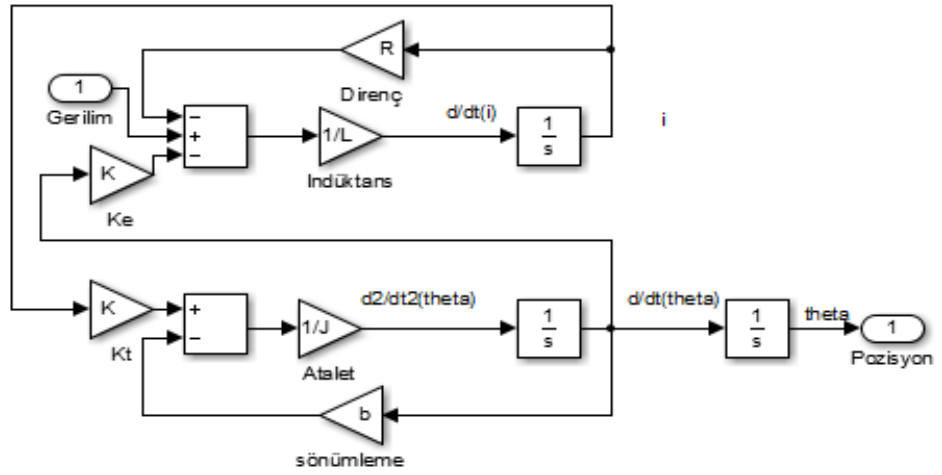
$$(Ls + R)I(s) = V(s) - Ks\theta(s) \quad (6.10)$$

Denklem (6.9)'dan $I(s)$ çekilerek Denklem (6.10)'da yerine yazılırsa DC servo motora konum-gerilim transfer fonksiyonu elde edilmiş olur.

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{K}{s((Ls+R)(Js+b)+K^2)} \quad (6.11)$$

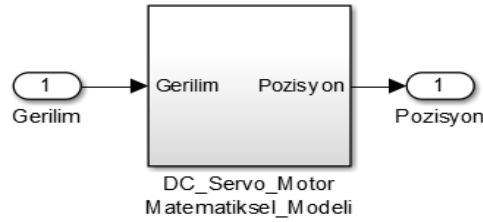
6.3. DC Servo motorun Matlab / Simulink Modellemesi

Bir önceki bölümde verilen DC servo motorun matematiksel modeli kullanılarak Matlab/Simulink modeli Şekil 6.6'daki gibi oluşturulmuştur.



Şekil 6.6. DC servo motor Matlab /Simulink modeli

Protez el simülatörünün 15 parmak eklemine kullanılmak üzere modellenen DC servo motor modeli Şekil 6.7’deki gibi blok model haline dönüştürülmüş ve kalabalık görsellik sadeleştirilmiştir. Servo motor modelinde kullanılan parametreler ise Tablo 6.3’de yer almaktadır.



Şekil 6.7. DC Servo motor model bloğu

Tablo 6.3. Servo motor modelinde kullanılan parametreler

L (indüktans)	0.5 H
R (direnç)	1 ohm
J (atalet momenti)	0.01 kg.m ²
b (sönümlenme)	0.1 Nms
K _t =K _b =K (kazanç katsayısı)	1

7. PROTEZ EL SİMÜLATÖRÜNÜN TASARIMI

Protez elin fiziksel tasarımı biyolojik elin hareket fonksiyonlarını ve şekilsel özelliklerinin sağlayacak şekilde linkler (parmak kemikleri), mesnetler (eklem noktaları) ve aktuatörlerle (kas hareketini sağlayan eyleyiciler) oluşturulması işlemidir. Bu bölümde protez elin SolidWorks programında fiziksel tasarımı ve SimMechanics ortamında hareket simülasyonu çalışmaları verilmiştir.

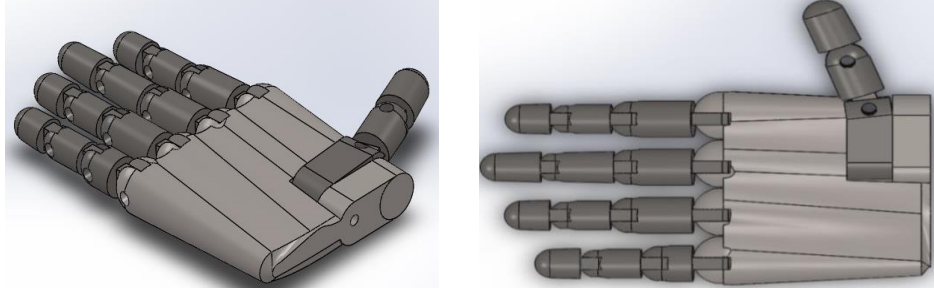
7.1. Protez Elin SolidWorks Ortamında Fiziksel Tasarımı

Çok fonksiyonlu protez elin modelinin geliştirilebilmesi için öncelikle insan elinin yapısal özelliklerinin belirlenmesi gerekir. Başka bir deyişle her parmağın sahip olduğu eklem sayısının, link sayısının, parmakların ve avucun uzunluk ile genişlik parametrelerinin tespit edilmesi gereklidir. İnsan eline fiziksel boyut olarak eşit özellikte bir protez el elde etmek için bu çalışma kapsamında yetişkin bir erkeğin el karakteristikleri referans olarak Tablo 7.1'deki gibi kaydedilmiştir.

Tablo 7.1. Elin bölümlerinin boyutları

Elin boyutları	Birinci Linkin Uzunluğu		İkinci Linkin Uzunluğu		Üçüncü Linkin Uzunluğu	
	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
Başparmak	70	30	45	30	40	30
İşaret parmak	55	30	40	25	30	25
Orta parmak	55	30	50	25	40	25
İşaret parmak	55	30	40	25	30	25
Serçe parmak	30	30	40	25	30	25
El ayası	130	120				

Tablo 7.1'de yer alan parametre değerleri kullanılarak protez elin 3D modeli SolidWorks programı yardımı ile Şekil 7.1'de görüldüğü gibi tasarlanmıştır.



Şekil 7.1. Protez elin 3D model modeline ait SolidWorks görüntüleri

7.2. SimMechanics Mekanik Sistemlerin Üç Boyutlu Modellenmesi

SimMechanics mekanik sistemlerin üç boyutlu modellenmesini sağlayan bir simülasyon paketidir. Simulink ortamında çalışan bu paket, geniş kapsamlı fonksiyon kitaplığıyla Simulink ortamını çoklu gövdeli mekanik modellemeye yani endüstriyel ve medikal alanda tasarlanan her türlü kompleks robotik cihazın tasarım ve simülasyonlarının oluşturmasına imkan sağlamaktadır [118-12].

Oluşturulan modellerin 3 boyutlu şekli otomatik olarak görülebilmekte ve benzetim sırasında hareketler canlı olarak izlenebilmektedir. Çeşitli CAD yazılımlarındaki üç boyutlu dosyaları, kütle, eylemsizlik, kısıtlar ve üç boyutlu geometrileri dâhil olmak üzere bütün halinde okuyabilmekte, böylece yeniden tasarım yapmaya gerek kalmamaktadır.

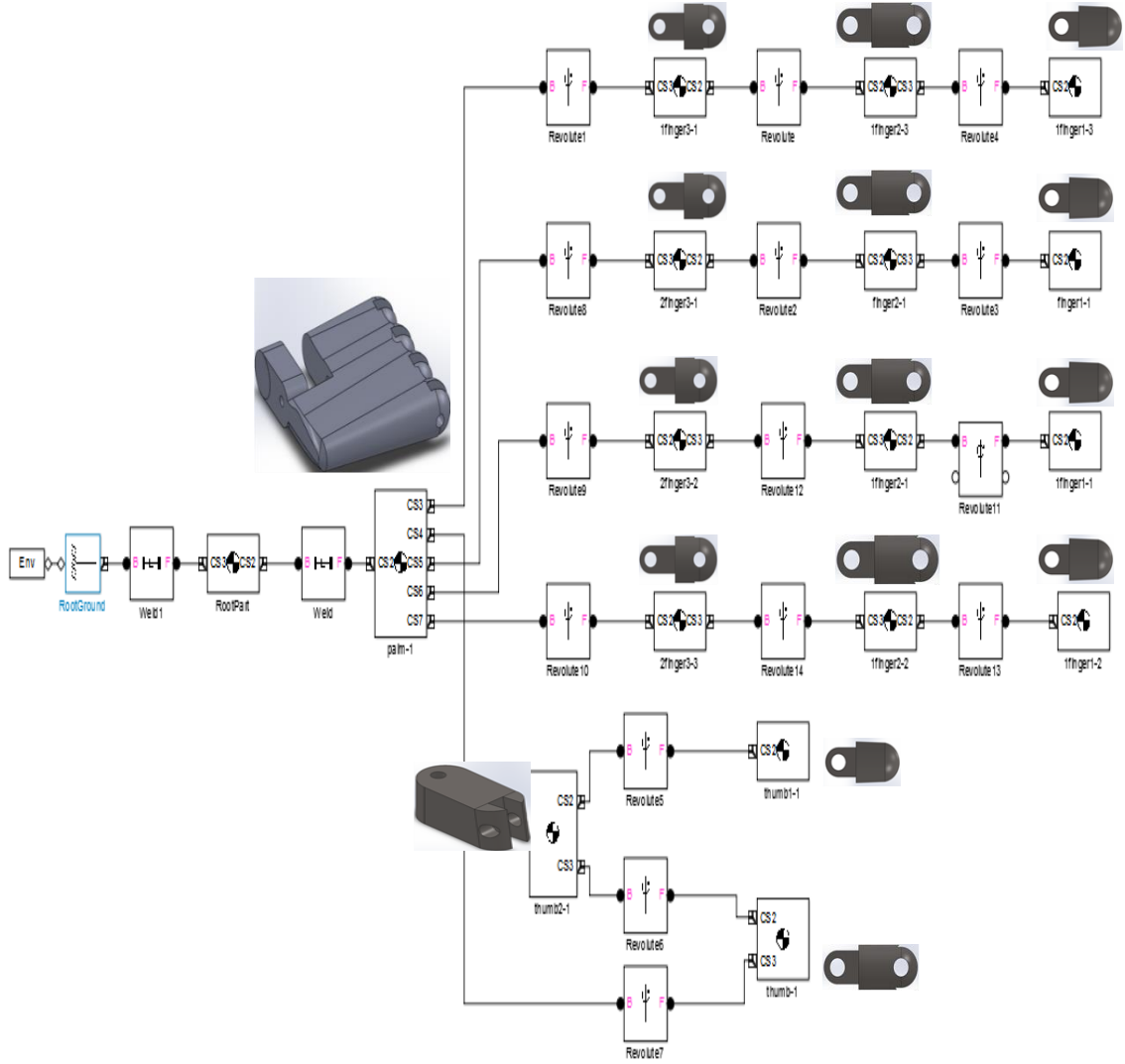
SimMechanics, Simulink altında çalıştığı için, MATLAB ve Simulink yazılımlarının tüm olanaklarını bütünleşik olarak kullanma şansı vermektedir. Örneğin, SimMechanics ile tasarlanan mekanik sistemin, hidrolik, elektriksel, pnömatik modellerle de birleştirilmesi hatta denetleme sisteminin de yapıya eklenmesi Simulink sayesinde mümkün olmaktadır [118,121].

Tasarlanan modelin, otomatik olarak C koduna dönüştürülebilmesi de mümkündür. Bu özellik, simülatör tasarımında veya gerçek zamanlı benzetimlerde çok yararlı olmaktadır.

7.3. Protez Elin SimMechanic Ortamında Modellenmesi

SolidWorks programında geliştirilen protez elin 3D CAD modelinin Matlab SimMechanics programına aktarılması ile protez elin her bir eklem ve linkini içeren bir zincir yapısı Şekil 7.2’de gösterildiği gibi elde edilmiştir. El avcuna bağlı beş parmak ve

her bir parmağı oluşturan üçer adet döner mafsallı ve üçer adet bağlantı linki birbiri ardına dizilerek elin SimMechanics modelini oluşturmaktadır.



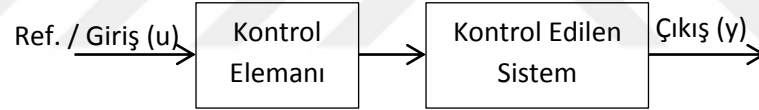
Şekil 7.2. 15 serbestlik dereceli protez elin SimMechanics modeli

Şekil 7.2’de görüldüğü gibi modelde SolidWorks katı modeli Matlab Programına aktarıldığında döner mafsallar (Revolute) ve link (body) parçalarından oluşan bir zincir yapısı elde edilmektedir.

8. KONTROLÖR TASARIMI VE GENETİK ALGORİTMA İLE KONTROLÖR KATSAYI OPTİMİZASYONU

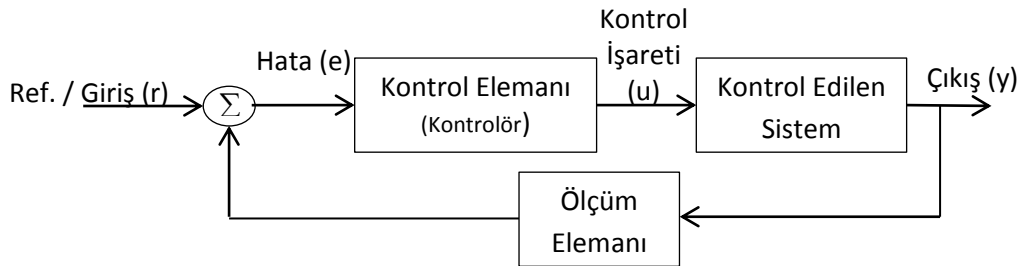
8.1. Kontrol Sistemlerine Genel Bakış

Kontrol bir sisteme ait hedeflenen çıkış değerlerini elde etmek için çıkışın o anki gerçek değerinin algılanıp hedeflenen çıkış değeri ile karşılaştırılarak aradaki farkı azaltacak yönde sisteme etki etme işlemi olarak tanımlanabilir [126,127]. Kontrol sistemlerinin temel amacı, kontrol sistem elemanları vasıtası ile sistem girişlerini kullanarak, sistem çıkışlarını hedeflenen değerde kalacak şekilde tutmak yani kontrol etmektir [126,128]. Kontrol sistemleri çıkışın yani kontrol edilen büyüklüğünü kontrol altında tutma yöntemlerine göre açık çevrim ve kapalı çevrim kontrol sistemleri olarak ikiye ayrılır. Açık çevrim kontrol sistemleri sistemin çıkışının izlenmediği, sadece verilen referans değerine göre denetim işleminin yapıldığı sistemlerdir ve Şekil 8.1’de blok diyagram ile gösterilir.



Şekil 8.1. Açık çevrim kontrol sisteminin blok diyagramı

Kapalı çevrim kontrol sistemine ait blok diyagramı Şekil 8.2’de gösterildiği gibidir [126,128]. Hedeflenen çıkış değerlerini elde etmek için çıkışın o anki gerçek değerinin sensörler (algılayıcılar) ile ölçülüp hedeflenen çıkış değeri ile karşılaştırılıp aradaki fark yani hatayı azaltacak şekilde sisteme uygun etki sinyalinin üretildiği kontrol sistemidir.



Şekil 8.2. Kapalı çevrim kontrol sisteminin blok diyagramı

8.2. Mühendislik Sistemlerinde Kullanılan Kontrolör Çeşitleri

Mühendislik sistemlerinin kontrolünde tüm tasarım şartlarını (hedefleri) sağlayan en basit yapıli kontrolör yapısını tercih etmek esastır. Çünkü kontrolörün karmaşıklığı arttıkça hem maliyet artar, hem de tasarımı zorlaşır ve böylece kontrol sisteminin güvenilirliği azalır.

Kontrol sistemlerinden kullanılan en bilindik kontrolörler P (Oransal), PI (Oransal-İntegral), PD (Oransal- Türevsel), PID (Oransal-İntegral-Türevsel), Bulanık Mantık, Nöral ve Kayma Kipli kontrolörler vb. dir.

8.3. Protez El Simülatörünün Kontrolünde Kullanılan Kontrolörler

Bu çalışmada protez el eklemlerine bağlanan DC motorların konum kontrolleri için iki farklı kontrolör tasarımı gerçekleştirilmiş olup bunlar PID ve KKK yapılarıdır. Bu bölümde tasarlanan kontrolörler hakkında genel bilgiler verilecek ve tasarım adımları ayrıntılı olarak incelenecektir.

8.3.1. PID (Oransal-İntegral-Türevsel) Kontrolörün Genel Yapısı

PID kontrol ediciler geri beslemeli kontrol edicilerde en çok kullanılan kontrolör olup oransal, türevsel ve integral kontrol yöntemlerinin birleşmesiyle oluşur. Oransal kontrol adından da anlaşıldığı gibi girişindeki işareti, yani referans ile sistem çıkışı arasındaki hatayı, belli bir oranda kuvvetlendirerek sisteme giriş olarak uygulayan bir kontrol tekniğidir. İntegral kontrolün amacı, sürekli durumda sistemin çıkış işaretiyle referans işareti arasındaki hatayı minimuma indirmek veya ortadan kaldırmaktır. Kalıcı durum hatasının azaltılmasında etkisi vardır. Türevsel kontrolörün amacı sistemdeki yüksek kazancı düşürmektir. Sistemin kararlılığının artmasında etkisi vardır, aşmayı azaltır ve geçici tepkiyi düzeltir. PID kontrolör ise tüm bu üç kontrol yapısını bünyesinde bulundurur [126-131]. Kapalı çevrim bir sistemde, her bir kontrolörün sisteme etkisi Tablo 8.1 yardımı ile özetlenmiştir.

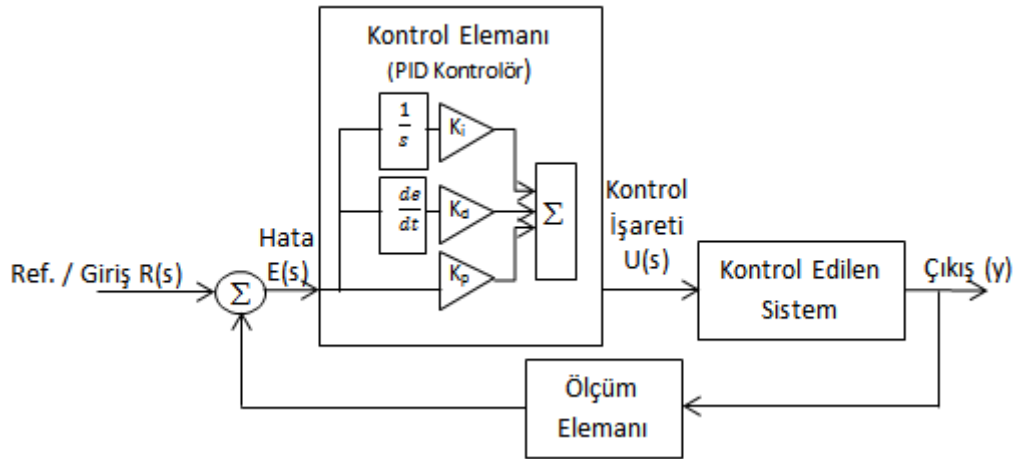
Tablo 8.1. Denetleyici katsayılarının sisteme etkisi [126]

Kontrolör	Yükselme Zamanı	Geçici Durum Cevap Hızı	Sürekli Duruma Erişim Süresi	Sürekli Durum Hatası
P	Azalır	Artar	Küçük değişim gösterir	Azalır
I	Azalır	Artar	Artar	Yok eder
D	Küçük değişim gösterir	Azalır	Azalır	Küçük değişim gösterir

PID kontrolörün transfer fonksiyonu Denklem (8.1)'de tanımlanmıştır.

$$G_c(s) = \frac{U(s)}{E(s)} = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (8.1)$$

Burada E(s) hata sinyali ve U(s) kontrol sinyali olmak üzere $G_c(s)$ kontrolörün transfer fonksiyon ifadesidir. Denklem (8.1) kontrolör transfer fonksiyon gösteriminde K_p : Oransal kazanç K_i : İntegral kazancı ve K_d : Türev kazancını ifade eder.

**Şekil 8.3.** PID Kontrolörün Genel Gösterimi

Şekil 8.3'de yer alan PID kontrolörün yapısı dikkate alınarak PID kontrolörün çalışma prensibi özetlenecek olursa istenilen referans değer ile çıkış değerinin anlık ölçüm değeri arasındaki fark yani hata sinyali PID kontrolöre giriş sinyali olarak uygulanır. Kontrolör bu hata sinyalinin türevini türev kazancı değeri ile integralini integral kazanç değeri ile kendisini ise oransal kazanç değeri ile çarpar ve tüm bu değerlerin toplamını yani kontrol işaretini üretir. Üretilen kontrol işareti U(s) kontrol edilen sisteme uygulanarak sistem çıkış işareti Y(s)'in hedeflenen değere ulaşması sağlanır [126-129].

8.3.2. Kayma Kipli Kontrolörün Genel Yapısı

Kayma Kipli Kontrol (KKK) yöntemi doğrusal olmayan veya değişken parametrelere sahip sistemlerin kontrolü için kullanılan en etkili ve dayanıklı kontrol yöntemlerinden biridir [132,133]. Başka bir deyişle matematiksel olarak modellenemeyen dinamik etkenler ve bozucu etkiler bulunan sistemlerin kontrolünde dayanıklı bir kontrol sağlar.

KKK yönteminde kontrol edilmeye çalışılan sistem kaçınıcı dereceden olursa olsun sistemin davranışını birinci dereceye indirgeyecek kontrol girişi belirlenir ve sistemin birinci mertebeden bir sistem gibi davranması sağlanır. Bu durum sisteme etkileyen modellenmemiş parametreler ve bozucu girişler olması durumunda dahi sistem çıkışının kararlı ve dayanıklı şekilde kontrolüne imkân sağlar.

Mikroişlemcilerin sonlu bir örnekleme periyoduna sahip olmalarından dolayı KKK yönteminde teoride var olan kontrol sinyalinin bir değerden başka bir değere sonsuz hızda geçişi pratik sistemlerde mümkün değildir. Bu nedenle KKK yönteminin pratikteki uygulamalarında kalıcı durumda ulaşılmak istenilen nokta etrafında çatırdama olarak bilinen yüksek frekanslı salınımlar oluşur. Son yıllarda bu çatırdamaları azaltmaya veya yok etmeye yönelik pek çok yöntem önerilmiştir [132,134-141]. Çatırdama problemini azaltmak ya da yok etmek amacıyla kullanılan en popüler yöntemlerden biri, sürekli olmayan $sgn(s)$ terimi yerine sürekli olan $sat(s)$ teriminin kullanılmasıdır. Çatırdama problemini azaltmak ve KKK tasarımına sistematik bir yol belirlemek amacıyla kullanılan en yaygın yöntemlerden biri de Gao ve Hung' un Erişim Kuralı yaklaşımıdır [134]. Diğer bir yöntem sistemin önüne bir integratör eklenmesi suretiyle oluşturulan Dinamik KKK yapısıdır [137]. Dinamik KKK'de kayma değişkeninin hesaplanma zorunluluğu vardır. Bu problemi çözmek için de farklı yaklaşımlar mevcuttur. Ancak en temel görüş asimptotik bir gözetleyici kullanarak kayma değişkeni hesaplama problemini ortadan kaldırmaktır [138].

Doğrusal olmayan, değişken parametrelere sahip veya harici bozucu girişlerin etkisinde bulunan sistemlerin kontrolünde kullanılan ve etkili bir kontrolör olan KKK'ün tasarımı ise aşağıdaki gibi özetlenmiştir [143-149].

$x(t)$ durum vektörü, $u(t)$ kontrol sinyali, $f(t)$ bozucu girişi ve A , b , d sabit matrisleri ifade etmek üzere ikinci dereceden tek girişli bir sistem kanonik formda (8.2)'deki gibi ifade edilebilir [143].

$$\dot{x}(t) = Ax(t) + bu(t) + df(t) \quad (8.2)$$

Sistem parametrelerinin belirsizlikleri de dikkate alınarak (8.2) eşitliği tekrar düzenlenirse;

$$\dot{x}(t) = (A_n + \Delta A)x(t) + (b_n + \Delta b)u(t) + (d_n + \Delta d)f(t) \quad (8.3)$$

yazılabilir. Burada A_n , b_n ve d_n nominal sistem parametrelerinden oluşan matris ve vektörleri, ΔA , Δb ve Δd bilinmeyen sistem parametrelerinin belirsizliklerini gösteren matris ve vektörleri temsil etmektedir [143]. Belirsizliklerin toplamını $L(x,t)$ ile ifade edersek:

$$L(x,t) = B_p(\Delta Ax(t) + \Delta bu(t) + \Delta df(t)) \quad (8.4)$$

b_n kare matris değildir ve gerçek anlamda tersi alınamaz ancak Denklem (8.4)'de yer alan B_p matrisi b_n 'in sözde tersidir. b_n 'in tersi $B_p = (b_n^T b_n)^{-1} b_n^T$ şeklinde hesaplanır. Burada $L(x,t) < L_{max}$ ile sınırlandırıldığı kabul edilmektedir. $L(x,t)$ ifadesini (8.3) eşitliğinde yerine koyacak olursak ikinci derece denklem parametre belirsizlikleri ile birlikte en genel haliyle

$$\dot{x}(t) = A_n x(t) + b_n(u(t) + L(x,t)) \quad (8.5)$$

tanımlanmış olur. Modelleme belirsizlikleri ve harici bozucu etkiler altında kontrolün hedefi, x durum vektörünün x_d istenilen durum vektörünü ulaşmasını ve izlemesini sağlamaktır [143]. İzleme hatası (e) Denklem (8.6) ve anahtarlama fonksiyonu (S) Denklem (8.7)'deki gibi ifade edilebilir.

$$e = x - x_d = \begin{bmatrix} x \\ \dot{x} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_d \\ \dot{x}_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e \\ \dot{e} \end{bmatrix} = [e \quad \dot{e}]^T \quad (8.6)$$

$$S = \lambda e - \dot{e} = C e \quad (8.7)$$

Denklem (8.7)'de $S = \lambda e - \dot{e} = 0$ olarak alınırsa $-\lambda e = \dot{e}$ doğrusu üzerinde her noktada $S=0$ şartını sağlar. $e = \dot{e} = 0$ yapacak ve orijine doğru kaymayı sağlayacak

kontrol girişı u 'yu belirlemek için bir Lyapunov fonksiyonu kullanılır [23]. Uygun bir Lyapunov fonksiyonu,

$$V = \frac{1}{2}S^2 \quad (8.8)$$

olarak tanımlanabilir. Kontrolün gerçekleşmesi için gerekli şart,

$$\dot{V} = \frac{1}{2} \frac{d}{dt}(S^2) \leq -\eta|S| \quad (8.9)$$

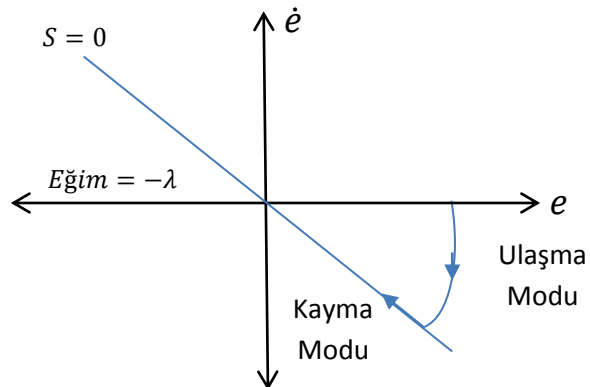
dır [43]. η pozitif bir sayı olmak üzere ulaşma şartı,

$$\dot{S} \cdot \text{sgn}(S) \leq -\eta \quad (8.10)$$

olarak elde edilir. Burada,

$$\text{sgn}(S) = \begin{cases} +1 & S > 0 \\ -1 & S < 0 \end{cases} \quad (8.11)$$

dir. $S = 0$ ve $\dot{S} = 0$ olursa bu bize $S = 0$ doğrusu üzerinde hareket edildiğini gösterir. Sonsuz hızda anahtarlama için ortalama değer $S = 0$ *doğrusu* üzerinde olur. $S = 0$ şartının sağlanması durumunda, x 'in x_d 'yi hedeflediği gibi izlemesi ve $1/\tau$ zaman sabiti ile e hata değerinin azalması sağlanmış olur. İkinci derece bir sistem için kayma ve ulaşma modları Şekil 8.4'de gösterilmiştir.



Şekil 8.4. İkinci derece bir sistem için ulaşma ve kayma modları [143]

8.4. Kontrolör Parametrelerinin Belirlenmesi

Kontrol sistemlerinin istenilen şekilde çalışabilmesi için kontrolör parametrelerinin seçimi önemlidir. PID kontrolörde PID parametrelerinin ayarlanması KK kontrolörde ise optimum kayma yüzeyinin belirlenmesi kontrolörün hedeflenen performansı sağlaması için gerekmektedir. Bunun için çeşitli yöntemler uygulanmaktadır:

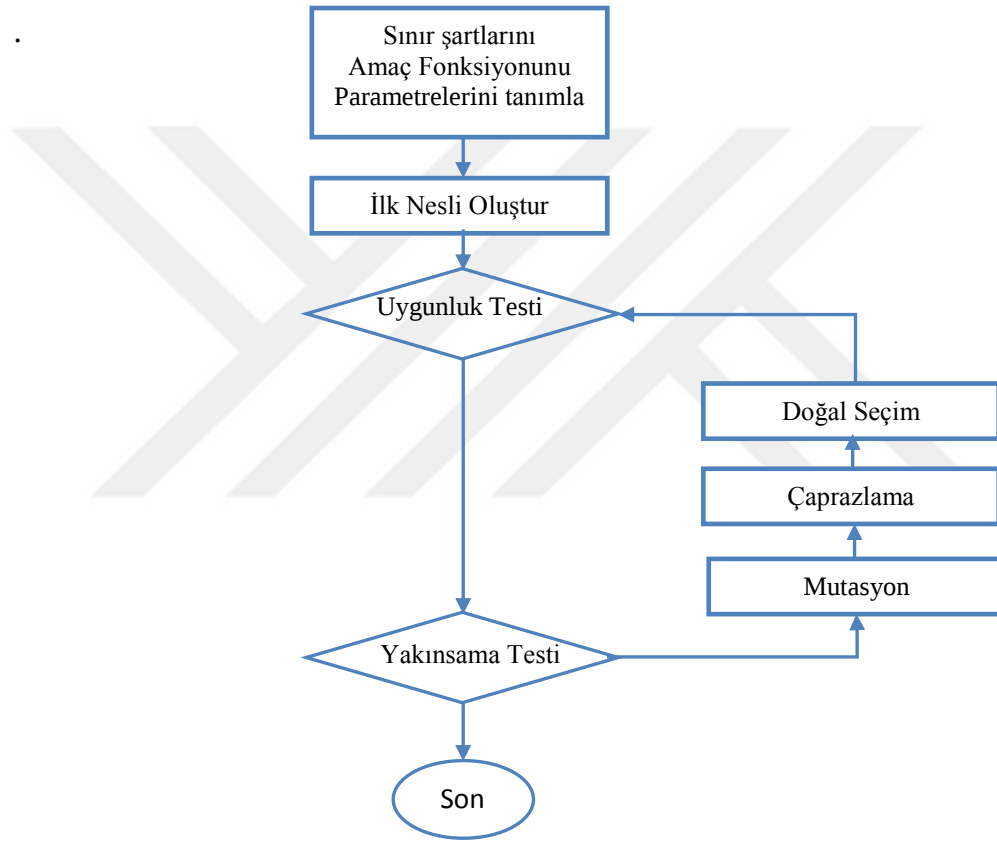
- Tecrübeye dayalı elle ayarlama
- Matematiksel yöntemler: (Cohen-Coon Method (Open-loop Test) Ziegler-Nichols Method (Closed-loop P-Control Test) Tyreus-Luyben Method (Closed-loop P-Control test) Autotune Method (Closed-loop On-Off test))
- Genetik Algoritma (GA)

Bu tez çalışması kapsamında parametre seçimleri KKK'de tecrübeye dayalı kayma yüzeyinin belirlenmesi ve PID kontrolör tasarımı için de tecrübeye dayalı olarak ve Ziegler-Nichols metodu ile kontrolör kazanç değerleri belirlenmeye çalışılmışsa da istenilen performans yakalanamadığı için GA ile optimizasyon yapılarak belirlenen kontrolör parametreleri ile istenilen kontrolör performansına ulaşılmıştır.

8.4.1. Genetik Algoritmanın Temel Yapısı ve İşleyişi

Evrimsel hesaplamanın parçası olan GA'lar, ilk defa 1975 yıllarında John Holland tarafından geliştirilmiş ve kullanılmıştır [150,151]. Bu algoritmaların temeli, doğadaki evrim/biyolojik sürece (güçlü/iyi olan nesillerin, yeni şartlara uyum sağlayarak yaşamlarını sürdürmeleri zayıf/kötü olanların hayatta kalamamaları) dayanmaktadır. GA'lar, ilgili sürecin modellenmesiyle ortaya çıkan iterasyonlu ve olasılıklı bir çözüm yöntemidir. Çözüm için rastlantısal arama tekniklerini kullanan ve parametre kodlama esasına dayanan sezgisel bir yöntem olan genetik algoritmalar birçok alandaki optimizasyon problemlerinin çözümünde, makine öğrenmesinde, bilgi sistemlerinde vb. kullanılmaktadır [150-155]. GA bir veri gurubundan özel bir veriyi bulmak için kullanılır. Bu özelliği ile ideal bir optimizasyon metodudur. Doğal süreçteki en iyinin yaşaması ve zayıf olanın elenmesi kuralına bağlı olarak, algoritma sürekli iyileşen çözümler üretir. Kötü olan çözümler ise elenir [148,156]. Olasılık kurallı olması nedeniyle aynı problem için aynı GA modeli ile en iyinin araştırması yapılması durumunda her defasında farklı sonuçlar verebilir. Diğer hesaba dayalı yöntemler ve listeleme yöntemleri için durum böyle değildir. Aynı model ve

değerlerde aynı sonuca ulaşılır. GA'lar arama ve optimizasyon için sezgisel yöntemlerdir. GA'ların genel olarak işleyişi Şekil 8.5'de görülmektedir. Şekil 8.5'den de görüleceği gibi aşamalar başlangıç değerlerinin oluşumu, ilk neslin tayini, uygunluk ve yakınsama testinden sonra yeni neslin oluşturulması aşamalarından ibarettir. Bu döngü yakınsama testinin doğru olmasına kadar devam eder. Yeni neslin oluşturulması doğal seçim, çaprazlama ve mutasyon olmak üzere üç aşamadan meydana gelmektedir. Bu aşamalardan doğal seçim, evrimsel süreç olarak da adlandırılırken, çaprazlama ve mutasyon ise genetik işlem olarak ifade edilebilmektedir [148].



Şekil 8.5. Basit bir GA algoritmasının blok diyagramı

Başlangıç Nesli: GA'nın uygulamasında ilk adımdır. Kromozomların bir başlangıç popülasyonunun oluşturulması için bir çözüm grubu meydana getirilir. Başlangıç popülasyonu, çoğunlukla rastgele olarak oluşturulur. Bu grubun oluşturulması tamamen rastgele olabileceği gibi probleme göre özelleşmiş de olabilir. Ancak, özellikle kısıtlı optimizasyon problemlerinde, rastgelelik, uygun olmayan çözümlere neden olabilir. Tamamen rastgele bir çözüm grubu GA'ya tüm problem uzayını arama şansı verir,

probleme göre özelleşme ise işlemi önemli oranda hızlandırabilir. Çözüm grubunun büyüklüğü de önemli bir faktördür. Büyük çözüm grupları çok işlem gerektirir. Küçük çözüm grupları, yerel maksimum değerlerine takılabilir. Başarılı bir çözümün küçük bir grupta baskın hale geçmesi çok daha kolaydır. Bu nedenle küçük çözüm grupları çeşitliliklerini çok çabuk kaybederler. GA, bir popülasyonu değerlendirir ve uygulanan bir süreç sonunda yeni bir popülasyon elde eder. GA'nın herhangi bir uygulamasında, popülasyon genişliğinin belirlenmesi gerekir. Büyük popülasyonlarda, çözüm uzayı iyi örneklendiği için aramanın etkinliği artar, ancak makul bir sürede yüksek kalitede çözüme yeterince ulaşmadan ağır bir hesaplama külfetiyle karşılaşılabilir. Küçük popülasyonlar ise çözüm uzayını yeterli bir biçimde örnekleyememe riskini taşır ve zamansız yakınsama görülebilir. Popülasyon genişliği için, 50-100 arasında kalan değerler yaygın olarak kullanılmaktadır.

