

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TAŞINABİLİR ADAPTİF EL REHABİLİTASYON ROBOTU

DOKTORA TEZİ

Hakkı GÜÇLÜ

**TEMMUZ 2024
TRABZON**



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TAŞINABİLİR ADAPTİF EL REHABİLİTASYON ROBOTU

Hakkı GÜÇLÜ

ORCID : - - -

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
"DOKTOR (ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ)"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 01 / 07 / 2024

Tezin Savunma Tarihi : 30 / 07 / 2024

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Adnan CORA
ORCID : - - -

Trabzon 2024

ÖNSÖZ

“Taşınabilir Adaptif El Rehabilitasyon Robotu” isimli bu tez Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Doktora Programı’nda hazırlanmıştır.

Tez çalışmam boyunca hiçbir desteğini esirgemeyen ve bilim insanı olma yolundaki ilk adımlarımı atarken kıymetli bilgileriyle ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Adnan CORA’ya teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca, yapıcı eleştirileri ve önerileri ile tezime büyük katkıları bulunan saygıdeğer hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Haydar KAYA’ya ve Sayın Prof. Dr. Tuğrul ÇAVDAR’a, eğitim öğretim hayatımda katkısı olan tüm hocalarıma, desteğini her daim yanımda hissettiğim tez çalışması süresinde de hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan eşim Pinar GÜÇLÜ’ye ve çocuklarım Doruk GÜÇLÜ ve Çınar GÜÇLÜ’ye teşekkür ederim.

Tez çalışması sürecinde bana desteklerini esirgemeyen Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü’ndeki tüm değerli hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, doğduğum günden beri elimi hiç bırakmayan, hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım ve her kararında arkamda olan, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan annem Yıldız GÜÇLÜ ve babam Recep GÜÇLÜ’ye, ağabeyim Bilgin GÜÇLÜ ve kardeşim Selim GÜÇLÜ’ye teşekkür eder, minnettarlığımı sunarım.

Bu tez çalışmasının bundan sonraki çalışmalara katkı sağlamasını temenni ederim.

Hakkı GÜÇLÜ

Trabzon 2024

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Taşınabilir Adaptif El Rehabilitasyon Robotu” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Adnan CORA’nın sorumluluğunda tamamladığımı, verileri ve örnekleri kendim topladığımı, deneyleri, analizleri ve prototip üretimini ilgili laboratuvarlarda yaptığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 30/07/2024

Hakkı GÜÇLÜ

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XI
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XII
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1. El Robotu Geliştirme Çalışmaları	2
1.2. Elin Anatomik Olarak İncelenmesi	3
1.3. Amaçları Bakımından El Rehabilitasyon Robotları.....	4
1.4. Sunduğu Serbestlik Derecesi ve Eklem Hareketi Çeşitliliği Bakımından El İskeletleri	6
1.5. El Robotu İçin Tasarım Gereksinimleri	11
1.6. Yapılarına Göre Giyilebilir El Robotları.....	18
1.6.1. Rijit El Dış İskeletleri	19
1.6.2. Kablo Tahrikli El Dış İskeletleri	23
1.6.3. Yumuşak Tasarımlı El Dış İskeletleri	27
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	1
2.1. Rehabilitasyon Robotunun Geliştirilmesi	32
2.1.1. El Rehabilitasyon Robotlarında Geri Sürülebilirlik.....	33
2.2. Mekanik Modelin Geliştirilmesi	35
2.3. Elin Mekanik Eşdeğeri ve Kinematik Analizinin Yapılması	37
2.4. El Robotunun Tasarımı ve Kinetmatik Analizi	43
2.5. Elektromiyografi (EMG).....	54
2.6. Kullanılan Yüzey EMG Sensörü MYO Armband	55
2.7. EMG Sinyallerinin Sınıflandırılması.....	56
2.8. Makine Öğrenmesi ve Sinir Ağları	57
2.8.1. Binary Sınıflandırma.....	59
2.8.2. Regresyon.....	59

2.8.3. Genelleştirme	60
2.8.4. Düzenlileştirme	61
2.8.5. İleri Yönlü Sinir Ağı	62
2.8.6. Sinir Ağı'nın Vektör Formunda İfade Edilmesi	63
2.8.7. Sinir Ağı Çıkışının Değerlendirilmesi	64
2.8.8. Yapay Sinir Ağı'nın Eğitilmesi	64
2.9. Öznitelik Çıkarma ve Sınıflandırma Çalışmaları	64
2.9.1. Ön İşleme Çalışmaları	65
2.10. El Robotunun Kontrolü	69
2.10.1. El Rehabilitasyon Robotunu Kontrol Edecek Yazılımın Geliştirilmesi	70
2.11. Motor Sürücü ve Haberleşme Kartının Geliştirilmesi	71
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	73
3.1. Açısai Değişkenlerin Değerlendirilmesi	75
3.2. Yazılımsal Değişkenlerin Değerlendirilmesi	78
3.2.1. Herhangi Bir Ön İşleme Gerçekleştirmeden Elde Edilen Sonuçlar	79
3.2.2. Doğrultma, Ortalama Alma Gibi Basit Ön İşlemeden Sonra Elde Edilen Sonuçlar	80
3.2.3. Hareketli Ortalamanın Alınmasından Sonra Elde Edilen Sonuçlar	80
3.2.4. Hareketli Ortalamanın ve Yaygın Değerin Alınmasından Sonra Elde Edilen Sonuçlar	82
4. SONUÇLAR	83
5. ÖNERİLER	89
6. KAYNAKLAR	91
ÖZGEÇMİŞ	

Doktora Tezi

ÖZET

TAŞINABİLİR ADAPTİF EL REHABİLİTASYON ROBOTU

Hakkı GÜÇLÜ

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Adnan CORA
2024, 97 Sayfa

İnsan eli günlük aktivitelerin yürütülmesinde oldukça kritik öneme sahiptir. Yüksek hareket kabiliyetine sahip olmasının yanında iletişim ve duyu becerileri için de elzemdir. Cisimleri çok farklı biçimlerde ve hassasiyetle tutabilir, sıkabilir ve algılayabilir. İnce motor becerilerine sağladığı katkı ile adeta vücudun alet çantası gibi işlev görürler. Yaralanma, felç, ameliyat sonrası komplikasyonlar ve bazı nörolojik hastaların neticesinde ellerde işlev kaybı meydana gelebilir. Serebrovasküler vakalarının ellerde işlev kaybı yaratması ihtimalinin yüksek olması ve artan ortalama insan ömrü verileri tedavinin önemini açıkça ortaya koymaktadır.

Giyilebilir robotik cihazların tasarımı akademi ve ticari kuruluşların giderek daha fazla ilgisini çekmektedir. Ticari ürünlerin ve bilimsel çalışmaların sayısı da ilgiyi kanıtlar niteliktedir, ancak bu alandaki mücadele henüz tamamlanmamıştır. Elin karmaşık anatomik yapısı, hafif, hassas, ergonomik ve sezgisel bir cihaz çözümüne ihtiyaç duyulması, elin üstü veya altı gibi kısıtlı bir alana konuşturulmasının gerekiyor olması tasarlanacak cihaz için zorluklardan sadece bazılarıdır. Bu çalışmada insanlığın ve bilim dünyasının bu gereksinimine katkıda bulunmak hedeflenmiştir. Terapinin doğasına, insan anatomisi ve psikolojine uygun, düşük maliyetli, adreslenen problemlere çözüm sunan bir rehabilitasyon cihazı mekanik ve yazılımsal bileşenleri ile komple bir çözüm olarak önerilmiştir.

Anahtar Kelimeler: El Rehabilitasyon Robotu, Elektromiyografi, İnsan Robot Etkileşimi, Giyilebilir Robot.

PhD. Thesis

SUMMARY

DEVELOPMENT OF HAND REHABILITATION ROBOT

Hakkı GÜÇÜ

Karadeniz Technical University
Institute of Science and Technology
Electrical and Electronics Engineering PhD. Program
Supervisor: Dr. Adnan CORA
2024, 97 Pages

The human hand is of great importance in the execution of daily activities. In addition to having high mobility, it is also essential for communication and sensory skills. It can hold, squeeze, and detect objects in many ways and with precision. With their contribution to fine motor skills, they function almost like the body's toolbox. Hand dysfunction may arise due to injury, paralysis, surgical complications, or certain neurological impairments. The high probability of cerebrovascular events leading to loss of function in the hands and the increasing life expectancy data clearly demonstrate the importance of treatment.

The design of wearable robotic devices is attracting more and more attention from academia and commercial organizations. The number of commercial products and scientific studies also proves the interest, but the struggle in this area is not yet complete. The complex anatomical structure of the hand, the need for a light, sensitive, ergonomic, and intuitive device solution, and the need to be deployed in a restricted area such as the top or bottom of the hand are just some of the challenges for the device to be designed. In this study, it is aimed at contributing to this need of humanity and the world of science. A low-cost rehabilitation device that is suitable for the nature of therapy, human anatomy, and psychology, and offers a solution to the problems addressed, has been proposed as a complete solution with its mechanical and software components.

Key Words: Goodness of fit tests, p -value, Likelihood index, Directional approximation

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Elin kemik ve eklemleri	3
Şekil 2. Anatomik düzlemler ve eklemlerin hareket yönleri	4
Şekil 3. Esneme ve gerilme hareketleri	5
Şekil 4. El ile yapılan kavrama ve tutma	5
Şekil 5. Tek noktadan kuvvet aktarımı yapan modeller	7
Şekil 6. Çok noktadan kuvvet aktarımı yapan modeller.....	8
Şekil 7. Yüksek serbestlik derecesine sahip modeller	9
Şekil 8. Yüksek serbestlik derecesine sahip modeller	9
Şekil 9. Anatomi ile uyumlu modeller	10
Şekil 10. El robotu tasarım türleri	11
Şekil 11. Çalışmanın tamamlanması için yapılması gerekenler.....	1
Şekil 12. El rehabilitasyon robotunun genel çalışma şeması	33
Şekil 13. Doğrusal yer değiştirmesine karşılık mekanizmanın hareketi	36
Şekil 14. İşaret parmağı modülü için üretilen parçalar.....	37
Şekil 15. Kuadrantların gösterimi.....	38
Şekil 16. Ardıl çerçevelerin gösterimi.....	39
Şekil 17. Elin kinematik diyagramı	40
Şekil 18. Doğrusal hareketin dairesel harekete dönüşümü.....	44
Şekil 19. Lineer motorun x eksenini ile yaptığı açının ve piston uzunluğu	45
Şekil 20. El robotun basitleştirilmiş kinematik diyagramı	47
Şekil 21. Birinci kapalı çevrim vektör diyagramı.....	49
Şekil 22. İkinci kapalı çevrim vektör diyagramı	50
Şekil 23. Üçüncü kapalı çevrim vektör diyagramı	50
Şekil 24. Dördüncü kapalı çevrim vektör diyagramı.....	51
Şekil 25. Beşinci kapalı çevrim vektör diyagramı.....	52
Şekil 26. Altıncı kapalı çevrim vektör diyagramı.....	52
Şekil 27. Yedinci kapalı çevrim vektör diyagramı	53
Şekil 28. Sekizinci kapalı çevrim vektör diyagramı.....	54
Şekil 29. Myo kol bandı	56
Şekil 30. Yapay zekâ diyagramı	58

Şekil 31. Uyumlama Çeşitleri.....	61
Şekil 32. Biyolojik sinir ağı modeli.....	62
Şekil 33. Yapay sinir ağı modeli	63
Şekil 34. Yapay sinir ağı modeli skaler çıkış	63
Şekil 35. El Rehabilitasyon robotunun aktif olarak desteklediği hareketler	65
Şekil 36. Sınıflandırmaya dahil edilen pasif egzersizler	65
Şekil 37. Sınıflandırılan jestlere ait 1- 4 arası sensör verileri.....	66
Şekil 38. Sınıflandırılan jestlere ait 5 - 9 arası sensör verileri.....	67
Şekil 39. EMG verisi ve sınıflandırıcı çıkışı	68
Şekil 40. Yapay sinir ağının yapısı.....	71
Şekil 41. Motor sürücü donanımı	72
Şekil 42. θ_3 ve θ_6 açılarının piston uzunluğuna göre değişimi.....	75
Şekil 43. θ_8 ve θ_9 açılarının piston uzunluğuna göre değişimi.....	76
Şekil 44. θ_{10} ve θ_{13} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi	76
Şekil 45. θ_{15} ve θ_{16} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi	77
Şekil 46. θ_{17} ve θ_{20} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi	77
Şekil 47. θ_{21} ve θ_{22} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi	78
Şekil 48. Ön işleme öncesi doğruluk ve kayıp grafikleri	79
Şekil 49. Doğrultma ve ortalama alma sonrası doğruluk ve kayıp grafikleri.....	80
Şekil 50. Hareketli ortalamanın alınmasından sonraki değerlendirme grafikleri.....	81
Şekil 51. Hareketli pencere ile ortalama alma işlemi	81
Şekil 52. Yaygın değerin kullanılmasından sonraki değerlendirme grafikleri.....	82
Şekil 53. Parmak ucunun anatomik ve robotik iş uzayı	85
Şekil 54. Korelasyon matrisi	85
Şekil 55. El robotunun üstten ve alttan görünüşü.....	86
Şekil 56. El robotu ele ile fleksiyon ve ekstansiyonun yapılması	87
Şekil 57. Robotun cırt bantlar yardımıyla ele tutturulması	87
Şekil 58. Batarya modülü ve PCB kartı.....	88

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Rijit el robotları	22
Tablo 2. Kablo tahrikli el robotları	24
Tablo 3. Yumuşak tasarımı el robotları	28
Tablo 4. Denavit Hartenberg parametre tablosu	40
Tablo 5. Kinematik diyagramda kullanılan sabitler ve değişkenler	48
Tablo 6. Parmak kemikleri arasında oluşabilecek açı değerleri	84



SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

WHO	: Dünya sağlık örgütü
MCP	: Metakarpofalanksiyal eklem
PIP	: Proksimal interfalanksiyal eklem
DIP	: Distal interfalanksiyal eklem
EMG	: Elektromiyografi
EEG	: Elektroensefalografi
VR	: Sanal gerçeklik
AVR	: Atmel üretimi mikrodnetleyici
DC	: Doğru akım
PD	: Oransal denetleyici
PID	: Oransal integral denetleyici
SMA	: Hafızalı alaşım
AVR	: Atmel üretimi mikrodnetleyici
DOF	: Serbestlik derecesi
ABS	: Akrilonitril Bütadien Stiren
PLA	: Polilaktik Asit
IDE	: Entegre geliştirme ortamı
DH	: Denavit Hartenberg
H_{n-1}^n	: Homojen dönüşüm matrisi
R_0^n	: Dönme matrisi
d_0^n	: Yer değiştirme vektörü
ARM	: Acorn RISC Machine
ALS	: Amyotrofik lateral skleroz
IMU	: Atalet ölçüm birimi
MAV	: Mutlak ortalama değer
ZC	: Sıfır geçiş
PSD	: Güç spektral analizi
MF	: Medyan frekans
AF	: Ortalama frekans
PCA	: Temel bileşen analizi