Uygunluk Testi: Uygunluk fonksiyonu, bir amaç fonksiyonu veya ceza fonksiyonu olarak çözüme ilişkin sistem parametrelerini ilişkilendirir. Bu fonksiyon matematiksel veya deneysel olabilir [148,156]. Bir nesildeki tüm bireylerin aranan problem için aranan çözüm olma seviyesini anlamak için uygunluk fonksiyonu ölçütü yüksek olanın belirlenmesi işlemine uygunluk testi denmektedir. Çoğu zaman GA'nın başarısı, bu fonksiyonun verimli ve hassas olmasına bağlı olmaktadır. GA ile çözülecek her problem için bir uygunluk fonksiyonu gerekir. GA, bir kromozomun uygunluk fonksiyonunu, o kromozomun çevreye uyum derecesini incelemeye ve istenmeyen kromozomların yaşama ve üreme olasılığını azaltmada kullanılır. Böylece algoritma, başarısız olan aday çözümlerin elenmesini sağlar. Bu nedenle, uygunluk fonksiyonunun seçimi, algoritmanın etkinliği üzerinde büyük öneme sahiptir.

Amaç veya ceza fonksiyonu bir veya birden fazla parametreyi içerebilir. Amaç ve ceza fonksiyonuna giren parametre sayısının artması GA'nın sonuca gitme süresini (iterasyonu) azaltmaktır. Bu parametreler bağımlı parametreler ise optimizasyon algoritmaları için özel problemler meydana getirir. Çünkü bir parametrenin değişimi diğer parametreleri de etkileyecektir. GA literatüründe parametre etkileşimi olarak tanımlanan "epistasis" olarak adlandırılır. Biyolojide epistasis, genlerin birbirini etkilemesi olarak tanımlanır. Epistasis çok az olursa, minimum araştırma algoritmaları iyi sonuçlar üretir. GA'da epistasis orta ve yüksek derecede olursa iyi sonuç vermektedir, çok yüksek veya çok düşük olursa iyi sonuç vermemektedir [148,156,158].

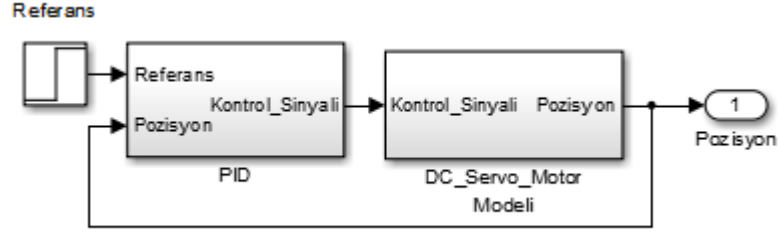
Doğal Seçim: Doğal seçim işlemi, her yeni nesil oluşumunun ilk adımıdır. Buna üremede denebilmektedir [148]. Temel kıstas, en uygun bireylerin genlerini bir sonraki nesle aktararak devam edebilmeleri ve uygunluğu düşük olan bireylerin ise genini devam ettirme şansının düşük olmasıdır. Bu işlem aynı zamanda bir doğal ayıklamadır. GA ile optimizasyon yapıldığında en iyi veya en uygun birey, uygunluk fonksiyonu değeri en büyük olan birey demektir [159-161].

Çaprazlama: Bir önceki nesilden yeni nesle aktarılan her birey bir ebeveyndir ve bu ebeveynler çaprazlanarak (çiftleşerek) yeni neslin elemanlarını yani çocukları üretirler. Çaprazlama, ebeveynlerinin özelliklerini taşıyan bireyleri oluşturmayı amaçlamaktadır. Bu işleme gen takası da denmektedir. Bu işlemde amaç, ebeveynlerin genlerinin farklı kombinasyonlarından oluşan ve daha iyi çözümü sağlayacak bireylerin elde edilmesidir.

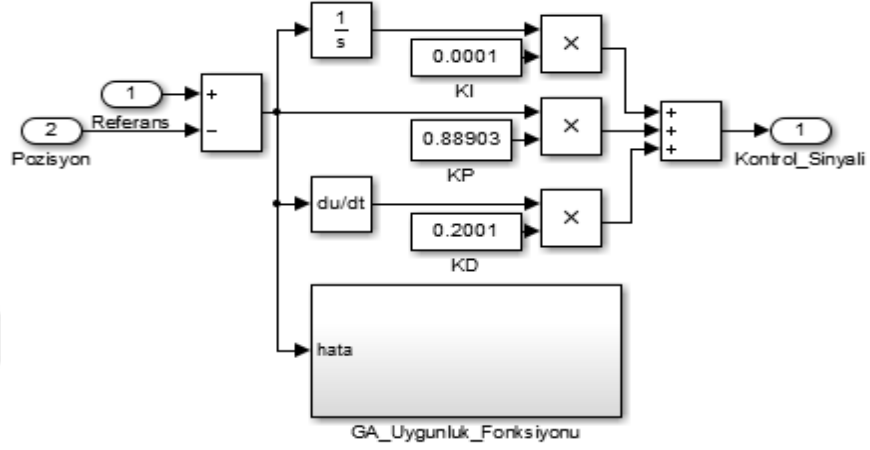
Mutasyon: Mutasyon işlemi, çaprazlama sonrası yeni nesil elemanlarından rasgele seçilen belirli sayıdaki bireyin yine rastgele şekilde genlerinde yapılan değişikliktir. Seçilen bu bireyler ikili kodlu mutasyon yönteminde bu bireyin rastgele bir genini 0 ise 1 yapmak ya da 1 ise 0 yapmak yani ters çevirmek şeklindedir. Yeni nesilde kaç bireyin mutasyona uğratılacağı mutasyon oranı ile belirtilir. Bu oran %10'un altında ve genelde %1-5 arasında seçilir. Eğer mutasyon olmaz ise bir süre sonra aynı gen yapısına sahip bireyler elde edilir ve arama kısıtlı bir alana sıkışır. Ancak mutasyon nesilde bulunan bireylerden çok değişik çözümlerin gerçekleşeceği yeni bireyler elde edilmesini sağlar. Mutasyonun ters çevirme yanında gen ekleme, yer değişikliği ve karşılıklı gen değişimi gibi farklı çeşitleri de vardır [123].

8.4.2. UYGULAMA 1: Protez El Simülatörünün Parmak Eklemlerinin Hareketinde Kullanılan DC Servo motorun PID Kontrolör ile Konum Kontrolü

Protez el simülatörün 15 parmak ekleminde kullanılmak üzere DC servo motorun matematiksel modeli ve Matlab/ Simulink simülasyon modeli Bölüm 6'da elde edilmiş, yine ilgili bölümde seçilen DC servo motorun parametrelerine yer verilmişti. Bu başlık altında ise modellenen servo motorun konum kontrolü için PID kontrolör tasarımı gerçekleştirilmiş ve grafiksel sonuçlara yer verilmiştir. DC servo motorun PID kontrolüne ait Matlab / Simulink modeli Şekil 8.6'daki gibidir.

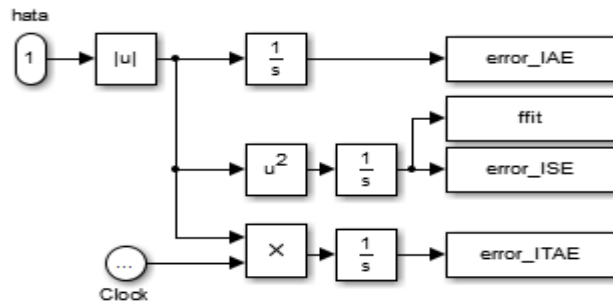


Şekil 8.6. DC servo motorun PID kontrolüne ait Matlab / Simulink modeli



Şekil 8.7. PID kontrolör bloğu

İstenilen referans değeri ile çıkış pozisyon değerinin anlık ölçüm değeri arasındaki fark PID kontrolöre uygulanmıştır. PID kazanç parametrelerinin belirlenmesi için GA kullanılmış olup uygunluk fonksiyonu Şekil 8.8’deki blok ile hesaplanmıştır.



Şekil 8.8. Uygunluk fonksiyonu ve hata hesap bloğu

PID Kazanç katsayılarını optimize etmek amacı ile kullanılan genetik algoritma için çözüm adımları kısaca özetlenecek olursa:

i. *Başlangıç popülasyonunu oluşturma*: İlgili problemin olabilecek çözümlerini gösteren ve genelde rastgele olan bireylerden (kromozomlardan) bir başlangıç popülasyonu (nesil) oluşturulur.

ii. *Popülasyonun için sınır değer tanımlama*: İlgili problemin olabilecek çözümlerini gösteren ve genelde rastgele olan bireylerden (kromozomlardan) bir başlangıç popülasyonu (nesil) oluşturulur.

Minimum $[K_p, K_i, K_d]$ değerleri $[0 \ 0 \ -1]$ ile maksimum $[K_p, K_i, K_d]$ değerleri de $[10 \ 10 \ 1]$ ile sınırlandırılmıştır.

iii. *Genetik Algoritma için gerekli parametrelerin seçimi*: İlgili problemin olabilecek çözümlerini gösteren ve genelde rastgele olan bireylerden (kromozomlardan) bir başlangıç popülasyonu (nesil) oluşturulur.

'FitnessLimit',0.001,'Generations',100,'StallGenLimit',50,'PopulationSize',10,'CreationFcn',@gacreationlinearfeasible,'CrossoverFcn',@crossoverarithmetic,'MutationFcn',@mutationadaptfeasible,'SelectionFcn',@selectiontournament

iv. *Uygunluk fonksiyonunun hesaplama*: Nesildeki her bir bireyin uygunluk değerleri hatanın karesinin integrali formülü ile hesaplanır.

$$ffit = error_{ISE} = \int e(t)^2 dt$$

v. *Durdurma ölçütü sınaması*: $ffit$ 'in 0.001 değerinden küçük olması durumunun sınanmasıdır.

o *Sağlanmıyorsa yeni nesil oluşturma ve ikinci adıma dönme*:

□ *Uygunluk değerlerine göre seçme*: Eski nesildeki her bir bireyin hesaplanan uygunluk değerlerine göre seçme işlemi yapılır.

□ *Seçilen bireyleri uygunlaştırma*: Seçilen bireyler, genetik işlemlerle (çaprazlama, mutasyon vb.) uygunlaştırılır.

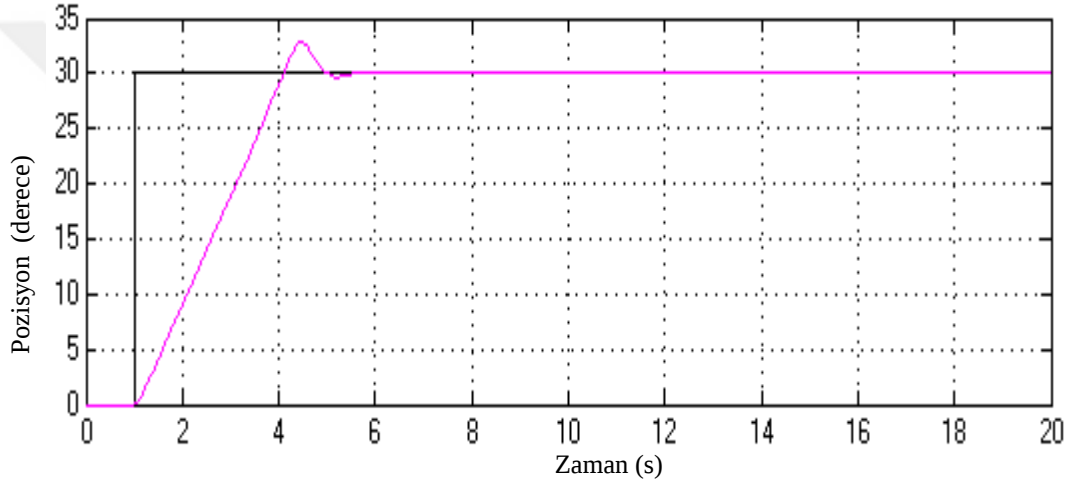
o *Sağlanıyorsa en uygun çözümü seçme*: Popülasyonda hesaplanan uygunluk değerlerine göre en iyi birey (kromozom, çözüm) seçilir.

En iyi uygunluk değerine sahip birey bulununcaya kadar genetik çevrim, devam etmiştir. Sonuç olarak genetik algoritma ile aşağıda Tablo 8.2’deki K_P , K_I ve K_D değerleri belirlenmiştir.

Tablo 8.2. PID parametreleri

K_P	K_I	K_D
0.88983	0.0001	0.2001

Tablo 8.2’de verilen parametrelere göre sistem simüle edildiğinde Şekil 8.9’daki değişim elde edilir.

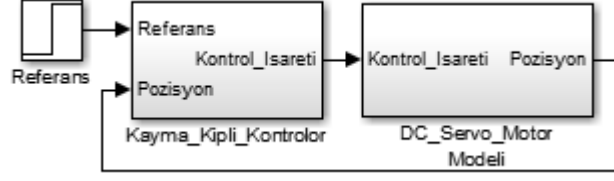


Şekil 8.9. ref=30° için PID kontrolör cevabı

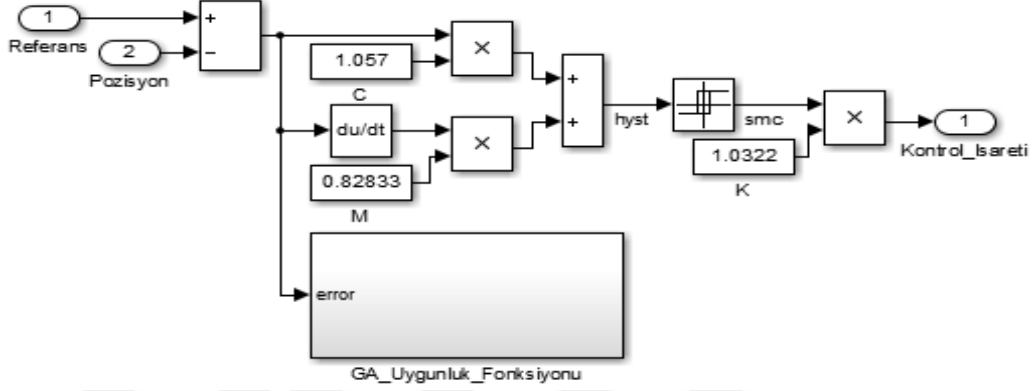
Servo motora 1’inci s’de hareket sinyali uygulanmış ve Şekil 8.9’da görüldüğü DC servo motor motor referans açısı değeri olan 30°’ye 5.022 s içerisinde ulaşmış ve maksimum aşmanın 2,79° olduğu görülmüştür.

8.4.3. UYGULAMA 2: Protez El Simülatörünün Parmak Eklemlerinin Hareketinde Kullanılan DC Servo motorun KKK ile Konum Kontrolü

Matlab/ Simulink ortamında modellenen DC servo motorun konum kontrolü için KKK tasarımı gerçekleştirilmiş ve grafiksel sonuçlar verilmiştir. DC servo motorun KKK ait Matlab / Simulink modeli ise Şekil 8.10’daki gibidir.

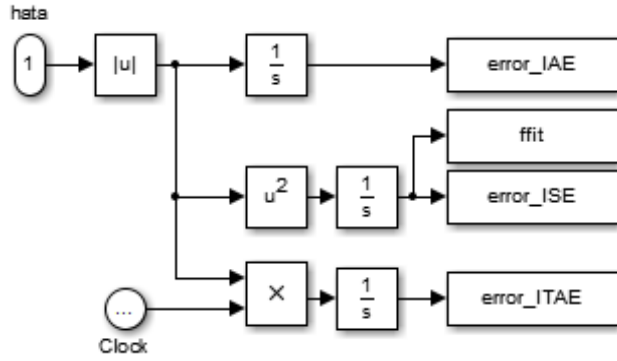


Şekil 8.10. DC servo motorun KKK ait Matlab / Simulink modeli



Şekil 8.11. KKK bloğu

Şekil 8.11 'de gösterildiği gibi hata sinyalinin türevini türev kazancı M ve kendisini C katsayısı ile çarpılıp tüm bu değerlerin toplanarak kontrol işaretini üretilmiştir ve DC servo motora uygulanmıştır. KKK'de kayma yüzeyinin belirlenmesi için GA metodu kullanılmış olup uygunluk fonksiyonu ffit Şekil 8.12'deki blok ile hesaplanmıştır.



Şekil 8.12. GA Uygunluk Fonksiyonu ve hata hesap bloğu

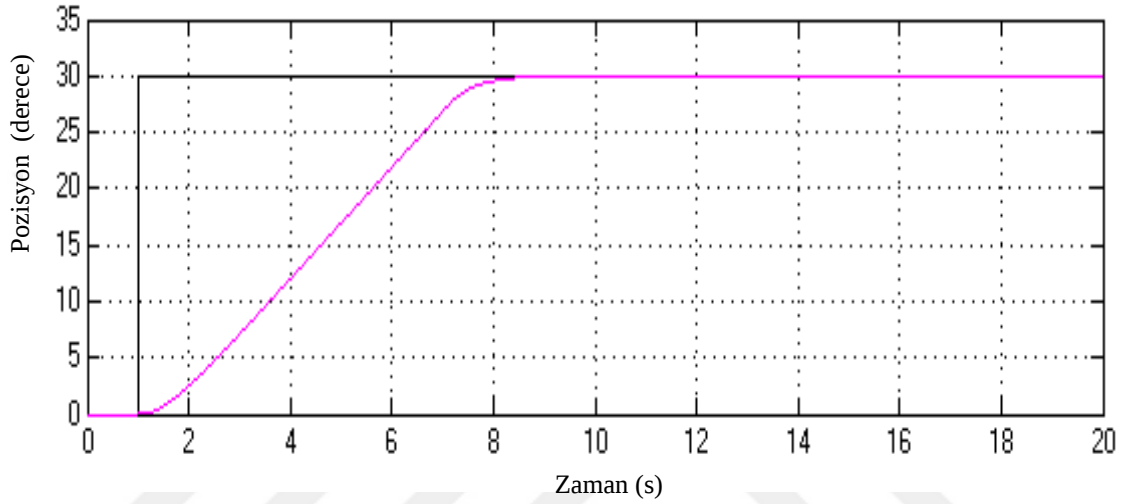
GA'da popülasyonun minimum sınır değerleri [C,M,K] değerleri [0 0 0], maksimum sınır değerleri [C,M,K] değerleri de [10 10 10] , popülasyon büyüklüğü 10, jenerasyon

sayısı 100 olarak seçilmiştir. Nesildeki her bir bireyin uygunluk değerleri hatanın karesinin integrali şeklinde hesaplanmıştır.

En iyi uygunluk değerine sahip birey bulununcaya kadar genetik çevrim, devam etmiştir. Sonuç olarak GA ile C, M ve K değerleri Tablo 8,3’de yer almaktadır.

Tablo 8.3. KKK parametreleri

C	M	K
1.057	0.82833	1.0322

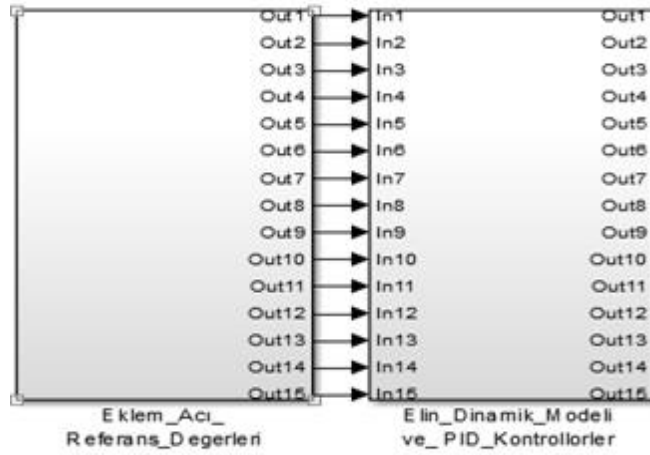


Şekil 8.13. ref=30° için KK kontrolör cevabı

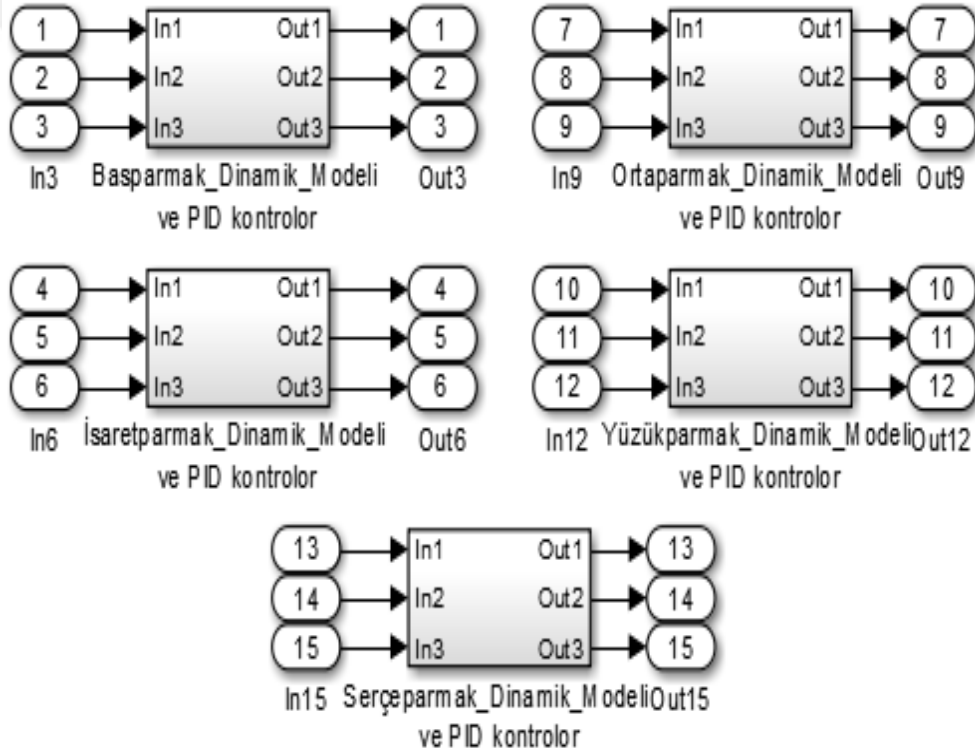
Servo motora 1’inci s’de hareket sinyali uygulanmış ve Şekil 8.13’de görüldüğü gibi DC servo motor referans açı değeri olan 30°’e 7.685 s içerisinde sürekli duruma erişmiştir. Maksimum aşma değerinin ise 0.005° olduğu görülmüştür.

8.4.4. UYGULAMA 3: Protez El Dinamik Modelinde Parmak Eklemlerinin PID Kontrolör ile Konum Kontrolü

Bölüm 5’de elde edilen parmağa ait dinamik modelden faydalanılarak insan elinin dinamik hareket modeli Matlab/ Simulink ortamında Şekil 8.14-8.15’deki gibi oluşturulmuştur. Her bir parmağın ekleminin konum kontrolü tasarlanan PID kontrolör ile ayrı ayrı kapalı çevrim olarak gerçekleştirilmiştir.

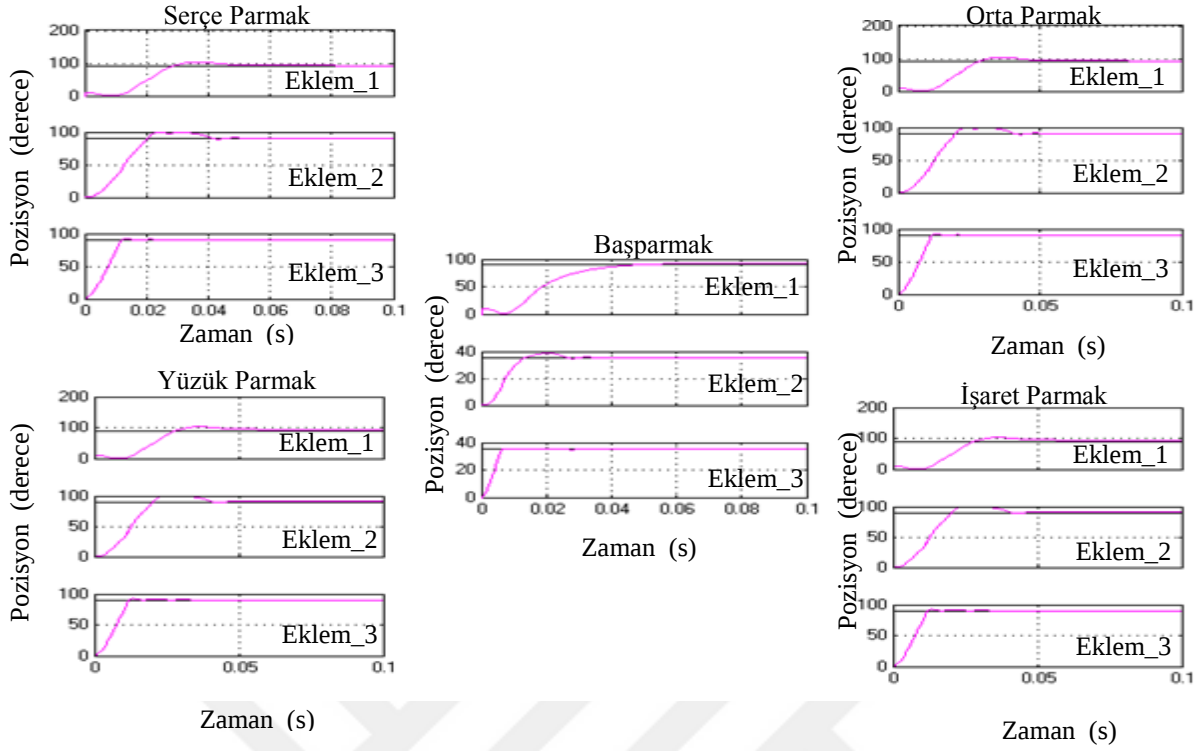


Şekil 8.14. Protez Elin PID kontrolörü



Şekil 8.15. Elin dinamik modeli ve PID kontrolörler alt bloğu

Sırası ile dinamik modelin eklemlerine el kapama, başparmak-ışaret parmak teması, başparmak-orta parmak teması, başparmak-yüzük parmak teması, başparmak-serçe parmak teması ve el açma hareketleri için referans sinyaller iletilmiş ve simülasyon 5 s çalıştırılmıştır. Dinamik modelden elde edilen geçici durum cevabını daha iyi gözlemleyebilmek için ilk 0.1 s'lik değişim verilmiştir.

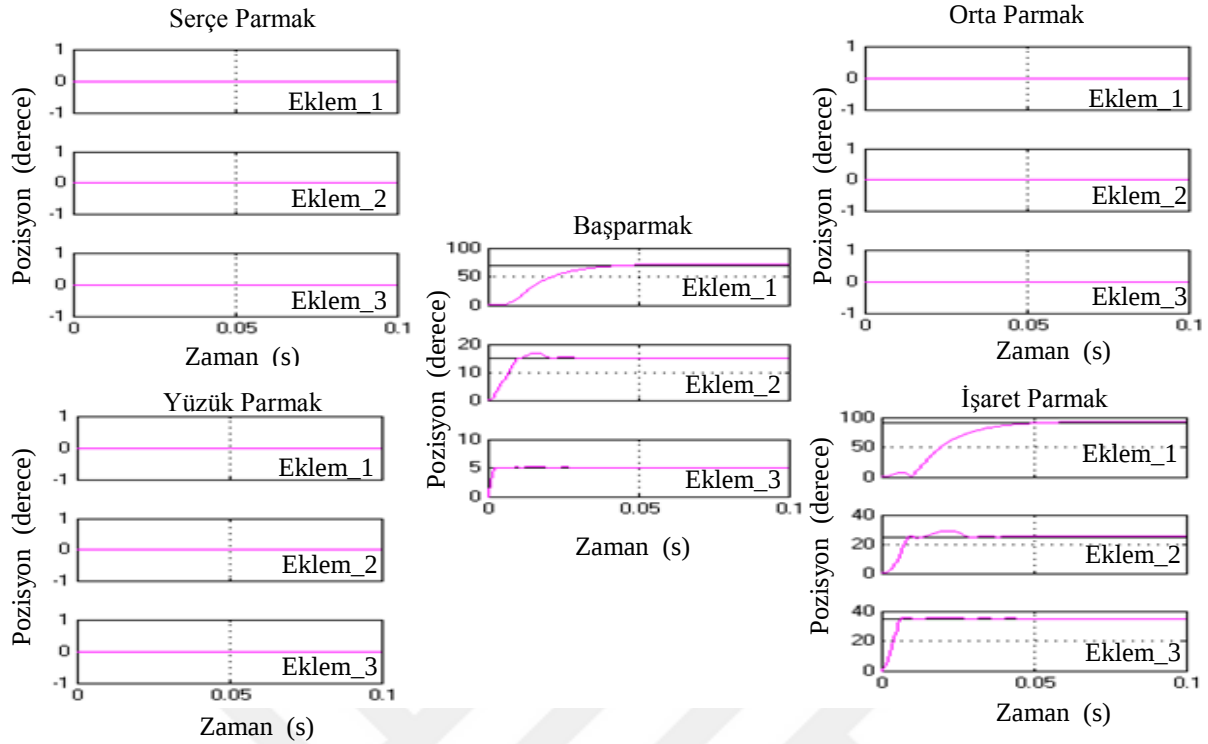


Şekil 8.16. El kapama hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

El kapama hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans aç değeri sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 8.16’da görüldüğü gibi sağlanmıştır. El kapama hareketi için tüm parmakların üç ekleminin sürekli duruma ulaşma süreleri, maksimum aşma miktarları ve sürekli durum hatası değerleri Tablo 8.4’de yer almaktadır.

Tablo 8.4. Dinamik modelde el kapama hareketi için matematiksel sonuçlar

El Kapama		Baş Parmak	İşaret Parmak	Orta Parmak	Yüzük Parmak	Serçe Parmak
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	3.18	14.056	14.0565	14.0567	14.0567
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	1.111	1.2088	0.938	1.2088	1.2088
	Sürekli Durum Hatası (der.)	4e-4	5e-4	5e-4	5e-4	5e-4
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	3.95	8.545	8.551	8.551	8.550
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.653	1.582	0.6217	1.9234	1.582
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.00222	0.012	0.014	0.013	0.013
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.54	2.450	2.4502	2.4504	2.45
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.035	0.76	0.043	0.76	0.76
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.00032	0.015	0.021	0.0195	0.0195

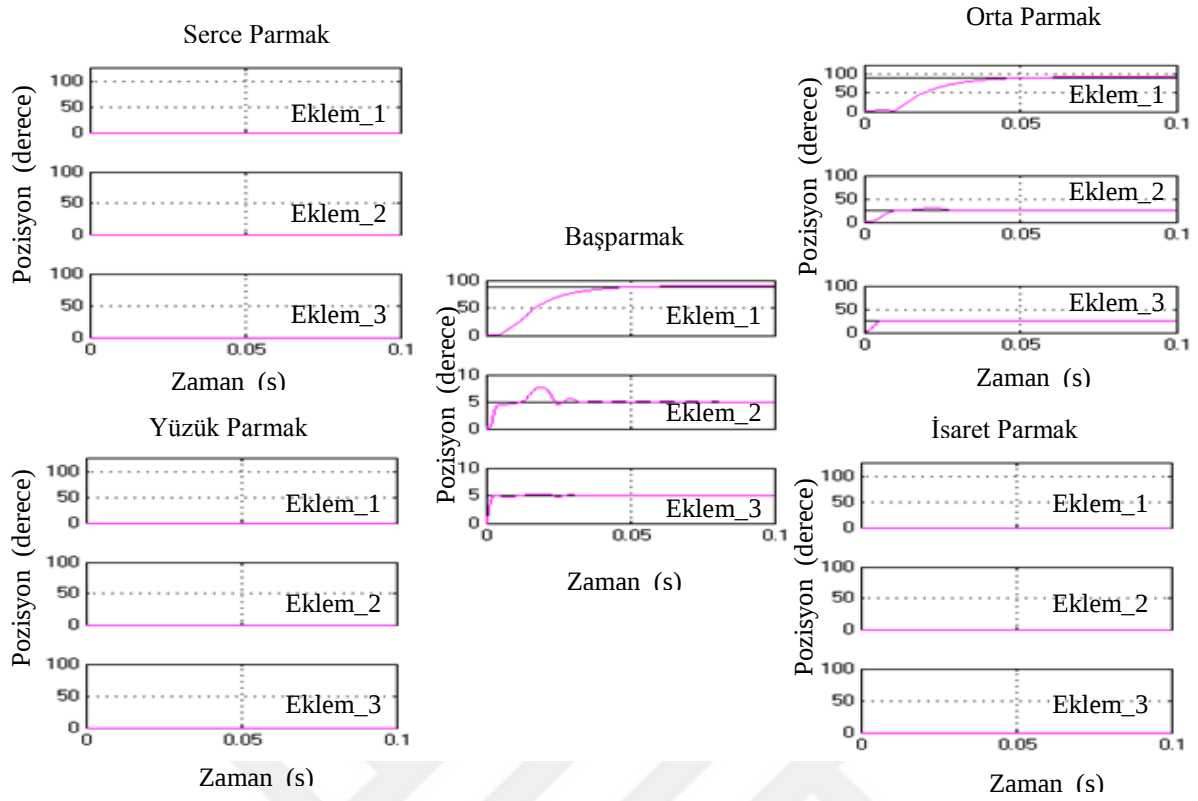


Şekil 8.17. Başparmak-İşaret parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Başparmak-İşaret parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açış değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 8.17’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Başparmak-İşaret parmak teması hareketi için tüm parmakların üç eklemine sürekli duruma ulaşma süreleri, maksimum aşma miktarları ve sürekli durum hatası değerleri Tablo 8.5’de yer almaktadır.

Tablo 8.5. Dinamik modelde Başparmak-İşaret parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar

Başparmak-İşaret parmak teması		Başparmak	İşaret Parmak
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.182	3.1189
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	1.2123	1.5274
	Sürekli Durum Hatası (der.)	2e-4	3e-4
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.798	29.403
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.0445	0.1207
	Sürekli Durum Hatası (der.)	1e-3	0.0013
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.311	0.545
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.0449	0.043
	Sürekli Durum Hatası (der.)	1e-4	0.002

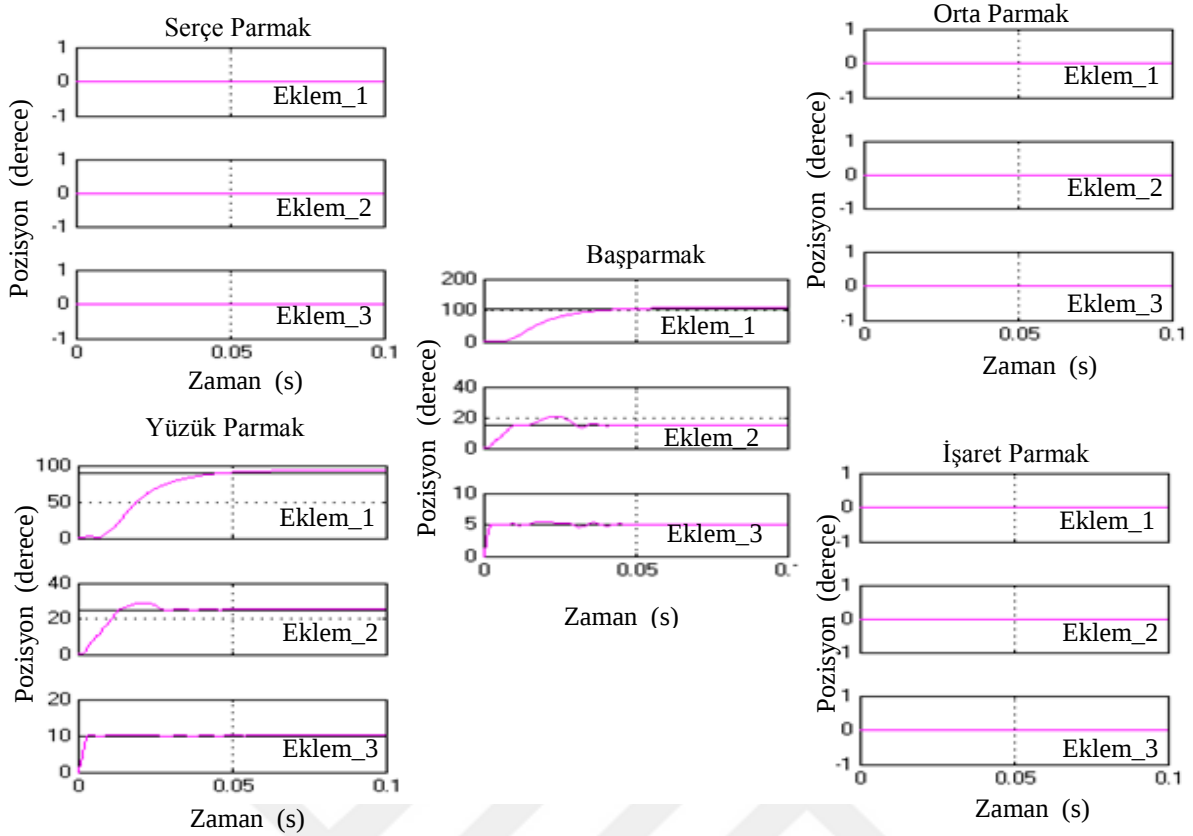


Şekil 8.18. Başparmak-Orta parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Başparmak- Orta parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans aç değeri sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 8.18’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Başparmak-Orta parmak teması hareketi için tüm parmakların üç eklemine sürekli duruma ulaşma süreleri, maksimum aşma miktarları ve sürekli durum hatası değerleri Tablo 8.6’da yer almaktadır.

Tablo 8.6. Dinamik modelde Başparmak-orta parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar

Başparmak-orta parmak teması		Baş Parmak	Orta Parmak
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.655	3.108
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	1.6244	1.0343
	Sürekli Durum Hatası (der.)	5e-4	5e-4
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.7024	2.721
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.00557	0.532
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0	0.001
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.3207	0.468
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.0515	0.0435
	Sürekli Durum Hatası (der.)	2e-4	0.002

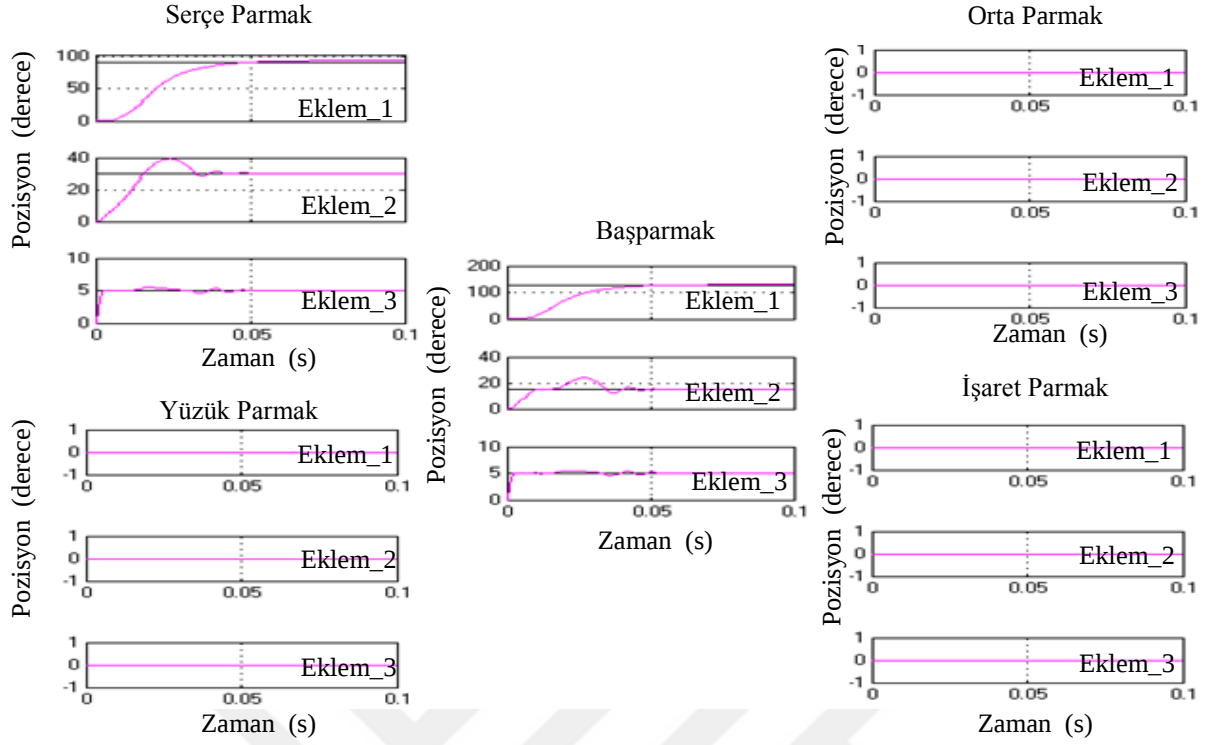


Şekil 8.19. Başparmak-Yüzük parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Başparmak- Yüzük parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 8.19’da görüldüğü gibi sağlanmıştır. Başparmak-Yüzük parmak teması hareketi için tüm parmakların üç ekleminin sürekli duruma ulaşma süreleri, maksimum aşma miktarları ve sürekli durum hatası değerleri Tablo 8.7’de yer almaktadır.

Tablo 8.7. Dinamik modelde Başparmak-yüzük parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar

Başparmak k-yüzük parmak teması		Baş Parmak	Yüzük Parmak
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	8.537	3.091
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	1.25	1.5214
	Sürekli Durum Hatası (der.)	4e-4	1e-4
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	5.813	3.938
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.058	0.0601
	Sürekli Durum Hatası (der.)	5e-4	0.0016
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.4054	0.3445
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.0586	0.0465
	Sürekli Durum Hatası (der.)	1e-4	0



Şekil 8.20. Başparmak-Serçe parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Başparmak-Serçe parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 8.20’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Başparmak-Serçe parmak teması hareketi için tüm parmakların üç ekleminin sürekli duruma ulaşma süreleri, maksimum aşma miktarları ve sürekli durum hatası değerleri Tablo 8.8’de yer almaktadır.

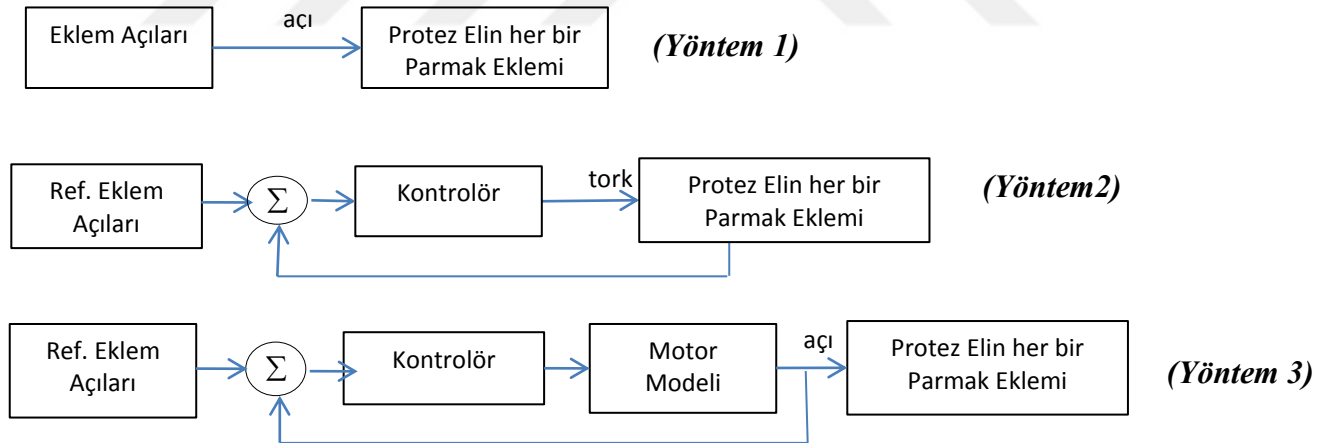
Tablo 8.8. Dinamik modelde Başparmak-serçe parmak teması hareketi için matematiksel sonuçlar

Başparmak-serçe parmak teması		Baş Parmak	Serçe Parmak
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	4.408	3.108
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	1.3708	1.5256
	Sürekli Durum Hatası (der.)	5e-4	2e-4
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	8.918	9.268
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.0745	0.3716
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0	0.0015
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.4835	0.528
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	0.0725	0.058
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0	0

9. PROTEZ EL SİMÜLATÖRÜNÜN KONTROLÜ

Protez elin tasarımı ve kontrolü alanında literatürde pek çok çalışma mevcuttur [165-173]. Çalışmaların bir kısmı tutma ve kuvvet kontrolü [168,169] yapı ve şekilsel tasarım [170,171], hareket kontrolü alanlarını [172,173] kapsamaktadır. Bu bölümde SimMechanics kütüphanesinden yararlanılarak tasarlanan on beş eklem, beş parmaklı protez elin konum kontrolü için bu bölümde PID ve KKK tasarımı ve sonuçlar analizi verilmiştir.

SimMechanics kütüphanesi yardımı ile tasarlanan simülatörde Şekil 9.1’de görüldüğü gibi el linklerini (body) hareket ettiren döner mafsallar (Revolute) doğrudan konum (açı), hız ve açısal ivmelenme değerleri girilerek hareket ettirebileceği gibi, Revolute (eklem döner mafsalı) bloğuna elektrik motoru gibi bir eyleyicinin üreteceği tork da uygulanabilir. SimMechanics ortamı tasarımcıya her iki seçeneği de sunmaktadır. Bu bölümde literatürde yer alan tüm bu simülatör tasarım yaklaşımları ile dört adet protez el simülatörü tasarımının yapılışı izah edilmiş, avantaj ve dezavantajları karşılaştırılmıştır.



Şekil 9.1. Simülatör tasarım yöntemleri

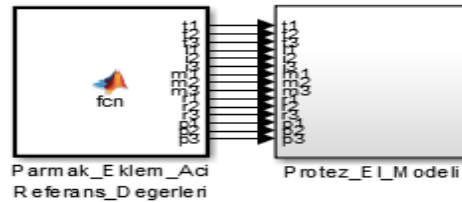
Simülatör tasarımında üç yöntem kullanılmış olup

- **Yöntem 1:** eklemlere direk açı, hız ve açısal ivmelenme bilgisinin iletildiği kontrolöre ihtiyaç olmayan bir simülatör tasarım yöntemidir.

- **Yöntem 2:** DC motor modelini içermekte ve kontrolör ile DC motorun giriş gerilimi ayarlanarak motor milinin dönme açısının ayarlanması ile eklem açılarının kontrolünü prensibine dayanan bir yöntemdir.
- **Yöntem 3:** Protez el aktuatörlerine doğrudan tork uygulanması ve bu torkun simülâtörün her bir parmak ekleminden alınan konum bilgisi ile kapalı çevrim geri beslemeli olarak pozisyon (açı) kontrolüne dayalı bir yaklaşımdır.

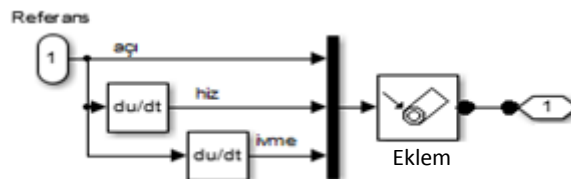
9.1. Tip 1: Protez Elin Simülâtörünün Doğrudan Eklem Açı Referansı Bilgisi ile Kontrolü

SimMechanics Toolbox yardımı ile tasarlanan protez el simülâtörü için en hızlı ve kolay kontrol yöntemi, parmak linklerini (body) hareket ettiren eklemlerin yani döner mafsallara (Revolute) doğrudan konum (açı), hız ve açısal ivmelenme değerleri uygulanarak hareketini sağlamaktır. Şekil 9.2’de yer alan Tip1 Simülâtör modeli Matlab Simulink ortamında oluşturulmuştur. İnsan elinin başparmak, işaret parmak, orta parmak, yüzük parmak ve serçe parmaklarında var olan üçer eklem hareketini sağlayan simülâtördeki döner mafsallara simülâtör elin yapması istenilen altı el hareketi için Tablo 9.1’de yer alan referans açı değerleri gönderilmiştir.



Şekil 9.2. Protez elin Tip1 Simülâtör modeli

Her bir eklem için hareket tipine uygun olarak belirlenen referans açı bilgisinden hareket hızı ve ivmesi Şekil 9.3’de yer alan alt blok yardımı ile hesaplanıp eklem aktuatörlerine uygulanmış ve simülâtöre Tablo 9.1’de yer alan altı hareket sıra ile yaptırılmıştır.

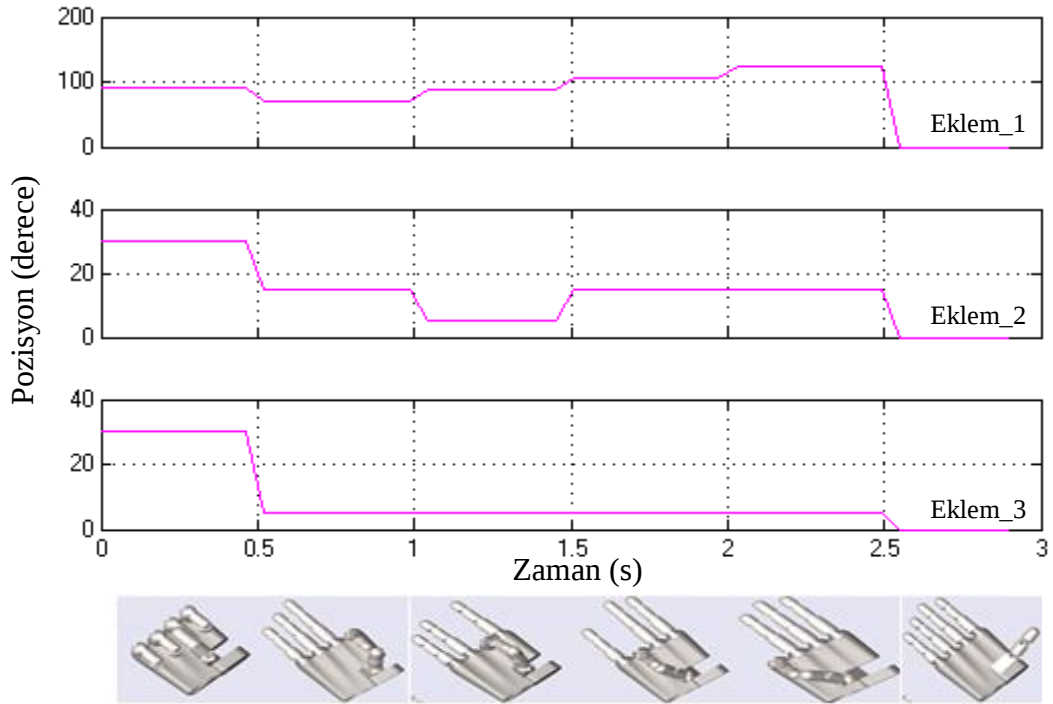


Şekil 9.3. Eklem hızı ve ivmesinin belirlendiği alt blok

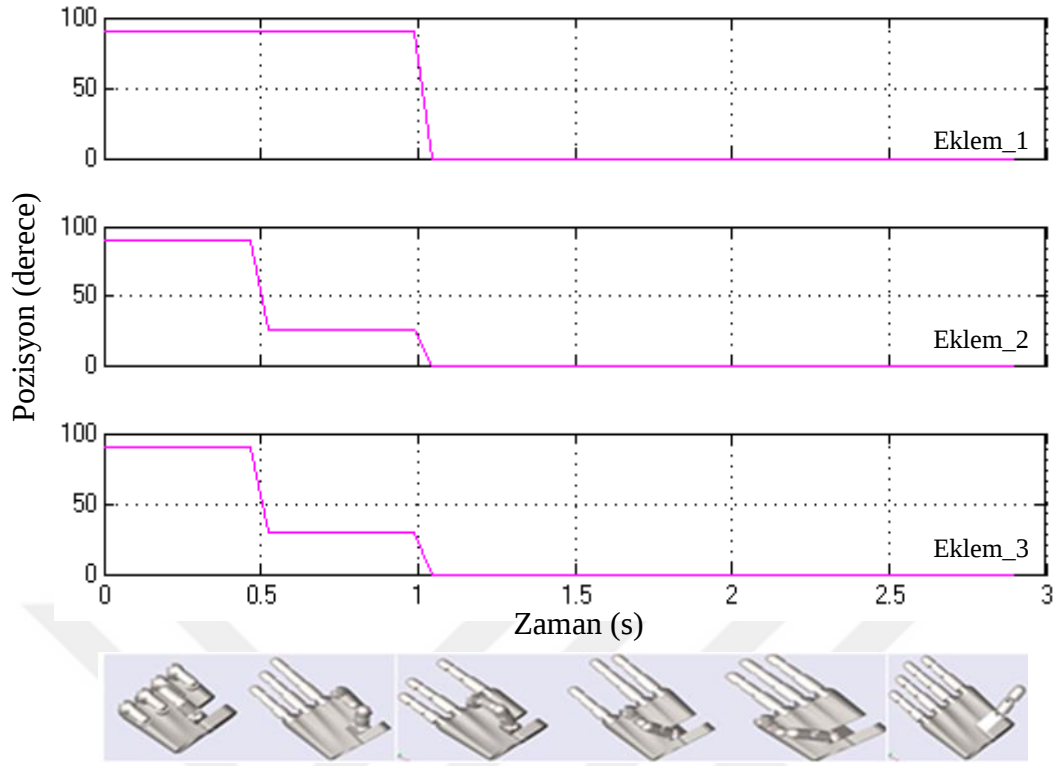
Tablo 9.1. Seçilen hareket tipine göre referans açı değerleri

		İşaret Parmak			Orta Parmak			Yüzük Parmak			Serçe Parmak			Başparmak		
		θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3
1	El kapama	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
2	Baş-ışaret parmak teması	90	30	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	70	15	5
3	Baş-orta parmak teması	0	0	0	90	25	25	0	0	0	0	0	0	87	5	5
4	Baş-yüzük parmak teması	0	0	0	0	0	0	90	25	10	0	0	0	105	15	5
5	Baş-serçe parmak teması	0	0	0	0	0	0	0	0	0	90	30	5	25	15	5
6	El açma	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

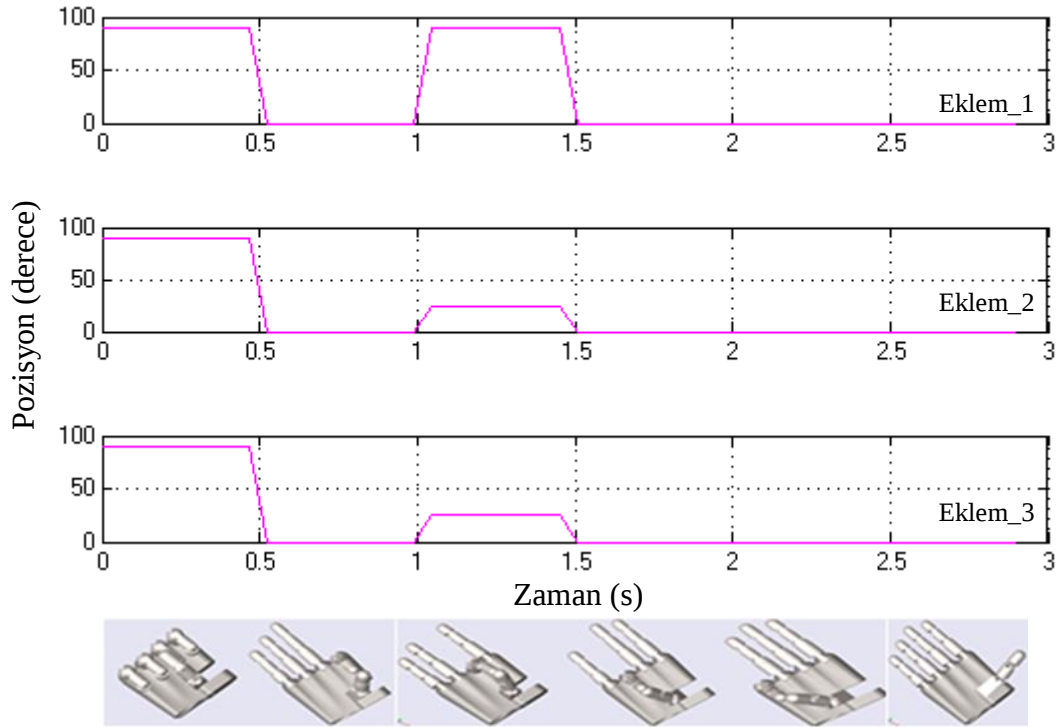
Başlangıç anı $t=0$ olmak üzere 0.5 sn aralıklar ile protez el simülatorüne sırası ile el kapama, başparmak-ışaret parmak teması, başparmak-orta parmak teması, başparmak-yüzük parmak teması, başparmak-serçe parmak teması ve el açma hareket komutları iletilmiştir. Kontrolsüz sisteme ait grafiksel sonuçlar Şekil 9.4-9.8’de yer almaktadır.



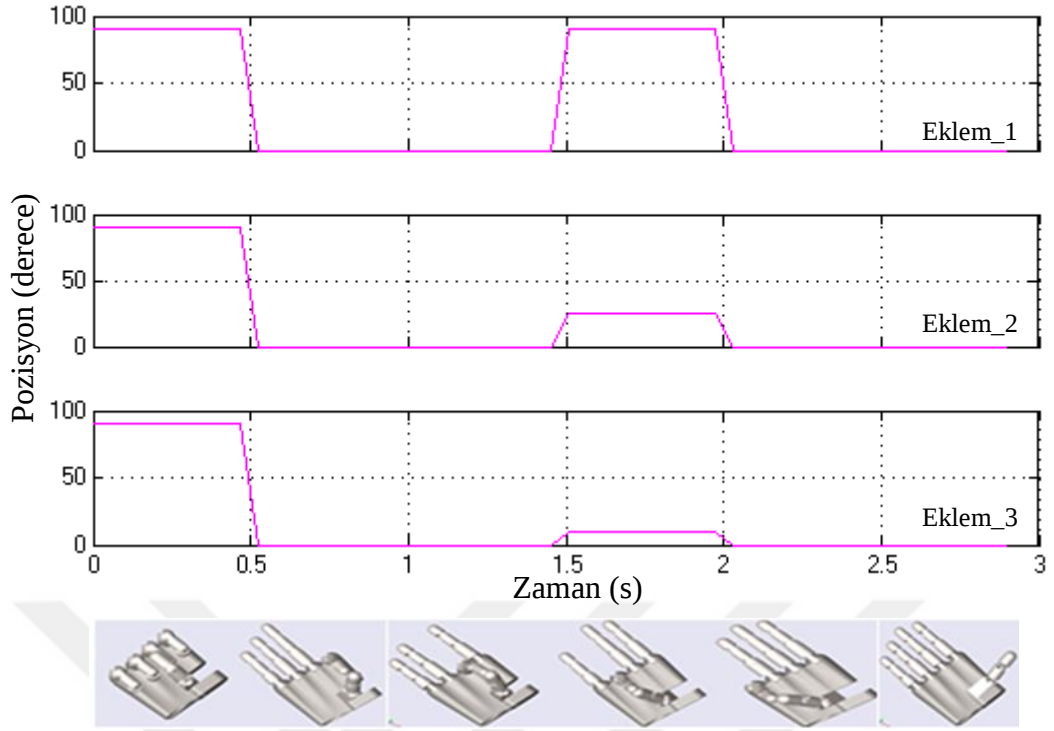
Şekil 9.4. Başparmağa ait üç eklemin seçilen altı el hareketi için konum grafiği



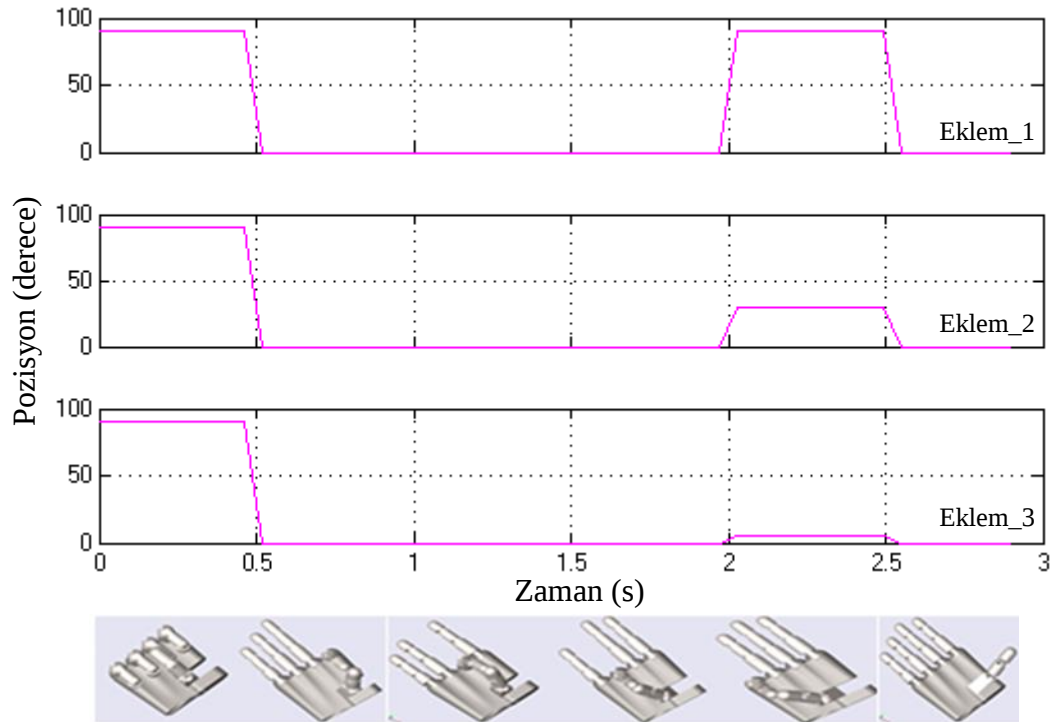
Şekil 9.5. İşaret parmağı ait üç eklemin seçilen altı el hareketi için konum grafiği



Şekil 9.6. Orta parmağı ait üç eklemin seçilen altı el hareketi için konum grafiği



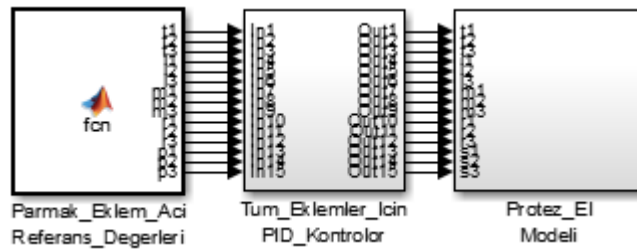
Şekil 9.7. Yüzük parmağa ait üç eklem için seçilen altı el hareketi için konum grafiği



Şekil 9.8. Serçe parmağa ait üç eklem için seçilen altı el hareketi için konum grafiği

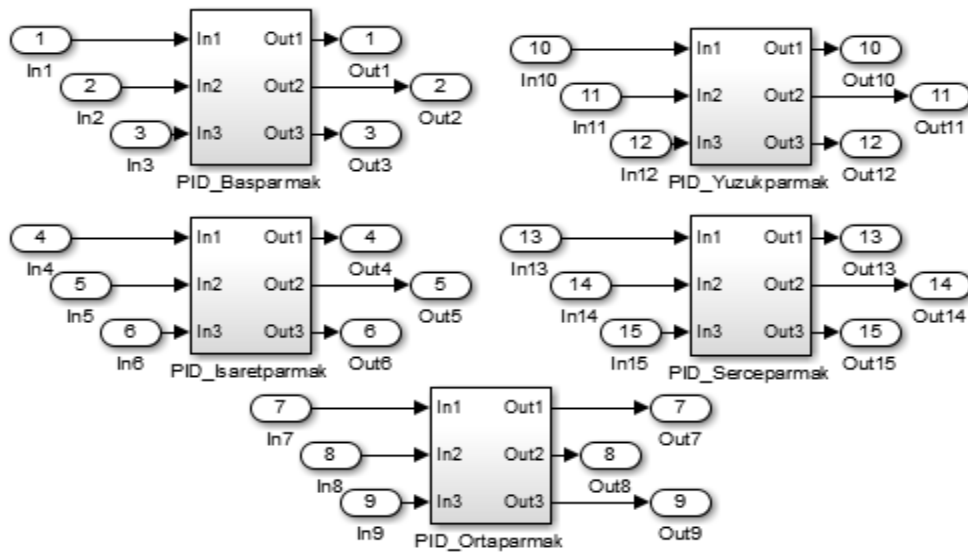
9.2. Tip 2: Protez Elin Simülâtörünün Tork ile Kontrolü

SimMechanics Kütüphanesi yardımı ile tasarlanan protez el simülâtörü için kontrol yöntemlerinden ikincisi parmak linklerini (body) hareket ettiren eklemlerin yani döner mafsallara (Revolute) tork uygulamaktır. Şekil 9.9'da yer alan Tip 2 Simülâtör modeli Matlab / Simulink ortamında oluşturulmuştur. İnsan elinin başparmak, işaret parmak, orta parmak, yüzük parmak ve serçe parmaklarında var olan üçer eklemin hareketini sağlayan simülâtördeki döner mafsallara tork uygulanırken simülâtör elin el kapama hareketi yapması için kapalı çevrim kontrol gerçekleştirilmiştir. Her bir eklem için ayrı ayrı tasarlanan PID kontrolör ile konum kontrolü sağlanmıştır.

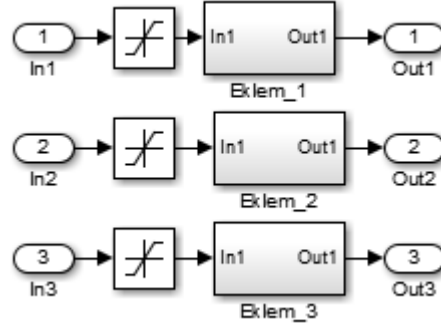


Şekil 9.9. Protez elin Tip 2 Simülâtör modeli

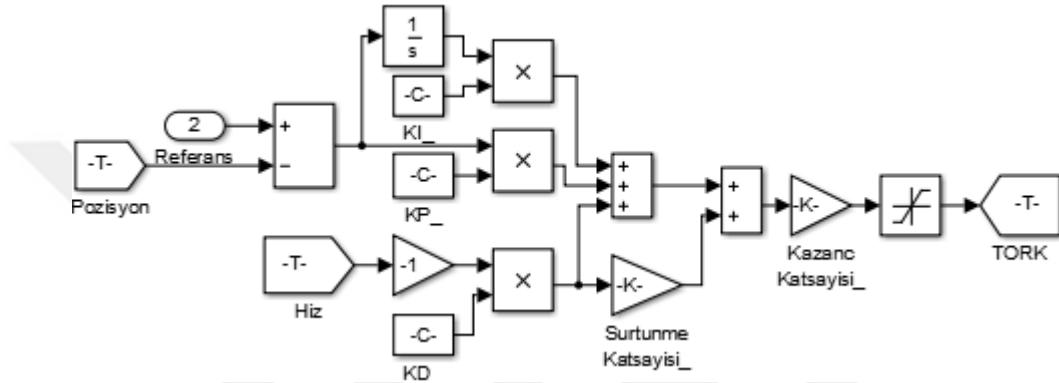
Her bir ekleme Şekil 9.10 - 9.12'de yer alan alt blok yardımı ile hesaplanıp tork değerleri eklem aktuatörlerine uygulanmış ve simülâtöre el kapama hareketi yaptırılmıştır.



Şekil 9.10. Tüm eklemler için PID Kontrolör alt bloğu



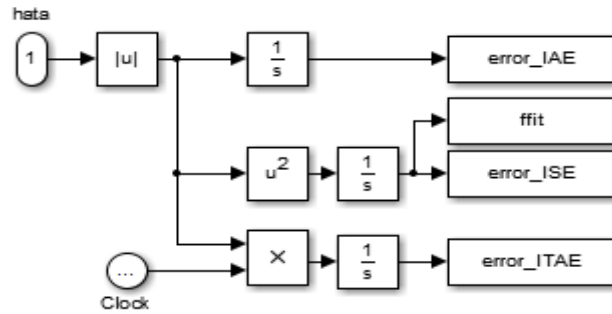
Şekil 9.11. Bir parmak için PID Kontrolör alt bloğu



Şekil 9.12. Bir eklem için PID kontrolör bloğunun içyapısı

İstenilen referans değeri ile çıkış pozisyon değerinin anlık ölçüm değeri arasındaki fark yani hata sinyali PID kontrolör ile kontrol edilmektedir.

PID kazanç parametrelerinin belirlenmesi için GA metodu kullanılmış olup uygunluk fonksiyonu Şekil 9.13’de yer alan blok ile hesaplanmıştır.



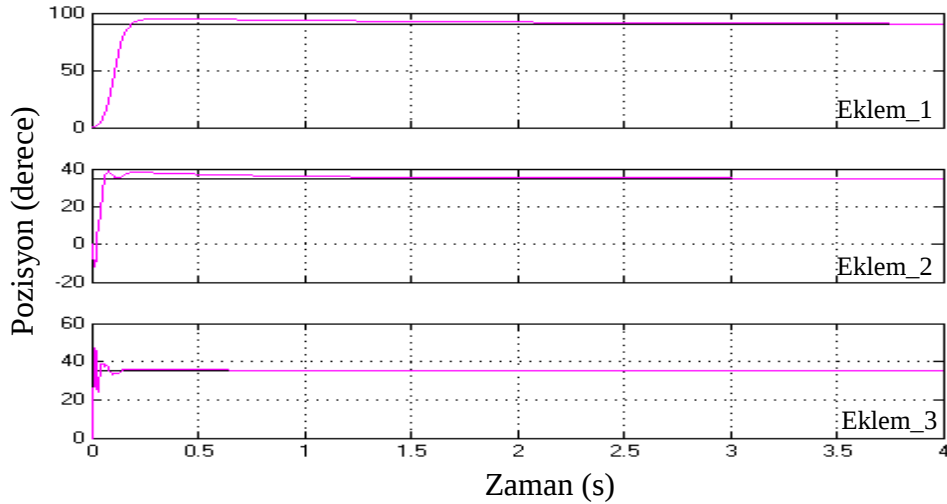
Şekil 9.13. Uygunluk fonksiyonu ve hata hesap bloğu

GA’da popülasyonun minimum sınır değerleri $[K_p, K_i, K_d]$ değerleri $[0 \ 0 \ -1]$, maksimum sınır değerleri $[K_p, K_i, K_d]$ değerleri de $[10 \ 10 \ 1]$, ise popülasyon büyüklüğü 10, jenerasyon sayısı 100 olarak seçilmiştir. Nesildeki her bir bireyin uygunluk değerleri

hatanın karesinin integrali şeklinde hesaplanmıştır. En iyi uygunluk değerine sahip birey bulununcaya kadar genetik çevrim, devam etmiştir. Sonuç olarak GA ile Tablo 9.2'deki K_p , K_I ve K_D değerleri saptanmıştır.

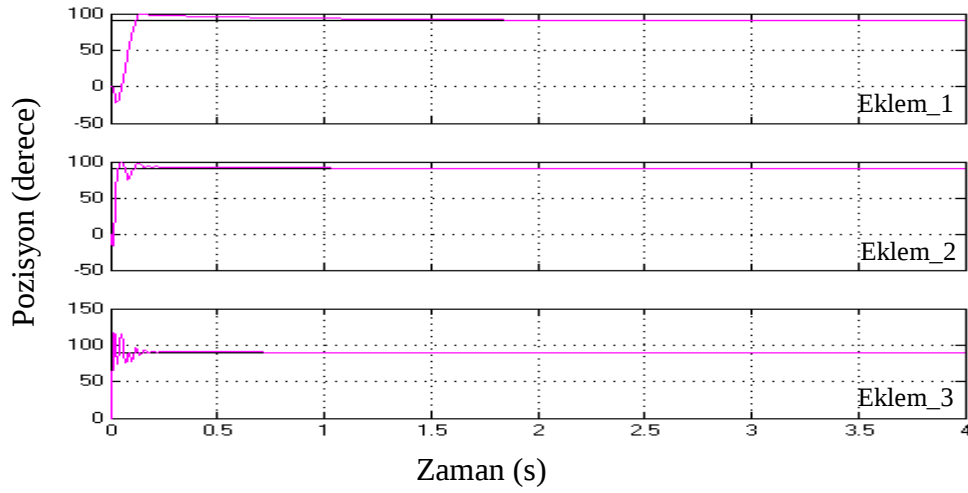
Tablo 9.2. Parmak eklemlerin pozisyon kontrolü için PID kontrolör parametreleri

Parmaklar	Eklem NO	K_I	K_p	K_D
Başparmak	Eklem 1	19.7857	36.3902	1.2267
	Eklem 2	40.7012	29.6879	0.50863
	Eklem 3	92.9949	95.9631	0.059451
İşaret Parmak	Eklem 1	35.125	37.0124	0.9337
	Eklem 2	80.7954	80.2956	0.5347
	Eklem 3	5.2316	3.1763	0.0001748
Orta Parmak	Eklem 1	25.2118	37.451	0.90927
	Eklem 2	22.5407	14.5247	0.20483
	Eklem 3	25.5997	5.6043	0.0051211
Yüzük Parmak	Eklem 1	35.08235	37.5369	0.9398
	Eklem 2	30.79254	35.22956	0.3347
	Eklem 3	5.1596	3.00159	0.00013
Serçe Parmak	Eklem 1	5.0958	7.1328	0.3337
	Eklem 2	30.1741	35.0902	0.20619
	Eklem 3	5.001957	3.08657	0.00013



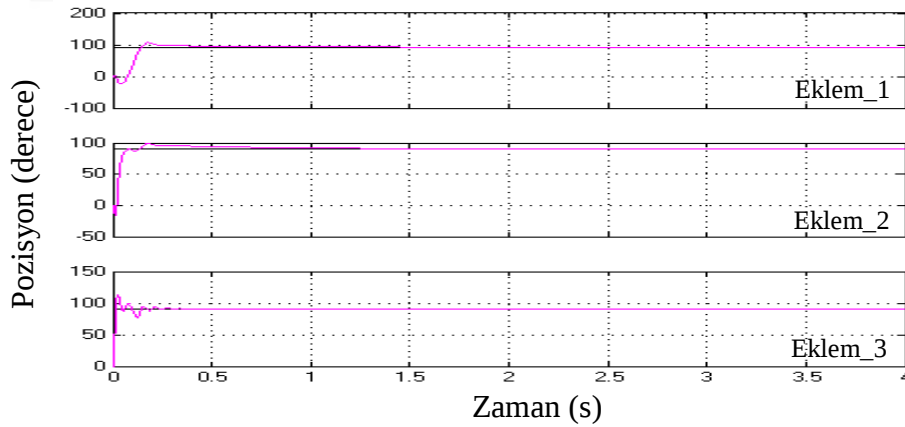
Şekil 9.14. Başparmağa ait üç eklem el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

El kapatma hareket için başparmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.14'de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Sırası ile başparmağın üç eklemının sürekli durum ulaşma süreleri $\{5.654, 2.258, 3.041\}$ saniye ve maksimum aşma miktarları $\{5.044^0, 3.65^0, 6.97^0\}$ ve sürekli durum hatası $\{0.018^0, 0^0, 0.0001^0\}$ dir.