LDA	: Doğal ayrıştırma analizi
SVM	: Destek vektör makinesi
CNN	: Evrişimli sinirsel ağ
RRN	: Yinelemeli sinir ağı
V	: Genel veri seti kümesi
G	: Yapay sinir ağı eğitiminde kullanılacak görünen veri seti
M	: Yapay sinir ağı değerlendirmesinde kullanılacak test veri seti
$E(f,V,M)$	: Eğitim hatası
RMS	: Karekök ortalama
RMSE	: Karekök ortalama hata
β	: Düzeltme faktörü
λ	: Karmaşıklık işleci
C_1	: $\cos \theta_1$
C_2	: $\cos \theta_2$
S_1	: $\sin \theta_1$
S_2	: $\sin \theta_2$
C_{23}	: $\cos \theta_2 + \theta_3$
S_{23}	: $\sin \theta_2 + \theta_3$
C_{234}	: $\cos \theta_2 + \theta_3 + \theta_4$
S_{234}	: $\sin \theta_2 + \theta_3 + \theta_4$
w	: Yapay sinir sinaps ağı ağırlığı
f_{NN}	: Yapay sinir ağının fonksiyon ifadesi
$\hat{y}$	: Kestirilen çıkış
$l(f_{NN}(x, \varphi), y)$	: Yapay sinir ağının fonksiyon ifadesi

1. GENEL BİLGİLER

Ellerimiz fiziki dünya ile aramızdaki en önemli bağlantı araçlarındandır. İletişim kurmamızda, sevgimizi anlatmamızda, karşımızdaki insanı anlamada dahi oldukça önemli işlevlere sahiptirler. Yaralanma sonucu meydana gelen sinir kesikleri, yumuşak doku, kıkırdak, tendon ya da bağ hasarları, kırık, kireçlenme, felç, ameliyat sonrası komplikasyonlar, tünel sendromu ve bazı nörolojik hastalıkların neticesinde ellerde işlev kaybı meydana gelebilir. Serebrovasküler vakalarının ellerde işlev kaybı yaratması ihtimali de oldukça yüksektir ki artan ortalama insan ömrü verileri bu tür vakaların daha sık görüleceği ihtimalini arttırmaktadır. 21. yüzyılla birlikte artan eğitim ve gelir düzeyi, kat edilen bilimsel gelişmeler yaşam sürelerinin artmasını sağlamıştır, neticesinde de yaşlı nüfusun toplum içerisindeki oranı giderek artmaktadır (Michaud, Murray, & Bloom, 2001), (Hong, Kim, Ihn, Jeong, & Kim, 2019). Bu istatistiğin beyin-damar rahatsızlıklarının görülme oranını arttıracığı beklenmektedir. Beyin vücudun kütlesine oranla en fazla enerji harcayan organ olduğundan kaynaklarının da en etkin biçimde kullanılması gerekir. Herhangi bir nedenden dolayı kullanılmayan işleve ait korteks alanları, yakın bölgelerce işgal edilirler ve bu durumda geri döndürülemez yapısal değişiklikler meydana gelebilir. Bu nedenle vakit kaybetmeden hızlıca rehabilitasyon etkinliklerine başlanmalıdır.

WHO verilerine göre felç dünyada ölümlere sebep olan en yaygın 2. hastalıktır ve felç vakalarının yarısından fazlası vücudun üst bölgesinde meydana gelmektedir ve yine maalesef ki ellerinde herhangi bir işlev kaybı yaşayan hastalardan iyileşme şansı bulanların oranı yarıdan azdır (Eschmann, Héroux, Cheetham, Potts, & Diong, 2019). Hayat kalitesini önemli ölçüde azaltan bu gibi durumlarda rehabilitasyon hastaya kaybettiği gücünü kazanma ya da nörolojik deformasyonu geriye döndürme şansı sunmaktadır. Fizik tedaviye ihtiyaç duyan insan sayısının artıyor olması da tespitleri desteklemektedir. Rehabilitasyon çalışmaları 1960'lı yıllardan beridir tıp dünyasının ilgi alanı içerisinde. Felç hastalarının sıklıkla kaslarında sertleşme ve gerilmeler olur. Rehabilitasyon, bu son derece huzursuzluk verici durumun rahatlatılmasında da oldukça etkilidir (Wolf, ve diğerleri, 2006). Beynin nöro plastik yapısı sayesinde, yeterli uyartımlar verilirse kendini yeniden yapılandırma kabiliyeti vardır. Rehabilitasyon, tekrarlayan fiziksel aktivite, klinik değerlendirme gibi süreçleri içeren, terapistin yoğun katılımını gerektiren bir etkinliktir. İhtiyaç duyan tüm bireylerin fizik tedavi merkezlerine erişimlerinin kolay olmadığı gibi kısıtlı kaynakların tüm ihtiyacı karşılama kapasitesi de asgari düzeyin altındadır. Robotik rehabilitasyonda, terapistin ihtiyacı duyulmaması ya da katılımının en aza indirmesi sayesinde yoğun bir egzersiz programı uygulanabilir. Egzersizlerin belirli bir süre boyunca düzenli olarak uygulanması sayesinde merkezi sinir sistemindeki nörolojik fonksiyonlar tekrar kazanılabilir kaslar, kaybettiği niteliklerine tekrar

kavuşabilir. Ayrıca robotik rehabilitasyonun klasik yöntemlere göre birtakım üstünlüklerinin de olduğu klinik çalışmalarla gösterilmiştir (Lo, ve diğerleri, 2010). Gelişen robotik teknolojisi, daha iyi karar verme mekanizmasına sahip yapay zekâ algoritmalarının desteği ile bu tür bir vakada çözüm üretebilecek düzeye erişmiştir. Adaptif yapısı sayesinde robotik rehabilitasyon klasik metotlara göre birtakım avantajlara sahip hale gelmiştir (Liu, Aoyama, Hasegawa, Saotome, & Sankai, 2018), (Wege & Zimmermann, 2007).

Yapay el ve robotik dış iskelet geliştirme çalışmaları çok eskilere dayanmaktadır. 16. yüzyıldan dahi kalma yapay el modelleri bulunmaktadır. Bu çalışmanın asıl konusu el için rehabilitasyon robotu geliştirilmesi üzerinedir. Bu alan halen gelişim süreci içerisinde. Robotik dış iskelet çalışmaları uzun yıllardır var olmasına rağmen son 10 yıldaki geliştiriciler şimdiye kadarki en avantajlı gruba dahildirler. Çünkü geliştiricilerin elinde; taşınabilirlik, ergonomi, biyolojik sinyallerin gerçek zamanlı olarak işlenmesi, karmaşık mekanik yapıların mümkün hale gelmesi, kısıtlı alanda yeterli gücü oluşturabilecek aktüatörler, güçlü ve yetenekli kontrol algoritmaları gibi sorunların çözümü için güçlü seçenekler bulunmaktadır ve her geçen gün becerileri artmaktadır. Örneğin üreticiler artık doğrudan protezlerde veya robotik iskeletlerde kullanılmak üzere mikro motorlar üretmektedirler. Gelişmiş yapay zekâ algoritmaları biyolojik sinyallerle fiziksel büyüklüklere ait verileri bir arada işleyebiliyor, rutini öğrenebiliyor ve sezgisel stratejiler geliştirebiliyorlar. Bataryalar artık daha küçük boyutlarda ve yüksek kapasitelerde üretilebiliyor.

1.1. El Robotu Geliştirme Çalışmaları

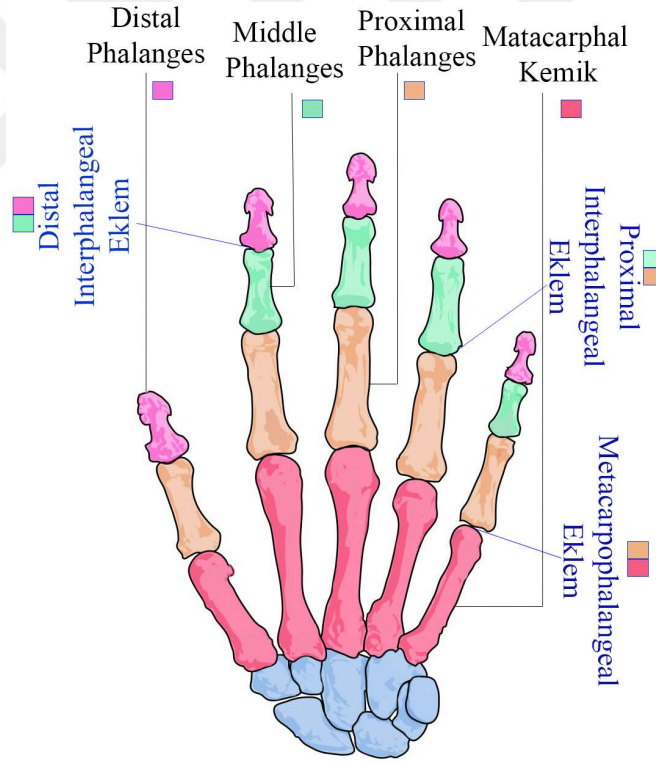
Giyilebilir el tipi robotlar birçok amaca hizmet edebilir. Literatür incelendiğinde birçok alt başlık görülebilir. Kapsamlı bir analiz yapıldığında ise aslında üç farklı amaç için tasarlandıkları tespit edilebilir. El için geliştirilen robotlar:

- Yaralanma, ameliyat, nörolojik hastalıklar ya da felç sonrası vakalarında hastaya hareket yeteneklerini ve gücünü kazandırmak amacıyla rehabilitasyon amacı güdebilir.
- El kaslarını hiç hareket ettiremeyen ya da kısmen hareket ettirebilen bir hastanın günlük aktivitelerini desteklemek için kullanılabilir.
- El robotlarına yön vermesi ve bilgi üretmesi ve veri toplaması için tasarlanabilirler. Etkileşimli olarak terapi çalışmaları yürütebilmek ve bazı cerrahi operasyonlardaki gibi, uzaktan müdahalede bulunmak amacıyla dokunsal tarzda geliştirilebilirler.

Rehabilitasyon için gerçekleştirilmiş bir el dış iskeleti terapiyi daha eğlenceli hale getirmek için sanal gerçeklik uygulamalarından faydalanabilir, hastaya hedef koyan ve gelişimini görsel bir şekilde analiz edebilen bir sistem onun motivasyonunu artırma imkanına sahip olabilir.

1.2. Elin Anatomik Olarak İncelenmesi

El, 19 adet büyük kemikten ve tendonların tutunma yüzeyi olan küçük kemiklerden, 15 adet eklemden oluşan, 20 serbestlik derecesine sahip üstün yeteneklere sahip bir uzvumuzdur. El kemikleri, ele doğal şeklini verir, birçok yumuşak doku için iskelet görevi görür. Ele hareket kabiliyetini veren kaslardır, kasları kemiklere bağlayan dokuya tendon, kemikler arasındaki bağlantıyı sağlayan dokulara da bağ adı verilir. Kaslar, tendonlar, bağlar ve eklemler sayesinde fleksiyon, ekstansiyon ve abdüksiyon, adüksiyon hareketlerini yapmak mümkün olur. Parmakları bileğe bağlayan kemiklere metakarpal falanks, en uçtaki kemiklere, distal falanks, onların hemen alt kısımlarında yer alan kemiklere de proksimal falanks ve orta falanks ve adları verilir. Eklemler ve parmağı oluşturan kemikler olarak isimlendirebileceğimiz falankslar Şekil 1’de gösterilmişlerdir.

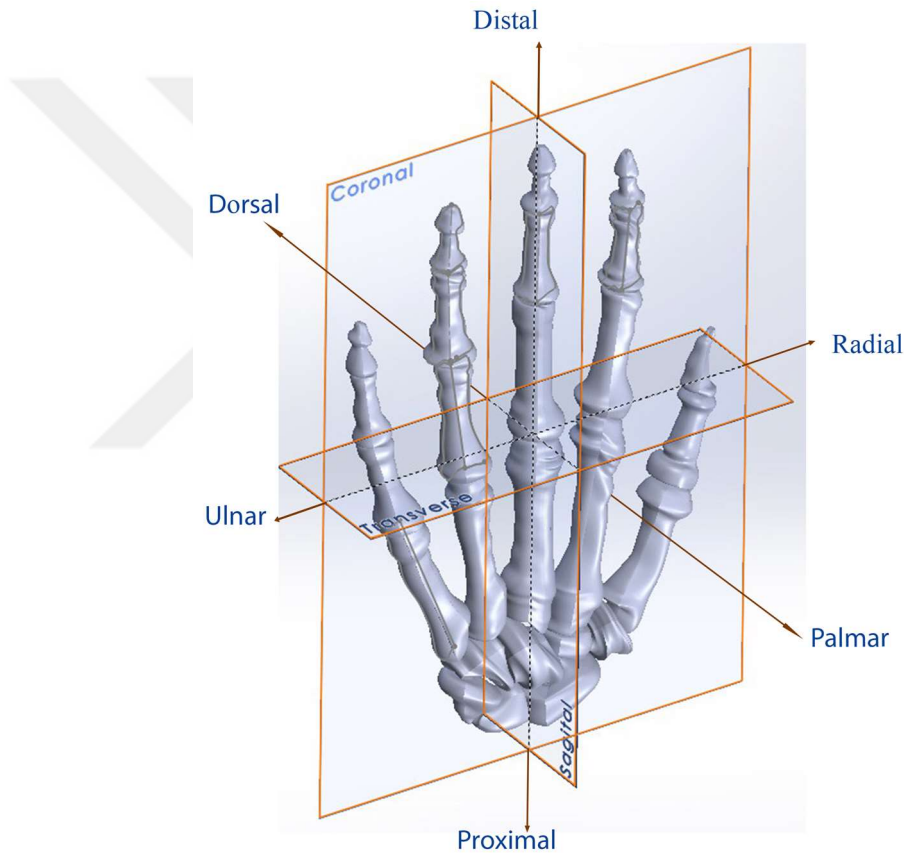


Şekil 1. Elin kemik ve eklemleri

Baş parmakta orta falanks bulunmaz. İlgili parmağın bulunduğu konumu ifade etmek için gerekli olan parametre sayısı serbestlik derecesi olarak tanımlanırsa, metakarpofalanksiyal eklem (MCP) iki serbestlik derecesine sahip olur. İlki fleksiyon ve

ekstansiyon için diğeri de abdüksiyon ve adüksiyon için olacaktır. Proksimal interfalanksiyal eklem (PIP) ve distal interfalanksiyal eklem (DIP) birer serbestlik derecesine sahiptirler.

Birbirine dik üç düzlem, elin hareket yeteneklerini tanımlamak için kullanılabilir. Bu düzlemler Şekil 2’de gösterilmişlerdir. Her bir düzlemdeki hareket yönleri adlandırılmıştır. Sagittal düzlemde tanımlanan fleksiyon-ekstansiyon hareketi, palmar ve dorsal yönlere doğru gerçekleşir. Koronal düzlemde tanımlanan abdüksiyon-adüksiyon hareketi, radyal ve ulnar yönlere doğru gerçekleşir. Ayrıca, transvers düzlemde tanımlanan içe ve dışa dönme hareketi, distal ve proksimal yönlere doğru gerçekleşir.

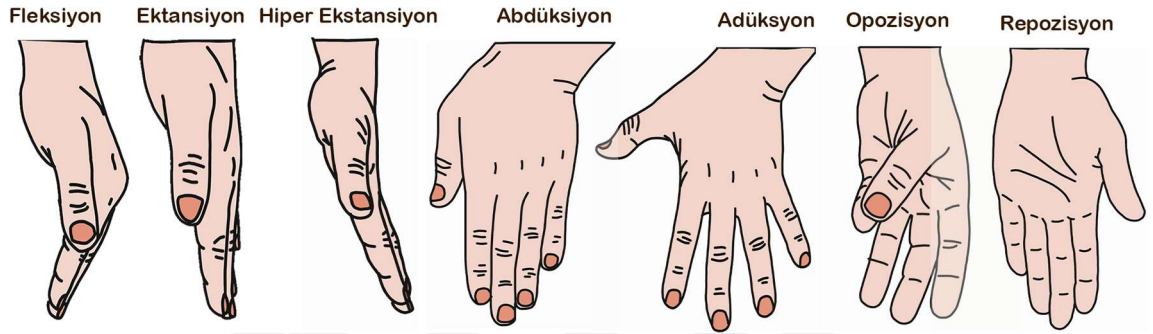


Şekil 2. Anatomik düzlemler ve eklemlerin hareket yönleri

1.3. Amaçları Bakımından El Rehabilitasyon Robotları

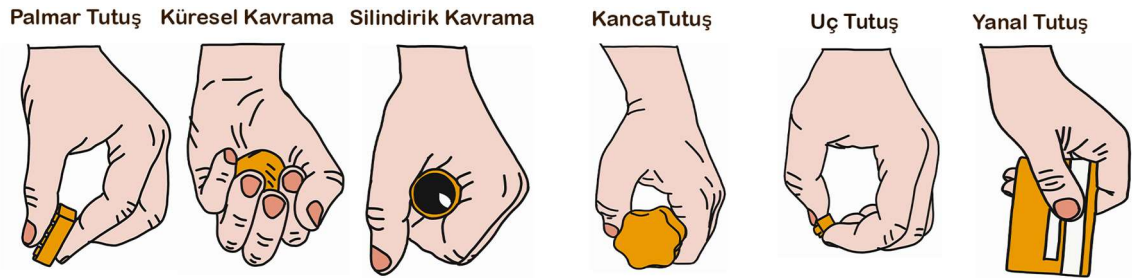
Bu çalışmada el üzerine giyilebilir robotları tanımlamak için el robotu ya da el dış iskeleti terimleri kullanılacaktır. El için tasarlanacak dış iskeletler amaçları bakımından üç grupta incelenebilirler. Bunlar fiziksel terapilerde kullanılabilecek rehabilitasyon cihazları,

günlük yaşama yardımcı olmaları bakımından destekleyici ya da kuvvet, açı, pozisyon gibi fiziksel bilgileri toplayabilecek ya da rehabilitasyonu sanal gerçeklik gibi etkileşimli ortamlara taşıyabilecek dokunsal tarzda olabilirler. Rehabilitasyon amaçlı olarak geliştirilenler en azından Şekil 3’te gösterilen esneme ve gerilme hareketini en az bir eklemi kullanarak gerçekleştirmelidir. Parmakların birbirlerinden koronal düzlemde uzaklaşması ve yaklaşması hareketini de yani abdüksiyon ve adüksiyonu de sağlayabilirse fazladan bir niteliğe daha sahip olduğundan bahsedilebilir.



Şekil 3. Esneme ve gerilme hareketleri

Destekleyici dış iskeletler ise Şekil 4’te verilen basit kavrama hareketlerinden mümkün olduğunca fazlasını gerçekleştirmeyi hedeflemelidir ki bu sebeple daha karmaşık bir yapıya sahiptirler. Parmaklardaki tüm eklemler birbirlerinden bağımsız olsa dahi birçok hareketi gerçekleştirirken eklemlerimiz birlikte hareket etmektedir. Tüm eklemler belli bir oran dahilinde hareket ediyorsa bir dış iskeletle desteklemek daha kolaydır, ancak eklemlerin bir kısmının sabit kalması, diğer bir kısmının ise hareketli olması gerekiyorsa, desteklemek daha zordur, çünkü belli oranlarda eklemlerin bağımsız hareket etmesi gerekir. Örneğin palmar tutuş gerçekleştirmek için işaret parmağının PIP ve DIP eklemleri neredeyse hareketsizken MCP eklemi sahip olduğu tüm bükülme yeteneğini kullanmalıdır.

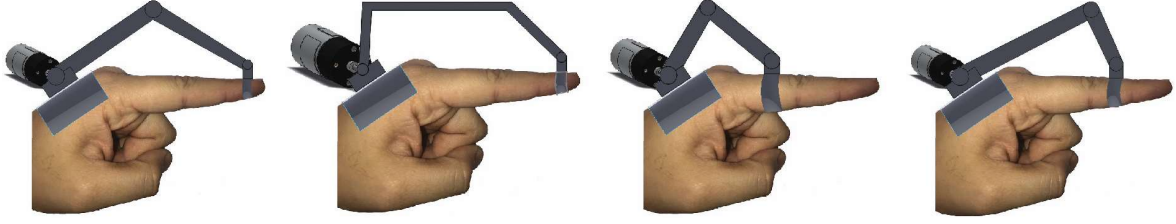


Şekil 4. El ile yapılan kavrama ve tutma

1.4. Sunduğu Serbestlik Derecesi ve Eklem Hareketi Çeşitliliği Bakımından El İskeletleri

El için giyilebilir bir dış iskelet oluşturabilmek için temel olarak kullanılan çok çeşitli yapılar olmasına rağmen belli gruplandırmalar yapmak mümkündür. Bu bölümde bahsedilen temel yapılar, serbestlik derecesi ve eklem hareketliliği bakımından gösterilmişlerdir. İnceleme yapılırken işaret parmağı referans alınarak gerekli tanımlamalar yapılacaktır. İşaret parmağının kontrol edilecek 3 ayrı eklemi bulunmaktadır. Her üç eklem bağımsız açılarda kontrol edilebilir, her bir eklem konumu birbirine bağımlı olarak kontrol edilebilir ya da en uçtaki eklem kontrol edilerek diğer eklemlerin dolaylı hareketi sağlanabilir. Bir mekanizmanın uzaydaki ya da düzlemdeki konumunu belirlemek için gerekli bağımsız parametre sayısına serbestlik derecesi denir. El dış iskeletinin eli konumlandırırken kullanmış olduğu değişken sayısı serbestlik derecesi ile ifade edilecektir. El iskeletlerini konu alan bazı çalışmalarda dolaylı veya bağımsız olarak hareket ettirilen her bir eklem için bir serbestlik derecesinin kabul edilmesine rağmen bağımlı hareket ettirilen tüm eklemlerin serbestlik derecesi ortak alınması daha yerinde olacaktır. Bir eklem hareketinin ayrı serbestlik derecesi olarak hesaba katılabilmesi için bağımsız bir aktüatörle kontrol ediliyor olması gerektiği kabulüne dayanılarak sınıflandırma yapılmıştır. Aynı aktüatörle bağımlı olarak kontrol edilen eklemler arasında belli bir oran dahilinde aktarım gerçekleştirmektedir. Dolayısıyla tek bir parametre ile konum tespiti yapılabilmektedir.

Birçok farklı mekanizma ve yapı araştırmacılar tarafından denenmiştir. Literatürdeki çalışmaları Şekil 5, Şekil 6, Şekil 7, Şekil 8, ve Şekil 9'da verilen kategorilerde sınıflandırmak mümkündür. Mevcut biçimlerin üstünlükleri ve eksiklikleri analiz edilerek alana katkı sağlayacak yeni bir tasarım oluşturulabilir. Literatürde, daha önce geliştirilmiş bir robotun performans analizinin yapıldığı ya da birtakım iyileştirmelerin önerildiği hatırı sayılır miktarda çalışma bulunmaktadır. Son yıllarda popüler olan farklı türlerin avantajlarının derlenmesine dayanan hibrit yapılar geliştirilebilir. Mevcut tasarım şemalarından biri kılavuz alınarak, mekanizmanın performansını tahmin edilenden çok daha fazla etkileyen bağlantı elemanlarının uzunluğu, doğrusal ya da yay biçimli olmasının kinematiğe etkisi, akıllı kontrol algoritmaları, daha küçük ve yüksek güç üreten aktüatörlerin kullanılması, hareketin eklemlere daha doğal aktarılması gibi geliştirilecek alanlara yoğunlaşılabilir. Mevcut yapılara arasından en fazla kabul görmüş tasarımları aşağıda verilen 5 grup halinde incelemek mümkündür.

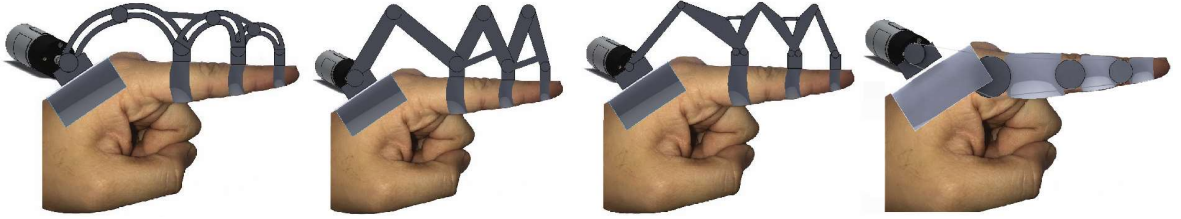


Şekil 5. Tek noktadan kuvvet aktarımı yapan modeller

Şekil 5’te serbestlik derecesi 1 olan farklı modeller görülmektedir. Aralarında bazı farklılıklar olsa da bu tür bir kontrolde parmağın konumunu bulmak için tek bir parametre yeterli olacaktır. Kuvvet doğrudan tek bir parmak kemiğine uygulanmıştır. Tüm eklemlerin arasında anatomik bir aktarım olduğundan, öncesinde kalan diğer eklemler de hareket edecektir. Konforlu bir hareket için kuvvet ilgili kemiğe dik olarak uygulanmalıdır aksi durumlarda ekleme itme ve çekme uygulanır. Bazı tasarımlarda bu eksiğini gidermek için tasarıma bir adet daha hareketli nokta konulmuştur, ancak kuvvet yine tek noktadan uygulanmaktadır. Bu tür bir tasarım mekanik ve kontrol bakımından kolaydır ancak kuvvet tek bir noktaya uygulandığından dengeli bir dağılım yapamamaktadır.

El dış iskeleti geliştirme çalışmalarının zorluklarından ve elin üstün kabiliyetlerinden önceki bölümlerde bahsedilmiştir. Geliştiriciler bazen çalışmalarını adım adım yürütmektedirler. Önce sadece bir eklemin hareketini sağlayan prototipler hazırlayıp sonrasında onlara eklemeler yapmak gibi. Sadece MCP eklemeni mekanizmasına destek veren modeller bu gruba dahil edilebilirler. Örnek bir çalışmada el robotu, baş parmak ve diğer parmaklar için birer olmak üzere toplam iki adet servo motorla kontrol edilmektedir. Tasarım Solidworks programında yapılmış ve parçaların büyük bir bölümü üç boyutlu yazıcı yardımı ile çıkartılmıştır. Motorların kontrolü bir mikroişlemci yardımıyla yapılmıştır. Rehabilitasyon amaçlı kullanım hedeflenmiştir. Bazı sabit egzersiz görevleri belirlenmiş ve onların uygulanması beklenmektedir. Görevin tamamlanma durumu, kuvvet algılayan esnek sensörlerle kontrol edilmektedir (Richards, Georgilas, Dagnino, & Dogramadzi, 2015). Benzer bir çalışmada kuvvet sadece parmağın orta kemiğine uygulanmaktadır. Enkoder yardımıyla pozisyon kontrolü ve kuvvet sensörleri yardımıyla da tork kontrolü gerçekleştirilmektedir. Bu tür bir tasarım geliştirme basamaklarının ilki dahi olmaya uygun değildir ancak bir deneme olabilir. Sonraki denemelerinde araştırmacılara bir fikir vermesi açısından değerlendirilebilir ki araştırmacılar sonrasında daha gelişmiş tasarımlar önermişlerdir. (Iqbal, Tsagarakis, & Caldwell, A human hand compatible optimised

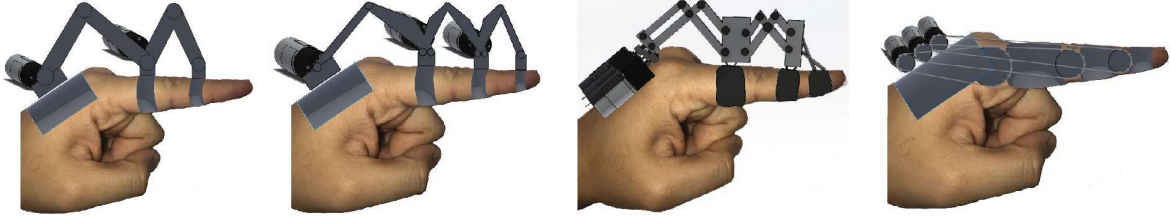
exoskeleton system, 2010). Hexosys isimli yeni modelde aynı araştırmacılar avuç içinin boş bırakılması için tasarımda gerekli düzenlemeleri yapılmıştır. 20W güç üretebilen Maxon RE-25 motorlar kullanılmıştır. Motorun kavrama hareketlerinde yeterli gücü sağlayabilmesi adına 14:1 oranını kullanan redüktörden faydalanılmıştır. (Iqbal J. , Tsagarakis, Fiorilla, & Caldwell, 2010). Aktüatör olarak DC motorlar kullanılmıştır. Kuvvet proksimal kemik üzerine uygulanmaktadır, kontrol girişi olarak motor enkoderlerinden elde edilen pozisyon bilgisi ve gerilme sensörlerinden elde edilen kuvvet bilgileri kullanılmıştır. Pasif olarak abduksiyon, adüksiyon hareketinin yapılması mümkündür. 3.6 Nm tork üretebilir ve 45N kuvvet uygulayabilecek kapasitede bir yapıya sahiptir. Metal ve plastik parçaların bir arada kullanımı ile üretilmiştir. 1 kg gibi fazla sayılabilecek bir ağırlığa sahiptir. 3 bağlantı elemanlı yapıda tasarlanmıştır ve seri mekanizma kullanılmıştır. (Iqbal, Khan, Tsagarakis, & Caldwell, 2014). Bu tür tasarımlar, uygulanan kuvveti tüm parmak kemiklerine dağıtamadığından ya da bazı eklemleri hareketsiz bıraktığından çok da kullanışlı değildirler.