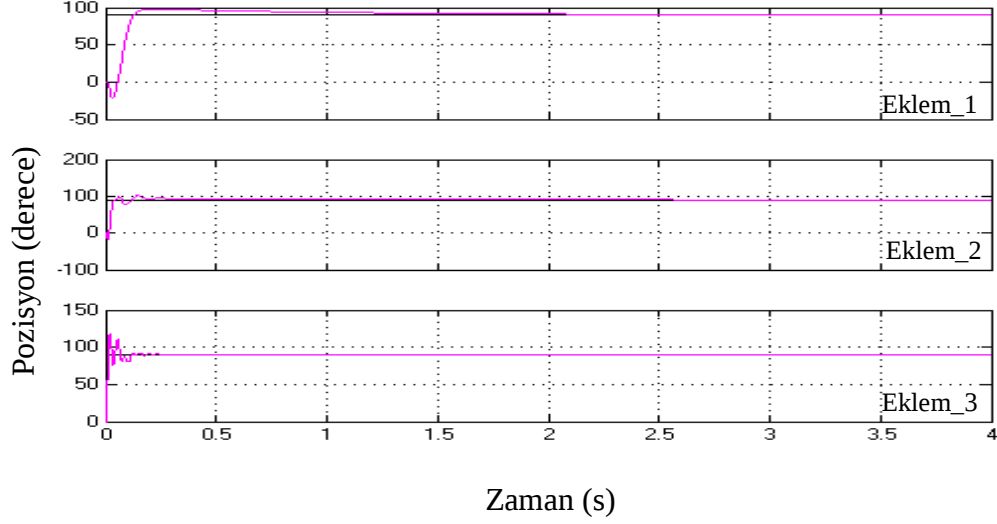
Şekil 9.15. İşaret parmağa ait üç eklem için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

El kapatma hareket için işaret parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.15’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Sırası ile işaret parmağın üç eklemının sürekli durum ulaşma süreleri $\{1.8485, 1.0355, 0.7192\}$ saniye ve maksimum aşma miktarları $\{9.8^0, 9.15^0, 17.25^0\}$ ve sürekli durum hatası $\{0.0004^0, 0.0002^0, 0^0\}$ dir.



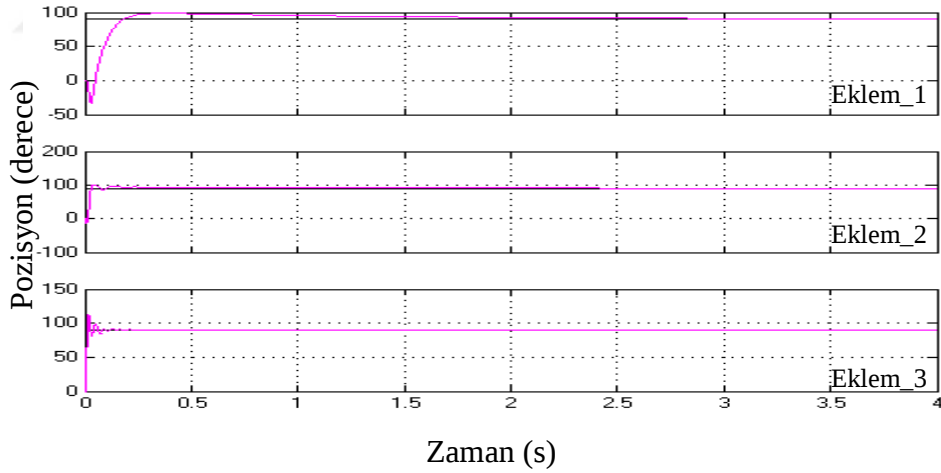
Şekil 9.16. Orta parmağa ait üç eklem için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

El kapatma hareket için orta parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.16’da görüldüğü gibi sağlanmıştır. Sırası ile orta parmağın üç eklemının sürekli durum ulaşma süreleri $\{3.9857, 1.2515, 0.3445\}$ saniye, maksimum aşma miktarları $\{6.94^0, 9.798^0, 13.38^0\}$ ve sürekli durum hatası $\{0.005^0, 0.0001^0, 0^0\}$ derecedir.



Şekil 9.17. Yüzük parmağa ait üç eklem için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

El kapatma hareket için yüzük parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.17’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Sırası ile yüzük parmağın üç eklemının sürekli durum ulaşma süreleri $\{2.4055, 2.5704, 0.2504\}$ saniye, maksimum aşma miktarları $\{7.74^0, 1.96^0, 17.69^0\}$ ve sürekli durum hatası $\{0.0005^0, 0.001^0, 0^0\}$ derecedir.



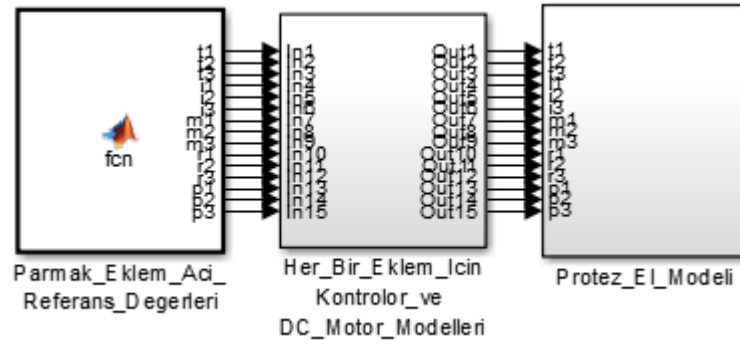
Şekil 9.18. Serçe parmağa ait üç eklem için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

El kapatma hareket için serçe parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.18’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Sırası ile serçe parmağın üç eklemının sürekli durum ulaşma süreleri $\{4.2574, 2.4245, 0.2195\}$ saniye, maksimum aşma miktarları $\{8.67^0, 11.168^0, 12.1^0\}$ ve sürekli durum hatası $\{0.0046, 0.0013, 0.00001\}$ derecedir.

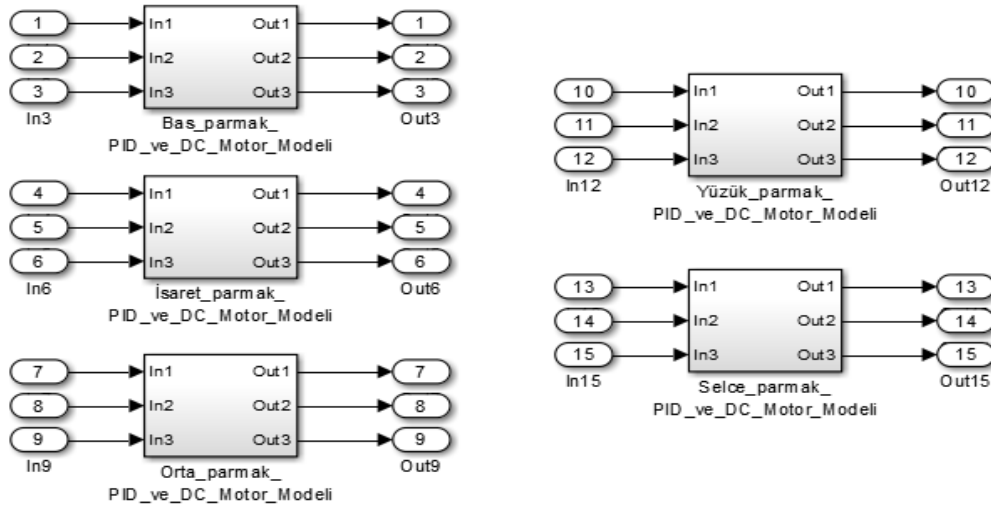
9.3. Tip 3: DC Servo motor Modeli içeren Protez Elin Simülâtörünün Hareket Kontrolü

9.3.1. Tip 3 Simülâtörünün PID Kontrolör İle Hareket Kontrolü

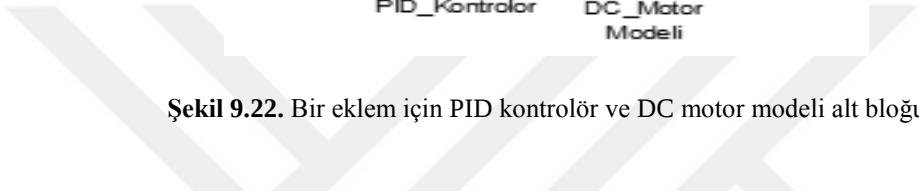
SimMechanics kütüphanesi yardımı ile tasarlanan protez el simülâtörü için kontrol yöntemlerinden üçüncüsü parmak linklerini (body) hareket ettiren DC motorların da modele eklendiği ve eklemlerin açı kontrolünün kapalı çevrim kontrol ile sağlanması yöntemidir. Şekil 9.19 - 9.22’de yer alan PID kontrollü Tip3 Simülâtör modeli Matlab / Simulink ortamında oluşturulmuştur. İnsan elinin başparmak, işaret parmak, orta parmak, yüzük parmak ve serçe parmaklarında var olan üçer eklemin hareketini sağlayan simülâtördeki döner mafsallara bağlı DC motorlara gerilim uygulanmıştır. Simülâtör elin seçilen altı el hareketini yapması için her bir eklem için tasarlanan PID kontrol ile kapalı çevrim açı kontrolü gerçekleştirilmiştir.



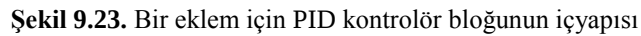
Şekil 9.19. Protez Elin PID kontrollü Tip 3 Simülâtör modeli



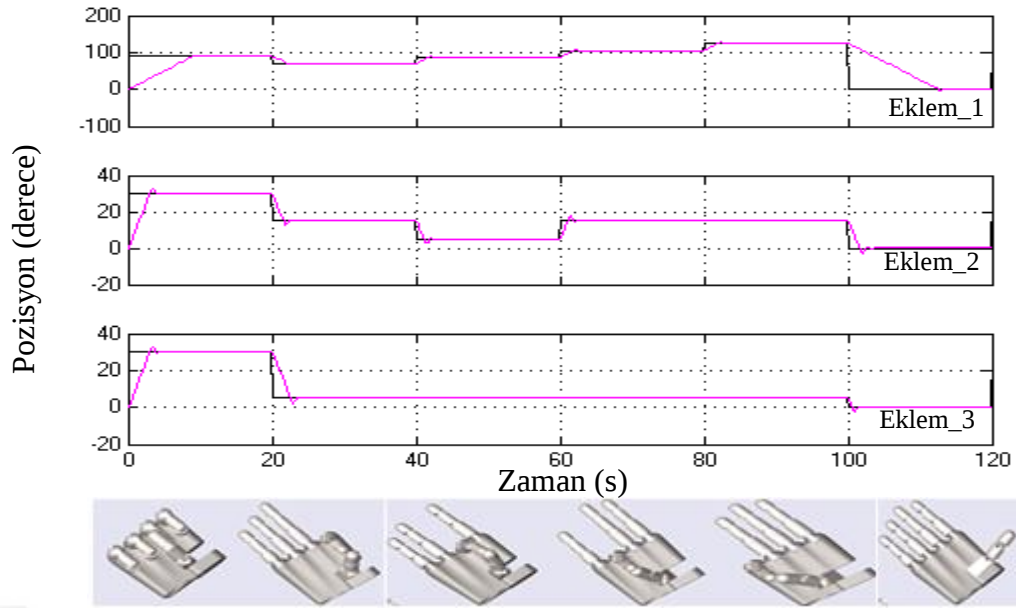
Şekil 9.20. Tüm eklemler için kontrolör ve PID kontrolör modeli alt bloğu



Şekil 9.22. Bir eklem için PID kontrolör ve DC motor modeli alt bloğu



118

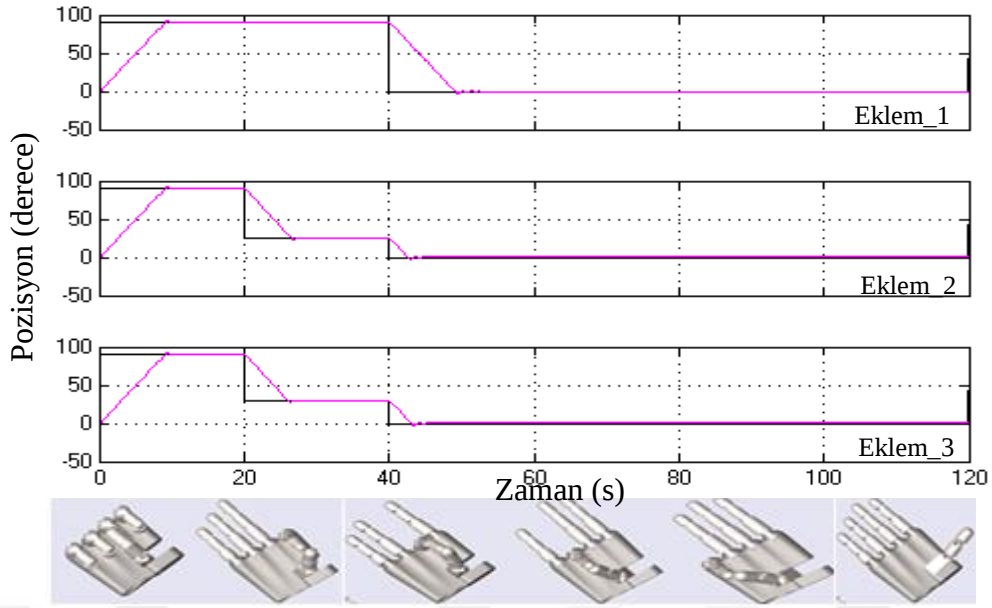


Şekil 9.24. Başparmağa ait üç eklem için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için başparmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.24’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli duruma ulaşma süreleri, maksimum aşma miktarları ve sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.3’de yer almaktadır.

Tablo 9.3. Tip 3 PID Kontrollü Simülasyon: Başparmak için matematiksel sonuçlar

<i>Başparmak</i>		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.835	0.4035	2.777	2.7875	2.806	0.2932
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.8084	2.8564	2.601	2.703	2.938	13.413
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.046	0.0435	0.0455	0.0472	0.0474	0.041
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.755	0.3702	0.3221	2.548	0	0.3265
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	4.415	3.998	2.404	3.706	0	2.883
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0052	0.0039	0.0032	0.0039	0	2.6e-3
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.754	0.318	0	0	0	0.2696
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	4.524	4.0108	0	0	0	1.972
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0053	0.0016	0	0	0	1.5e-3

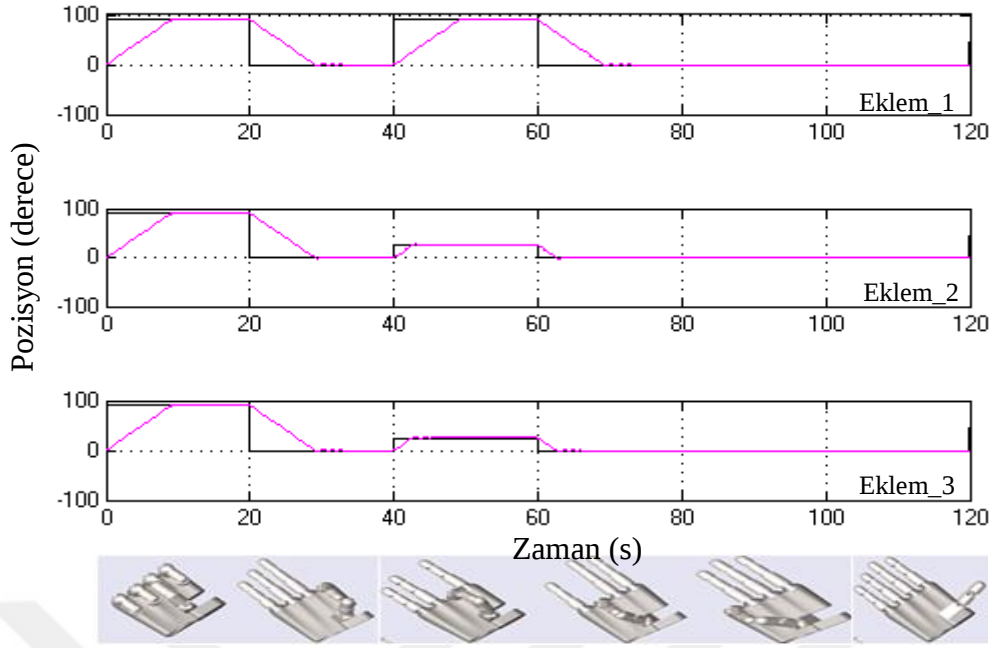


Şekil 9.25. İşaret parmağı ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için işaret parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.25’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç ekleminin sürekli durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.4’de yer almaktadır.

Tablo 9.4. Tip 3 PID Kontrollü Simülatör: İşaret parmak için matematiksel sonuçlar

<i>İşaret parmak</i>		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.835	0	0.3299	0	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.915	0	9.71	0	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.045	0	10e-4	0	0	0
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.835	2.349	0.0368	0	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.915	7.0725	4.555	0	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.047	0.0219	0.0183	0	0	0
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.835	0.377	0.348	0	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.915	7.429	4.535	0	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.047	0.0255	0.0202	0	0	0

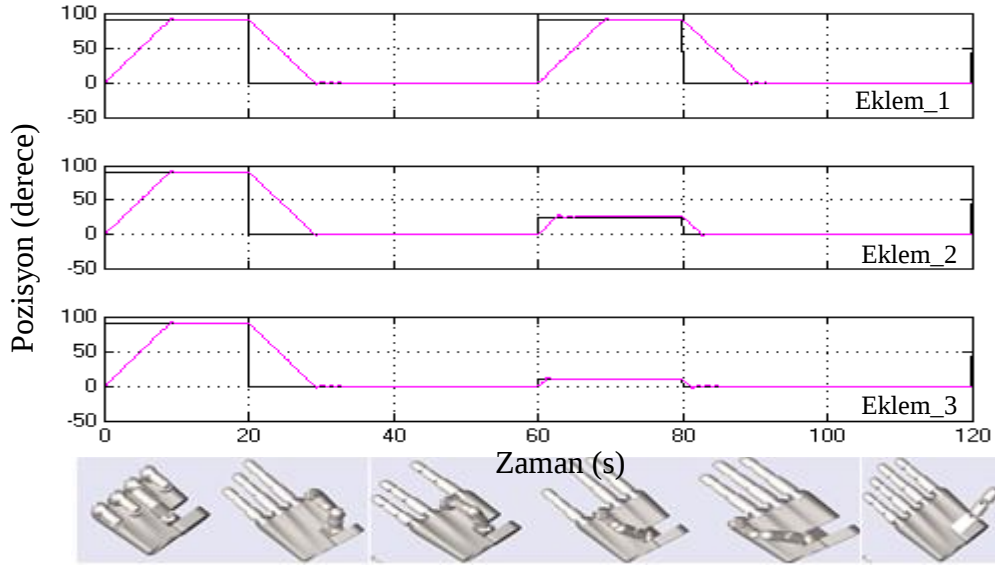


Şekil 9.26. Orta parmağa ait üç eklem için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için orta parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.26’da görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.5’de yer almaktadır.

Tablo 9.5. Tip 3 PID Kontrollü Simülatör: Orta parmak için matematiksel sonuçlar

Orta parmak		El kapama	Baş-İşaret Parmak teması	Baş-Orta Parmak teması	Baş-Yüzük Parmak teması	Baş-Serçe Parmak teması	El açma
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8356	0.3244	2.8368	0.3246	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	10.5022	10.279	10.52	10.488	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0474	1e-3	0.0475	1e-3	0	0
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8356	0.3244	2.812	0.3292	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	10.5022	10.279	3.437	3.785	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0474	1e-3	0.0036	1e-5	0	0
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8356	0.3244	2.7812	0.3292	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	10.5022	10.279	3.9265	3.8875	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0474	1e-3	0.0036	1e-5	0	0

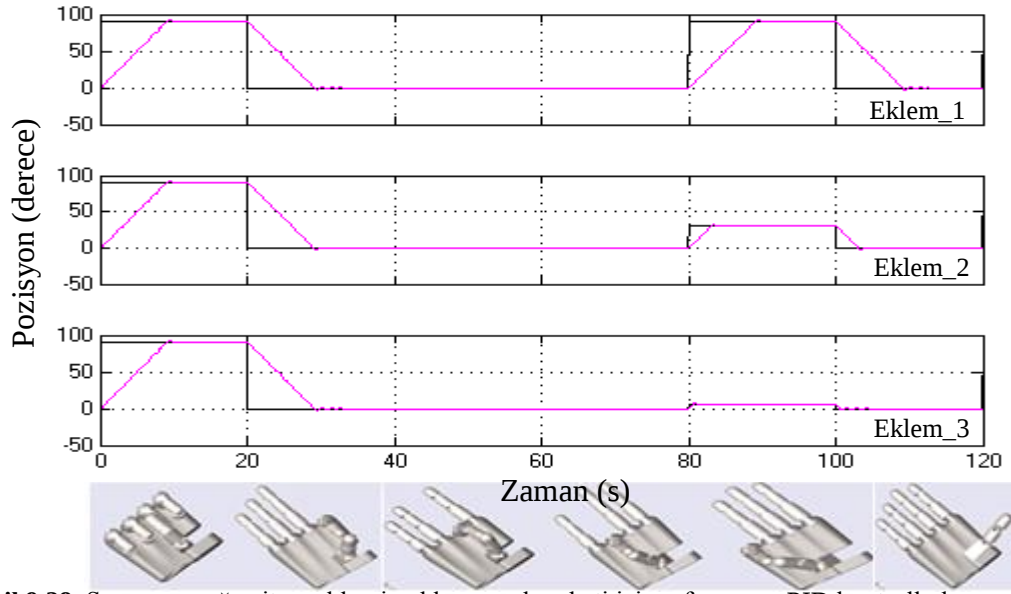


Şekil 9. 27. Yüzük parmağa ait üç eklemin el kapama hareketi için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için orta parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.27’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç ekleminin sürekli durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.6’da yer almaktadır.

Tablo 9.6. Tip 3 PID Kontrollü Simülâtör: Yüzük parmak için matematiksel sonuçlar

<i>Yüzük parmak</i>		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8356	0.3244	0	2.8368	0.3299	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.922	9.907	0	9.914	9.9107	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.047	1e-3	0	0.047	1e-3	0
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8356	0.3244	0	2.781	0.3511	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.915	9.9075	0	3.412	3.4385	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.047	1e-3	0	0.0035	8.1e-5	0
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8357	0.3244	0	2.545	0.3070	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.9055	9.906	0	1.884	1.893	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.047	1e-3	0	0.0005	7.38e-5	0



Şekil 9.28. Serçe parmağa ait üç eklem için referans ve PID kontrollü konum kontrol grafiği

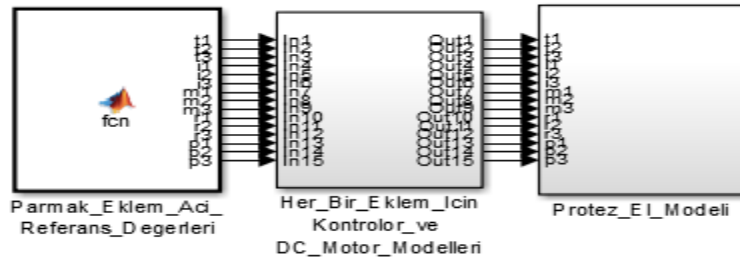
Sırası ile tüm hareket için yüzük parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.28’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.7’de yer almaktadır.

Tablo 9.7. Tip 3 PID Kontrollü Simülator: Serçe parmak için matematiksel sonuçlar

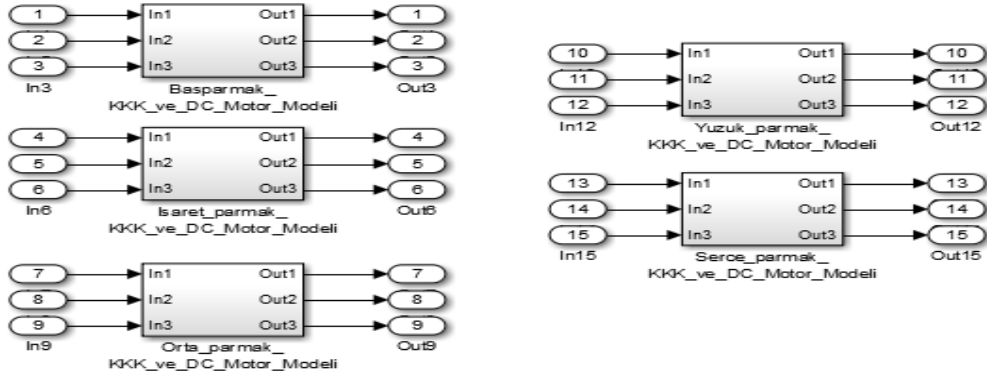
<i>İşaret parmak</i>		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8356	0.3244	0	0	2.8368	0.3225
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.9094	9.9122	0	0	9.29	9.909
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0475	1e-3	0	0	0.0475	4e-4
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8357	0.3244	0	0	2.7883	0.3241
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.9094	9.9122	0	0	4.8174	3.9152
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0475	1e-3	0	0	0.0052	8.5e-5
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	2.8357	0.3244	0	0	2.636	0.2682
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	9.9094	9.9122	0	0	1.3391	1.3614
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0475	1e-3	0	0	0	6.84e-5

9.3.2. Tip 3 Simülâtörünün Kayan Kipli Kontrolör ile Hareket Kontrolü

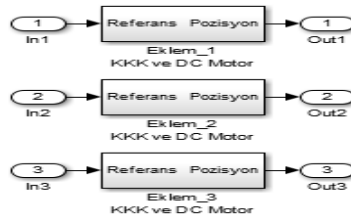
SimMechanics Toolbox yardımı ile tasarlanan protez el simülâtörü için kontrol yöntemlerinden üçüncüsü parmak linklerini (body) hareket ettiren DC motorların da modele eklendiği ve eklemlerin açı kontrolünün kapalı çevrim kontrol ile sağlanması yöntemidir. Şekil 9.29-9.32’de yer alan KKK’lü Tip3 Simülâtör modeli Matlab Simulink ortamında oluşturulmuştur. İnsan elinin başparmak, işaret parmak, orta parmak, yüzük parmak ve serçe parmaklarında var olan üçer eklemin hareketini sağlayan simülâtördeki döner mafsallara bağlı DC motorlara gerilim uygulanmıştır Simülâtör elin seçilen altı el hareketini yapması için her bir eklem için tasarlanan KKK ile kapalı çevrim açı kontrolü gerçekleştirilmiştir.



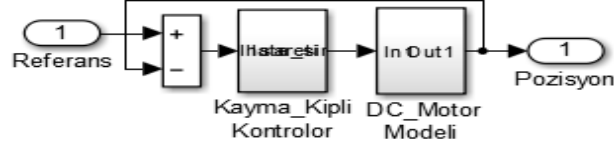
Şekil 9.29. Protez Elin PID kontrollü Tip 3 Simülâtör modeli



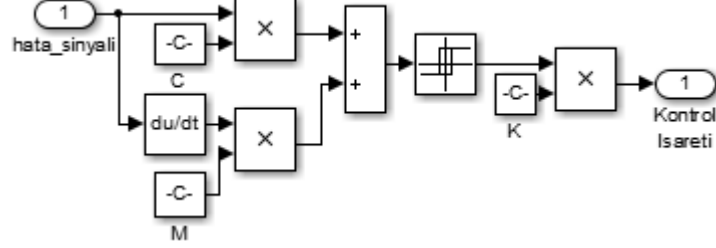
Şekil 9.30. Tüm eklemler için Kontrolör ve Kayma Kipli Kontrolör modeli alt bloğu



Şekil 9.31. Bir parmak için KK kontrolör ve DC motor modeli alt bloğu

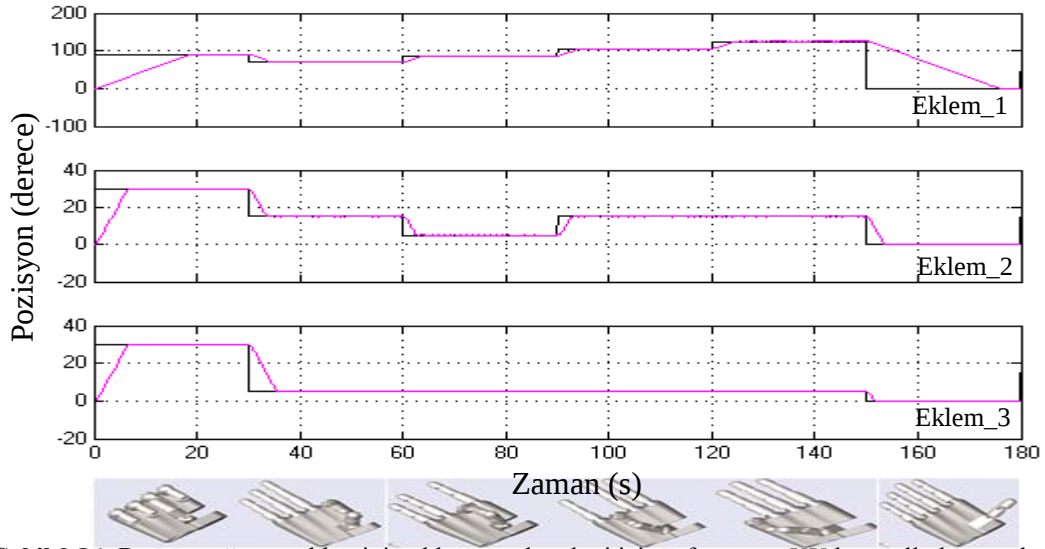


Şekil 9.32. Bir eklem için KK kontrolör ve DC motor modeli alt bloğu



Şekil 9.33. Bir eklem için KK kontrolör bloğunun iç yapısı

İstenilen referans değerine ulaşmak için tasarlanan KKK'nın iç yapısı Şekil 9.33'de yer almaktadır. Başlangıç anı $t=0$ olmak üzere 25 sn aralıklar ile protez el simülatorüne sırası ile el kapama, başparmak-ışaret parmak teması, başparmak-orta parmak teması, başparmak-yüzük parmak teması, başparmak-serçe parmak teması ve el açma hareket komutları iletilmiştir.



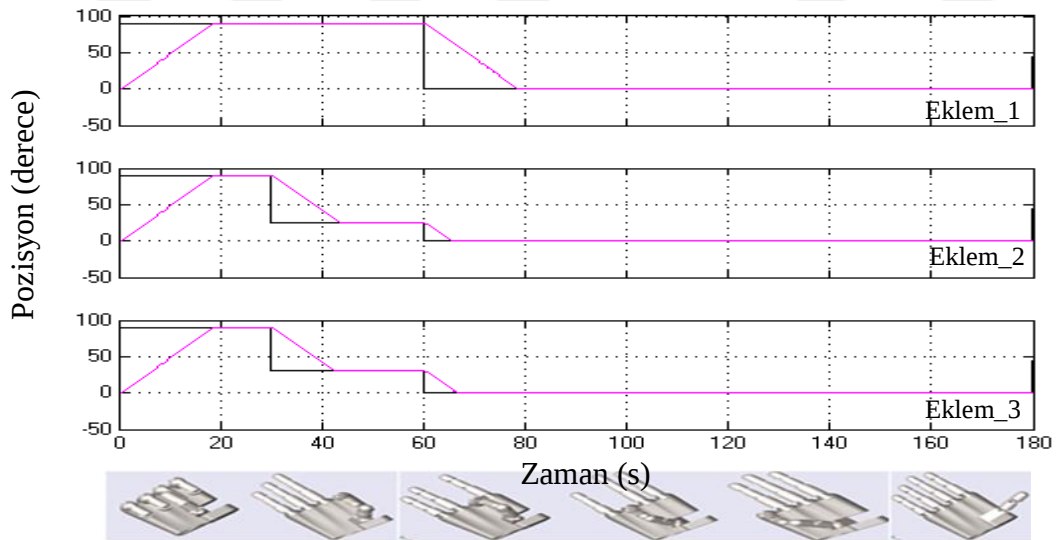
Şekil 9.34. Başparmağın üç eklemine el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için başparmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.34'de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli

durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.8’de yer almaktadır.

Tablo 9.8. Tip 3 KK Kontrollü Simülatör: Başparmak için matematiksel sonuçlar

		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1482	0.1285	0.134	0.146	0.05
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	19.023	4.546	3.9825	4.1681	4.39	26.39
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0522	0.093	0.082	0.062	0.0685	0.042
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.0965	0.1452	0.1405	0.118	0	0.153
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	7.5204	6.085	2.9686	4.0973	0	4.455
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0555	0.059	0.1195	0.085	0	0.089
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.0965	0.1318	0	0	0	0.123
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	7.5205	6.5015	0	0	0	2.606
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0556	0.095	0	0	0	0.0825



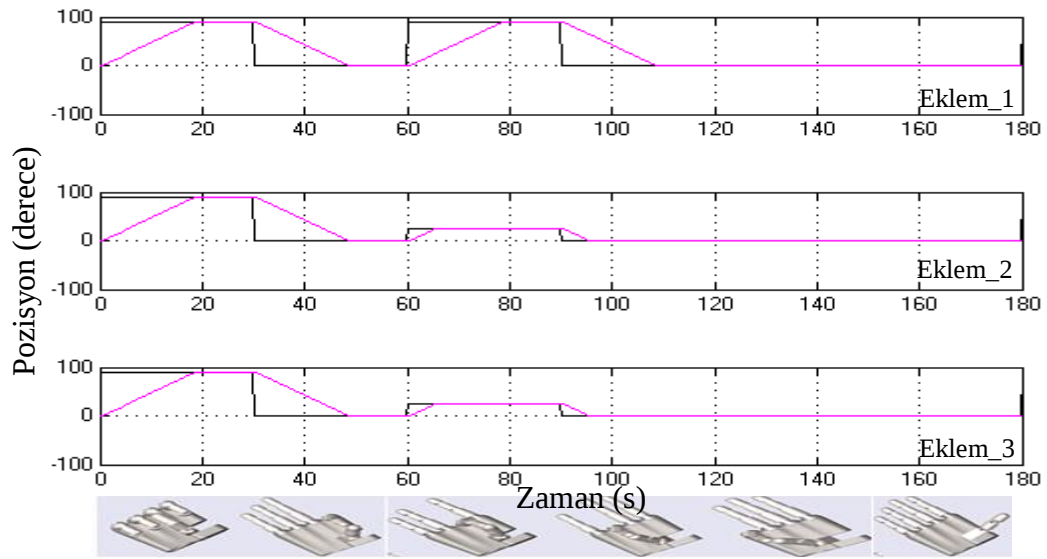
Şekil 9.35. İşaret parmağına ait üç eklem için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için işaret parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.35’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli

durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.9’da yer almaktadır.