Şekil 6. Çok noktadan kuvvet aktarımı yapan modeller

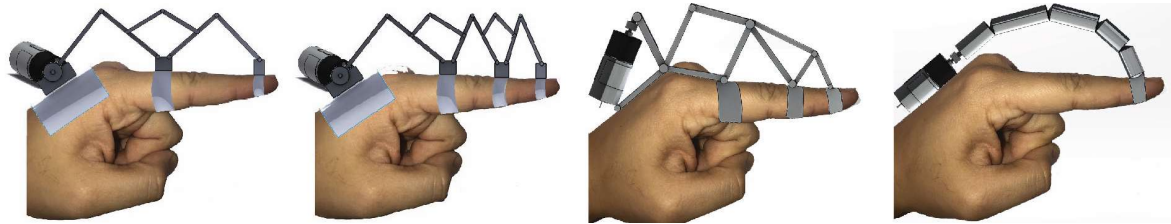
Şekil 6’da serbestlik derecesi 1 olan ancak uygulanan kuvvetin birden fazla kemiğe paylaştırıldığı farklı modeller görülmektedir. Bu tek noktalı tasarımlara nazaran birtakım avantajlara sahiptir. Bu durumda metakarpofalanksiyal (MCP) ve uçtaki iki eklem olan distal interfalanksiyal (DIP) ve proksimal interfalanksiyal (PIP) doğrudan hareket ettirilmektedir. Bazı tasarımlarda kuvvet proksimal ve orta falanksalara uygulanıp distal falanks mekanizma dışında tutulur. Bu sayede diğerlerine oranla daha zayıf olan distal interfalanksiyal eklemi yük altında tutulmamış olur ancak bu defa da saf dışı kalmış olacaktır. Her üç eklem de doğrudan harekete dahil edildiğinde kuvvet daha etkili biçimde tüm parmak kemiklerine uygulanmaktadır. Sistem mekanik ve kontrol bakımından belki biraz daha karmaşık hale gelmektedir, ancak halen az sayıda aktüatörle kontrol edilebilir durumdadır. Bu tür bir dış iskeleti taşınabilir ve evde kullanıma uygun tasarlamak günümüz teknolojisi ile mümkündür. Son yıllardaki en etkili tasarımlarda bu yaklaşım tercih edilmektedir. Yine Şekil 6’da verilen

yay biçimli tasarım aynı yaklaşımın ürünüdür. Dairesel hatları sayesinde eklem etrafındaki hareketi daha iyi taklit etmek maksadıyla oluşturulmuştur.



Şekil 7. Yüksek serbestlik derecesine sahip modeller

Şekil 7’de serbestlik derecesi 2 ve 3 olan tasarım örneklerine yer verilmiştir. Her bir serbestlik derecesi için ayrı bir aktüatörün kullanılması gereklidir. Eklem bağımsız kontrolü için bu durum zorunludur. Aktüatör ağırlıkları ve karmaşık yapıları nedeniyle bu tür modellerin taşınabilir olarak tasarlanmaları güçtür. Sabit el rehabilitasyon tasarımlarında daha çok tercih edilirler, çünkü çok sayıda aktüatöre ihtiyaç duyar, el üzerinde bu kadar alan yoktur ve tutturulmaları için sabit ortamlara ihtiyaç duyulur. Aktüatörlerin sayısının fazlalığı sisteme karmaşıklık ve ağırlık getirmektedir. Gücün aktarımı için sert ve esnek olmayan bileşenler ya da kablolar kullanılabilir. Sabitlenme ihtiyacı duyduklarından fizik tedavi merkezlerinde kullanılmaya daha müsaitlerdir.

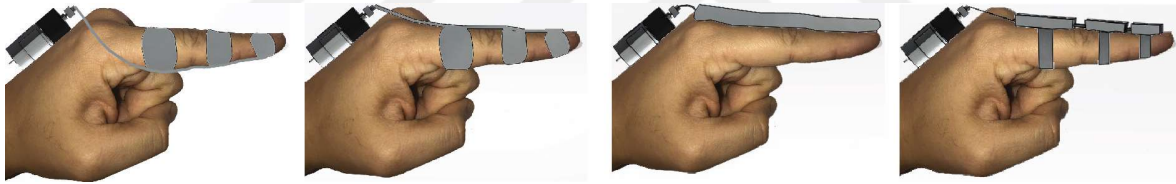


Şekil 8. Yüksek serbestlik derecesine sahip modeller

Şekil 8’de hem pasif hem de aktif olarak kontrol edilebilen el dış iskelet tasarımları görülmektedir. Bu tür robotlar eksik eyleyicili (underactuated) olarak adlandırılırlar. Robotun tek kontrol girişi aktüatör değildir. Kullanıcı eklemlerini kendisi hareket ettirerek de belli sınırlar dahilinde yönlendirme yapılabilir. Diğer türlerde bu işlem mümkün değildir, çünkü robotun tüm yer değiştirme ve pozisyon kontrolü aktüatör girişine göre belirlenir. Mekanizmanın serbestlik derecesi belirlenirken pasif olarak yapılabilecek müdahaleler de hesaba katılmalıdır. Fazladan eklemler ya da bağlantı elemanları kullanarak robota pasif

hareket imkânı tanınabilir. Tasarlanmaları diğer türlere göre daha fazla zorluklara sahiptir. Sistem kinematikini analiz etmek daha karmaşık işlemler gerektirir.

Hexosys II el robotu ile araştırmacılar, dört parmaklı ve eksik eyleylicili bir model önermişlerdir. Daha önceki versiyonun birtakım eksikliklerinden arındırılmış ve uygulayabileceği kuvvet konusunda birtakım iyileştirmeler yapılmıştır. Dış iskeletin özgün yönü her bir bağlantı uzunluğunun hesaplanabilmesi için kullanılmış olan optimizasyon algoritmasıdır. 2 bağlantı linkinden oluşan mekanizmada link uzunlukları hesaplanırken iş uzayı eşleme, kinematik haritalama, kötü durum çarpışma engelleme gibi yöntemler kullanılarak en uygun uzunluk değerleri bulunmuştur. Her bir parmak için 16nNm tork uygulayabilen 37g ağırlığında 5 adet bir adet DC motor içermektedir. Tork değerini arttırmak için yaklaşık 30:1 oranında dişliler kullanılmıştır. Pozisyon kontrolü için magneto rezistif enkoder ve kuvvet ölçümü içinde gerilme sensörü kullanılmıştır. Tasarımın bir başka özgün yanı da pasif abduksiyon, adüksiyon hareketine izin veriyor olmasıdır. (Iqbal, Ahmad, & Malik, HEXOSYS II - towards realization of light mass robotics for the hand, 2011).

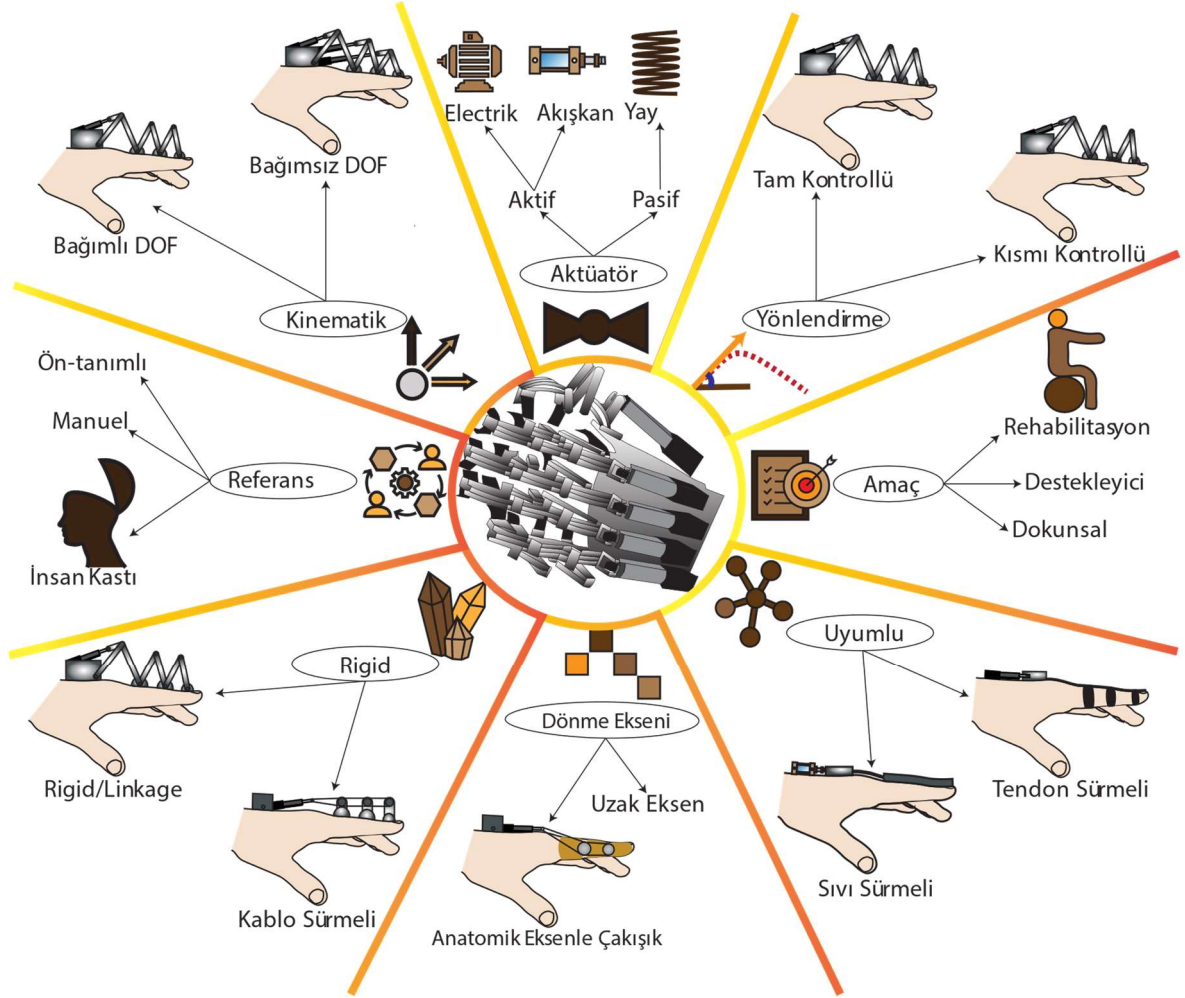


Şekil 9. Anatomi ile uyumlu modeller

Şekil 9’da elin anatomik işleyişine benzeyen tasarım yaklaşımları gösterilmektedir. Parmaklar üzerinde yapay kas ve tendon benzeri yapılar oluşturulur. Bu bazen önceden belirlenmiş yollardan geçen, fleksör ve ekstansör tendonlar gibi elin üstüne ve altına yerleştirilmiş ince kablo benzeri aktarım elemanları kullanılarak yapılır, bazen de bir yüzeyi parmağa sabitlenmiş diğer yüzeyi esnek bir kese içerisine basınçlı bir akışkanın doldurulup onun bükülüp, doğrulmasına bağlı olarak parmakların hareket ettirildiği yumuşak robotik cihazlar biçiminde olabilir. Yumuşak robotikte elastik ve basınç ile şekli değişen materyallerden faydalanılır. Bu robotlar, yumuşak polimerler, silikon, elastomerler ve hidrojel gibi malzemelerden üretilir ve doğal organizmaların hareket kabiliyetlerini taklit edebilirler. Bu tür materyallerin 3 boyutlu yazıcılar yardımıyla dahi işlenmesi mümkündür. Birçok filament üretici bu tür malzemeleri ürün yelpazeleri arasına eklemişlerdir.

1.5. El Robotu İçin Tasarım Gereksinimleri

El için kullanılacak robot tasarımında, elin karmaşık anatomisi, yüksek mobilitesi ve cihazın yerleştirileceği alanın sınırlı olması gibi birtakım zorluklar bulunmaktadır. Eğer taşınabilir ve ergonomik bir tasarım yapılmak isteniyorsa elin üstüne veya alt kısmına konumlandırılabilen bir tasarım esas alınmalıdır. Şekil 10'da literatürde geçen ve ticari kuruluşlar tarafından sıklıkla kullanılan tasarım biçimleri özet olarak verilmiştir.



Şekil 10. El robotu tasarım türleri

El için kullanılan robotlar kullanım amaçlarına göre rehabilite edici, destekleyici ve haptik yani dokunsal olarak sınıflandırılabilirler. Rehabilitasyon için kullanılacak olanlar daha önceden belirlenmiş belli egzersizleri yaptırabilecekleri gibi, belli bir görevin tamamlanmasına odaklanabilirler ya da biyolojik sinyalleri kullanarak kullanıcının niyetine göre bir strateji oluşturabilirler. Görev odaklı cihazlar dış dünya ile sensörlerini sanki bir

duyu organıymışçasına kullanarak iletişim kurarlar. Sensörler ile, kuvvet, yer değiştirme, konum, açı, basınç gibi farklı birçok fiziksel büyüklük algılanabilir. Örneğin ön-tanımlı işlemleri tekrarlayan bir robot için ilgili konuma erişildiğini bildiren sınır anahtarı yeterli olabilir. Bir nesne ile etkileşimi ölçmek için kuvvet, deformasyon ya da optik sensörler kullanılabilir. Kullanılacak en iyi sensör çözümleri el veya nesne ile herhangi bir girişimi olmayanlardır. Örneğin EMG, EEG gibi biyolojik sinyallerin ölçümü için deri üzerine yerleştirilen sensör dizileri yeterli olurken, kuvvet ölçümü için kullanılacak sensör dizileri genelde parmak uçlarına ya da temas yüzeylerine yerleştirildiğinden nesne ile etkileşimi engeller ve sezgisel de değildirler, ayrıca kablolama gereksinimleri vardır. Rehabilitasyon süreci VR uygulamaları ile interaktif ve eğlenceli bir hale getirilebilir (Yang, Zhang, Zhu, & Fu, 2022). Oyun benzeri uygulamalarla içerik zenginleştirilebilir. Gerilme sensörleri yardımıyla, uygulanan kuvvet ölçülerek rehabilitasyon sürecindeki elin ne kadar güç kazandığına dair saptamalar yapılabilir.

El dış iskeleti geliştirme çalışmaları çok disiplinli bir araştırmanın yürütülmesini gerektirmektedir. Malzeme biliminin, aktüatör teknolojilerinin, yetenekli donanım ve yazılım çözümlerinin tasarımlara uyarlanması fark yaratmaktadır. Bir grup araştırmacı aktüatör olarak ultrasonik motor kullanılmıştır. Seramik parça üzerine uygulanan alternatif gerilim sonucunda elde edilen titreşimi, hareketli parçaya sürtünme kuvveti yardımıyla aktararak çalışan motorlara "Piezoelektrik Ultrasonik Motorlar" denir. Buradaki ultrasonik kelimesi bu motorların 20 kHz üzerindeki frekanslarda (ultrasonik frekans bölgesinde) çalışmasından dolayı kullanılmaktadır. Motor dakikada 250 devir dönmekte ve 0.1Nm tork üretebilmektedir. 35mm x 36mm x 40mm boyutları ve pozisyon tayini için dahili enkoderi bulunmaktadır. Motor göreceli olarak uzak bir noktaya yerleştirildiğinden hareketin aktarımı ve dönme yönünün değiştirilmesi için kayış kullanılmıştır. Kontrol için AVR-8 bit gerçek zamanlı bir mikrodenetleyiciden faydalanılmıştır. Mikro kontrolcü topladığı bilgileri bilgisayar ortamına aktarmak ve bilgisayardan da dış iskelete veri taşımakla görevlidir. Rehabilitasyon için kullanılan bu tasarıma, konum bilgisi bilgisayar programı tarafından gönderilmekte ve enkoder çıkışlarındaki pozisyon bilgisi ile kıyaslanmaktadır (Tang, Sugano, & Iwata, 2011).

Araştırmacılar bu zorlu alanda en etkin robotu ortaya koyabilmek adına çok farklı mekanizmaları sistemlerine entegre etmeye çalışmaktadırlar. Fark yaratan bir çalışmada, parmak kemiklerini temsil eden bağlantı elemanlarının aralarında akordiyon benzeri bir yapı kullanılmıştır. Böylece hareket ederken parmaklarla herhangi bir temasının olmaması ve

hareketin merkezini kullanıcının eklemi ile merkezleme hedeflenmektedir ki bu da hareketli parçaların arasındaki mesafenin değişiyor olmasını gerektirir. Parmakların hareketini sağlayan kısım en basit kapalı link bağlantısı olan dört bar mekanizması ile yapılmıştır. Bu yapıda, hareketi üretildiği yerden ilgili alanlara dağıtabilmek için bovdan kablolar kullanılmıştır. Bu sayede hareketin daha doğal olması ve istenmeyen itme-çekme etkilerinin ortadan kaldırılması hedeflenmektedir. Kuvvet ve konum kontrolü için alan etkili sensör, gerilme sensörü, fleksiyon sensörü ve optik sensörlerden faydalanılmıştır (Fang, 2009).

Rehabilitasyon ihtiyacı duyan hastalar eklemlerini hareket ettirirken kireçlenme ya da kilitlenme gibi etkilerden dolayı rahatsızlık duyabilmekte ve acı hissedebilmektedirler. Hasta, bu tür bir durum oluştuğunda ya robota dışarıdan bir müdahalede bulunmak ya da robotun durumu algılayıp harekete devam etmemesini ister. Rehabilitasyon amaçlı olarak geliştirilen robotlarda kullanıcının belli görevleri yerine getirmesi istenirken bu gibi durumları algılayabilecek donanımların eklenmesi yerinde olacaktır. Kuvvet sensörleri ile hastanın gücü ve sistemin yapması gereken destek sağlanabilir. (Ockenfeld, Tong, Susanto, Ho, & Hu, 2013).

Ellerini herhangi bir sebeple kullanamayan ya da günlük aktivitelerini gerçekleştirmek için yeterli güce sahip olmayan hastalara yardımcı olabilmek amacı güden el robotları destekleyici olarak isimlendirilirler. Hem hastanın rehabilitasyonuna katkı sağlar hem de günlük hayatlarının daha konforlu hale gelmesini sağlayabilirler. KULEX Hand, kavrama ve tutmada en aktif iki parmak olan işaret ve başparmağı desteklemek üzere geliştirilmiştir. Hareketin daha doğal ve yumuşak olarak gerçekleştirilmesi için eklemlerin arasına yaylar entegre edilmiştir. İşaret parmağı için aktif bir yapı bulunurken başparmak için pasif bir yapı tercih edilmiştir. Oldukça küçük olan robot 172 gr. gibi hafif bir ağırlığa sahip olmasına rağmen kullandığı güçlü DC motor ve tasarımı sayesinde 36.5 N kuvvetinde bir kavrama sağlayabilmektedir. Cisimle etkileşim sonucunda uygulanması gereken destek kuvvetinin belirlenmesinde PD denetleyicisi kullanılmıştır (Hong, Kim, Ihn, Jeong, & Kim, 2019).

Uzak operasyon gerçekleştirme veya teşhis yapmak için bazı verilerin toplanması gerekir. Bunun yanında destekleyici veya rehabilitasyon amaçlı olarak üretilen dış iskeletlerin tasarlanabilmeleri için sahip olmaları gereken iş uzayı, uygulanması gereken asgari kuvvet, etkileşimde bulunacağı bağlantı noktaları ve kuvvetin uygulanma açısı gibi birçok parametreye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tür parametreleri belirleyebilmek için dokunsal cihazlar geliştirilmektedir. SAFE robotik eldiven de bu amaçla tasarlanmıştır. Kuvvet tüm parmaklar için en uçtaki kemiklere uygulanmıştır, tüm eklemler birbirine seri

olduğu için bu şekilde tüm eklemlere dair veriler toplanabilecektir. Her parmak için 3 ayrı açısal pozisyon sensörü ve kuvvet ölçümü için de parmak uçlarına gerilme sensörü konumlandırılmıştır. Farklı kişilerin aynı nesneleri kavrama ve tutma hareketlerine dair pozisyon ve kuvvet verileri toplanmış ve bu veriler gauss karışımı model eğitiminde kullanılmıştır. Öğrenilmiş hareket ve kuvvet verileri SAFE Glove cihazına uygulanmış ve sanal gerçeklik ortamında simülasyonu yapılmıştır. Bu sayede belirli görevlerin etkileşimli olarak yerine getirilmesi hedeflenmektedir. Cihaz veri toplama amaçlı olarak tasarlandığından aslen pasif elemanlar ile kurgulanmıştır. Ayrıca eldiven üzerinde bulunan DC motorlar yardımıyla karşı kuvvet uygulayarak kuvvet-tork ilişkisinin sınırları belirlenebilmektedir. Batarya da dahili olarak bulunduğundan tam bir taşınabilirliğe sahiptir. Üzerindeki devre kartında Xbee iletişimi sağlayabilecek donanım bulunmaktadır, bu sayede tüm veriler, analiz edilmek üzere, Matlab programına aktarılmaktadır (Z. Ma, Ben-Tzvi, & Danoff, 2016). Uzak operasyonlar oldukça kritik alanlarda uygulanmaktadır ve gelişen teknoloji ile yaygınlaşması kaçınılmazdır. Bu tür araçlarda meydana gelebilen problemlerden birine bir çözüm bulmak adına daha sonraki sürümünde birtakım iyileştirmeler yapılmıştır. Herhangi bir nesnenin kavranması esnasında kayma meydana gelirse bu durumu düzeltmek için bazı sensörlerle donatılmıştır. Tutma uçlarından önce minimum seviyede bir kuvvet uygular, yine bu kısımlara yerleştirilmiş olan kuvvet sensörleri ile varsa kaymayı tespit eder ve uygulanması gereken kuvveti ayarlar (Lee, 2018).

Yine dokunsal tarzdaki tasarımlardan ilham alınarak geliştirilmiş olan RML Glove robotik ünite, geri bildirim oluşturabilen tasarımlar kategorisinde değerlendirilebilir. Bu tür cihazlarda kullanılan oyun kolu ve klavye gibi araçların yerine çift yönlü kontrolün gerçekleştirilebileceği gerçek zamanlı bir iletişim tercih edilmiştir. Bu sayede etkileşimin daha da güçlendirilmesi hedeflenmiştir. Elin hareketleri hız formunda robota ve robotun etrafındaki objelere ait bilgiler de ele çift yönlü olarak gönderilirler. Böylece el etkileşime gireceği nesne hakkında daha önceden bilgilendirilmiş olduğundan daha doğal bir hareket gerçekleştirilmiş olur (Ma & Ben-Tzvi, 2015). El için geliştirilen robotların büyük bir bölümünde aktüatörler elin dorsal yüzeyine yerleştirilirler. Rutgers Master tasarımcıları ise aktüatörlerin avuç içerisine yerleştirmesini tercih etmişlerdir (Bouzit, Burdea, Popescu, & Boian, 2002). Veri toplama amaçlı olarak yapılmıştır, topladığı veri gerek yönetici bağımlı (master-slave) çalışan sistemler için gerekse de teşhis amaçlı olarak kullanılabilirler. El iskeleti geliştirme çalışmaları için gerekli olan birçok veriyi elde edebilirler. Felç vakalarının

onda sekizi tek taraflı olarak meydana gelmektedir. Bu verinin ışığında 2 elinde rehabilitasyon sürecine dahil edildiği aynalama uygulamaları da gerçekleştirilmiştir.

Basınçlı akışkanların kullanıldığı el robotları azımsanmayacak miktardadır. Küçük boyutlu aktüatörlerle yüksek değerlerde kuvvet üretilebileceğinden yüksek güç gereken uygulamalarda kullanılırlar. Güç beslemesi için basınçlı hava kullanımı diğer akışkan türlerinden daha yaygındır. Bu tür sistemlerde yeterli kuvvet uygulanabileceği için daha kompakt tasarım gerçekleştirilebilmekte ve daha yüksek kavrama kuvvetleri oluşturulabilmektedir, ancak sistem bu defa basınçlı hava kaynağına ihtiyaç duyacağından taşınabilir olmaktan çıkmaktadır.

El robotu anatomik eklemlerle uyumlu bir biçimde çalışmalıdır ki eklemlerde herhangi bir rahatsızlık oluşturmaz. Fleksiyon ve ekstansiyon yapılırken robotun ve anatomik eklemin dönme eksenleri çakışık seçilebileceği gibi farklı bir eksen de belirlenebilir. Eksenleri çakıştırmak daha estetik bir görünüm ortaya çıkarsa dahi parmakların yanıl alanlarını da kullandığından 5 parmak için de uygulaması oldukça zordur (Chiri, ve diğerleri, 2009).

Rehabilitasyon amaçlı olarak tasarlanan sistemlerin büyük bir bölümü önceden programlanan birtakım aktiviteleri kullanıcıya yaptırmayı hedeflemektedir. Bir kısmında da kullanıcının rehabilitasyon sürecine müdahalede bulunabilmesi amacıyla niyet algılamaya yönelik eklemeler bulunmaktadır. EMG sinyallerini kullanmak bunlardan ilk akla gelenidir, ancak bu durumda EMG sinyallerinin biyolojik olarak var olduğu varsayımına göre geliştirme yapılır. Omurilik hasarlarında ise EMG sinyalleri mevcut olmayacağından EEG sinyallerine başvurulabilir. Mano el rehabilitasyon robotu tasarımında niyet algılama için EEG sinyallerini kullanılmaktadır. Dış iskelet kullanmak yerine bovdan kablolar sanki birer tendonmuşçasına parmaklar üzerine entegre edilmiştir. Bu tür yapılarda kullanılan kablolar yapay tendon olarak da adlandırılırlar. Sistem tamamen taşınabilir olarak tasarlandığından, kontrol ünitesi, şarj üniteleri ve aktüatörler göğüs üzerinde taşınabilen bir modüle yerleştirilmişlerdir. Lineer servo motorlarda üretilen itme ve çekme kuvveti kablolar yardımıyla parmaklara iletilir ve hareket sağlanmış olur (Randazzo, Iturrate, Perdakis, & Millán, 2018).

Rehabilitasyon kaslarda ve nörolojik sistemde geri kazanımı hedeflediğinden çok etkenli bir süreçtir. Ne kadar çok giriş değişkeni hesaba katılır ve doğru bir şekilde işlenirse başarı da o oranda artar. Bu gerçeği esas alan bir çalışma çok durumlu bir karar verme algoritmasının ürünü olarak karşımıza çıkmaktadır (Park, ve diğerleri, 2019). Niyetin

algılanması için, EMG sinyalleri, bükülme sensörü, kuvvet sensörü ve motor açılarından faydalanılmıştır. Tüm bu verilerin değerlendirilerek daha güvenilir sonuçların elde edildiği deneysel olarak ortaya koyulmuştur. Sistem kablo sürmeli olarak tasarlanmış ve bir motor tarafından beslenmektedir. Tendon tabanlı yaklaşımların bir örneği olarak gerçekleştirilmiştir. Giriş çeşitliliğini arttırmayı hedefine koyan farklı bir tasarımda da motorlar tarafından çekilen akım değişkenler arasına eklenmiştir. Akım değişiminin yanında, kuvvet/tork ölçümüne dair veriler de sensörler tarafında toplanır. Parmakların açı bilgisi ve çekilen akım birlikte değerlendirilerek kontrol stratejisi geliştirilmektedir. Geri bildirim özelliklerinin test edilmesi için bir sanal gerçeklik ortamında robotun ele uyguladığı kuvvetler değerlendirilmiştir (Park, Jo, & Bae, 2016).

Sistem tepkisini yumuşatmak, istenmeyen durumları engellemek ve daha hassas nesne etkileşimi adına faydalıdır. Örneğin pozisyona bağımlı tork uygulama stratejisi üzerine tasarımlar gerçekleştirilebilir. Empedans kontrolünün kullanıldığı sistemde konum bilgisi göz önünde tutularak tork değeri belirlenmektedir. Yüksek tork gerektiren durumlarda düşük empedans, hassasiyet ve doğruluk gerektiren durumlarda ise yüksek empedans tercih edilir. Bazı eklem hasarlarında eklem kilitlenmeleri oluşabildiğinden bahsedilmişti, bu tür durumlarda aktif cihazın, eklem kuvvet uygulamaya devam etmeye çalışması rahatsızlık verici durumlara sebep olabilmektedir. Empedansın düşük veya yüksek seçilmesine bağlı olarak bu tür problemler ortadan kaldırılabilir. (Priyanshu & Deshpande, 2015).

Parmaklara egzersiz yaptırmak için kullanılan aktüatör çeşitlerinden bir diğeri de pinomatik yapay kaslardır. Bu tarzda yapılmış bir robotta, başparmak ve diğer parmakların her biri için iki ayrı pinomatik yapay kas kullanılmıştır. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketi için aktüatörlerin bükülmesi gereklidir. Yapıları gereği iç kısımlarına basınçlı hava uygulandığında aktüatör bükülmekte ve eklemlerin de hareket etmesini sağlamaktadırlar. Her bir ünitenin ucuna balon sensörü yerleştirilerek pozisyon tayini gerçekleştirilmiştir. Balon sensörü bu tür aktüatörler için kullanılan bir tür modifiye edilmiş basınç sensörüdür. Dolayısıyla pozisyon verisinin yanında kuvvete dair de veriler elde edilmiş olur (Tadano, Akai, Kadota, & Kawashima, 2010).

El robotlarında kullanılacak aktüatörlerde aranan özellik küçük boyut, yüksek güç ve düşük hız olduğundan redüktör kullanımı kaçınılmazdır ki bu durumda da geri sürülebilirlikten yüksek oranda feragat edilmiş olur. Kullanıcının konforu ve güvenliği için bu eksikliği gidermek adına eksik eyleyicili tasarımlardan faydalanılmaktadır. Bu türde tasarlanmış robotlar sadece aktüatörlerin yönlendirdiği katı bir yörüngeye sahip değildir,

belli ölçülerde dışarıdan müdahaleye imkân tanır. Eksik eyleyicili robotların kinematiği, konumları tamamıyla eyleyiciler tarafından belirlenenler gibi katı bir stratejiye sahip değildirler. Pasif olarak da tasarımın imkân verdiği ölçüde hareket ettirilebilirler. Bu da bahsettiğimiz gibi rahatsızlık veya acı verici bir durum oluştuğunda hastaya bir miktar müdahale şansı tanır. Eksi eyleyicili el robotları hemen her türe uyarlanabilirler. Rijit yapıda olanlar fazladan birtakım eklemlerin robota uyarlanmasıyla (Sarac, Solazzi, Sotgiu, Bergamasco, & Frisoli, 2016), kablo aktarımlı yapılarda seri makaralar yardımıyla yapılabilirler (Cempini, ve diğerleri, 2013). Aktüatörler ile aktarım organları arasına sönümleyici elemanların eklenerek geçişkenliğin yumuşatıldığı hibrit çözümler de bulunmaktadır. Rehabilitasyon veya destekleyici amaçlı olarak kullanılacak el robotlarında geri sürülebilirlik oldukça önemli bir yer tutmaktadır fakat düşük hız ve yüksek tork gerektiren uygulamalarda kullanılan redüktörler bu durumu imkânsız kılmaktadır. Geri sürülebilirlik ancak aktüatörlerin desteği ile aktif olarak gerçekleştirilebilmektedir, ancak bu durumda hareketin tersine gerçekleştirilmesi isteğinin algılanması gerekir. Bu şartları sağlayabilmek için de aktüatörün zemin bağlantısı için kuvvet sensörü ve hareketin mekanizmaya ilk aktarıldığı noktaya ek pozisyon sensörü yerleştirilmiştir (Sarac, Solazzi, Otaduy, & Frisoli, 2018). Bu çalışmada önerilen ve aktif geri sürülebilirlik adı verilen bir yöntem sayesinde, istenmeyen durumlarda geri sürme sorunu için geliştirilen çözüm ilerleyen bölümlerde anlatılacaktır.