Tablo 9.9. Tip 3 KK Kontrollü Simülör: İşaret parmak için matematiksel sonuçlar

<i>İşaret parmak</i>		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.1385	0	0.142	0	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.492	0	18.465	0	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0522	0	0.044	0	0	0
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.1385	0.139	0.1378	0	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.492	13.525	5.305	0	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0522	0.058	0.056	0	0	0
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.1385	0.132	0.1434	0	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.492	12.365	6.54	0	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0522	0.055	0.056	0	0	0



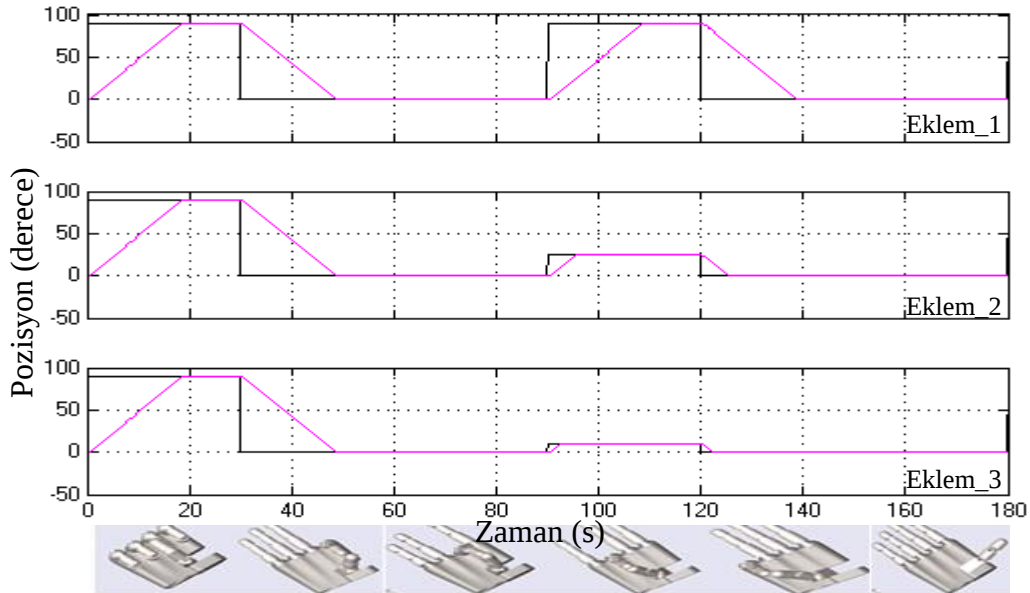
Şekil 9.36. Orta parmağa ait üç eklem için el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için orta parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.36’da görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli

durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.10’da yer almaktadır.

Tablo 9.10. Tip 3 KK Kontrollü Simülâtör: Orta parmak için matematiksel sonuçlar

Orta parmak		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1107	0.1154	0.1242	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	19.102	18.455	19.195	18.385	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0523	0.041	0.0496	0.0405	0	0
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1107	0.1324	0.1551	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	19.102	18.455	5.442	5.46	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0523	0.041	0.0543	0.0356	0	0
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1107	0.1324	0.1551	0	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	19.102	18.455	5.442	5.46	0	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0523	0.041	0.0543	0.0356	0	0



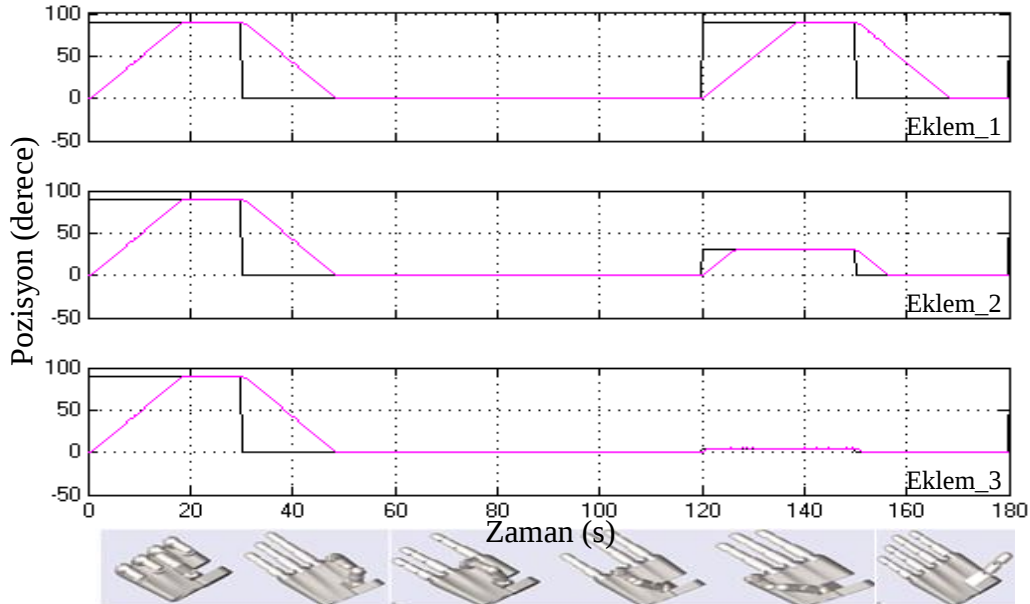
Şekil 9.37. Yüzük parmağa ait üç eklem için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için yüzük parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.37’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli

durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.11’de yer almaktadır.

Tablo 9.11. Tip 3 KK Kontrollü Simülâtör: Yüzük parmak için matematiksel sonuçlar

<i>Yüzük parmak</i>		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1418	0	0.127	0.1299	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.489	18.535	0	18.586	18.555	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0522	0.0425	0	0.0567	0.0651	0
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1418	0	0.1445	0.154	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.489	18.535	0	5.545	5.242	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0522	0.0425	0	0.0622	0.0561	0
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1418	0	0.1182	0.1305	0
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.489	18.535	0	2.515	2.305	0
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0522	0.0425	0	0.0527	0.0633	0



Şekil 9.38. Serçe parmağa ait üç eklem için el kapama hareketi için referans ve KK kontrollü konum kontrol grafiği

Sırası ile tüm hareket için serçe parmağın her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 9.38’de görüldüğü gibi sağlanmıştır. Altı hareket için başparmağın üç eklemine sürekli

durum ulaşma süreleri ve maksimum aşma miktarları, sürekli durum hatası değerleri Tablo 9.12’de yer almaktadır.

Tablo 9.12. Tip 3 KK Kontrollü Simülör: Serçe parmak için matematiksel sonuçlar

<i>Serçe parmak</i>		<i>El kapama</i>	<i>Baş-İşaret Parmak teması</i>	<i>Baş-Orta Parmak teması</i>	<i>Baş-Yüzük Parmak teması</i>	<i>Baş-Serçe Parmak teması</i>	<i>El açma</i>
1.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1415	0	0	0.1283	0.1254
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.488	18.535	0	0	18.355	18.465
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0523	0.0412	0	0	0.0645	0.0625
2.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1415	0	0	0.1221	0.1221
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.488	18.535	0	0	6.941	6.325
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0523	0.0412	0	0	0.0629	0.051
3.Eklem	Maksimum Aşma (der.)	0.072	0.1415	0	0	0.1326	0.1262
	Sürekli Duruma Erişim Süresi (s)	18.488	18.535	0	0	1.055	1.384
	Sürekli Durum Hatası (der.)	0.0523	0.0412	0	0	0.0623	0.5116

Simülör tasarımı üç yöntem kullanılmış, kontrolörlerin cevap performansları grafikler ve Tablolar ile sunulmuştur. Sonuçları karşılaştırmalı olarak yorumlarsak:

- Eklemlere direk açı, hız ve açısal ivmelenme bilgisinin iletildiği kontrolöre ihtiyaç olmayan Tip 1 Simülöründe simülör çok hızlı çalıştığı için seçilen hareketler arasındaki geçişler gözlenememektedir. Bu yöntem bu nedenle uygulama için uygun bulunmamıştır.
- Protez el aktuatörlerine tork uygulandığı ve PID kontrolör ile kapalı çevrim pozisyon kontrolü yapılan Tip 2 Simülöründe ise grafiksel sonuçlardan gözlenemese de Matlab / Simulink programında aşırı hesaplama yükü nedeni ile Matlab zamanlayıcısı gerçek zamandan kopuk çalışmakta ve 10 ms gibi gösterilen simülasyon süresi gerçek zamanda yaklaşık 5-6 dakikada gerçekleştirmektedir. Bu durum donanım hızı yani bilgisayar işlemci hızı ile alakalı bir problem olduğu için tasarım doğru olsa dahi eldeki donanım ile ideal olmayan bir simülör tasarımı doğurmuştur.
- DC motor modelini içeren ve eklem açılarının pozisyon kontrolünün PID kontrolör veya KKK ile sağlandığı Tip 3 simülörlerinde el hareketleri net olarak

gözelemlenmiş ve gerçek zamanlı bir simülasyon elde edilmiştir. KKK ile PID kontrolör performanslarını kıyaslayacak olursak sürekli duruma ulaşma süresi PID kontrolörde daha biraz daha kısa olmasına karşın KKK’de maksimum aşma yaklaşık sıfır iken PID kontrolörde 18-19° ye kadar yükselmektedir. Her iki kontrolörün de performansı oldukça iyi olsa da KKK’ün parametre değişimine de karşı daha dayanımlı olduğu bilindiğinden protez el gibi hassas uygulamalarda çok daha uygun bir tercih olduğu görülmektedir.

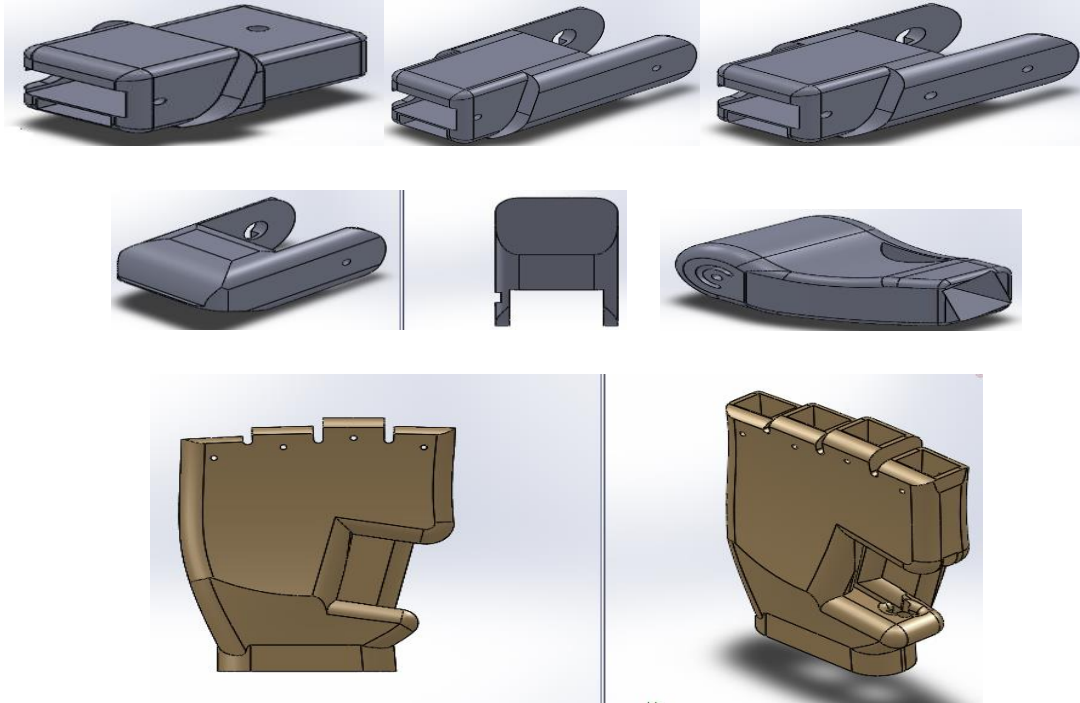


10. PROTEZ ELİN İMALATI VE KONTROLÜ

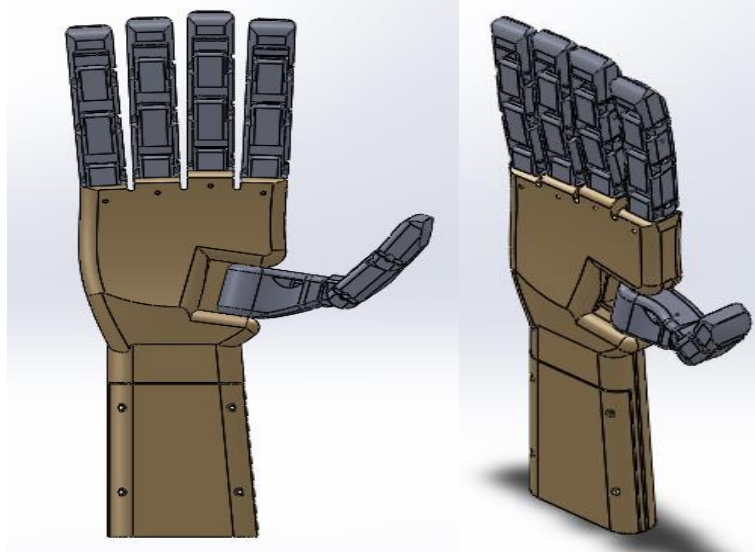
Bu bölümde protez elin tasarım ve imalatını içeren aşamalara yer verilmiştir. Protez elin üç boyutlu olarak tasarımı SolidWorks programı ile gerçekleştirilmiş olup, tasarımı gerçekleştirilen protez elin imalatı 3D printer ile PLA malzeme kullanılarak Mekatronik Mühendisliği Bölüm laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

10.1. SolidWorks Programında Prototip El Parçalarının Tasarımı

SolidWorks programı yardımı ile her bir parmak linki içerisine HS-35 HD ultra nano servo motorların sığacağı şekilde mümkün olduğunca boyutlar minimize edilerek her bir parmak linki ve el ayası ayrı ayrı tasarlanmıştır. Her eklemden birer tane olmak üzere her bir parmakta üçer tane servo motorun enerji ve sinyal kablolarının rahatlıkla saklanabilmesi için el ayasının içi boş olarak tasarlanmıştır. Protez el prototipine ait SolidWorks çizimleri Şekil 10.1 – 10.2’de görülmektedir.



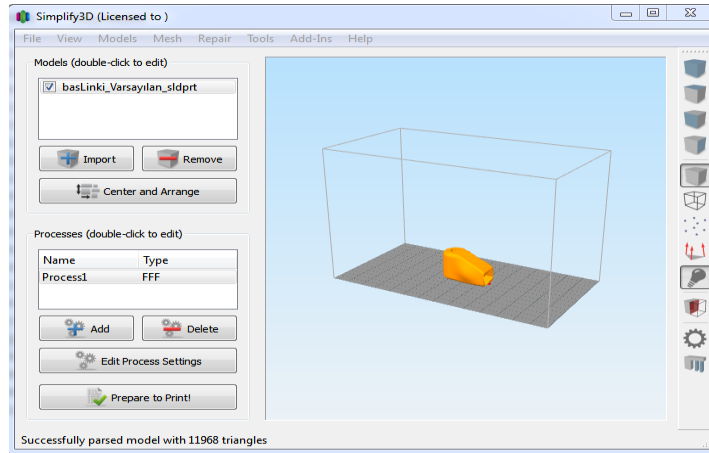
Şekil 10.1. Protez El Prototipine ait parçaların SolidWorks ortamındaki çizim görüntüleri



Şekil 10.2. Montajı tamamlanmış elin SolidWorks görüntüsü

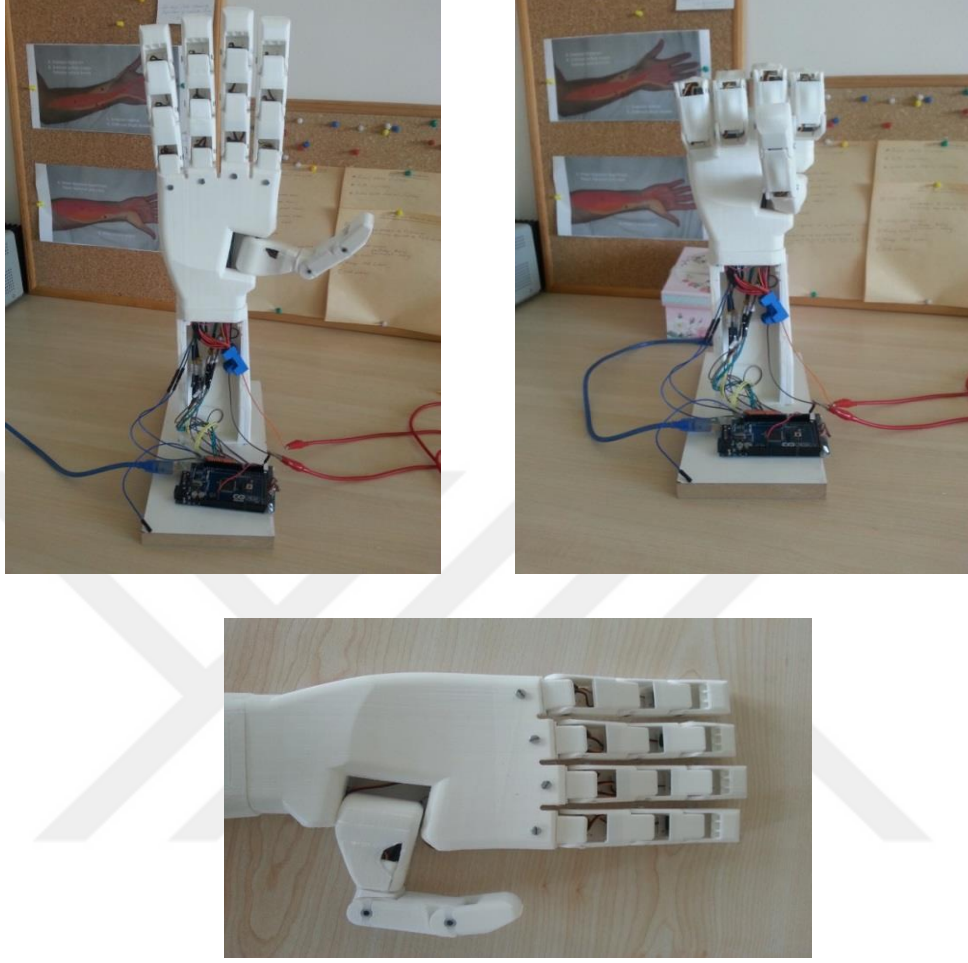
10.2. Simplify Programı İmalat Özelliklerinin Belirlenmesi ve Elin 3D Yazıcı ile Üretimi

Protez el prototipinin SolidWorks çizimleri 3D Dizayn firmasınınca üretilen EDISON Marka 3D yazıcı yardımı ile üretilmiştir. Üretim için gerekli ayarlamalar (çözünürlük, iç dolgunluk miktarı, destek yüzde miktarı vb.) aynı firmanın sunduğu yazılım programı olarak sunduğu Simplify3D programı kullanılarak yapılmıştır ve 25 parçadan oluşan elin imalatı 1 ayı aşkın sürede gerçekleştirilmiştir. Simplify3D programında başparmak linki imal edilirken alınan ekran görüntüsü Şekil 10.3’de yer almaktadır.



Şekil 10.3. Başparmağın birinci linki üretimi aşamasında Simplify3D programında ayarlamalar

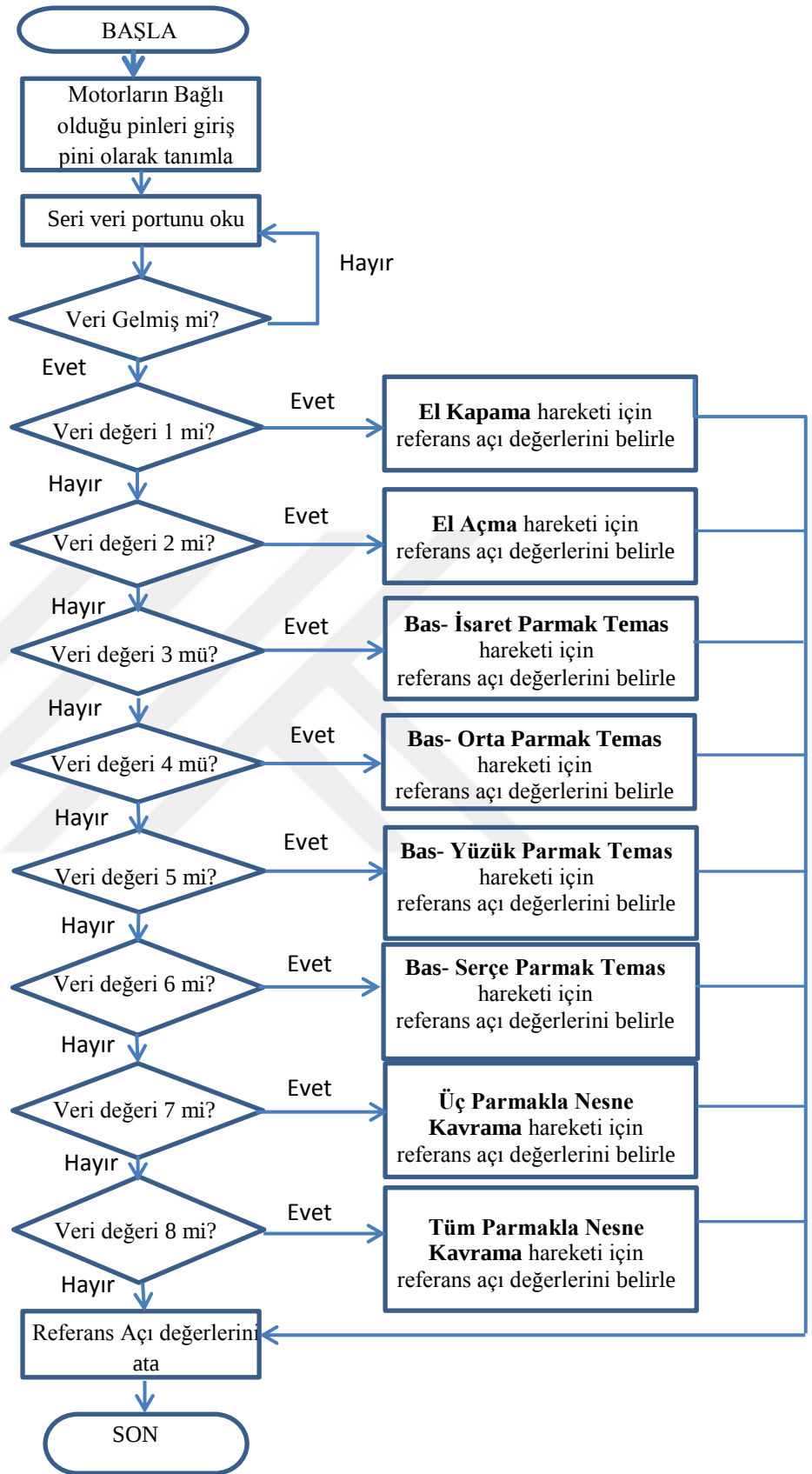
Üretimi ve montajı tamamlanmış protez ele ait fotoğraflar ise Şekil 10.4’de yer almaktadır.



Şekil 10.4. Mekanik ve elektriksel montajı tamamlanmış protez ele ait fotoğraflar

10.3. Protez El Simülatörünün Kontrolü

Protez el Arduino Mega kartı kullanılarak kontrol edilmiştir. YSA’dan gelen hareket tipi bilgisine göre her bir parmak eklemine bağlı motorun kaç derece döneceği bilgisi, yani motorların referans pozisyon bilgisi Arduino’da yazılan bir program ile protez ele iletilmiştir. Prototip elin kontrolüne ait program akış şeması Şekil 10.5’de yer aldığı gibidir.



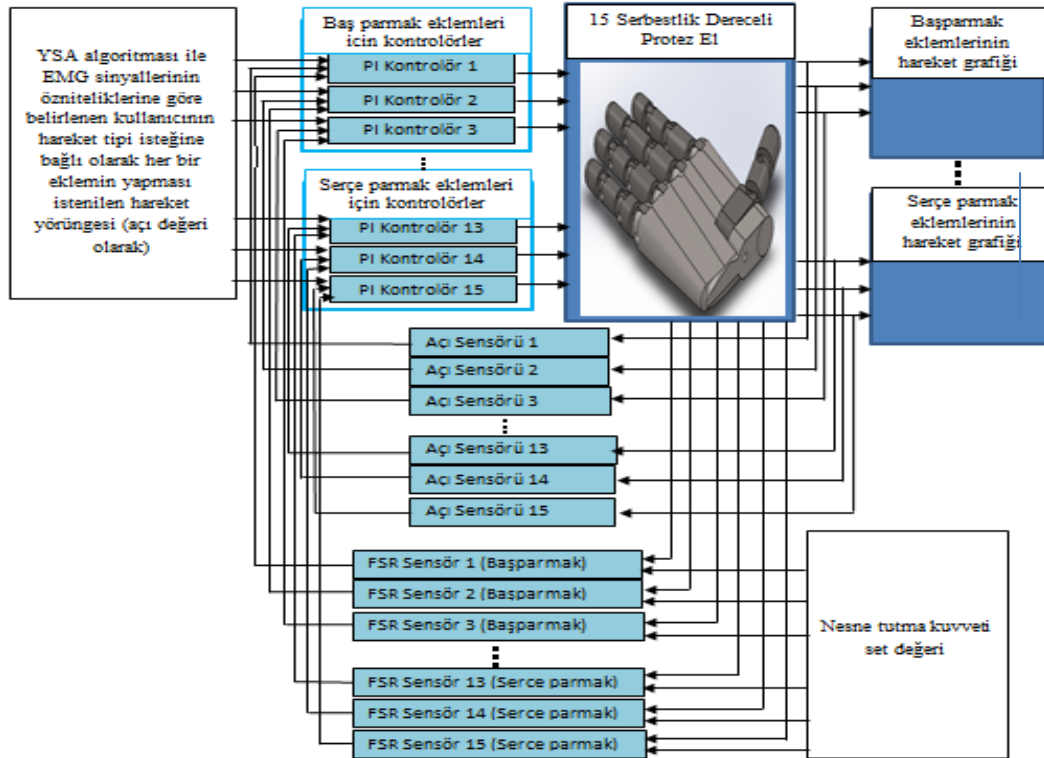
Şekil 10.5. Protez elin kontrol akış şeması

11. EMG ETKİLEŞİMLİ PROTEZ EL SİMÜLATÖRÜ VE PROTEZ EL PROTOTİPİNE İLİŞKİN UYGULAMALAR VE SONUÇLAR

EMG sinyallerinin alınması, işlenmesi, özniteliklerinin çıkarılması, sınıflandırılması, protez el simülatörü ve prototipinin tasarımı imalatı ve kontrolü çalışmalarından her biri ayrı başlıklar altında ayrıntılı olarak incelenmiştir. Bu bölümde ise tüm bu bölümlerin birleşimi ile bir bütün haline gelen “*EMG Etkileşimli Protez Elin Kontrolü*” çalışmasına ait uygulama sonuçlarına yer verilmiştir.

11.1. UYGULAMA 1: EMG Etkileşimli Protez El Simülatöründe Kuvvet Sensörü Vasıtası ile Nesne Takibi ve Kavrama Kuvveti Kontrolü Simülasyonu

Kullanıcı ile bilişsel etkileşimi biyoelektriksel sinyallerle sağlanan protez elin pozisyon ve kavrama kuvvet kontrolü blok şeması, Şekil 11.1’de verildiği gibidir.

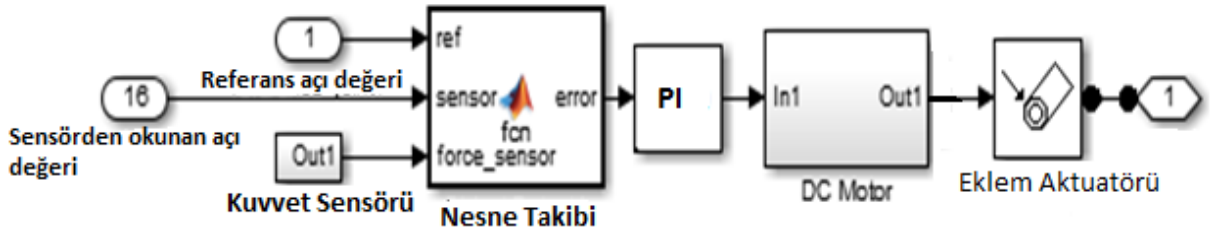


Şekil 11.1. Protez elin pozisyon ve kavrama kuvvet kontrolü blok şeması

15 serbestlik derecesine sahip protez elin her bir ekleminin hareketi ultra nano DC motorlar ile sağlanmaktadır. Bu uygulama kapsamında tasarlanan üç katmanlı ve her bir

katmanında sırası ile [2, 4, 1] nöron bulunduran YSA sınıflandırma algoritması ile el kapama ve açma hareketi için tek kastan alınan EMG sinyalleri %98.84 başarımla sınıflandırılmış ve kullanıcıdan gelen hareket türüne ait isteğe cevap verilmiştir. YSA yöntemi ile tespit edilen kullanıcının hareket isteği tipine (el kapama ve açma) uygun olarak eklemlere referans hareket açı bilgisi iletilmektedir. Ayrıca her bir ekleme bağlı sensörler ile de pozisyon geri besleme bilgisi alınıp kapalı çevrim konum kontrolü gerçekleştirilmiştir. Her bir parmak linkine avuç içi yönünde bağlanmış FSR (Kuvvet Duyarlı Direnç) algılayıcıları ile de elin kapanması esnasında avuç içinde herhangi bir nesne olup olmadığı eğer nesne (bardak, anahtar, şişe) var ise parmakların nesneye zarar vermeden kavranmasını sağlayacak şekilde kuvvet ve pozisyon kontrol algoritması gerçekleştirilmiştir. Başka bir deyişle protez ele kapanma sinyali gönderilmiş olsa dahi, eğer her bir parmak linkine bağlı FSR algılayıcıları aracılığı ile nesne algılanmış ise nesnenin algılandığı linklere ait parmaklar nesneyi algıladıkları konumda kalarak cismin zarar görmeyeceği şekilde kavraması sağlanmıştır

Eklemlere bağlı ultra nano DC motorların konum kontrolü PI kontrolör kullanılarak yapılmaktadır. Kontrolörün oransal kazanç katsayısı (K_p) ve integral kazanç katsayısı (K_i) geçici ve sürekli durum performansı tatmin edici olacak şekilde seçilmiştir. PI kontrol seması Şekil 11.2’de görüldüğü gibidir.



Şekil 11.2. Protez elin her bir eklemi için tasarlanan nesne algılama ve pi kontrol şeması

PI kontrolörün girişi $e(t)$ ve çıkış $u(t)$ olmak üzere giriş çıkış ilişkisi

$$u(t) = K_p \cdot e(t) + K_i \cdot \int_0^t e(\tau) \cdot d\tau \quad (11.1)$$

olarak ifade edilir. Hata değeri $e(t)$ ve referans kavrama kuvveti değeri Ref_F olarak ifade edilmek üzere hatanın değişimi

Eğer {Force Sensor < Ref_F} ise

$$e(t) = \text{reference_joint} - \text{Sensor_angleValue_joint}$$

Eğer {Force Sensor > Ref_F} && {reference_joint - Sensor_angleValue_joint == 0} ise

$$e(t) = 0$$

Eğer {Force Sensor > Ref_F} && {reference_joint - Sensor_angleValue_joint != 0} ise

$$e(t) = \text{reference_joint} - \text{Sensor_angleValue_joint}$$

şeklinde hesaplanmıştır. Ref_F değeri kavranan nesnenin türüne bağlı olarak nesneye zarar vermeyecek şekilde deneysel olarak belirlenen değişken bir kuvvet değeridir. Protez el simülasyonunda kullanılan PI kontrolör için belirlenen iki uygun sabit kazanç değerleri Tablo 11.1'de verilmiştir.

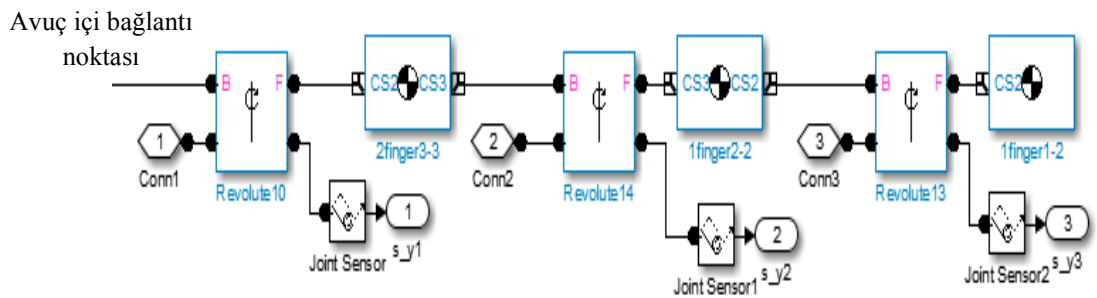
Tablo 11.1. PI parametreleri

PI Kontrolör Parametreleri	Kp	Ki
Tüm parmak eklemleri için	5	0.05

YSA sınıflandırma algoritmasına göre belirlenen hareket isteğinin tipine bağlı olarak PI kontrolörlere iletilen referans açı değerleri ise Tablo 11.2'de sunulduğu gibidir. Her bir eklemin referans açı bilgisi yapılan deneysel çalışmalar sonucunda belirlenmiştir. Tablo 11.2'de yer alan θ değerleri, her eklemin için derece ifade edilen referans açı bilgileridir.

Tablo 11.2. Protez elin hareketi için deneysel olarak belirlenen referans açı değerleri

		İşaret Parmak			Orta Parmak			Yüzük Parmak			Serçe Parmak			Başparmak		
		θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3
1	El kapama	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
2	El açma	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90

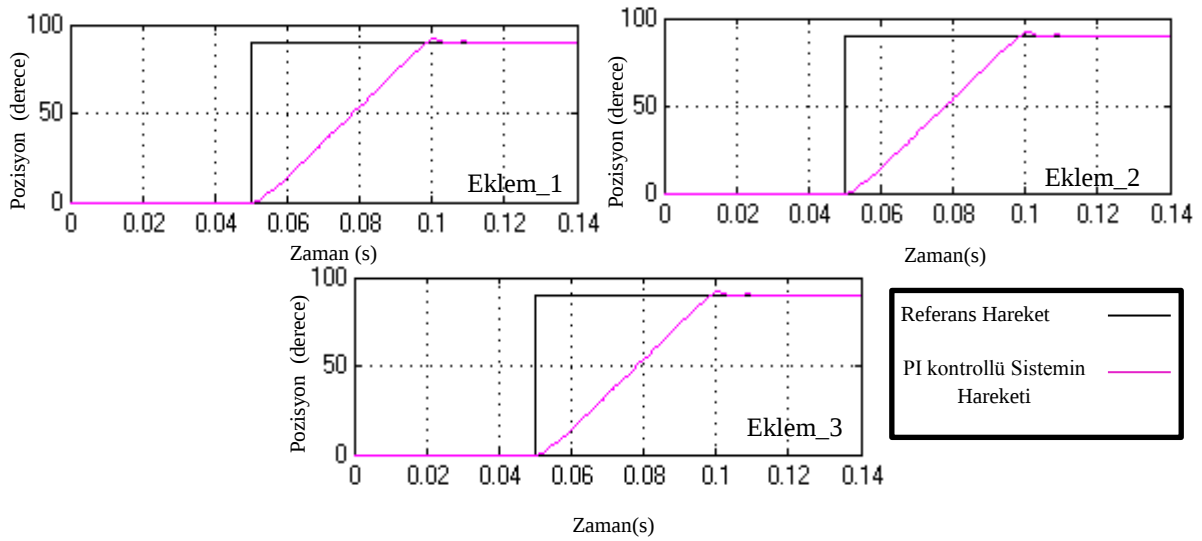


Şekil 11.3. Bir parmağa ait SimMechanics program alt parçası

Şekil 11.3’de Conn1, Conn2 ve Conn3 değerleri sırası ile parmağın birinci ikinci ve üçüncü eklem aktuatörlerinden iletilen hareket referans açı bilgisini ifade etmektedir. Ayrıca s_y1,s_y2 ve s_y3 ise eklem algılayıcılarından alınan geri besleme açı bilgileridir. Bu bilgiler PI kontrolöre geri besleme bilgisi olarak iletilmektedir.