Bazı tasarımcılar ise yay ya da hafızalı alaşım (shape memory alloy) gibi pasif aktüatörler kullanarak rehabilitasyon aracını daha etkili kılmayı hedeflemişlerdir (Chen & Lum, 2016). Robot kinematiğini oluştururken anatomik eklemler bağımsız olarak ya da belli bir aktarım oranı dahilinde bağımlı olarak tanımlanabilir. Eklemlerin bağımsız olarak kontrol edilmesi sanki daha fazla özgürlük getirirmiş gibi düşünülebilir, ancak anatomik olarak da arada doğal bir aktarım bulunmaktadır. Söz konusu aktarım katı olmayan, sınırlı bir orana sahiptir. Eğer robot tasarımı bu kıstasları gözetmezse, kullanıcıda isteksizlik oluşması kaçınılmazdır. Bağımsız tasarımlar daha yüksek serbestlik derecesi sunduğu ve daha fazla aktüatöre ihtiyaç duyduğu için daha büyük, ağır ve taşınabilir olmayan robotlar için uygundur (Kawasaki, ve diğerleri, 2007). Evsel kullanım için olmasa dahi eklemlerin bağımsız kontrolüne izin veren modellerden fizik tedavi merkezlerinde faydalanılabilir. Kişiye özel tedavilerin geliştirilmesine olanak sağlayabilirler. Terapist daha esnek egzersizlerin yapılması konusunda geniş bir alan sunabilirler.

1.6. Yapılarına Göre Giyilebilir El Robotları

El rehabilitasyonu için kullanılan ve geliştirilmesine devam edilen modelleri amaçlarına göre rehabilite edici, destekleyici ve dokunsal olarak sınıflandırmıştık, yapıldıkları malzemeler ve yapıları bakımından da üç ana başlık altında toplamak mümkündür. Bunlar, aktüatörlerde üretilen gücün parmaklara sert bağlantı elemanları ile taşındığı rijit yapılar, üretilen gücün parmaklara kablolar, makaralar veya yönlendirici yollar aracılığı ile taşındığı kablo aktarımlı (cable-driven) modeller ya da içerisine hava veya sıvı gibi bir akışkanın doldurularak parmakların bükülmesini veya esnemesini sağlayan yumuşak geçişli (soft exoskeleton) araçlardır. Rijit dış iskeletlerde esnek olmayan materyaller kullandıkları için sensörlerin kolayca yerleştirilmesine olanak sağlar ve sistemin tepkisi sürekli değişmediğinden daha kolay kontrol algoritmaları uygulanabilir ve kararlı bir çıkış alınabilir. En fazla tasarımın yapıldığı türdür, 3D basılabilir materyaller de dahil olmak üzere birçok farklı hammaddeden üretilebilirler, çok fazla bakıma ihtiyaç duymazlar ve arıza olasılıkları da oldukça düşüktür. Elektrikli aktüatörlerle (eyleyicilerle) çalışabilmesi, rijit ve sade yapıda olması, yüksek güç gereksinimlerinin olmaması sayesinde tamamen taşınabilir olabilirler.

Kablo aktarımlı modellerde aktüatör ve el cihazı aynı yerde bulunmak zorunda olmadığından çok fazla mobilite ihtiyacı duyulan yerlerde tercih edilirler. Kablo ve makaraların kullanılması sebebiyle sistem tepkisini yük altında kestirmek daha zor olabilir ya da aktarım elemanlarında oluşacak sarkma, geri tepme, çekme gibi etmenler farklı çıktıların oluşmasına neden olabilir. Kabloların dolaşma ihtimali vardır ve bakıma ihtiyaç duyarlar. Kablolarla aktarımın yapıldığı dış iskeletler, literatürde karşımıza tendon aktarımlı olarak çıkabilen farklı bir yaklaşımla da tasarlanabilirler, temel fark kullanılan kablo benzeri yapılarla tendonların örnek alınmasıdır. Makara benzeri yapılar yerine yönlendirici yollar kullanılır ve sıklıkla eldiven tabanlı olarak tasarlanırlar. Yumuşak dış iskelet tasarımları canlı bir organizmadaki hareketi taklit etmeyi esas alırlar. Anatomi ile daha uyumlu denebilecek birtakım avantajlara sahiptirler. Elektrik motoru kullanan bazı tasarımlar olsa dahi yaygın kullanımında basınçlı bir akışkan vardır. Robotun insan elinin hareketine benzer bir yolu takip etmesi bir avantajdır, ancak belli bir açıdan sonra kuvveti sadece belli bir noktaya uygulayabilirler ki bu istenmeyen bir durumdur. Büyük bölümünün basınçlı bir kaynağa ihtiyaç duyması taşınabilirliği azaltmakta, maliyetini ve ağırlığını arttırmaktadır.

1.6.1. Rijit El Dış İskeletleri

Dış iskeletteki aktüatör tarafından üretilen hareketin eklemlere sert ve esnek olmayan malzemelerle iletildiği yapılar bu gruba girerler. Kullanılan malzemenin esnek olmaması farklı el büyüklüklerine uyum sağlamayacağı anlamına gelmez, ayarlı olarak tasarlanmaları mümkündür. Parmak kemiklerine yapılmış olduğu materyalle, cırt bant ile ya da eldiven tarzı tasarımlarla bağlanırlar ve kontrol gerçekleştirirler. En yaygın tasarım türüdür. Rijit yapıda tasarlanmış önemli çalışmalar, kontrol girişi, amaç, aktüatör türü ve serbestlik derecesi bakımından sınıflandırılarak, Tablo 1’de verilmiştir.

Bravo el robotu metal bağlantı elamanları ile esnek olmayan yapıda tasarlanmıştır. Baş parmak ve diğer parmaklar için birer tane olmak üzere iki adet DC motor kullanılmıştır, dolayısı ile başparmak bağımsız fakat diğer parmaklar birlikte hareket ederler. Her üç parmak kemiğine de bağlantı yapılmıştır, ancak bir serbestlik derecesine sahiptir. DC motorlarda üretilen hareket tüm eklemlere aktarılmaktadır. Her bir parmak için ayrı bir aktüatör kullanılmamıştır. Hareketin pozisyon ve hız kontrolünün yapılabilmesi için enkoder kullanılmıştır. Enkoder sayesinde robotun anlık olarak hız ve pozisyonu tayin edilebilir. Tork kontrolü için motor redüktörlerinden faydalanılmıştır. Baş parmak bağımsız olmak üzere diğer tüm parmaklarda aynı anda fleksiyon ve ekstansiyon yaparlar. Abdüksiyon ve adüksiyon ihmal edilmiştir. Parmaklara sadece küresel kavrama hareketleri yaptırılabilir. Sistem sadece rehabilitasyon amaçlı olarak tasarlanmıştır. Kontrol için sağlıklı elin EMG sinyallerinden faydalanılmıştır. EMG sinyalleri giriş olarak kullanılırken yapay sinir ağı algoritmasında işlenerek ilgili çıkışlar oluşturulmuştur (Loconsole C. , ve diğerleri, 2013).

EMG sinyallerini giriş olarak kullanan bir başka uygulama örneğinde de her parmak için ayrı aktüatörler kullanılmıştır. Bu sayede her bir parmak bağımsız olarak kontrol edilebilir ve farklı türden kavrama işlemleri gerçekleştirilebilir, her bir parmak için sunulan serbestlik derecesi birdir ancak parmaklar birbirinden bağımsız olarak kontrol edilebilir ve daha fazla kavrama ve tutma imkânı sunar. Hareket mekanik kuplajla ve belli bir oran dahilinde iletilmektedir, bağımsız eklem açısı kontrolü yapılamamaktadır. Fakat bu tür bir sistem destekleyici veya rehabilitasyon amaçlı uygulamalar için asgari oranda yeterlidir. Aktüatör sayısının sınırlı tutulması ile sistem taşınabilir olarak tasarlanabilir. El dış iskeletleri için yay biçimli bağlantı elemanları kullanmak faydalı ve yaygın bir yaklaşımdır. Bu sayede eklem etrafındaki dairesel hareket daha rahat oluşturulabilir (Ho, ve diğerleri, 2011).

Tasarlanan modelden prototip oluşturmak için üç boyutlu yazıcılar kullanılabilir. Parçaların tamamı ya da bir kısmı yazıcı kullanarak üretilebilir. Birtakım araştırmacılar üretimi kolaylaştıran yazdırma teknolojisinin de desteği ve özel bir yazılım yardımıyla kişiye özel tasarımlar yapmayı vadetmektedirler. Her üç parmak kemiğine de kuvvet uygulanarak eklem hareketliliği sağlanmaya çalışılmıştır (Cui, Phan, & Allison, 2015).

Birçok tasarımcı mekanizmayı kolaylaştırması ve dokunsal yetkelerini kısıtlamaması adına distal falanksı dışarıda tutmayı tercih etmişlerdir. Bu tür bir tasarım yaklaşımında parmakları hareket ettirmek için ihtiyaç duyulan kuvvet metakarpal ve orta kemiklere uygulanmaktadır. Kontrol girişi olarak EMG, EEG, açı, konum, gerilme ve kuvvet gibi sensör çıkışları kullanılmıştır.

The ExoK'ab robot tek bir aktüatörde meydana gelen dönme etkisinin tüm eklemlere dağıtıldığı modellerden farklı olarak, her bir eklem için ayrı motorlar içermektedir. Momentum doğrudan kemiklere uygulanmaktadır. Başparmağın haricindeki parmaklar için birisi MCP, diğeri de PIP eklemine ait olmak üzere ikişer tane DC motor başparmak için ise bir adet motor kullanılmıştır. Kontrol algoritmasında kullanmak üzere kuvvet sensörü ve pozisyon sensörleri entegre edilmiştir. Eklemlerin bağımsız olarak kontrol edilebilmesi sayesinde kavrama ve tutma işlevlerinin büyük bir bölümü aktif olarak desteklenebilir. Fakat parmak eklemleri kavranan cismin geometrisi ile ilişkili olarak bağımlı biçimde hareket edebilirler. Eklem açıları bağımsız kontrol edilse bile aradaki orana ve eklemlerin bükülme sırasına dahi dikkat edilmelidir. Hareket doğal akışına uygun biçimde gerçekleştirilmelidir, aksi halde avantaj gibi görünen bu durum kullanıcıya rahatsızlık verebilir. Kontrolü daha karmaşık ve özenli bir yazılımın geliştirilmesini gerektirir (Sandoval-Gonzalez, ve diğerleri, 2017).

Başparmak sahip olduğu uzamsal hareket kabiliyeti bakımından diğer parmaklardan daha geniş yeteneklere sahiptir. Avuç içindeki eklemler de dahil edilirse yedi gibi inanılmaz bir serbestlik derecesine sahiptir. Dış iskelet konulu yapılmış birçok çalışmada başparmağın sahip olduğu bu yetenek tamamen veya kısmen ihmal edilmiştir. Bazı çalışmalarda ise bu sorun adreslenmekte ve birtakım çözümler önerilmektedir, örnek bir çalışmada serbestlik derecesi 5 olan bir tasarım önerilmiştir. Hareket tek bir aktüatörde üretilmekte ancak seri bir zincir halinde aktarılmamaktadır. Tabi ki tek aktüatörle yüksek serbestlik derecesi oluşturabilmek için pasif müdahale imkânı da tanıyan eksik eyleycili mekanizmadan faydalanılmıştır. Farklı el boyutlarında aynı konforu sunabilmek adına parmak kemiklerine prizmatik mafsal ile bağlantı yapılmıştır. Her bir paralel bağlantı elemanının uzunluklarını

hesaplayabilmek için genetik algoritma kullanılmıştır. El robotunun kontrolü için de kuvvet sensörleri ve konum sensörleri bir arada kullanılmıştır (Gabardi, Solazzi, Leonardis, & Frisoli, 2018). Zang ve arkadaşları başparmak için serbestlik derecesini arttırabilmek adına tasarımlarını, ikisi başparmağa ait olan altı adet lineer motor ile donatmışlardır. Her bir parmak için bir adet aktüatör kullanılırken başparmak için sahip olduğu yüksek mobiliteye yaklaşmak amacıyla daha fazla aktüatör kullanmışlardır. Kontrol girişi olarak kullanılan EMG verileri Matlab programına aktarıldıktan sonra işlenerek tekrar cihaza gönderilmektedir. Lineer motor kullanmanın en büyük avantajlarından bir tanesi de hareketin yönünü değiştirmek için dişli kullanma zorunluluğunu ortadan kaldırıyor olmasıdır (Zeng, Li, Wei, Song, & Tian, 2018).

Bazı araçlar etkili bir tasarıma sahip olmaları sayesinde pasif çalışma ile dahi klinik başarılar elde etmişlerdir. HandSOME robot herhangi bir aktif aktüatör içermemektedir. Rehabilitasyon amaçlı olarak kullanılmak için tasarlanmıştır. Parmaklarını hareket ettirebilen ancak güç kazanmak isteyen hastalar için pasif egzersiz imkânı tanımaktadır. Pasif yapıda tasarlanmış olmasına rağmen uzun yıllardır geliştirilen bir model olarak yedi hasta üzerinde denenmiş ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Eklemlerin hareketine direnç gösteren yaylar kullanılarak bir rehabilitasyon robotu gerçekleştirilmiştir. Modeli basit tutmak ve mekanik karmaşayı arttırmamak için bir parmaktaki üç olan serbestlik derecesi seri biçimde değerlendirilmiş ve tek bir serbestlik derecesi olarak işlenmiştir. Parmak eklemleri ile arasındaki girişimi minimuma indirmek için anatomik eklemlerle hizalama yapılmamıştır. Tasarımda ABS plastik kullanılarak maliyet ve ağırlık azaltılmıştır (Chen & Lum, Hand rehabilitation after stroke using a wearable, high DOF, spring powered exoskeleton, 2016).

Bazı tür dış iskeletler sanal gerçeklik ortamları ile etkileşim için geliştirilmektedirler. HEXOTRAC, veri toplamak ve kullanıcıya kuvvet geri bildirimi vermek üzere tasarlanmıştır. Her bir eklemden konum sensörleri, kuvvetin uygulandığı noktalarda tork sensörleri ve parmak uçlarına yerleştirilmiş kuvvet sensörleri bulunmaktadır. Düzenek bu sayede aynen dokunsal cihazlar gibi konum ve kuvvete dair bilgileri edinin farklı ortamlara aktarabilir, uzak operasyon uygulamalarındaki gibi aldığı verilerin başka bir ortamda kullanılmasına müsaade edebilir. Aynı zamanda tendon ve bağ yaralanmalarında, ameliyat, nörolojik hastalıklar veya kaza sonrası yapılması gereken teşhis için faydalı bilgiler sunabilir. Tasarlanan sistem sanal gerçeklik ortamında test edilmiş ve sonuçları raporlanmıştır (Sarakoglou, 2016).