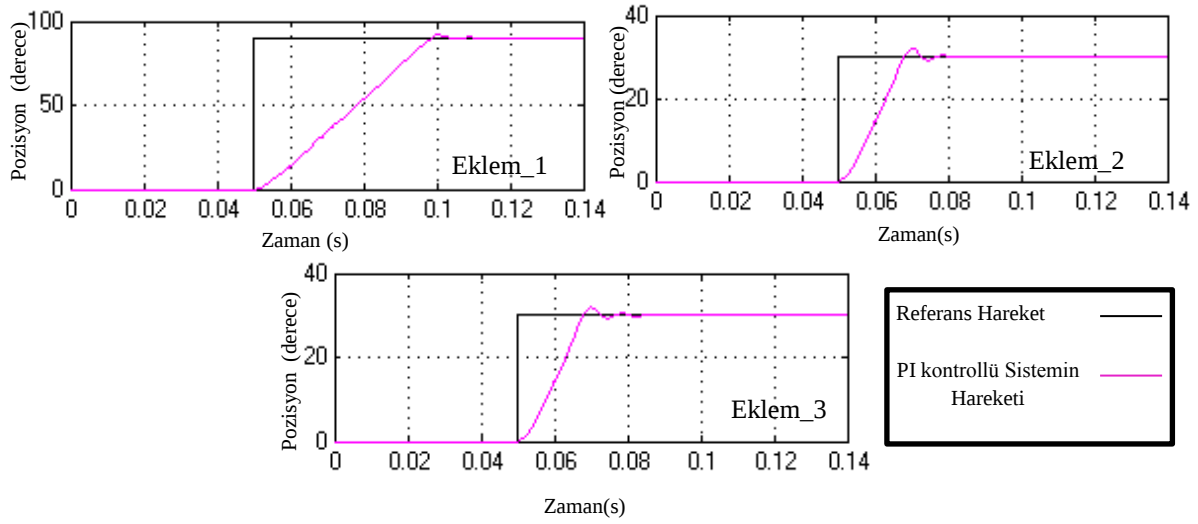
Simülasyon Sonuçları: Nesne algılama ve PI kontrolörün başarım bilgisinin belirlenmesi adına çalışma kapsamında üç adet hareket senaryosu sunulmuştur. YSA sınıflandırma algoritması sonucunda elin kapanması emri protez el simülatörüne iletilmiş ve

1. **Senaryo:** “Elin kapanması sırasında parmaklara bağlı FSR algılayıcılarının hiç biri bir nesne(silgi vb.) algılamamış ise.
2. **Senaryo:** “Elin kapanması sırasında işaret orta ve başparmaklara bağlı FSR algılayıcıları bir nesne(silgi vb.) algılamış ise.
3. **Senaryo:** “Elin kapanması sırasında tüm parmak linklerine bağlı FSR algılayıcıları bir nesne (bardak vb.)algılamış ise.



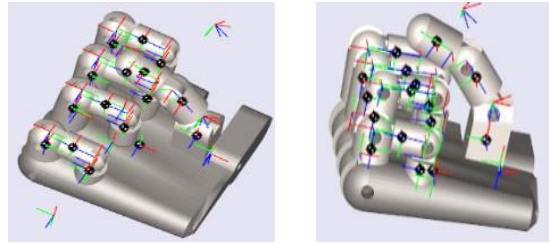
Şekil 11.4. Senaryo 1 için yüzük, işaret, orta ve serçe parmakların üç eklemine ait hareket grafikleri

0,05’inci saniyede elin kapanması isteği protez el simülatörüne iletildiğinde Şekil 11.4’de görüldüğü gibi her bir parmak eklemine bağlı DC motorlar istenilen açı değeri olan 90^0 dönmekte ve PI kontrolör sayesinde 0,076 s içerisinde $1,8^0$ ’lık maksimum aşma değeri ile oldukça kararlı bir şekilde sürekli duruma ulaşmıştır. Sonuç olarak yüzük, işaret, orta ve serçe parmakların üçer eklemine bağlı her bir ultra nano DC motorun 0,126 s sonunda sürekli durum pozisyon hatası ve açısal ivmelenmesi sıfırdır.



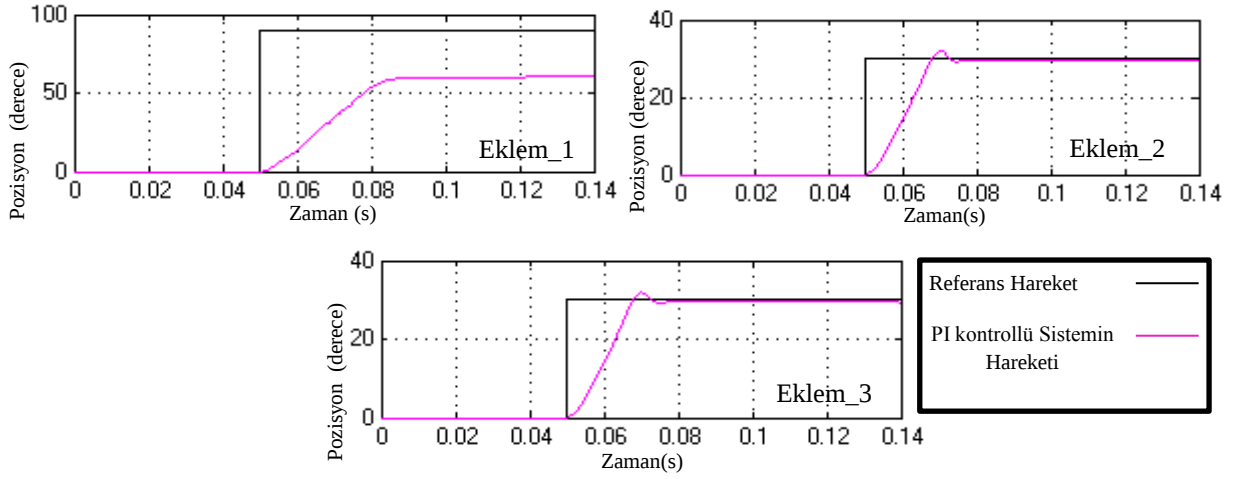
Şekil 11.5. Senaryo 1 için başparmağın üç eklemine ait hareket grafikleri

0,05'inci saniyede elin kapanması isteği protez el simülatörüne iletildiğinde Şekil 11.5'de görüldüğü gibi baş parmağın her bir eklemine bağlı ultra nano DC motorlar o eklem için belirlenen referans açı değeri $\{90^0, 30^0, 30^0\}$ kadar dönmekte ve PI kontrolör sayesinde sürekli duruma 1. eklemeye bağlı DC motor 0,076 s içerisinde 1.8^0 'lık maksimum aşma değeri ile 2. ve 3. eklemlere bağlı DC motorlar ise 0,034 s içerisinde $1,83^0$ 'lık maksimum aşma değeri ile sürekli duruma ulaşmıştır.



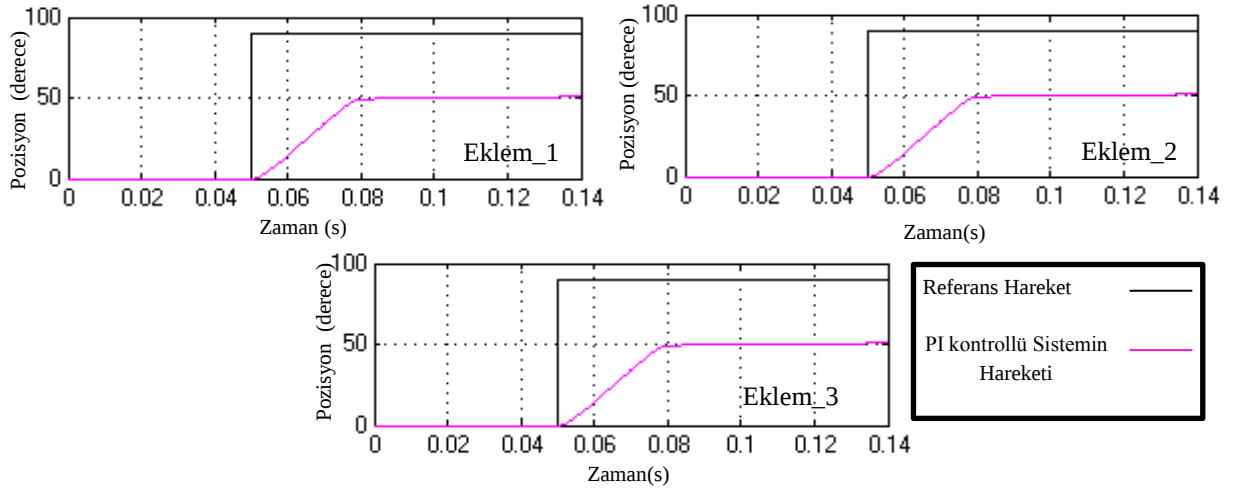
Şekil 11.6. Senaryo 1 için protez el simülatörünün simülasyon görüntüsü

Senaryo 1 için protez ele kapanma emri verilmiş ve protez elin her bir parmak linkine bağlı FSR algılayıcılarının hiç birinin avuç içerisinde bir nesne algılamamış ise protez el 0,076 s içerisinde istenilen hareketi tamamlamakta 0,126'inci saniye sonunda sürekli durum pozisyon hatası ve açısal ivmelenme sıfır olacak şekilde el kapanmaktadır. Bu duruma ait simülasyon görüntüsü Şekil 11.6'da yer almaktadır.



Şekil 11.7. Senaryo 2 için işaret ve orta parmağın üç eklemine ait hareket grafikleri

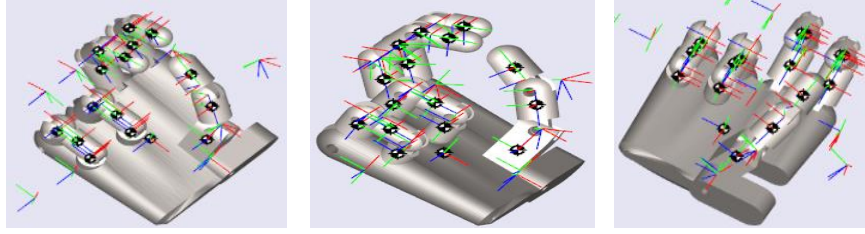
0,05'inci saniyede elin kapanması isteği protez el simülatörüne iletildiğinde Senaryo 2 gereği işaret ve orta parmağa bağlı FSR algılayıcıları parmağın kapanması esnasında 0,075'inci saniyede bir nesne algılamış ve kavrama kuvveti kontrol algoritması devreye girerek, parmağın nesneye uyguladığı kuvvetin referans olarak belirlenen kavrama kuvvet değerini aşmayacak şekilde nesneyi kavramasını sağlamak amacı ile her bir eklemının hareketini $50,69^0$ 'de sınırlamıştır.



Şekil 11.8. Senaryo 2 için başparmağın üç eklemine ait hareket grafikleri

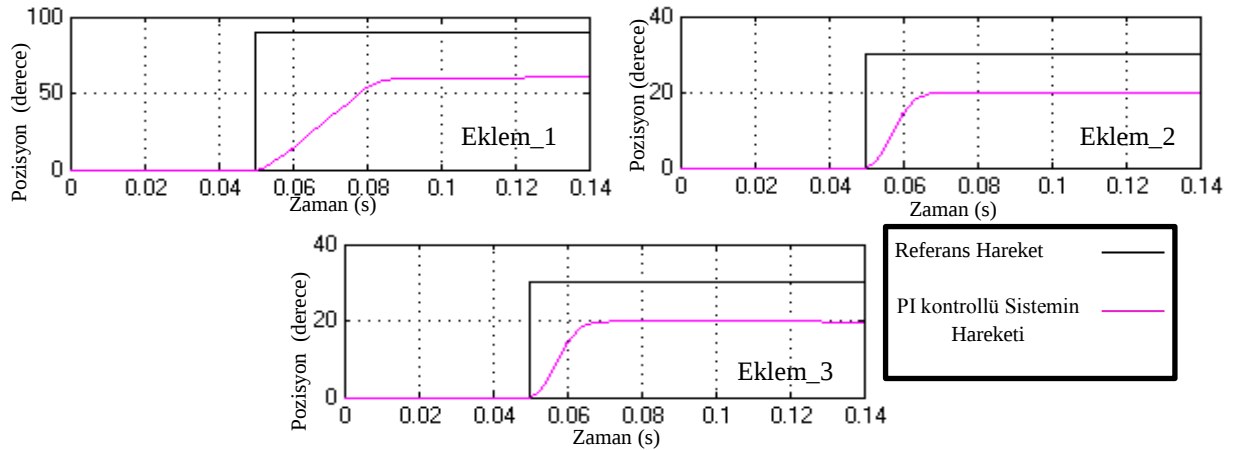
0,05'inci saniyede elin kapanması isteği protez el simülatörüne iletildiğinde Şekil 11.8'de görüldüğü gibi baş parmağa bağlı FSR algılayıcıları parmağın kapanması sırasında

0,075'inci saniyede bir nesne algılamış ve kuvvet kontrol algoritması devreye girerek parmağın her bir ekleminin hareketini $\{50.7^0, 29.4^0, 29.4^0\}$ 'de sınırlayarak belirlenen referans kuvvet değerini aşmayacak şekilde baş parmağın nesneyi kavraması sağlanmıştır.



Şekil 11. 9. Senaryo 2 için protez el simülâtörünün simülasyon görüntüleri

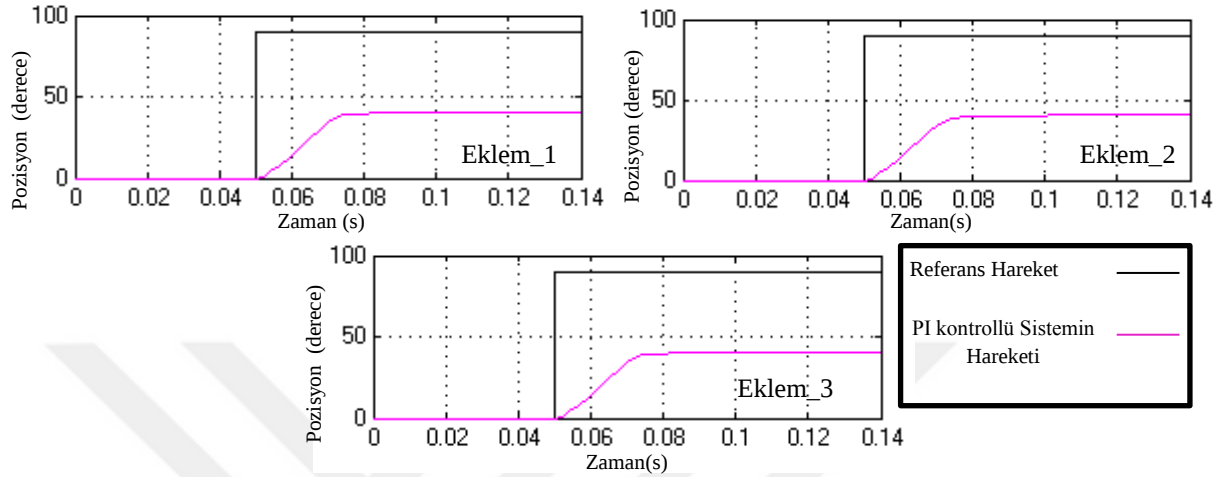
Senaryo 2 gereği protez ele kapanma emri verilmiş ve protez elin orta, işaret ve baş parmaklarına bağlı FSR algılayıcılarının silgi vb. bir nesne algılaması durumuna ait simülasyon gsonuçları Şekil 11.9'daki gibi elde edilmiştir. Yüzük ve serçe parmak eklemlerine bağlı DC motorları Senaryo 1'deki gibi istenilen açı değeri olan 90^0 dönmekte ve tasarlanan PI kontrolör sayesinde sürekli duruma 0,076 s içerisinde $1,8^0$ 'lık maksimum aşma değeri ile oldukça kararlı bir şekilde sürekli duruma ulaşmıştır. Sürekli durum pozisyon hatası ve açısal ivmelenmesi sıfırdır. İşaret, baş ve serçe parmaklar ise algıladıkları nesneye zarar vermeden kavrayacak şekilde Şekil 11.7 ve 11.8'de yer alan grafiklerdeki hareket yörüngesini izlemiş ve protez el tamamı ile kapanma emri almış olmasına karşın üç parmakla nesne tutma pozisyonunu almıştır.



Şekil 11.10. Senaryo 3 için yüzük, orta, işaret ve serçe parmakların üç eklemine ait hareket

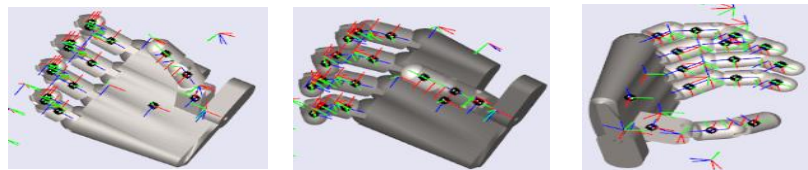
0,05'inci saniyede elin kapanması isteği protez el simülâtörüne iletilildiğinde Şekil 11.10'da görüldüğü gibi yüzük, orta, işaret ve serçe parmakların üç eklemine bağlı FSR algılayıcıları parmakların kapanması hareketi devam ederken 0,07'inci saniyede bir nesne

algılamış ve kuvvet kontrol algoritması devreye girerek parmakların her bir eklemine bağlı DC motorların dönme hareketini $\{40.76^0, 40.77^0, 40.77^0\}$ de sınırlayarak belirlenen referans kuvvet değerini aşmayacak şekilde parmakların nesneyi kavraması ve tutması sağlanmıştır.



Şekil 11.11. Senaryo 3 için başparmağın üç eklemine ait hareket grafikler

0,05'inci saniyede elin kapanması isteği protez el simülatörüne iletildiğinde Şekil 11.11'de görüldüğü gibi baş parmağa bağlı FSR algılayıcıları parmağın kapanması sırasında birinci linkine bağlı FSR algılayıcısı 0,08'inci saniyede ikinci ve üçüncü linklere bağlı algılayıcılar ise 0,06'inci saniyede nesneyi algılamış ve kuvvet kontrol algoritması devreye girerek parmağın her bir eklemine hareketini $\{60.51^0, 17.725^0, 17.73^0\}$ 'de sınırlayarak belirlenen referans kuvvet değerini aşmayacak şekilde baş parmağın nesneyi kavraması sağlanmıştır.



Şekil 11.12. Senaryo 3 için protez el simülatörünün simülasyon görüntüleri

Senaryo 3 gereği protez ele kapanma emri verilmiş ve protez elin tüm parmaklarına bağlı FSR algılayıcılarının bardak vb. bir nesne algılaması durumuna ait simülasyon görüntüsü Şekil 11.12'deki gibi elde edilmiştir. Protez ele tamamı ile kapanma emri gönderilmiş olmasına karşın parmaklar Şekil 11.10 ve 11'de yer alan grafiklerdeki hareket

yörüngesini izlemiş ve sonuç olarak protez el tüm parmaklar ile nesne tutma hareketi gerçekleştirmiştir.

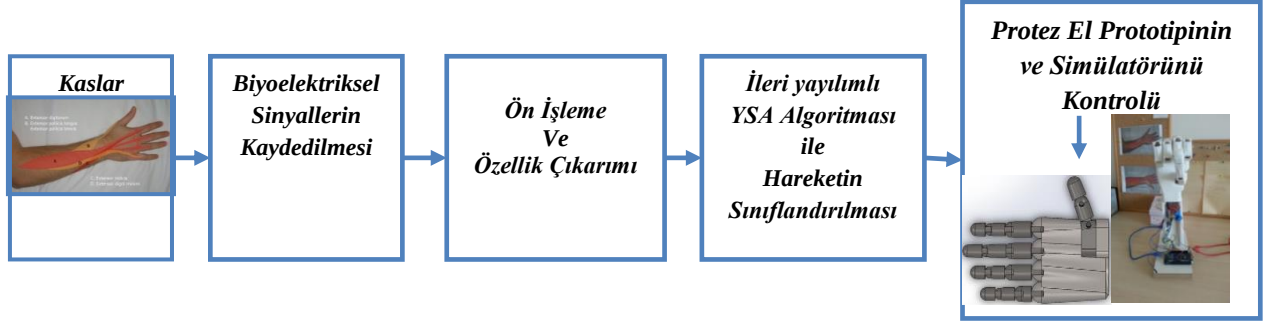
UYGULAMA 1 için Sonuçlar ve Yorumlar:

Çalışma kapsamında tasarlanan EMG sinyalleri ile kullanıcı-protez el arasında etkin bir iletişim ağı kurulmuş, kişinin fleksor digitorum kasına bağlı EMG elektrotları sayesinde hareket isteği algılanarak YSA algoritması ile yüksek doğrulukta sınıflandırılma yapılmış ve protez elin gerçek zamanlı kontrolü sağlanmıştır. Kişinin tutmak istediği nesnenin şekli tipi ve büyüklüğü ne olursa olsun kuvvet algılayıcıları ile algılanarak nesneye zarar vermeden protez el tarafından kavranması sağlanmıştır. Bu çalışma tasarlanan nesne takip algoritması bakımından literatürde yer alan ve çok kanallı EMG cihazları ile farklı kaslardan alınıp anlamlandırılarak hareket tipi ve sayısı arttırılmaya çalışılan protez el kontrol algoritmalarından ayrılmaktadır. Protez elin yapacağı hareket sayısı ve tipi (el kapama, açma, üç parmakla nesne algılama, tüm parmaklarla nesne algılama, kanca tutma vb.) anlamlandırılabilen EMG sinyal sayısı ile sınırlandırılmamıştır. Tüm parmakların iç yüzeyine yerleştirilen kuvvet algılayıcıları ile yapılan nesne takibi sonucunda cisimler algılanarak kavrama işlemi gerçek zamanlı olarak sağlanmıştır. On beş serbestlik derecesine sahip ve 1:1 oranı ile modellenen protez el simülatörünün her bir eklemine pozisyon kontrolü, tasarlanan PI kontrolör ile gerçekleştirilmiştir. Sürekli durumda pozisyon hatası ve açısal ivmelenme sıfıra ulaşmaktır. Sonuçlar oldukça tatmin edici olup, en kötü çalışma durumunda dahi yerleşme zamanı 0,076 s ve maksimum aşma $1,8^0$ olarak sağlanmıştır.

11.2. UYGULAMA2: Seçilen Altı Hareketinin EMG Etkileşimli Protez Ele Yaptırılması

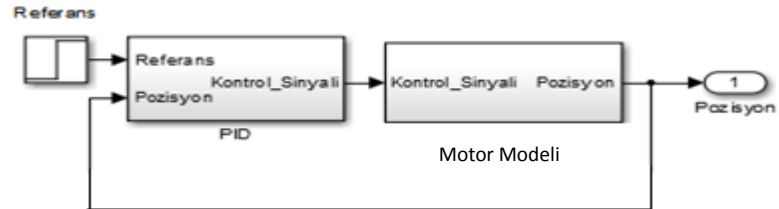
Kullanıcı ile bilişsel etkileşimi biyoelektriksel sinyallerle sağlanan protez elin pozisyon kontrolü blok şeması, Şekil 11.13’de verildiği gibidir. 15 serbestlik derecesine sahip protez elin her bir eklemine hareketi ultra nano DC motorlar ile sağlanmaktadır. Bu uygulama kapsamında tasarlanan iki katmanlı ve her bir katmanında sırası ile [5,6] nöron bulunduran ileri yayımlı YSA sınıflandırma algoritması ile el kapama, açma, baş-ışaret parmak el teması, bas-orta parmak teması, bas-yüzük parmak teması, baş- serçe parmak teması

hareketleri sırası ile yapılarak dört kasta alınan EMG sinyaller alınıp, işlenip, % 85 başarımla sınıflandırılarak Tip 3 simülatör el modeline gerçek zamanlı hareket sinyali olarak gönderilmiştir.



Şekil 11.13. Seçilmiş altı el hareketinin İleri yayımlı YSA Algoritması yardımı ile kurulan bilişsel etkileşim ağı ile protez el prototipine ve simülatörüne kazandırılması blok şeması

Eklemlere bağlı ultra nano DC servo motorların konum kontrolü PID kontrolör kullanılarak yapılmıştır. Kontrolörün oransal kazanç katsayısı (K_p) ve integral kazanç katsayısı (K_i) ve Türev kazancı (K_d) değerleri sistemin aşırı aşma olmadan kararlı duruma hızlı bir şekilde ulaşmasını sağlayacak şekilde GA ile belirlenmiştir. Matlab / Simulink ortamında elde edilen PID kontrol şeması Şekil 11.14'de görüldüğü gibidir.



Şekil 11 14. Protez elin her bir eklemi için tasarlanan PID kontrol şeması

PI kontrolörün girişi $e(t)$ ve çıkış $u(t)$ olmak üzere giriş çıkış ilişkisi

$$u(t) = K_p \cdot e(t) + K_i \cdot \int_0^t e(\tau) \cdot d\tau + K_d \cdot \frac{de(t)}{dt} \quad (11.2)$$

olarak ifade edilir. Protez el simülasyonunda kullanılan PID kontrolör için belirlenen üç uygun sabit kazanç değerleri Tablo 11. 3'de verilmiştir.

Tablo 11.3. PID Parametreleri

PID Kontrolör Parametreleri	K_p	K_i	K_d
Tüm parmak eklemleri için	0.42176	0.75724	0.0048566

YSA sınıflandırma algoritmasına göre belirlenen hareket isteğinin tipine bağlı olarak Tablo 11. 4’de yer alan hareket eklem referans açı değerleri kontrolör bloğuna iletilmiş ve her bir eklemin motorun pozisyon kontrolü PID kontrolörler ile sağlanmıştır.

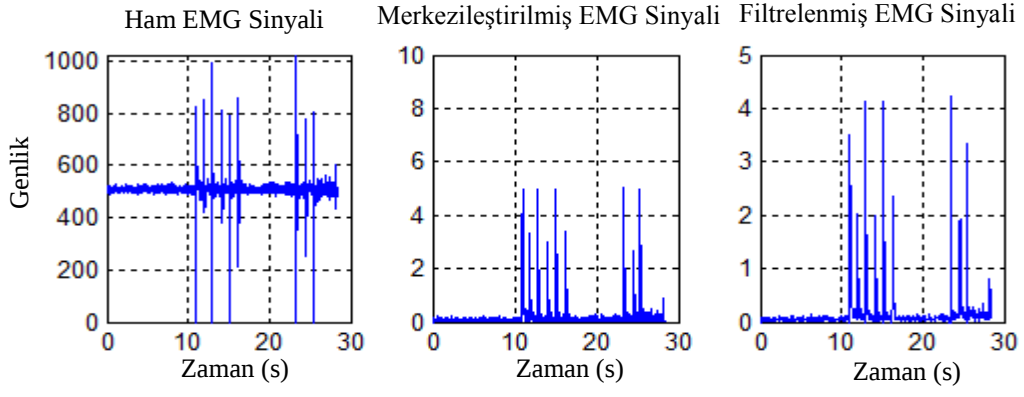
Tablo 11.4. Hareket tipine göre eklem açılarının referans değerleri

		İşaret Parmak			Orta Parmak			Yüzük Parmak			Serçe Parmak			Başparmak		
		θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3	θ_1	θ_2	θ_3
1	El kapama	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90
2	Baş-ışaret parmak teması	90	30	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	70	15	5
3	Baş-orta parmak teması	0	0	0	90	25	25	0	0	0	0	0	0	87	5	5
4	Baş-yüzük parmak teması	0	0	0	0	0	0	90	25	10	0	0	0	105	15	5
5	Baş-serçe parmak teması	0	0	0	0	0	0	0	0	0	90	30	5	25	15	5
6	El açma	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

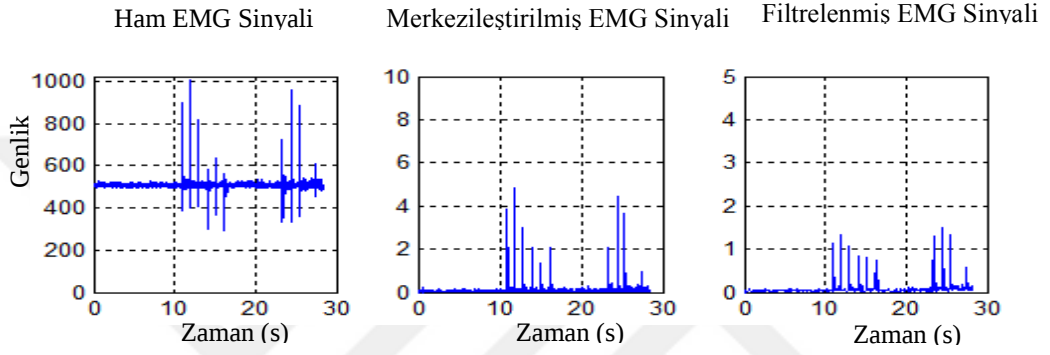
Protez ele sırası ile el kapama, el açma, başparmak-ışaret parmak teması, el açma, başparmak-orta parmak teması, el açma, başparmak-yüzük parmak teması, el açma, başparmak-serçe parmak teması ve el açma hareketleri yaptırılmaya çalışılmıştır.

İşlem adımları ayrıntılandırılacak olursa

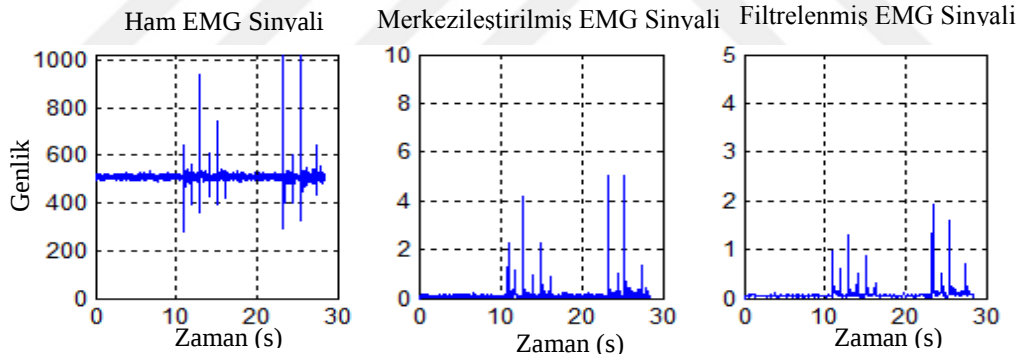
- EMG sinyalleri dört kanaldan, yani dört ayrı kas grubundan, eş zamanlı olarak Şekil 11.15-11.18’deki gibi alınmış ve ön işleminden geçirilmiştir. Öncelikle sinyal genliği 0-10V arası da ölçeklendirilmiş ve sonra filtrelenmiştir.
- Şekil 11.19-11.22’de görüldüğü gibi sırası sinyallerin enerjisi, maksimum, etkin, ortalama ve varyans öznitelik değerleri hesaplanmıştır.
- Test başarı oranı % 85 olarak tasarlanan ileri yayımlı YSA hareket sınıflandırma algoritmasından geçirilerek hareketin sınıfı saptanmıştır.
- Belirlenen hareket tipi bilgisi simülatöre ve prototip ele iletilmiştir.
- Simülatöre gelen hareket tipine uygun olarak referans eklem açıları belirlenmiş kontrolöre giriş sinyali olarak uygulanmış ve simülatör eklemlerine bağlı sensörlerden gelen geri besleme bilgisi ile modellenen DC servo motorların kapalı çevrim konum kontrolü gerçekleştirilmiştir.
- Prototip ele gelen hareket tipine uygun olarak referans eklem açıları belirlenmiş ve Arduino mega kartı ile ultra nano servo motorlara iletilmiştir. Konum kontrolü hali hazırda motorun içerisinde yer alan oransal kazançlı kontrolör ile sağlanmaya çalışılmış ekstra bir kontrolör tasarımına ihtiyaç duyulmamıştır.



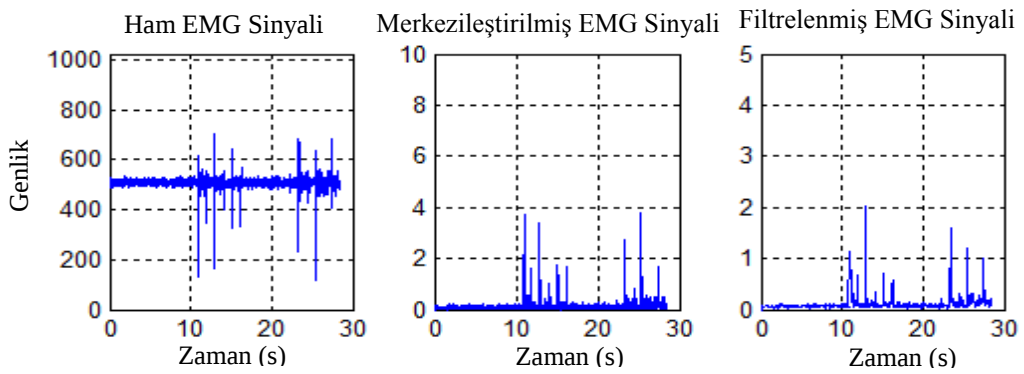
Şekil 11.15. Kanal 1'den kaydedilen EMG sinyalinin önışlem grafikleri



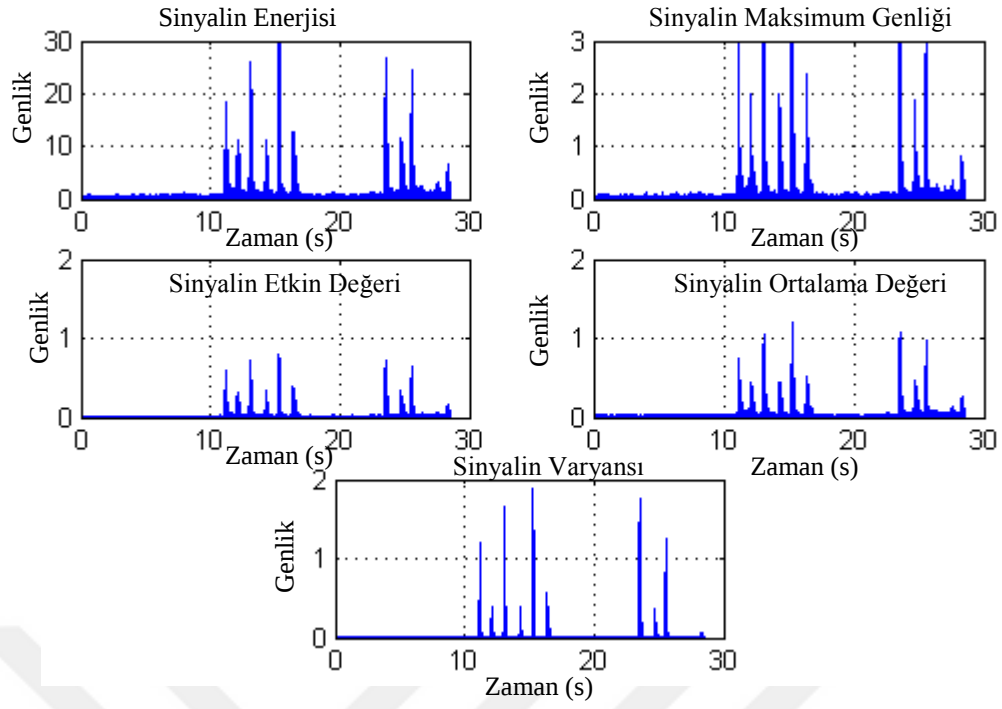
Şekil 11.16. Kanal 2'den kaydedilen EMG sinyalinin önışlem grafikleri



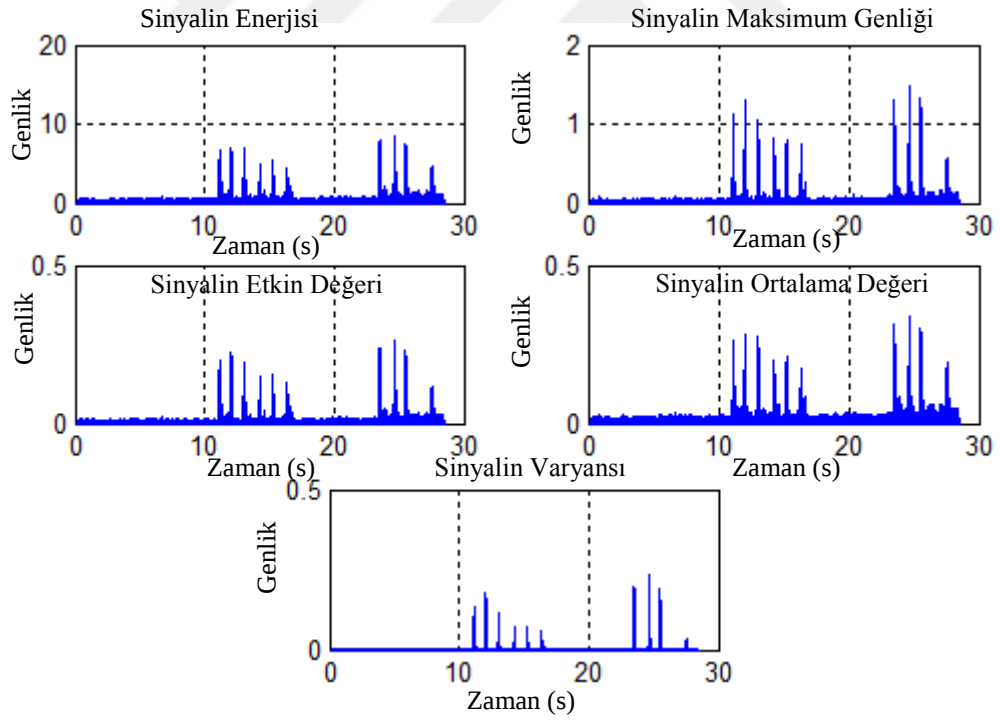
Şekil 11.17. Kanal 3'den kaydedilen EMG sinyalinin önışlem grafikleri



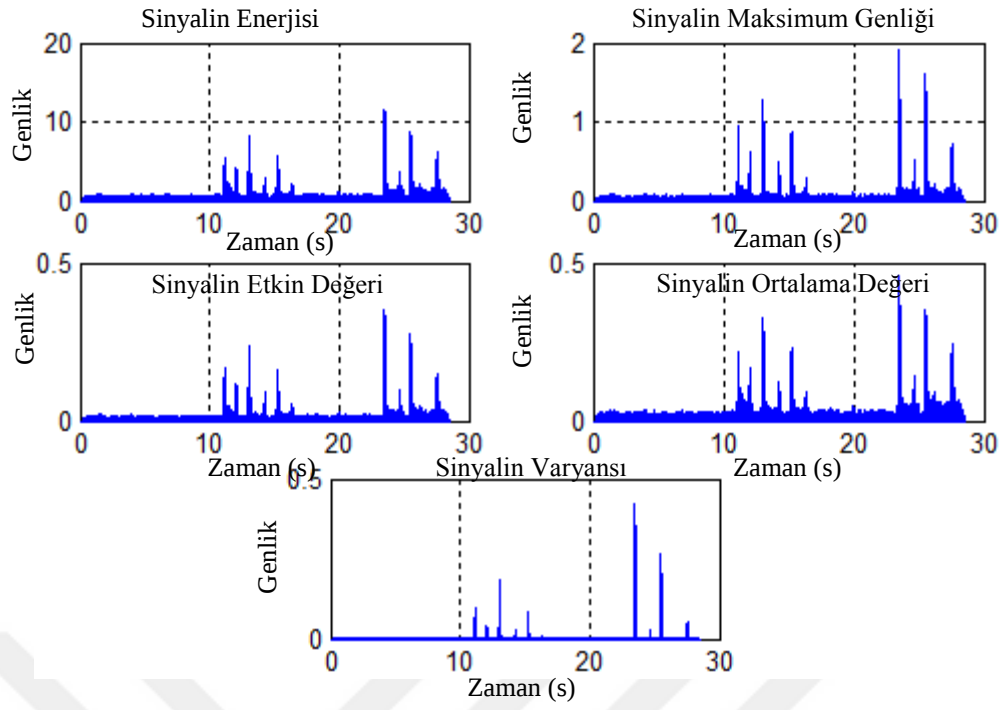
Şekil 11.18. Kanal 4'den kaydedilen EMG sinyalinin önışlem grafikleri



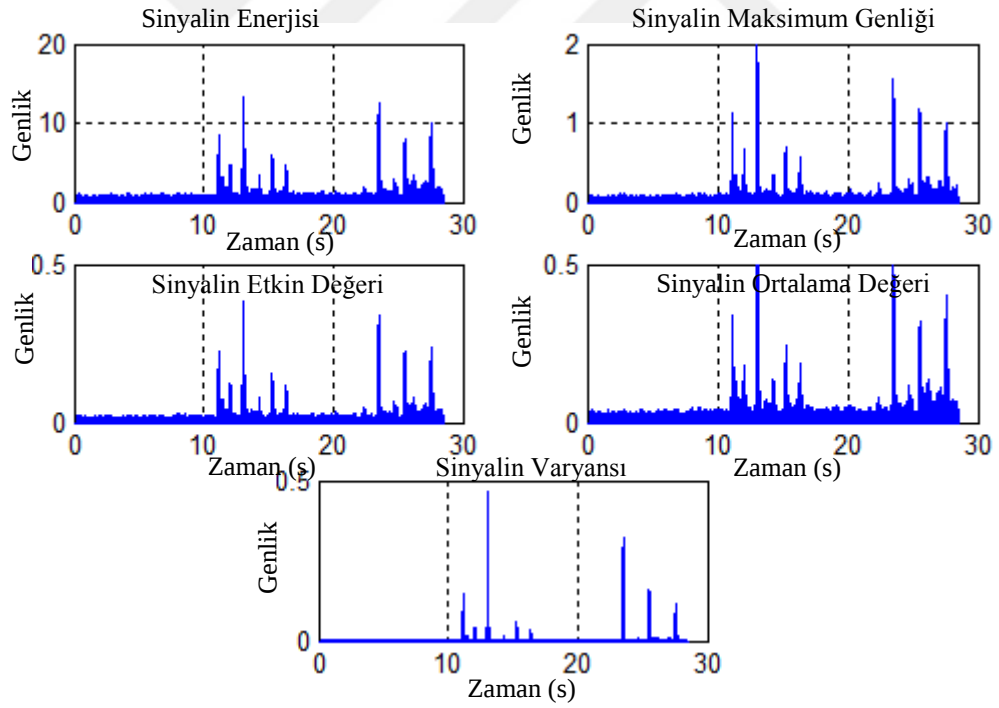
Şekil 11.19. Kanal 1'den kaydedilen EMG sinyalinin öz nitelikleri



Şekil 11.20. Kanal 2'den kaydedilen EMG sinyalinin öz nitelikleri

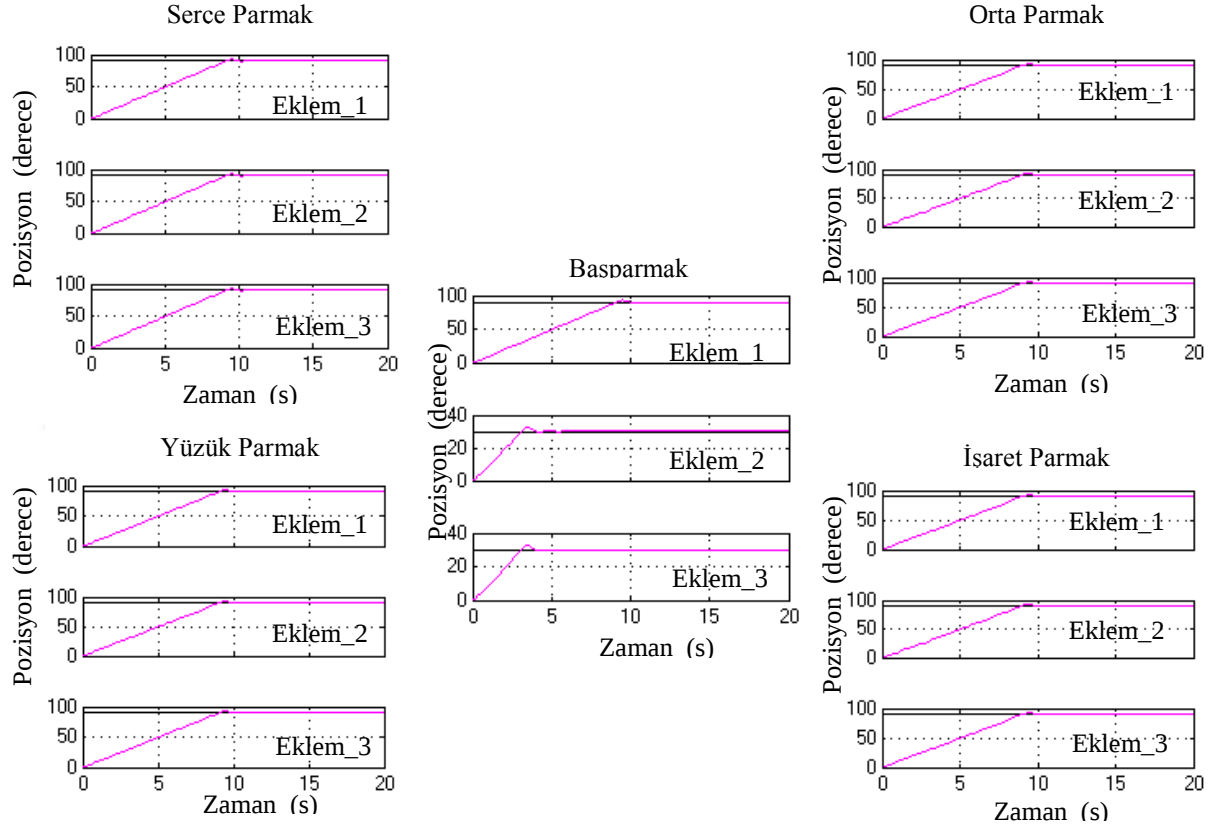


Şekil 11.21. Kanal 3'den kaydedilen EMG sinyalinin öz nitelikleri



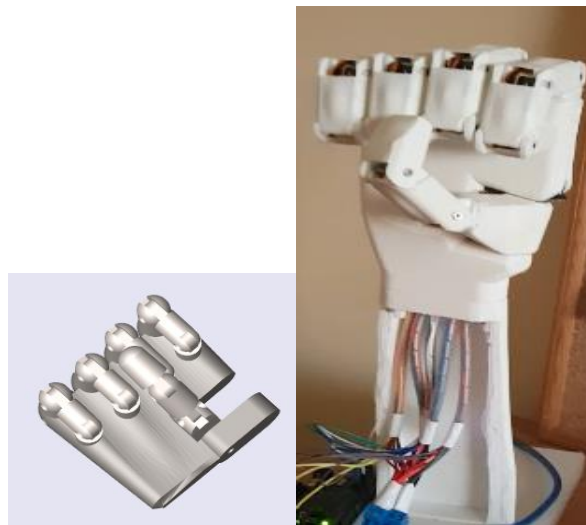
Şekil 11.22. Kanal 4'den kaydedilen EMG sinyalinin öz nitelikleri

El kapama hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 11.23’de görüldüğü gibi sağlanmıştır.



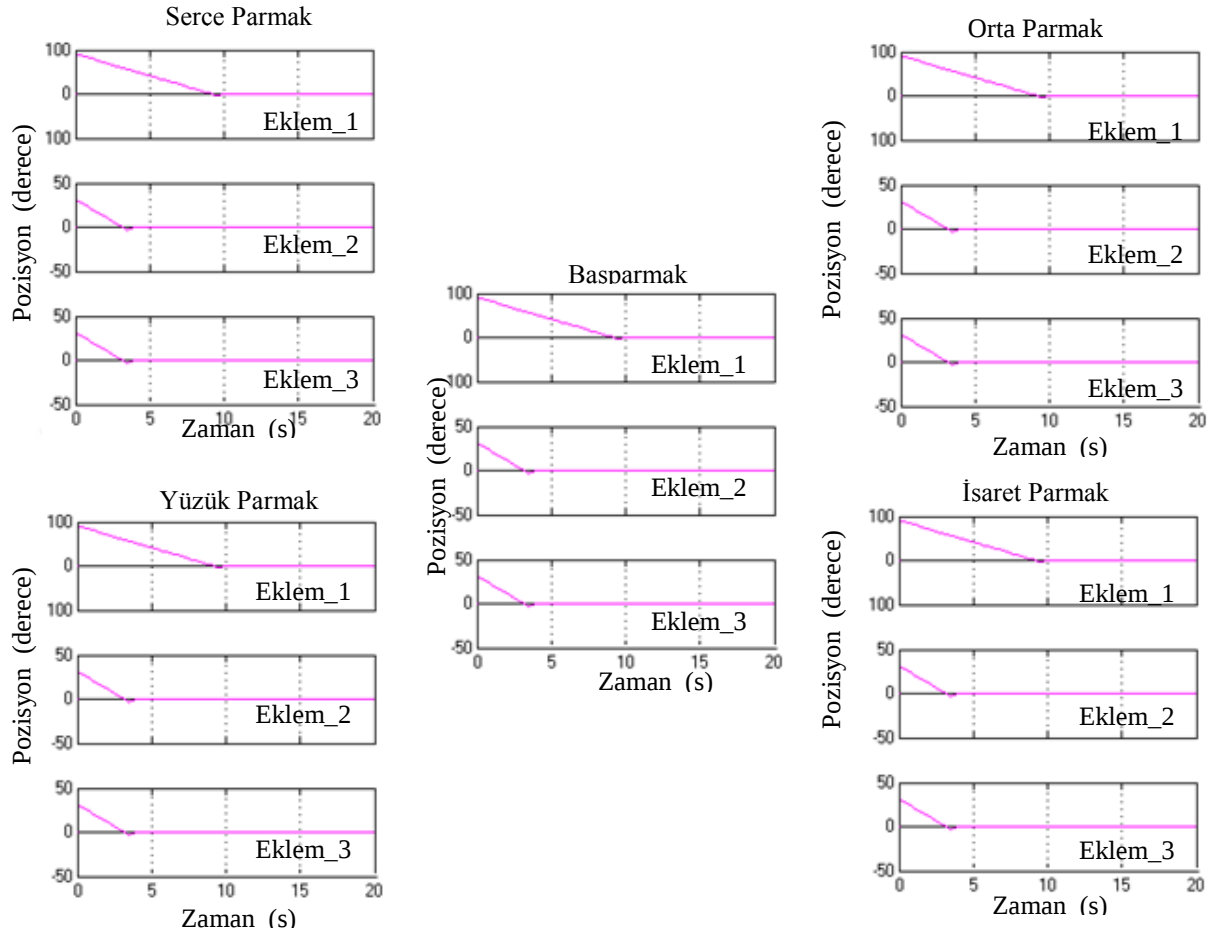
Şekil 11.23. El kapama hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Ayrıca harekete ait simülasyon ve prototip görüntüsü de Şekil 11.24’de yer almaktadır.



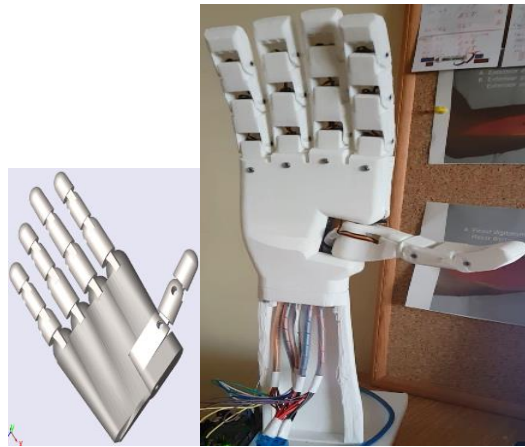
Şekil 11. 24. Simülasyon ve protez el prototipinin el kapama hareketi görüntüsü

El açma hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 11.25’de görüldüğü gibi sağlanmıştır.



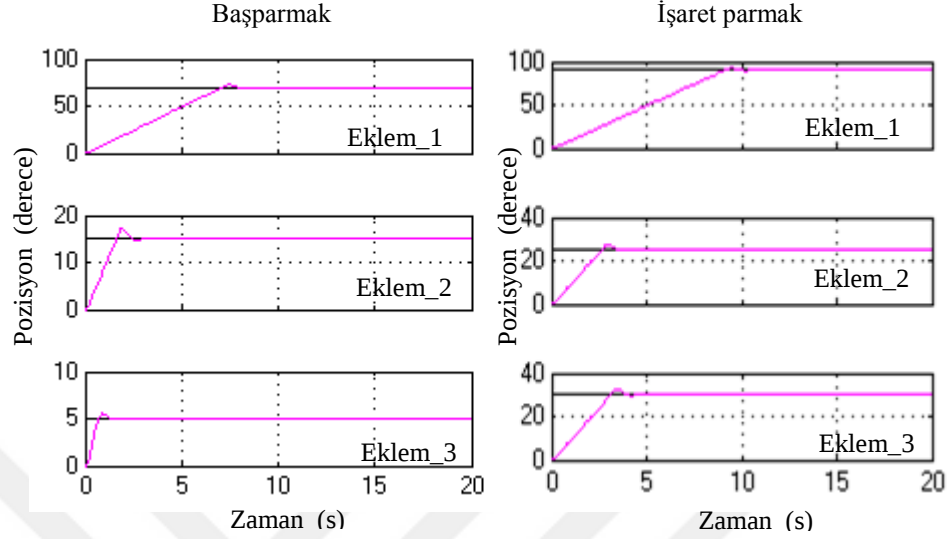
Şekil 11.25. El açma hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Ayrıca harekete ait simülasyon ve prototip görüntüsü de Şekil 11.26’de yer almaktadır.



Şekil 11.26. Simülasyon ve protez el prototipinin el açma hareketi görüntüsü

Başparmak-İşaret parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 11.27’de görüldüğü gibi sağlanmıştır.



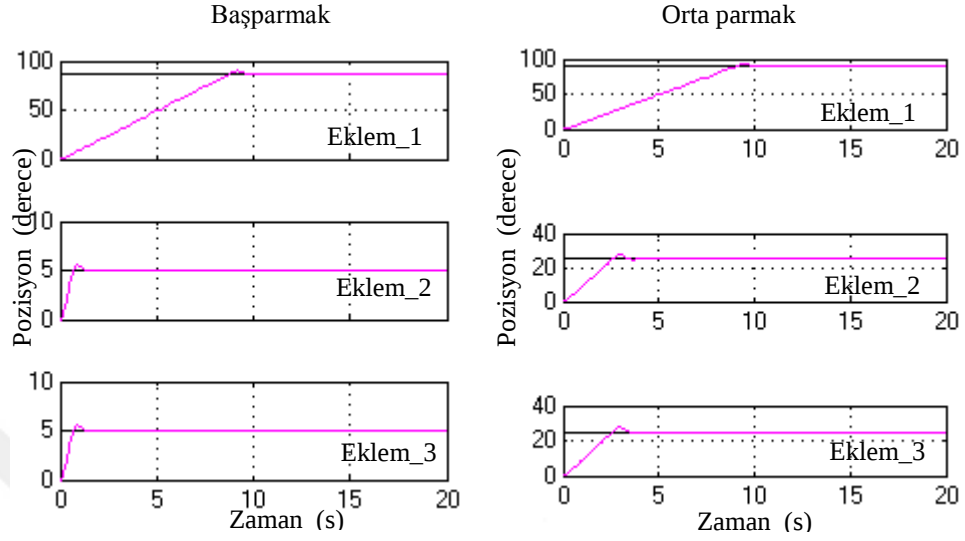
Şekil 11.27. Başparmak-İşaret parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Ayrıca harekete ait simülasyon ve prototip görüntüsü de Şekil 11.28’de yer almaktadır.



Şekil 11.28. Simülasyon ve protez el prototipinin baş-ışaret parmak teması hareketi görüntüsü

Başparmak-Orta parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 11.29’de görüldüğü gibi sağlanmıştır.



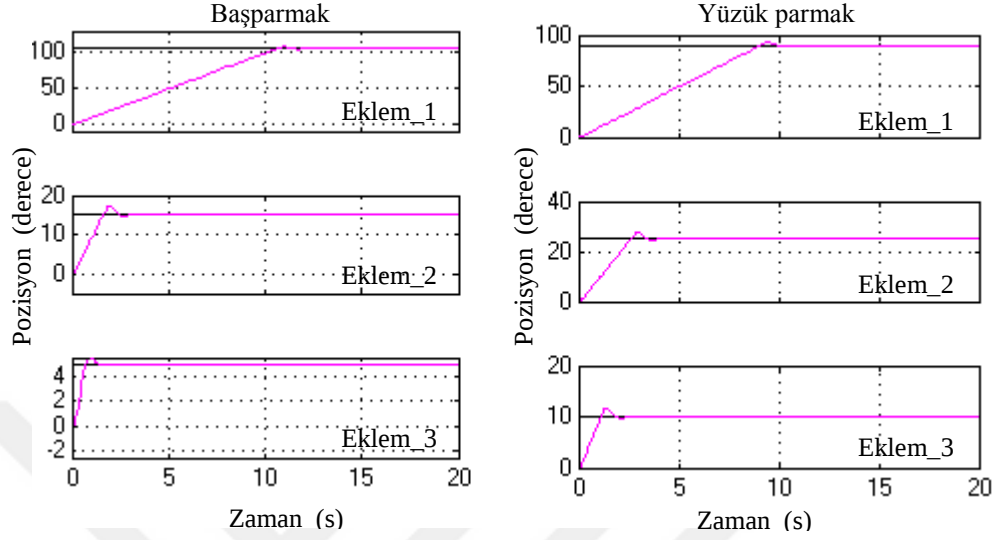
Şekil 11.29. Başparmak-Orta parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Ayrıca harekete ait simülasyon ve prototip görüntüsü de Şekil 11.30’da yer almaktadır.



Şekil 11.30. Simülasyon ve protez el prototipinin baş-ışaret parmak teması hareketi görüntüsü

Başparmak-Yüzük parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 11.31’de görüldüğü gibi sağlanmıştır.



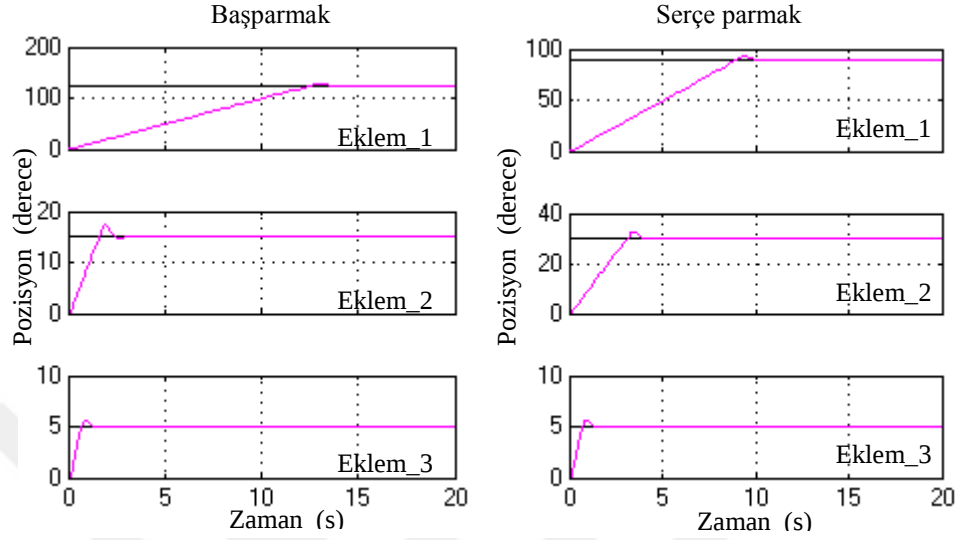
Şekil 11.31. Başparmak-Yüzük parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Ayrıca harekete ait simülasyon ve prototip görüntüsü de Şekil 11.32’de yer almaktadır.



Şekil 11.32. Simülasyon ve protez el prototipinin baş-yüzük parmak teması hareketi görüntüsü

Başparmak-Serçe parmak teması hareketi için sırası ile tüm parmakların her bir eklemine bağlı servo motorların pozisyon kontrolü belirlenen referans açı değerini sağlayacak PID kontrolörler ile Şekil 11.33’de görüldüğü gibi sağlanmıştır.



Şekil 11.33. Başparmak-Serçe parmak teması hareketi için PID kontrolörlerin cevabı

Harekete ait simülasyon ve prototip görüntüsü de Şekil 11.34’de yer almaktadır.



Şekil 11.34. Simülasyon ve protez el prototipinin baş-ışaret parmak teması hareketi görüntüsü

UYGULAMA 2 için Sonuçlar ve Yorumlar:

Çalışma kapsamında kullanıcı ile protez el arasında etkin bir iletişim ağı kurulmuştur. EMG sinyalleri dört adet yüzey elektrot grubu yardımı ile ön kol kaslarından (Flexor policis longus, Flexor carpi radialis, Brachioradialis, Extensor Carpi radialis, Extensor Digiti Minimi ve Extensor Carpi Ulnaris) kaydedilmiştir. Kaydedilen biyoelektriksel sinyaller bir dizi ön işleme ve öznitelik çıkarım işlemlerine tabi tutularak EMG sinyallerinin maksimum, etkin, ortalama, varyans ve enerji değerleri hesaplanmıştır. Tasarlanan % 85.71 sınıflandırma başarısına sahip ileri yayımlı YSA algoritması ile gerçek zamanlı olarak sinyallere ait öznitelikler sınıflandırılmış ve üç boyutlu protez el simülatörüne ve 3D yazıcı ile 1:1.5 oranında üretilen beş parmaklı ve on beş eklemlili protez el prototipine hareket sinyali olarak uygulanmıştır. Protez elin simülatörünün her bir eklemine bağlı ultra nano servo motorların konum kontrolleri PID kontrolörler ile kapalı çevrim olarak sağlanmıştır. Prototip elin eklem pozisyon kontrolü ise eklemlere bağlı ultra nano servo motorların içerisinde yer alan oransal kazançlı kontrolör ile sağlanmış ekstra bir kontrolör tasarımına ihtiyaç duyulmamıştır.

Bu uygulama ile tasarlanan kullanıcı kişi ile protez el arasında bilişsel bir ara yüz ve iletişim ağı başarı ile kurulmuştur.

12. SONUÇLAR VE YORUMLAR

Biyolojik elin işlevlerini taklit eden protez ellerin fonksiyon kabiliyetini ve işlevselliğini arttıran ana unsur, parmakların hareketidir. Parmakların birbirlerinden bağımsız yaptıkları hareket sayısı arttıkça, protez elin hareket kabiliyeti genişlemekte ve biyolojik eli daha başarılı bir şekilde taklit edebileceği aşıkardır. Bu referans bakış açısı ile şekillendirilen tez çalışması kapsamında protez ele altı farklı parmak hareketi ile protez elin işlevselliği yani fonksiyonelliği arttırılmıştır. Biyoelektriksel sinyaller iki ayrı kullanıcı kişiden altı el hareket için dört set halinde yüzey Elektromiyografi yöntemi ile dört adet yüzey elektrot grubu yardımı ile ön kol kaslarından (Flexor policis longus, Flexor carpi radialis, Brachioradialis, Extensor Carpi radialis, Extensor Digiti Minimi ve Extensor Carpi Ulnoris) kaydedilmiştir. Böylelikle geniş çaplı bir biyoelektriksel sinyal veri tabanı oluşturulmuştur. Kaydedilen biyoelektriksel sinyaller bir dizi ön işleme ve öznitelik çıkarım işlemlerine tabi tutularak EMG sinyallerinin maksimum, etkin, ortalama, varyans ve enerji değerleri hesaplanmıştır. Etkin bilişsel etkileşim ağı oluşturulabilmek için İleri yayımlı YSA, Kademeli ileri yayımlı YSA, Radyal tabanlı YSA, Kesin Radyal Tabanlı YSA, Olasılıksal Tabanlı YSA, Regresyon Tabanlı YSA, En yakın Komşu ve Destek Vektör Makinası sınıflandırma algoritmaları geliştirilmiştir. Ve bu algoritmalarından sırası ile % 85.71, %90.476, %78.57, %82.142, %90.476, %90.476, %94.047, %90.476 test sınıflandırma başarısı elde edilmiştir. Anlamlandırılan biyoelektriksel sinyaller, tasarlanan üç boyutlu protez el simülatörüne ve 3D yazıcı ile üretilen beş parmaklı ve on beş eklemlili protez el prototipine referans hareket sinyali olarak uygulanmış ve tasarlanan kontrolörler ile de protez elin parmak eklemlerinin konum kontrolü gerçekleştirilmiştir. Protez elin her bir eklemi bir adet ultra nano servo motor ile hareket ettirilmekte olup, motorların konum kontrolleri GA ile tasarlanan PID ve KKK ile sağlanmıştır. Böylece kullanıcı kişi ile protez el arasında bilişsel bir ara yüz ve iletişim ağı yaklaşık % 70 başarı ile kurulmuştur.

Tez çalışmasının literatüre katkısı ve özgün yönleri özetlenecek olursa:

➤ Bu tez çalışması *Mekanik* alanda protez elin mekanik analizi, tasarımı ve imalatını *Elektrik* alanında biyomedikal sinyallerin analizi, sınıflandırması ve bilişsel etkileşim ağı

kurulum çalışmalarını bir arada bünyesinde bulundurması nedeni ile disiplinler arası bir tez çalışmasıdır.

➤ Literatür incelendiğinde EMG sinyalleri ile el hareketlerinin sınıflandırılması işlemi bileğin içe ve dışa bükülme hareketleri, el açma, kapama, üç parmak teması, tüm parmaklarla kavrama hareketleri için gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada dört kastan her parmak için ayrı ayrı aksiyon sinyali alınmış ve parmakların hareketi birbirinden bağımsız incelenmiştir. Biyoelektriksel sinyaller ile baş-işaret parmağı teması, baş-orta parmağı teması, baş-yüzük parmağı teması ve baş serçe parmağı teması hareketlerinin anlamlandırılması sağlanmış ve literatüre katkı yapılmıştır.

➤ Yurt dışında satışı gerçekleştirilen ve fonksiyon olarak en gelişmiş EMG kontrollü biyonik eller (“bebionic hand”) beş parmaklı, her parmağında ikişer eklem olarak tasarlanmış ve sahip oldukları on eklem beş motor ile kontrol edilmektedir. Bu tasarım parmak eklemlerinin ayrı ayrı kontrol edilmesine imkân sağlamamaktadır. Bu tez çalışması kapsamında beş parmaklı ve her parmakta üçer eklem olmak üzere toplamda on beş eklemlilik protez el prototipi imal edilmiştir. Elin sahip olduğu on beş eklem on beş motor ile ayrı ayrı kontrol edilebilmekte ve parmak eklemlerinin ayrı ayrı hareketi sağlanabilmektedir.

➤ Literatürde rastlanmayan üç boyutlu beş parmaklı ve on beş eklemlilik protez el simülatörü tasarım çalışması bu tez kapsamında gerçekleştirilmiştir. Simülatörde protez el mekaniğine ait tüm parametreler dikkate alınmış olup, elin kontrol ve mekanik analizlerinin gerçekleştirilebildiği bir test ve tasarım ortamı oluşturulmuştur.

Çalışmanın ileriye dönük temel hedefleri ise:

➤ Sınıflandırma başarısını düşüren yüzey elektrot ile EMG sinyal kayıt işlemini iğne elektrotlar ile uzman bir doktor eşliğinde gerçekleştirmektir. Böylece ilgili parmak sinirden direk kasılma ve gevşeme sinyalini alarak diğer kasların gürültü sinyallerinden arınmış bir şekilde kaydedilecek ve sınıflandırma algoritmasının başarısı arttırılacaktır.

➤ Geliştirilen bilişsel ara yüzü protez el mekaniklerine adapte ederek protez el mekaniklerinin fonksiyonelliğini arttırmak ve dolayısı ile protez el kullanıcılarının yaşam kalitelerinin yükseltilmesine katkıda bulunmaktır.

KAYNAKLAR

- [1] **Dorcas, D.S., Scott, R.N.**, 1966. A three-state myoelectric control. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 4:367-370.
- [2] **Bottomley, A.H.**, 1962. Working model of myoelectric control. *Proceedings Of The International Symposium On The Application Of Automatic Control In Prosthetic Design*, Belgrade, Yugoslavia, 37-45.
- [3] **Kobrinski, AY**, 1960. Problems of bioelectric control. *Transactions of the 1st international congress on automatic controls*, vol 2. Butterworths, London, pp. 619-620.
- [4] **Schmidl, H.**, 1965. The INAIL Myoelectric B/E prosthesis. *Orthotics and Prosthetics*, pp. 298-303.
- [5] **Bontrager, E.L.**, 1965. The application of muscle education techniques in the investigation of myoelectric control, *Case Western Reserve Univ Rep* 4-65-13.
- [6] **Suzuki, R.**, 1969. Myoelectric control of a multifunctional system, *Proceedings of the 8th International Conference On Medical And Biological Engineering*, Chicago.
- [7] **Tomovic, R.**, 1966. Control theory and signal processing in prosthetic systems, The control of external power in upper extremity rehabilitation, *National Academy of Science- National Research Council*, Washington DC, pp. 221-226.
- [8] **Rakic, M., Jaksiz, D., Ivancevic, N.**, 1970. Technical evaluation of Belgrade hand prosthesis, *Proceedings Of The 3rd International Symposium On External Control of Human Extremities*, Dubrovnic, pp. 139- 143.
- [9] **Tomovic, R.C., Kennedy, J.L.**, 1949. Prediciton and automatic control of alertness III – calibration of the alertness indicator and further results, *Journal of Comparative Physiology, Psychiatry*, 42:45-57.
- [10] **Freedy, A., Lyman, J.**, 1969. Adaptive aiding, *Proceeding Of The 3rd International Symposium On External Control Of Human Movement*, Dubrovnik, Yugoslavia, pp. 307-322.

- [11] **Wirta, RW., Taylor, DR.**, 1969. Development of a multi-axis myoelectrically controlled prosthetic arm”, *Advances In External Control Of Human Extremities. Proceedings Of The 3rd International Symposium On External Control Of Human Extremities*, Dubrovnik, pp.245-253.
- [12] **Herberts, P.**, 1973. Hand prosthesis control via myoelectric patterns, *Acta Orthopaedica Scandinavica Journal*, 44:389-409.
- [13] **Childress, D.S, Billock, J. N.**, 1970. Self-containment and self-suspension of externally powered prostheses for the forearm, *Bull Prosthet Res BPR*, 10(14):4-21.
- [14] **Graupe, D. ve W. K. Cline.**, 1975. Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes, *IEEE Tr. on Systems, Man, and Cybernetics*, SMC-5, 2:252–259.
- [15] **Basmajian, M,D., De Luca, C,J.**, 1985. Muscles Alive, *Williams&Wilkins*, Baltimore.
- [16] **Zardoshti, M., Wheeler, B., Badie, K., Hashemi, M, R.** EMG Feature Evaluation for Movement Control of Upper Extremity Prostheses, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 3:324-33.
- [17] **Englehart, K., Hudgins, B., Parker, P., Stevenson, M.**, 1998. Time-Frequency Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal, *Proceedings of the 20th Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*. ICEMBS Press.
- [18] **Englehart, K.**, 1998. Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal. *Doctoral Thesis*. University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, Canada.
- [19] **Englehart, K., Hudgin, B., Parker, P.A., Stevenson M.**, 1999. “Improving Myoelectric Signal Classification using Wavelet Packets and Principle Component Analysis, *In ICEMBS’99. Proceeding of the 21st Annual International Conference on the Engineering in Medicine and Biology Society*, ICEMBS Press.
- [20] **Englehart, K., Hudgin, B., Parker, P.A.**, 2001. A Wavelet-Based Continuous Classification Scheme for Multifunction Myoelectric Control, *In IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48:3, pp.302-311.
- [21] **Nishikawa, D., Yu, W., Yokoi, H., Kakazu, Y.**, 2002. On-Line Supervising

Mechanism For Learning Data In Surface Electromyogram Motion Classifiers, *Journal and Communication in Japan*, 33:14, pp. 2634-2643

- [22] **Boostani, R., Moradi, M.H.**, 2003. Evaluation of the Forearm EMG signal Features for the control of a Prosthetic Hand, *Institute Of Physics Publishing Physiological Measurement*, *Physiol. Meas.* 24, 309–319, PII: S0967-3334(03)38946-4
- [23] **Kilby, J., Hosseini, H.G.**, 2004. Wavelet Analysis of Surface Electromyography Signals, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*1:384-7, PMID: 17271692 DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1403174.
- [24] **Haihua, L.**, 2005. Wavelet Transform and Real-Time Learning Method for Myoelectric Signal in Motion Discrimination, *Conference Paper in Journal of Physics Conference Series* 13(1):127-130, June 2005, DOI: 10.1109/ICNIC.2005.1499859.
- [25] **Zheng, L., He, X.**, 2005. Classification Techniques in Pattern Recognition, *WSCG, Conference Proceedings*, ISBN 80-903100-8-7.
- [26] **Arieta, A, H., Katoh, R, Yokoi, H., Wenwei, Y.**, 2006. Development of multi-DOF electromyography prosthetic system using the adaptive joint mechanism, *Applied Bionics and Biomechanics*, 3, pp.101–112.
- [27] **Zhao, Z., Chen, X., Zhang, X., Yang, J., Tu, Y., Lantz, V., Wang, K.**, 2007. Study on Online Gesture SEMG Recognition, *Advanced Intelligent Computing Theories and Applications. With Aspects of Theoretical and Methodological Issues*, pp.1257-1265.
- [28] **Du, Y.C., Hu W.C., Shyu, L.Y.**, 2004. The effect of data reduction by independent component analysis and principal component analysis in hand motion identification, *Engineering in Medicine and Biology Society, 26th Annual International Conference of the IEEE*.
- [29] **Mahdi, K., Mehran, J.**, 2007. A Novel Approach to Recognize Hand Movements Via sEMG Patterns, *Engineering in Medicine and Biology Society, 29th Annual International Conference of the IEEE*.
- [30] **Zhizeng, L., Xiaoliang, R., Yutao Z.**, 2004. Multi-pattern recognition of the forearm movement based on SEMG, *Information Acquisition, Proceedings. International Conference on IEEE*, DOI: 10.1109/ICIA.2004.1373391, 21-25 June.