Tablo 1. Rijit el robotları

RIJIT EL ROBOTLARI: Rehabilitasyon (R), Destekleyici (A), Dokunsal (H), Dönel DC Motor (ROT), Lineer Motor (LIN), Pozisyon (P), Sinir Ağı (N), Kuvvet (F), Servo Motor (SER), Ultrasonik Motor (UM), Pnömatik (PNEU), Kuvvet (F) Kuvvet Geri Bildirimi (FFD)

Yayın Adı	Kontrol	Aktüatör	Amaç	Actif DOF					Kuvvet Aktarım					Aktif Eklem				
				T	I	M	R	L	T	I	M	R	L	T	I	M	R	L
(Loconsole C. , ve diğerleri, 2013)	P-EMG	ROT	R	1	1				2	3	3	3	3	2	3	3	3	3
(Ho, ve diğerleri, 2011)	EMG	LIN	R	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
(Cui, Phan, & Allison, 2015)	POS	LIN	R	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3	3	3
(Ockenfeld, Tong, Susanto, Ho, & Hu)	F-EMG	LIN	R	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2
(Ben-Tzvi & Ma, 2015)	F-POS	PAS	H	2	3	3	3	3	1	1	1	1	1	2	3	3	3	3
(Richards, Georgilas, Dagnino, & Dogramadzi)	F	SER	R.	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1
(Iqbal, Tsagarakis, & Caldwell, 2010)	F-POS	ROT	R.	-	1	-	-	-	-	1	-	-	-	-	2	-	-	-
(Iqbal, Tsagarakis, & Caldwell, 2011)	F-POS	ROT	R.	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3
(Tang, Sugano, & Iwata, 2011)	POS	UM	R	-	1	-	-	-	-	2	-	-	-	-	3	-	-	-
(Iqbal J. , Tsagarakis, Fiorilla, & Caldwell)	F-POS	ROT	R	1	1	-	-	-	1	1	-	-	-	2	2	-	-	-
(Sandoval-Gonzalez, ve diğerleri, 2017)	F-POS	ROT	R	1	2	2	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	2	1
(Gabardi, Solazzi, Leonardi, & Frisoli)	F-POS	ROT	R	4	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3
(Sarakoglou I. a., 2016)	F-POS	ROT	FFB	1	1	1	-	-	1	2	2	-	-	3	3	3	-	-
(Hong, Kim, Ihn, Jeong, & Kim, 2019)	F-POS	ROT	H-A	-	1	-	-	-	-	3	-	-	-	-	3	-	-	-
(Ben-Tzvi & Ma, 2015)	F-POS	ROT	H	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	3	3	3	3
(Sarac, Solazzi, Otaduy, & Frisoli, 2018)	F-POS	LIN	R-	-	2	2	2	-	-	3	3	3	-	-	3	3	3	-
Song et al. [16]	F-POS	LIN	R	1	2	-	-	-	1	2	-	-	-	2	2	-	-	-
(Kim, Lee, Park, & Bae, 2017)	F-POS	ROT	R	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	2	3	3	3	3
(Heo & Kim, 2014)	F	PNEU	R	-	1	-	-	-	-	2	-	-	-	-	3	-	-	-
(Arata, ve diğerleri, 2013)	F-POS	LIN	R	-	1	1	1	1	-	1	1	1	1	-	3	3	3	3
(Kawasaki H. , ve diğerleri, 2007)	F-POS	ROT	R	4	3	3	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3
(Blake & Gurocak, 2009)	F-POS	PAS	R	2	2	2	-	-	2	3	3	-	-	2	2	2	-	-
(Battaglia, Catalano, Grioli, Bianchi, & Bicchi)	F-POS	PAS	H	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	3	3	3	3

Her bir parmak için yüksek serbestlik derecesi sunan robotlar araştırmacıların ilgisini çekmektedir. Farklı bir tasarımı olan çalışmada geliştiriciler üç adet doğrusal motordan faydalanmıştır. Bir motor başparmağın IP eklemine aktif olarak kontrol etmektedir. Diğer motorlar ise işaret parmağının MCP ve PIP eklemlerini kontrol etmek üzere ayrılmıştır. Niyetin algılanabilmesi ve uygun desteklemenin yapılabilmesi için parmakla temas eden kısımlarda ve dış kısımda esnek sensörler kullanılmıştır. Parmak uçlarına yerleştirilen kuvvet sensörleri de nesne ile olan etkileşimi kontrol etmektedir (Song & Chai, 2013).

Yine yüksek serbestlik derecesi sunan bir çalışmada her bir parmağın kontrolü için birbirlerine seri bağlı 2 adet 4 bar bağlantısı kullanılmıştır. Bu yapıyı diğer birçok

çalışmadan ayıran ise seri bağlantının oranının anatomik sınırları içerisinde bırakılıp, her iki seri gurubun pozisyon kontrolünün iki ayrı aktüatörle yapılıyor olmasıdır. Sistem sabit yapıda tasarlanmış olup taşınabilir olmadığından, ağırlığı ve hacmi arttıran bu yöntem tercih edilebilmiştir. MCP ve PIP ayrı serbestlik dereceleri ile kontrol edilirken DIP ile PIP arasında belli bir oran belirlenerek kontrol gerçekleştirilmiştir. Bar uzunluklarının optimum değerleri için Matlab simülasyonu kullanılmıştır (Kim, Lee, Park, & Bae, 2017).

Özellikle tendon yaralanma ve kopmalarında teşhis için hastanın parmaklarını hareket ettirmesi ve hekimin durumu çözümlemesi gerekmektedir. Bazen bu durum o kadar acılı olabilmektedir ki işlem anestezi altında yapılmaktadır. Bu zorlu süreçte hekime ve hastaya yardımcı olması bakımından dokunsal dış iskeletler önemli katkılar sağlama potansiyeline sahiptirler. ExoSense dokunsal amaçlı bir çözüm sunmaktadır. Kavrama esnasında parmak ucunda meydana gelen gerilme ve parmağın katettiği yolun takip edilmesi amaçlanarak tasarlanmıştır. Rehabilitasyona tabi tutulacak hastanın mevcut durumunun teşhisi ve aktif dış iskelet geliştirme çalışmalarında tasarlanacak robotların sahip olmaları gereken hareket açıklıkları ve besleyecekleri kuvvetin alt ve üst limitlerinin belirlenmesi bakımından faydalı olacaktır (Battaglia, Catalano, Grioli, Bianchi, & Bicchi, 2018).

1.6.2. Kablo Tahrikli El Dış İskeletleri

Aktüatörlerde üretilen hareketin eklemlere kablolar ve makaralar yardımı ile aktarıldığı dış iskelet tasarımları bu gruba girerler. Hareket kablolar yardımı ile iletildiğinden mekanizmanın dönme eksenlerini eklemlerle eş merkezli hale getirmek mümkün hale gelir ki bu da parmak üstündeki tasarımın sadeleşmesine imkân tanıyabilir. Sistemin bakımı ve arızalanma ihtimalinin de artması olağandır. Bu türde tasarlanan önemli çalışmalara avantaj ve dezavantajları ile yer verilecektir.

Kablo aktarımlı el robotlarında dayanıklı olmaları sebebiyle bovden kablolar sıklıkla tercih edilirler. Bu tür kablolar esnemeye ve aşınmaya karşı dirençli yapıları ile birçok uygulamada tercih sebebi olmaktadır. Kablo tahrikli yapıda tasarlanmış önemli çalışmalar, kontrol girişi, amaç, aktüatör türü ve serbestlik derecesi bakımından sınıflandırılarak, karşılaştırmalı olarak Tablo 2’de verilmiştir. Literatürde yine kablo aktarımlı modeller arasında yer alan yapay tendon içeren el robotları da bu kısımda değerlendirilecektir. Tendon aktarımlı robotlarda makaralar yerine yönlendirme yolları kullanılır.

Tablo 2. Kablo tahrikli el robotları

KABLO TAHRIKLİ EL DIŞ İSKELETLERİ: Rehabilitasyon (R), Destekleyici (A), Dokunsal (H), Dönel DC Motor (ROT), Lineer Motor (LIN), Pozisyon (POS), Kuvvet (F), Servo Motor (SER), Akım (CUR), Seri Elektrik Aktüatör

Yayın Adı	Kontrol	Akt.	Amaç	Aktif DOF	Kuvvet Aktarım					Aktif Eklem				
					T	I	M	R	L	T	I	M	R	L
(Cempini, Cortese, & Vitiello, 2015)	POS	ROT	R		1	1	-	-		2	3	-	-	-
(Yun, Agarwal, Fox, Madden, & Deshpande)	POS	SEA	R		4	2	2	-		3	3	3	-	
(Nycz, 2016)	POS-EMG	ROT	R		-	1	1	1		-	3	3	3	3
(Jones, Wang, Morrison, Sarkar, & Kamper, 2014)	POS-F	SER	R		-	3	-	-	-	-	3	-	-	-
(Wege & Zimmermann, 2007)	POS-F-EMG	ROT	R		4	4	4	4	4	3	3	3	3	3
(Chiri, ve diğerleri, 2009)	MET	ROT	R		-	2	-	-		-	3	-	-	
(Lee, 2018)	POS-EMG	ROT	H		1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
(Randazzo, Iturrate, Perdakis, & Millán, 2018)	POS	ROT	R		1	1	1	1		1	1	1	1	1
(Park, ve diğerleri, 2019)	POS-F-EMG	ROT	R		1	1				1	1	1	1	1
(Ma & Ben-Tzvi, 2015)	POS-F-RD	ROT	H		-	1	1	-	-	-	1	1	-	-
(Fischer, ve diğerleri, 2016)	F	LIN	R-A		1	1	1	1	1	3	3	3	3	3
(Park, Jo, & Bae, 2016)	POS-CUR	ROT	H		1	1	1	-	-	2	3	3	-	-
(Lee & Bae, 2015)	POS-F	ROT	H		-	3	-	-	-	-	3	-	-	-
(Arata, ve diğerleri, 2013)	POS-F	ROT	R		-	1	1	1	1	-	2	2	2	2
(Dovat L. , ve diğerleri, 2008)	POS-F	ROT	R		1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
(Agarwal & Deshpande, 2018)	POS-F	SEA	R		4	2	2	-	-	3	3	3	-	-
(Priyanshu & Deshpande, 2015)	POS-F	SEA	R		-	2	-	-	-	-	3	-	-	-
(Wege & Hommel, 2005)	POS-F	ROT	R		-	-	4	-	-	-	-	4	-	-
(Fang, 2009)	POS-F	SER	H		1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Kablo aktarımlı bazı tasarımlarda robotun eklemleri ile anatomik eklemler hizalanmışlardır. Kabloların hareket ettirilmesi için 6V gerilim altında çalışan 3,11W DC motor kullanılmıştır (Cempini, Cortese, & Vitiello, 2015). Böylece parmağın üzerini örten daha ergonomik yapıda tasarlanabilmiştir, ancak parmakların yanlarındaki alanları da kullanıyor olmaları sebebi ile bu tür robotların tüm el için tasarlanmalarında zorluklar vardır, ayrıca kabloların hareketini sağlayan mekanizma da sistemi karmaşık hale getirmekte ve taşınabilirliğini azaltmaktadır. Kabloların dolaşma ihtimali de dış iskeleti sorunlara daha açık hale getirmektedir.

Heo ve arkadaşları tarafından geliştirilen tasarımda kuvvet ölçümü için alışlagelmişin dışında bir metot kullanılmıştır. Gerilmeyi algılamak için kullanılan yük hücreleri parmak ucunun yanal yüzeylerine konumlandırılmıştır, bununla parmak ucunun nesneyle temasının engellenmesinin önüne geçilmiş olur. Yanal deformasyon parmak uçlarındaki kuvvet cinsinden ölçeklendirilmiştir. Başparmak sagital düzlemde pasif olarak hareket

edebilmektedir. İşaret parmağı modülü çalışmaya başladığında ise başparmağın hareketi bir DC motor yardımıyla sabitlenmektedir. Bu sayede daha kararlı bir kavrama hedeflenmektedir (Heo & Kim, 2014).

Arata ve arkadaşları farklı tarzdaki yaklaşımların örneklerinden birisine dair gerçekleştirdikleri tasarımlarında, hareketin daha doğal gerçekleştirilmesi adına metal şerit yaylar kullanarak kayan bir mekanizma tasarlamışlardır. Parmaklara cırt bantlar ile tutturulan parçalar arasından şerit biçimli yay üç katmanlı olarak geçirilmiştir. Lineer DC motorun ileri hareketinde yaylar mekanizmanın bükülmesine neden olur geriye doğru hareketinde ise eski konumuna dönmesini sağlar. Robot kullanıcının EMG sinyallerini değerlendiren bilgisayar yazılımı ile yönlendirilmiştir. Baş parmak kavrama için kilitli tutulmaktadır (Arata, ve diğerleri, 2013).

Kawasaki ve arkadaşları sabit yapıda kullanıma uygun bir rehabilitasyon aracı tasarlamıştır. Fizik tedavi merkezlerinde kullanıma uygundur. Taşınabilir nitelikte olmadığından, ağırlığı ya da büyük hacme sahip olması bir sorun teşkil etmemektedir. Bu sayede parmaklardaki birçok eklem için ayrı aktüatörler kullanılarak yüksek serbestlik derecelerine ulaşılmıştır. Robota bağlı her parmağın DIP ve MCP eklemleri ayrı ayrı fleksiyon ve ekstansiyon gerçekleştirebilir ve bağımsız birer serbestlik derecesi ile desteklenir. MCP eklemi abduksiyon ve aduksiyon için fazladan bir aktüatörle daha desteklenmiştir. Her bir parmak ve başparmağın rehabilitasyonu için toplamda on beş adet serbestlik derecesi bulunmaktadır ve on beş ayrı aktüatörle kontrol edilmektedir. Gerilme ve açı sensörlerinden alınan kuvvet ve pozisyon bilgileri bilgisayar ortamına aktararak değerlendirilmektedirler (Kawasaki, ve diğerleri, 2007).

Blake ve arkadaşları geri bildirim üretmek için manyeto-reolojik frenlerden faydalanmıştır. Mevcut tasarım ticari bir rehabilitasyon ürünü olan CyberGlove üzerine giydirilmiştir. Bu sayede etkileşim içinde olunan nesnenin sertliğine göre frenleme oluşturulmakta ve yapay gerçeklik uygulamaları için elverişli bir ortam oluşturulmaktadır. Frenlerin boyut ve ağırlıklarından dolayı bu tür tasarımlar genellikle sabit cihazlarda yer almaktadır, bu çalışmada ise tüm parmakların mekanizmaya dahil edilmemesi sayesinde taşınabilir olarak tasarlanmıştır (Blake & Gurocak, 2009).