- [31] **Khzeri, M., Jahed, M., Sadati, N.,** 2007. Neuro-Fuzzy surface EMG pattern recognition for multifunctional hand prosthesis control, *Industrial Electronics, IEEE International Symposium.*
- [32] **Zhao, J., Xlie, Z., Jing, L., Cai, H., Hong, L., Hirzinger, G.,** 2006. EMG control for a five-fingered prosthetic hand based on wavelet transform and autoregressive model, *International Conference On Mechatronics And Automation, China.*
- [33] **Mohammadreza A. O.I, Huosheng H.,** 2007. Review: Myoelectric control systems: A survey, *Biomedical Signal Processing and Control*, 2 pp. 275:294.
- [34] **Vuskovic, M., Du, S.J.,** 2002. Classification of prehensile EMG patterns with simplified fuzzy ARTMAP networks, in: *Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks*, 3 pp. 2539:2544.
- [35] **Huang, Y., Englehart, K., Hudgins, B., Chan, A.D.C.,** 2005. A Gaussian mixture model based classification scheme for myoelectric control of powered upper limb prostheses, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52 (11), pp. 1801:1811.
- [36] **Englehart, K., Hudgins, B., Parker, P.A.,** 2001. A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 4 (3), pp.302:310.
- [37] **Hudgins, B., Parker, P., Scott, R.,** 1993. A new strategy for multifunction myoelectric control, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 40 (1), pp. 82–94.
- [38] **Carrozza, M.C., Cappiello, G., Stellin, G., Zaccane, F., Vecchi, F., Micera, S., Dario, P.,** 2005. On the development of a novel adaptive prosthetic hand with compliant joints: experimental platform and EMG control, In: *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, April, pp. 3951–3956.
- [39] **Fukuda, O., Tsuji, T., Kaneko, M., Otsuka, A.,** 2003. A human-assisting manipulator teleoperated by EMG signals and arm motions”, *IEEE Transaction Robotics And Automation* 19 (2) pp.210:222.
- [40] **Lamounier, E., Soares, A., Andrade, A., Carrijo, R.,** 2002. A virtual prosthesis control based on neural networks for EMG pattern classification, in: *Proceedings of the Artificial Intelligence and Soft Computing*, Canada.
- [41] **Chu, J., Moon, I., Kim, S., Mun, M.,** 2005. Control of multifunction myoelectric

- hand using a real time EMG pattern recognition, *in: Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, China, pp. 3957-3962.
- [42] **Hocaoğlu, E.**, 2010. Data Aquisition and Feature extraction for Classification of Prehensile SEMG Signal For Control of A Multifunctional Prosthetic Hand, *Yüksek Lisans Tezi*, Sabancı Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilimdalı, İstanbul.
- [43] **Patoğlu V.**, 2010. Çok fonksiyonlu protez ellerde kullanılmak üzere yEMG sinyalinin öznelik çıkarma metotlarının performanslarına göre karşılaştırılması, *109M020 Nolu Tübitak Proje Sonuç Raporu*.
- [44] **Şenli K.**, 2007. “EMG (Elektromiyografi) Kontrollü Protez Kol Tasarımı”, *Yüksek Lisans Tezi*, Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [45] **Ejderha, H.**, 2009. “EMG işaretlerin kullanılarak yorgunluk seviyelerinin neuro-fuzzy ve YSA ile sınıflandırılması, *Yüksek Lisans Tezi*, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kahramanmaraş.
- [46] **Yazıcı , İ.**, 2008. EMG İşaretlerinin İşlenmesi Ve Sınıflandırılması”, *Yüksek Lisans Tezi*, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.
- [47] **Taşan, D.**, 2008. Protez Denetimi İçin Elektromiyografi (EMG)de Örüntü Tanıma, *Yüksek Lisans Tezi*, Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [48] **Akgün, G., Alveroğlu,A., Özkaya, G., Kaplanoglu, E.**, 2013. Sonlu Durum Makine Yöntemi ile Protez El Kontrolü”, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2013*, 26-28 Eylül, Malatya.
- [49] **Webster, John G.**, 1978, Medical Instrumentation, *Applications and Design*
- [50] **Yazgan, E., Korurek, M.**, 1996, *Tıp Elektronik*, ISBN975-561-073-1
- [51] **De Luca, C.J.**, 1997, The use of Surface Electromyography in Biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*,1(2), pp.135-163
- [52] SENIAM EMG protokol, <http://www.seniam.org/> (Download date: 21.03.2014)
- [53] **De Luca, C.J.**, 2006, Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Jhon Willey Publisher, pp. 98-109
- [54] **Engin, E.Z., Taşan, D., Engin, M.**, 2015. Çok işlevli protez el kontrolü için önkol Elektromiyografi işaretlerinin sınıflandırılması, *Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fen Ve Mühendislik Dergisi*, Cilt/Vol.:17, No/Number:1, Sayı/Issue:49, Sayfa/Page:35-46,

- [55] **Yüksel, A., Korürek, M.,** 2008. EMG İşaretlerinin Genetik Algoritmalar ve Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı ile Sınıflandırılması, Elektrik - Elektronik Ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu,26-30 Kasım, Bursa.
- [56] **Hardalaç, F., Poyraz, M.,** 2002. Yapay Sinir Ağları Kullanılarak EMG Sinyallerinin Sınıflandırılması Ve Neuropathy Kas Hastalığının Teşhisi, *Journal of Polytechnic*, 5:1, pp. 75-81.
- [57] **Erol, C.,** 2012. Yapay Zeka Denetimi ile EMG Sinyallerinin İşlenmesi ve Sınıflandırılması, *Yüksek Lisans Tezi*, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- [58] **Özmen, G., Özbay, Y., Ekmekci, A.H.,** 2014. Muscle Fatigue Classification with ANN in EMG signals, *TIPTEKNO '14*, Perissia Hotel & Convention Center, KAPADOKYA, 25 – 27 Eylül.
- [59] **Akgün, G., Demetgül, M., Kaplanoğlu, E.,** 2013. EMG Sinyallerinin Öznitelik Çıkarımı ve Geri Yayılımlı Yapay Sinir Ağı, Algoritması İle Sınıflandırılması, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2013*, Malatya 26-28 Eylül.
- [60] **Çayıroğlu, İ.,** İleri Algoritma Analizi, Yapay Sinir Ağları, Karabük Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Ders Notu, download date:16.12.2016, <http://www.ibrahimcayiroglu.com/dokumanlar/ilerialgoritmaanalizi/ilerialgoritmaanalizi-5.hafta-yapaysiniraglari.pdf>
- [61] **Doğmuş, O., Yılmaz, Ş., Keçecioğlu, F., Yılmaz, A., Özer, Z.,** 2013. Tekstil Fabrikası Maketinin Nem ve Sıcaklığının Yapay Sinir Ağı İle Kontrolü, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2013*, Malatya, 26-28 Eylül.
- [62] **Bayram, S., Kaplan, K., Kuncan, M., Ertunç, H.M.,** 2013. Bilyeli Rulmanlarda Zaman Uzayında İstatistiksel Öznitelik Çıkarımı ve Yapay Sinir Ağları Metodu ile Hata Boyutunun Kestirimi, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2013*, Malatya, 26-28 Eylül.
- [63] **Ötkün, A., Karlık, B.,** 2013. YSA ve Pencere Ortalamaları Kullanılarak Yüz Tanıma Sistemi, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2013*, Malatya, 26-28 Eylül.
- [64] **Karakus Özbay M., Altın, C., Er, O.,** 2013. Yapay Sinir Ağları ile Banka Pazarlama Kampanyalarının Performans Tahmini, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2013*, Malatya, 26-28 Eylül.

- [65] **Okan, U., Dalkılıç, H.Y.**, 2012. Radyal Tabanlı Yapay Sinir Ağları ile Kemer Barajı Aylık Akımlarının Modellenmesi, *İMO Teknik Dergi*, 5957-5966, Yazı 379.
- [67] **Yakut, E., Elmas, B., Yavuz, S.**, 2014. Yapay Sğnr Ağları Ve Destek Vektör Makineleri Yöntemleriyle Borsa Endeksi Tahmini, *Süleyman Demirel Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi* 19:1, s.139-157.
- [68] **Kumaşoğlu, G., Bolat, B.**, 2011. Yapay Sinir Ağlarıyla Müzikal Tür Tanıma, Elektrik-Elektronik Bilgisayar Sempozyumu (FEEB 2011) Fırat Üniversitesi, 5-7 Ekim, Elazığ.
- [69] **Specht, D. F.**, Probabilistic neural networks, 1990. *Neural Networks*, Vol. 3 (1), pp 109-118, 1990.
- [70] **Engin, E., Kuyucuoğlu, F.**, 2003. “Sayısal Ses İşlemenin Tıbbi Alanda Kullanılması”, *Bitirme Projesi Tezi*, Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü.
- [71] **Fırat, U.**, 2005. Yapay Sinir Ağı Kullanarak Deprem Eğiliminin Kestirimi, *Deprem Sempozyumu*, Kocaeli, s. 1348-1352.
- [72] MATLAB R2014a Tutorial, KD Tree Searcher class Tutorial, www.mathworks.com/help/stats/2014
- [73] **Kaya, Y., Pehlivan, H.**, 2014. KNN, NN, Bayes, DT ve SVM Kullanılarak EKG Vurularının Sınıflandırılması, 2. International Symposium On Innovative Technologies In Engineering And Science, 18-20 June, Karabuk University, Karabük.
- [74] **Alpaydın E.**, 2010, *Yapay Öğrenme*, Boğaziçi Üniversitesi Yayınevi, ISBN: 978-6-054-23849-1, İstanbul, s.1-35.
- [75] **Özger Z. B., Amasyalı M. F.**, 2013. Meta Öğrenme ile KNN Parametre Seçimi KNN, *IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı (SİU2013)*, ISBN: 978-1-4673-5562-9, Girne, KKTC, s.1-4.
- [76] **Dinçer E.**, 2006. Veri Madenciliğinde K-means Algoritması ve Tıp Alanında Uygulanması, pp. 1, 55-64.
- [77] **Kırmızıgül Çalışkan, S., Soğukpınar, İ.**, 2008. KxKNN: K-means ve K En Yakın Komşu Yöntemleri ile Ağlarda Nüfuz Tespiti, 2. *Ağ ve Bilgi Güvenliği Sempozyumu*, Girne, 16-18 Mayıs.
- [78] **Yıldız, K., Çamurcu, Y., Doğan, B.**, 2010. Veri Madenciliğinde Temel Bileşenler Analizi ve Negatifsiz Matris Çarpanlarına Ayırma Tekniklerinin

- Karşılaştırmalı Analizi, *Akademik Bilişim Konferansı*, Muğla, 10-12 Şubat.
- [79] **M. C. Naldi, A. C. P. L. F. de Carvalho, R. J. G. B. Campello, and E. R. Hruschka**, 2007. "Genetic clustering for data mining," in *Soft Computing for Knowledge Discovery and Data Mining*, O. Maimon and L. Rokach, Eds. New York: Springer-Verlag, pp. 113-132.
- [79] **Özkan, H.**, 2013. K-means kümeleme ve k-NN sınıflandırma algoritmalarının öğrenci notları ve hastalık verilerine uygulanması, *Lisans Tezi*, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi ,Matematik Mühendisliği Programı.
- [80] **Çölkesen, İ., Kavzoğlu, T.**, 2010. Farklı Boyutta Eğitim Örnekleri İçin Destek Vektör Makinelerinin Sınıflandırma Performansının Analizi, *Uzaktan Algılama Ve Coğrafi Bilgi Sistemleri Sempozyumu*, Gebze – Kocaeli, 11 – 13 Ekim.
- [81] **Kavzoğlu, T., Çölkesen, İ.**, 2010. Destek Vektör Makineleri İle Uydu Görüntülerinin Sınıflandırılmasında Kernel Fonksiyonlarının Etkilerinin İncelenmesi, *Harita Dergisi*, Temmuz 2010 Sayı 144
- [82] **Cortes, C., Vapnik, V.**, 1995. Support-vector networks, *Machine Learning*, 20(3), 273-297.
- [83] **Pal, M., Mather, P.M.**, 2005. Support vector machines for classification in remote sensing, *International Journal of Remote Sensing*, 26(5), 1007-1011.
- [84] **Vapnik, V.N.**, 2000. *The Nature of Statistical Learning Theory*, Second Edition (New York: Springer-Verlag).
- [85] **Huang, C., Davis, L.S., Townshend, J.R.G.**, 2002. An assessment of support vector machines for land cover classification, *International Journal of Remote Sensing*, 23(4), 725-749.
- [86] **Melgani, F., Bruzzone, L.**, 2004, Classification of hyperspectral remote sensing images with support vector machines, *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 42(8), 1778-1790.
- [87] **Foody, G.M.**, 2004. Thematic map comparison: Evaluating the statistical significance of differences in classification accuracy, *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing*, 70(5), 627-633.
- [88] **Kavzoglu, T., Colkesen, I.**, 2009. A kernel functions analysis for support vector machines for land cover classification, *International Journal of Applied*

Earth Observation and Geoinformation, 11(5), 352-359.

- [89] **Pal, M., Foody, G.M.**, 2010, Feature selection for classification of hyperspectral data by SVM, *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 48(5), 2297–2307.
- [90] **Günay, M., Alkan, A.**, 2010. Spektral Yöntemler Ve Dvm Sınıflandırıcı İle EMG İşaretlerinin Tasnifi, *KSÜ Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 13(2), 63
- [91] **Erdoğan, Ş., Ayhan, S.**, 2014. Destek Vektör Makineleriyle Sınıflandırma Problemlerinin Çözümü İçin Çekirdek Fonksiyonu Seçimi, *Eskişehir Osmangazi Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Dergisi*, 9(1), 175-201
- [92] **Ortaç, R.**, 2010. Destek Vektörü Makineleri Tabanlı Hata Bulma, Tanıma Ve Hata Toleransli Kontrol Yöntemleri, *Doktora Tezi*, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Elektrik Mühendisliği Programı : Kontrol Ve Otomasyon Mühendisliği.
- [93] **Koç D, Türker, M.**, 2008. Destek vektör makineleri ile yüksek çözünürlüklü Görüntülerden binaların belirlenmesi, *I. Cbs günleri sempozyumu* 200819, TMMOB Harita Ve Kadastro Mühendisleri Odası Ankara Şubesi, Ankara, 21 Kasım.
- [94] **Güran, A., UYSAL, M., Doğrusöz, Ö.**, 2014. Destek Vektör Makineleri Parametre Optimizasyonunun Duygu Analizi Üzerindeki Etkisi, *DEU Mühendislik Fakültesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 16(48) ,86-93.
- [95] MATLAB R2014a Tutorial, 2016. ANN And SVM Classification Tutorial, www.mathworks.com/help/stats/
- [96] **Fedák, V. Durovsky F. Üveges, R.**, 2014. Analysis of Robotic System Motion in simmechanics and MATLAB GUI Environment, *MATLAB Applications for the Practical Engineer*, Chapter 20,.
- [97] The MathWorks.Inc. , 2007. SimMechanics User's Guide, download date:16.12.2016 <https://mecanismos2mm7.files.wordpress.com/2011/09/tutorial-sim-mechanics.pdf>
- [98] **Dechev, N., Cleghorn, W. L., Naumann. S.**, 1999. Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand, *Proc. of the 6th National Applied Mechanisms & Robotics Conference, December*.
- [99] **Lin, J., Wu, Z., Huang, T. S.**, 2001. Modeling the Constraints of Human Hand Motion, *Proc. of 5th Annual Federated Laboratory Symposium*, Maryland,

20-22 March.

- [100] **Visser, H., Herder, H.,** 2000. Force-Directed Design of a Voluntary Closing Hand Prosthesis, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 37(3), 261–271
- [101] **Dragulescu D, Ungureanu L, Stanciu A.,** 2005. Modeling the Motion of the Human Middle Finger *Proceedings of SACI, 12–14* Editura Politehnica, Timisoara, Romania May., pp. 99–106.
- [102] **Hager-Ros, C., Schieber. M. H.,** 2000. Quantifying the Independence of Human Finger Movements: Comparisons of Digits, *Hands, and Movement Frequencies, The Journal of Neuroscience*, Nov. 15, 20 (22), pp. 8542–8550
- [103] **Dragulescu D, Ungureanu L.** 2005. Modeling the Human Hand as Automatic System. *The 11th International Conference on Vibration Engineering*, Timișoara. pp. 23–28.
- [104] **Omar J., Lorenzo L., Roberto, M.,** 2001. First Approach of Pneumatic Anthropomorphic Hand, *Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*, 25-28 October.
- [105] **Bergamasco M., ScattareggiaMarchese, S.,** 1995. The Mechanical Design of the MARCUS Prosthetic hand, *IEEE International Workshop on Robot and Human*.
- [106] **Melchiorri, C.,** 2015. Kinematic Model of Robot Manipulator, *Lecturer Notes*, Bologna University, Department of the Electrical and Electronic Engineering.
- [107] **Güzel, S. Bingül, Z.,** 2005. *Robot Tekniği 1*, Birsenyayınevi, İstanbul
- [108] **Güzel, S., Bingül, Z.,** 2008. *Robot Dinamiği ve Kontrolü*, Birsenyayınevi, İstanbul
- [109] **Schilling, R.J.,** 1990. *Fundamentals of Robotics Analysis and Control*, Prentice Hall International, Inc, USA.
- [110] **Salem M. R., Hossamel-din, H. Y.,** 2014. Modeling and verification of spring loaded robotic finger mechanism, *15th International Workshop on Research and Education in Mechatronics (REM)*, Elgouna, Egypt, September 9-11.
- [111] **Jim, X., Zushu, L.,** 2003. Dynamic Model and Motion Control Analysis of Three-link Gymnastic Robot on Horizontal Bar, *International Conference on*

- robotics Intelligent Systems and Signal Processing* , Proceedings of the 2003 IEEE Changsha, China - October 2003
- [112] **Dragulescu, D., Ungureanu L.M.**, Modeling The Human Hand As Automatic System, *The 11th International Conference on Vibration Engineering* Timisoara, Romania, September 27 – 30.
- [113] **Ungureanu, L.M., Albu, A.**, 2008. The Dynamic Model of an Artificial and, *Transactions on Electronics And Communications*, 53(67), Fascicola 1.
- [114] **Jian, X., Zushu, L.**, 2003. Dynamic Model and Motion Control Analysis of Three-link Gymnastic Robot on Horizontal Bar, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics, Intelligent Systems and Signal Processing Changsha*, China - October 2003.
- [115] **Bencsik, A.L.**, 2004. Appropriate Mathematical Model of DC Servo Motors Applied in SCARA Robots, *Acta Polytechnica Hungarica*, 1(2), 2004 – 99.
- [116] Matlan Tutorial, DC Motor Position Simulink Model,
Download: <http://ctms.engin.umich.edu/CTMS/index.php?example=MotorPosition§ion=SimulinkModeling>
- [117] **Meier, R.**, Modeling DC Servo motors Control Systems, *Tech Note*
- [118] **Deng, W., Lee J.-W. and Lee, H.-J.** 2009. Kinematics Simulation and Control of a New 2 DOF Parallel Mechanism Based on Matlab/SimMechanics, *ISECS International Colloquium on Computing, Communication, Control, and Management*.
- [119] **Yu, L., Zhang, L., Zhang, N., Yang S., Wang, D.**, 2010. Kinematics simulation and snalysis of 3-RPS parallel robot on SimMechanics, *Proceedings of the IEEE International Conference on Information and Automation*, Harbin, China, June 20 – 23.
- [120] **Shaoqiang, Y., Zhong, L., Xingshan, L.**, 2008. Modeling and Simulation of Robot Based on Matlab/SimMechanics, *Proceedings of the 27th Chinese Control Conference*, Kunming, Yunnan, China.
- [121] **Kakadiaris, I., Metaxas. D.**, 2000. Model-Based Estimation of 3D Human Motion, *IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(12), 1453–1459.
- [122] **Yang, C., Ye, Z., Peter, O.O., Han, J.**, 2010. Modeling and Simulation of Spatial 6-DOF Parallel Robots Using Simulink and SimMechanics, 978-1-4244-5540-

- [123] **Deng, W., Lee J.-W., and Lee, H.-J.**, 2009. Kinematics Simulation and Control of a New 2 DOF Parallel Mechanism Based on Matlab/SimMechanics, *ISECS International Colloquium on Computing, Communication, Control, and Management*.
- [126] **Karataş, M.**, 2011. Statik Senkron Kompanzatörün PID Kontrolör İle Kontrolü, *Yüksek Lisans Tezi*, Elektrik Elektronik Mühendisliği, Malatya
- [127] **Astrom K. J., and Hagglund, T.**, 1995. PID Controllers: Theory, Design and Tuning, *Instrument Society of America*, p. 343.
- [128]. **Taguchi H., Araki, M.**, 2000. Two degree of freedom PID controllers. Proceedings of the IFAC Workshop on Digital Control: Past, Present and Future of PID Control, Elsevier, This paper provides a brief survey of the properties of the two degree of freedom PID controller as well as its tuning method, p. 91-96.
- [129] **Bennett, S.**, 1993. A History of Control Engineering, Peter Peregrinus, This book contains a short history of early PID controllers, p. 28-69.
- [130] **Güceyü, Ö.**, 2013, Bir Hidrolik Sistemin PID Algoritmali Konum Kontrolü, *Yüksek Lisans Tezi*, Makine Mühendisliği, Malatya
- [131] **Köse, E., Abacı , K., Aksoy, S.**, Mekanik Sistemlerin PID ve Kayma Kipli Kontrol ile Modellenmesi ve Analizi
- [131] **Yılmaz, İ.**, 2008. PID Kontrolör İle Servopnömatik Konum Kontrolü, *Yüksek Lisans Tezi*, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Eğitimi Anabilimdalı, Makine Eğitimi Programı, İstanbul
- [132] **Özmen Koca, G.**, 2010, Dört Kol Mekanizmalı Mekatronik Bir Sistemin Akıllı yöntemlerle Kontrolü, *Doktora Tezi*, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği
- [133] **Utkin, V.I.**, 1993. Sliding mode control design principles and applications to Electric drives, *IEEE Transactions On Industrial Electronics*, 40(1), 23-35.
- [134] **Hung, J.Y., Gao, W.B. and Hung, J.C.**, 1993. Variable structure control: a Survey, *IEEE Trans Ind Electron.*, 40(1), 2-22.
- [135] **Çakar, O.**, 2006. Makina dinamiği ders notları.
- [136] **Söylemez, E.**, 2007. *Makina Teorisi-2 Makina Dinamiği*, Birsen yayınevi.
- [137] **Chen, M.S., Chen, C.H. and Yang, F.Y.**, 2007. An ltr-observer-based dynamic Sliding mode control for chattering reduction, *Automatica*, 453, 1111-1116.

- [138] **Lee, H. And Utkin, V.I.**, 2007. Chattering suppression methods in sliding mode Control systems, annual reviews in control, 31, 179-188.
- [139] **Ho, H.F., Wong Y.K. and Rad, A.B.**, 2009. Adaptive fuzzy sliding mode control With chattering elimination for nonlinear siso systems, simulationModelling practice and theory, 17, 1199–1210.
- [140] **Bartolini, G., Punta, E. and Zolezzi, T.**, 2009. Simplex sliding mode methods for The chattering reduction control of multi-input nonlinear uncertain Systems, *Automatica*, 45, 1923–1928.
- [141] **Wong, L.K., Leung, F.H.F. and Tam, P.K.S.**, 1998. A chattering elimination Algorithm for sliding mode control of uncertain nonlinear systems, *Mechatronics*, 8, 765-775.
- [142] **Yaraş, B., Hüseyinov, R., Namazov, M., ÇeliKKale, İ. E., Şeker M.**, 2014. Fuzzy Control And Sliding Mode Fuzzy Control Of DC Motor, *Journal Of Engineering And Natural Sciences Mühendislik Ve Fen Bilimleri Dergisi, Sigma* 32,97-108,
- [143] **Akpolat, Z.H.**, Application of Fuzzy Sliding Mode Control and Electronic Load Emulation to the Robust Control of Motor Drives, Ph.D.Thesis, University of Nottingham, 1999.
- [144] **Hung, J.Y., Gao W.B., and Hung, J.C.**, 1993. “Variable Structure Control”, A Survey, *IEEE Trans. Ind. Electron.*, 40, no.1, s. 2-22.
- [145] **Slotine J.J.E., and Li, W.**, 1991. *Applied Nonlinear Control*, Prentice-Hall.
- [146] **Rustamov, G., Namazov, M., Samet, R.**, 2007. Sliding Modes in Finite-time control systems with variable structure, *Proc. of 9th Wseas int. Conf. on Automatic Control, Modeling and Simulation*, İstanbul, s. 118-122.
- [147] **Kalaycı, M. B., Yiğit, İ.**, 2015. Pratikte Kullanılan Bazı Kayan Kipli Kontrol Tekniklerinin Teorik Ve Deneysel İncelenmesi, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, Cilt 30, No 1, 131-142, 2015 Vol 30, No 1, 131-142.
- [148] **Nalbantoğlu, M.**, 2009, Güç Sistemlerinin Kararlılığı İçin Senkron Generatörün Uyartımının Kayma Kipli Kontrolü, *Doktora Tezi*, Fırat Üniversitesi, Fenbilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Anabilim Dalı, Elazığ

- [149] **Köse, E., Abacı, K., Aksoy, S.**, 2011. Kayma Kipli Kontrolde Farklı Erişim Alt Yaklaşımlarının Analizleri, *6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11)*, 16-18 May, Elazığ, Turkey
- [150] **Vatansever, F., Şen, D.**, 2013. Genetik Algoritma Tabanlı PID Kontrolör Simülatörü Tasarımı, *Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 18(2)
- [151] **Holland, J.H.**, 1975. *Adaption in Natural and Artificial Systems*, Cambridge, MA: MITPress.
- [152] **Goldberg, D.E.**, 1989. Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning, *Addison-Wesley Publishing Company Inc.*, USA.
- [153] **Man, K.F., Tang, K.S., and Kwong, S.**, 1996. Genetic Algorithms: Concepts and Applications, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 43(5), 519-534.
- [154] **Elmas, Ç.** 2007. *Yapay Zeka Uygulamaları*, Seçkin Yayıncılık, Ankara.
- [155] **Vatansever, F. ve Batık, Z.** 2009. Genetik Algoritma Tabanlı Denklem Çözümleri, 5. *Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (İATS'09)*, Karabük, Türkiye, 52-55.
- [156]. **Öztürk, A., 2007**, Güç Sistemlerindeki Gerilim Kararlılığının Genetik Algoritma İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.
- [157]. **Michalewicz, Z.**, 1999, Genetic Algorithms + Data Structures = Evolution Programs, *Springer -Verlag Berlin Heidelberg*, New York.
- [158] **Haupt Randy L.**, 1998, Haupt Sue E., *Practical Genetic Algorithms*, A Willey-Interscience Publication, USA
- [159] **Davis, L., 1991**, *Handbook of Genetic Algorithms*, New York, Van Nostrand
- [160] **Wook, C., Ramakr Shna, R.S.**, 2003. Elitism-Based Compact Genetic Algorithms, *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, 7(4), 367-385
- [161] **Sheble, G.B., Maifeld, T.T., Fahd, G., 1996**. Unit Commitment by Genetic Algorithm with penalty method and a Comparison of Lagrangian Search and Genetic Algorithm-Economic Dispatch Algorithm, *International Journal of Electric Power Energy Systems*, 18(6), 339-346
- [162] **Park, J.B., Park, Y.M., Won, J.R. and Lee, K.Y.**, 2000. An Improved Genetic Algorithm for Generation Expansion Planning, *IEEE Transaction on Power Systems*, 15(3), 916-922

- [163] **Sr N Vas, N. and Deg, K.**, 1994. Multiobjective Optimization Using Nondominated Subrouting in Genetic Algorithms, *Evol. Comput.*, 2(3), 221-248
- [164] **Küçüktezcan, F.**, 2008. Genetik Algoritmalar Ile Optimize Edilmiş Bulanık Güç Sistemi Kararlılıkısının Sistem Kararlılığına Etkisi, *Yüksek Lisans Tezi*, İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [165] **Gao, D. X., Xue, D. Y.**, 2006. Simulation Research of Robust Adaptive Control System for Robotic Manipulators Based on MATLAB/Simulink, *Journal of System Simulation*, 18(7): 2022-2025.
- [166] **Dung, L. T., Kang, H.J., Ro, Y.S.**, 2010. Robot manipulator modeling in Matlab SimMechanics with PD control and online Gravity compensation, *IFOST Proceedings*
- [167] **Folgheraiter, M., Gini. G.**, , 2000. **Blackfingers:** An Artificial Hand that Copies Human Hand in Structure, Size, and Functions, *Proc. IEEE Humanoids*, MIT, Cambridge, Mass, September.
- [168] **Salisbury J.K., Craig J.J.**, 1982. Articulated hands: force control and kinematic issues, *Int. J. Robotics Res.*, 1(1), 4-17.
- [169] **Keyberd, P. J. Holland, O. E. Chappell, P. H. Robert, S. S.** “MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prostheis with Hierarchical Grip Control”, *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, 3(1).
- [170] **Rakibul, H., Vepar., S.H., and Huijbert, H.**, 2013. Modeling and Control of the Barrett Hand For Grasping, *15th International Conference on Computer Modelling and Simulation.* , Cambirige University, 10 - 12 April.
- [171] **Burck, J., Zeher, M. J., Armiger, R., and Beaty, J. D.**, Developing the World’s Most Advanced Prosthetic Arm Using Model-Based Design, *The Mathworks News&Notes*.
- [172] **Hasan, R., Rahideh, A., Shaheed, H.**, 2013. Modeling and Interactional Control of the Multifingered Hand, *Proceedings of the 19th International Conference on Automation & Computing*, Brunel University, Uxbridge, UK.
- [173] **Widhiada, W., Douglas, S.S., Jenkinson I.D., and Gomm, J.B.**, 2011. Design and control of three fingers motion for dexterous assembly of compliant elements, *International Journal of Engineering, Science and Technology* 3(6), 18-34

ÖZGEÇMİŞ



Araş. Gör. Beyda TAŞAR

Fırat Üniversitesi

Mühendislik Fakültesi / Mekatronik Mühendisliği

Elazığ

btasar@firat.edu.tr

btasar04@hotmail.com

KİŞİSEL BİLGİLER:

Doğum yeri: ELAZIĞ

Doğum Tarihi: 26.07.1986

EĞİTİM:

2013-...: Fırat Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği, (Doktora), Elazığ

Danışman Hoca: Doç.Dr. Arif GÜLTEN, Doç. Dr. Oğuz YAKUT

Tez Başlığı: EMG Sinyalleri İle Çok Fonksiyonlu Protez El Simülatörünün Kontrolü

2012-2013: Atılım Üniversitesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, MODES, (Doktora), Ankara (Ders dönemi)

Danışman Hoca: Prof. Dr. Abdulkadir ERDEN

2008-2011: Fırat Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği, (Yüksek Lisans) Elazığ

Tez Başlığı: İki Senkron Generatörlü Dinamik Güç Sistemlerinde Küçük İşaret Kararlılığının Analizi

Danışman Hoca: Yrd. Doç. Dr Mehmet ÖZDEMİR

2004-2008: Fırat Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği, (Lisans), Elazığ

Onur Öğrencisi (3.30/4.00)

2000-2004:Elazığ Anadolu Lisesi, Elazığ

Yüksek Onur Öğrencisi (4.98/5.00)

İŞ DENEYİMİ:

1) Fırat Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği, Elazığ, Araştırma Görevlisi (Kasım 2010 - Halen)

2) Tunceli Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği, Tunceli, Araştırma Görevlisi (Kasım2009- Kasım 2010)

YAYINLAR:

Uluslararası Referanslı Dergiler:

- 1) Taşar,B., Özdemir,M.," Sonsuz Güçlü Baraya Bağlı Çift Senkron Jeneratörden Oluşan Dinamik Sistemin Küçük İşaret Kararlılık Analizi", Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi,2012, Ankara.
- 2) Taşar,B., Güler, H.,Özdemir,M.," The Investigation of Fuzzy Logic-PI Based Load Frequency Control of Keban HEPP", Control Engineering and Applied Infotmatics Journal, Vol.17, No.4 pp. 71-80, 2015.
- 3) Beyda Taşar, Arif Gülten, Oğuz Yakut, "EMG Etkileşimli Protez El İçin Kuvvet Sensörü Vasıtası İle Nesne Takibi Ve Kavrama Kuvveti Kontrolü", Uluslararası Hakemli Mühendislik Ve Fen Bilimleri Dergisi, Yıl:2015 Sayı: 5 Alan: Mekatronik Mühendisliği, Doi: 10.17366/Uhmfd.2015514481.

Ulusal Referanslı Dergiler:

- 1) Taşar, B., Özdemir M., Sonsuz Güçlü Baraya Bağlı Senkron Generatörün Küçük İşaret Kararlılık Analizi, Fırat Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, ISSN:1308-9072, Eylül 2011, Elazığ.

Uluslararası Kongreler:

- 1) Taşar, B., Özdemir, M., Sonsuz Güçlü Baraya Bağlı Senkron Generatörün Uyarıtım Kontrolü İçin Güç Sistem Kararlayıcısı Tasarımı, EAE 17, International Advanced Technologies Symposium, 16-18 Mayıs 2011, Elazığ.
- 2) Taşar, B., Özdemir, M., Termik Türbinli Bir Alanlı Güç Sisteminin Bulanık Mantık Tabanlı Kontrolör İle Yük Frekans Kontrolü Analizi, EAE 18, International Advanced Technologies Symposium, 16-18 Mayıs 2011, Elazığ.
- 3) Taşar, B., Yakut, O., Gülten A., Object Detection and Grip Force Control via Force Sensor for EMG based Prosthesis Hand , E205, International Conference on Electirical and Electronics Engineering (ICEEE) , 27-28 Nisan 2015, Ankara.
- 4) Taşar, B., Gülten A., Yakut, O., Modeling Controlling and Simulation of 15 DOF Multifunctional Prosthesis Hand Using SimMechanics , C201, International Conference on Automatic Control (ICOAC) , 27-28 Nisan 2015, Ankara.
- 5) Taşar, B., Gülten A., Yakut, O., Kinematic Analysis of the Human Hand for Desing Prosthetic Hand , 3rd International Congress on Natural and Engineering Sciences, International University of Sarajevo, September 9-13,2015, Sarajevo-Bosnia Herzegovina.

Ulusal Kongreler:

- 1) Taşar.B., Özdemir M., İki Alanlı Termik Güç Sisteminde Yük-Frekans Kontrolü, 13. Ulusal Elektrik-Elektronik-Bilgisayar-Biyomedikal Mühendisliği Kongresi, 23-26 Aralık 2009, pp. 73-78, ODTÜ-Ankara.
- 2) Taşar, B., Özdemir, M., " Üç Alanlı Hidrolik Güç Sisteminde Yük-Frekans Kontrolü", TOK'09, Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı ,13-16 Ekim 2009, YTÜ , İstanbul.
- 3) Taşar,B., Özdemir,M., Çıkık Kutuplu Senkron Generatörde Küçük İşaret Kararlılık Analizi, TOK'10 Ulusal Otomatik Kontrol Toplantısı, " Üniversite Sanayi İşbirliği", Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, 21-23 Eylül 2010,Kocaeli.
- 4) Taşar.B., Kaya, T., Gülten, A., EMG Tabanlı El Hareketinin Analizi Aracılığı ile Robot El Simülatörünün Kontrolü, SİU 2014, 23-25 Nisan 2014, KTÜ, Trabzon

Projeler ve Ödüller:

- 1) TÜBİTAK 2211 C Öncelikli Alanlar Doktora Tez Destek Programı Bursiyeri
- 2) Mf-14.15. FÜBAP Doktora Tez Projesi “EMG Sinyalleri ile Çok Fonksiyonlu Protez Elin Kontrolü”