Wege ve arkadaşlarının, orta parmak için geliştirdikleri el rehabilitasyon robotu tüm eklemlerdeki hareketi bağımsız olarak desteklemektedir. Her üç eklemdedeki fleksiyon ve ekstansiyonun yanında abduksiyon ve aduksiyonu da aktif olarak destekler. Başka bir deyişle bir parmak için sunduğu serbestlik derecesi 4'tür. Giriş sinyalleri PID kontrol ile

işlenmekte ve uygun çıkış üretilmektedir. Ön koldan alınan EMG sinyalleri de izlenebilmektedir, ancak sadece teşhis amaçlı olarak kullanılmıştır, kontrol girişine uygulanmamıştır (Wege & Hommel, 2005).

Kablo aktarımlı modeller de üç boyutlu yazıcı kullanılarak hazırlanabilirler. İtilen ya da çekilen kablounun uzunluğu sistemin konumu hakkında bilgi verir. Pozisyon ya da açı kestirimi için döner enkoder, uygulanan kuvvet için de basınç veya gerilme sensörlerinden faydalanılabilir. Kuvvetin parmak kemiklerine uygulandığı noktalara yük hücreleri yerleştirilebilir ki bu sayede uygulanan kuvvetler ve eldeki gerilmeler hakkında daha fazla veri toplanabilir (Cui, Phan, & Allison, Design and fabrication of a three dimensional printable non-assembly articulated hand exoskeleton for rehabilitation, 2015).

Yüksek serbestlik derecesi sunan kablo aktarımlı el robotlarından birisi de UT el dış iskeletidir (Yun, Agarwal, Fox, Madden, & Deshpande, 2016). Etkin bir rehabilitasyon için tork kontrolünü ön plana almıştır. Uzaktan kontrole de elverişli olarak tasarlanmıştır. Elin kinematik kestirimindeki zorlukları aşmak için bazı yöntemler denenmiş ve prototip üretimi için Nylon-12 kullanılmıştır. Fleksiyon ve ekstansiyon dört bar mekanizması ve krank biyel ile gerçekleştirilmiştir. Açı kontrolü için ise magneto rezistif sensör ve magnetler kullanılmıştır. MCP ve PIP eklemleri aktif olarak kontrol edilmektedir. 4 bar mekanizması bilinen en eski kapalı çevrim mekanizmalarından olsa dahi parmak eklemlerinin de bu mekanizmaya eklenmiş olması beraberinde hareketin kestirimi problemini getirmektedir. Bu sorunu aşmak için bir yatak içerisinde kayan bir yapı kullanılmıştır. Başparmak kısmı henüz geliştirme aşamasında olduğundan kontrol algoritmasına dahil değildir. HANDEXOS el dış iskeleti de çok benzer bir tasarıma sahiptir. Hafif ve dayanıklı olması bakımından alüminyum alaşım tercih edilmiştir. Tüm eklemler aynı hareketin belli bir oranı dahilinde egzersize tabi tutulmaktadır. Hareketin eksenlere eş merkezli olarak aktarılması sayesinde sade bir tasarım gerçekleştirilebilmiştir. Sistemi hareketlendirmek için DC motor ve yay kullanılmıştır (Chiri, ve diğerleri, 2009).

El cihazının ağırlığı 113g ve toplam ağırlığı 754g olan tamamen taşınabilir bir başka tasarım da bovden kablo kullanılmıştır. Kablo aktarımlı mekanizmalardaki bazı eksikliklerin giderilmesi için birtakım önlemler alınmıştır. Hareket parmaklara tek bir noktadan uygulanmaktadır ve parmakların kontrolü seri kuplajlı olarak yapılmaktadır. Parmakların üzerlerinde kullanılan şerit yay, bovden kablolarla itilip çekilmekte ve parmakların üzerindeki yapı elin esneme ve gerilme hareketlerini yerine getirmek üzere deforme olmaktadır. (Nycz, 2016).

1.6.3. Yumuşak Tasarımlı El Dış İskeletleri

Yumuşak robotik, canlı organizmalarda bulunanlara benzer şekilde, insan anatomisine uyumlu malzemelerden robot yapmakla ilgilenen robotik alanıdır. Yumuşak geçişli aktüatörler de bu tür uygulamalara güç vermek için kullanılan besleme elemanlarıdır. Yumuşak aktüatörler, esnek ve uyumlu malzemelerden üretilen ve kuvvet oluşturma yeteneğine sahip cihazlardır. Geleneksel sert aktüatörlerin aksine, yumuşak aktüatörler doğal ve organik ortamlarda, insan-robot etkileşimlerinde ve biyomedikal uygulamalarda güvenli ve etkili bir kullanım sunar. Hava ya da sıvı gibi basınç oluşturabilecek bir kaynak ile söz konusu aktüatörler, bükülür veya esnerler. Bu durumda hidrolik pompa veya hava kompresörüne ihtiyaç duyulur. Bu durum taşınabilirliği bir miktar sekteye uğratar. Tabi ki anatomiye uygun tasarlanabilmeleri için birçok parametrenin dikkate alınması gereklidir. Örneğin dairesel hareket gerçekleştiren bir yumuşak geçişli aktüatör, belli bir açıdan sonra avantajını kaybederek kuvveti sadece tek noktadan uyguluyor olabilir ya da eklem hareketi sırasında derinin uzayıp kılmasına uyum sağlayamazsa itme ya da çekme oluşturabilir. Rijit tasarımlar genellikle rehabilitasyon amacı güderek geliştirilirken, bu tür tasarımlar destekleyici olarak kullanabilmek için birtakım avantajlara sahiptirler. Yumuşak geçişli aktüatörde fleksiyon ve ekstansiyon sırasında meydana gelen değişimin parmağı gelecek ya da büzecek biçimde konforsuz bir durum oluşturmaması için elin ve parmakların tasarım içerisinde hareket edebiliyor olması gerekir. El robotu çalışmalarında akışkan kullanılıyorsa tercihin büyük oranda havadan yana olmasının yanı sıra, sıvı basıncı ile çalışmak üzere tasarlanmış modeller de bulunmaktadır. (Polygerinos, Galloway, Sanan, Herman, & Walsh, 2015).

Yumuşak aktüatörlere basınçlı hava uygulandığında bükülme, aksi durumda da gerilme gerçekleşir. Bu tür araçların tasarımında eldiven yapısı gerek el ile uyumluluğu gerekse giyme kolaylığı açısından sıkça tercih edilirler. Parmak üstlerine ve aktüatörlerin altına cırt bantlar yerleştirilerek dahi ele uyarlanabilirler. Bu sayede eldiven ve aktüatör kolayca bir araya getirilmiş olur. Oluşturulan hareketin büzme veya germe gibi etkilerini en aza indirmek için çok katmanlı olarak tasarlanabilirler. Hava basıncı değiştirilerek aktüatörün sertliği de ayarlanabilir. Bu onun değişik rehabilitasyon etkinliklerinde kullanılmak üzere uyarlanabilmesini sağlar. Çok katmanlı yapıda hava kanallarının yerleşimi ve hava basıncının ayarlanması ile egzersiz düzeyi belirlenebilir (Yap, Lim, Nasrallah, Goh, & Yeow, 2015).

Yumuşak robotik alanında kullanılan aktüatörler, üç boyutlu yazıcılar kullanılarak da üretilirler. Yazıcılarda kullanılacak materyaller o kadar çeşitlenmiştir ki artık birçok ihtiyaca cevap verebilecek durumdadırlar. Yumuşak aktüatör yazdırmak için elastik filamentlere ve bu tür filamentlerle çıktı üretebilen yazıcılara ihtiyaç duyulmaktadır. Esnek termoplastik elastomer filament kullanılarak üretilen bir model akordiyon benzeri yapısı ile destekleyici bir dış iskelet olarak sunulmuştur (Ang & Yeow, 2017). Prototip incelendiğinde basınçlı hava uygulandığında aktüatörün boy ve şekline değişim olacağı görülebilir. Kontrol sistemi girişine EMG ve kuvvet sensörlerinden gelen sinyaller uygulanmıştır. Yumuşak tasarımlı önemli çalışmalar, kontrol girişi, amaç, aktüatör türü ve serbestlik derecesi bakımından sınıflandırılarak, Tablo 3'te yumuşak tasarımlı el robotları verilmiştir.

Tablo 3. Yumuşak tasarımlı el robotları

YUMUŞAK TASARIMLI EL ROBOTLARI: Rehabilitasyon (R), Destekleyici (A), Dokunsal (H), Pozisyon (POS), Nöral Network (N), Kuvvet (F), Pnömatik (PNEU), Soft Aktüatör (SOFT), Hibrit (HYB)

Yayın Adı	Kontrol	Aktüatör	Amaç	Aktif DOF					Kuvvet Aktarım					Aktif Eklem				
				T	I	M	R	L	T	I	M	R	L	T	I	M	R	L
(Polygerinos, Galloway, Sanan, Herman, & Walsh)	EMG	SOFT	R-A	1	1	1	1	1	Çok Nokta					2	3	3	3	3
(Yap, Lim, Nasrallah, Goh, & Yeow, 2015)	-	SOFT	R-A	1	1	1	1	1	Çok Nokta					2	3	3	3	3
(Ang & Yeow, 2017)	EMG-F	SOFT	R-A	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	3	3	3	3
(Yun S.-S. a.-J., 2017)	POS-F	SOFT	R-A	1	1	1	-	-	2	3	3	-	-	2	3	3	-	-
(Yi, Chen, & Wang, 2018)	POS-F	SOFT	R-A	1	1	1	1	1	2	3	3	3	3	2	3	3	3	3
(Rose & O'Malley, 2019)	POS-F EMG	HYB	R-A	2	1	1	1	-	3	3	3	3	-	3	3	3	3	-
(Du, Xiong, Wang, & Chen, 2011)	POS	PNEU	H	1	1	-	1	-	1	1	-	1	-	3	3	-	3	-
(Bouzit, Burdea, Popescu, & Boian, 2002)	POS-F	PNEU	H	1	1	1	1		1	1	1	1		1	3	3	3	

Rijit ya da kablo sürmeli tasarımlara yumuşak geçişli aktüatörler entegre edilerek robotun tepkisi yumuşatılabilir. Tendon aktarımlı bir rehabilitasyon aracını yumuşak aktüatörle birleştiren bir çalışmada bu yapı örneklendirilmiştir (Yi, Chen, & Wang, 2018). Eldiven biçimli yapının altından ve üstünden geçen kabloları bir yumuşak aktüatör çekmektedir, bu sayede hareket doğala daha yakın gerçekleştirilir. Rijit yapıli mekanizmaların avantajlarından faydalanıp dezavantajlarını minimize etmeyi hedeflemiş bir açılıma yer verilmiştir.

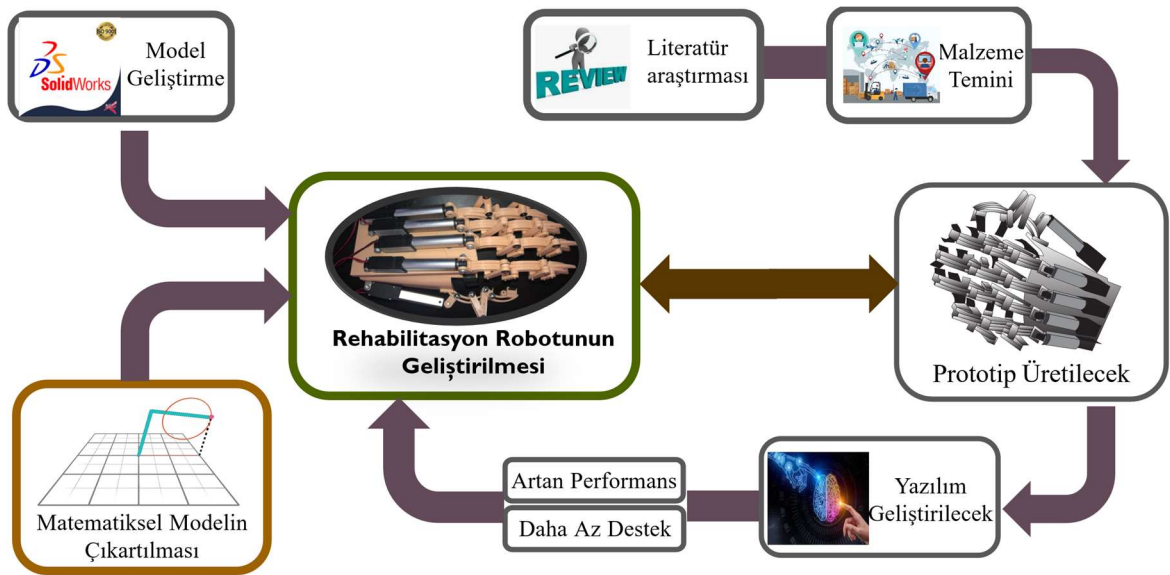
Bir araştırmacı grubu, modüler bir yaklaşımla farklı el boyutlarına uyarlanabilmesi için eklenip çıkarılabilen yumuşak geçişli el robotu üretmişlerdir. Farklı hastalara göre

özelleştirme ihtiyacını, birleştirilebilen ve hatta makasla kesilebilen nitelikte tasarlanan silikon bağlantı elemanları ile çözmeyi önermişlerdir (Yun, 2017). Yumuşak aktüatörlerin alt kısmına sert parçalar eklenir, aktüatör içerisine basınçlı hava uygulandığında sert yüzey üzerinde bükülme gerçekleşir, basınç ortadan kaldırıldığında malzeme önceki konumuna geri döner. Alt yüzeydeki sert kısım sayesinde aktüatörün parmakla girişimi de azaltılmış olur.

Yumuşak aktüatörler, biyomedikal alanında protezler, rehabilitasyon cihazları ve cerrahi robotlar gibi çeşitli uygulamalarda kullanılırlar. Esnek yapıları, hassas dokulara zarar vermeden çalışabilmelerine olanak tanır. Yumuşak aktüatörler alanında yapılan araştırmalar, daha güçlü, daha dayanıklı ve daha hassas aktüatörlerin geliştirilmesine odaklanmaktadır. Malzeme bilimi ve nanoteknolojideki ilerlemeler, yumuşak aktüatörlerin performansını artırmakta ve yeni uygulama alanlarının keşfedilmesine olanak tanımaktadır. Yumuşak aktüatörler, robotik, tıbbi cihazlar, giyilebilir teknolojiler ve daha birçok alanda yenilikçi çözümler sunduklarından önemli bir role sahiptir. Gelecekte bu alanda daha da büyük gelişmeler beklenmektedir.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Çalışmanın tamamlanması için gerçekleştirilenler üç ana başlık altında değerlendirilebilir. Şekil 11’de çalışmanın tamamlanabilmesi için yürütülen çalışmalara ait akış şeması verilmiştir. Rehabilitasyon robotu geliştirilmesi kararının ardından kapsamlı bir literatür çalışması yürütülmüştür. Tüm modellerin üstünlükleri ve eksikleri araştırılarak yapılan tasarımın, önceki bölümde kapsamlı olarak anlatılan, türüne aktüatörlerine, kontrol girişlerinin, tasarım ve yazılım geliştirme ortamlarının neler olacağına karar verilmiştir. Robotu geliştirme aşamalarının ilki mekanik modelin ortaya çıkartılması olmuştur. Mekanik modelin Solidworks programında hazırlanmasının ardından kinematik analizlerini gerçekleştirmek üzere diyagram hazırlanmış, denklemler çıkartılmış Matlab programında sonuçlar bulunarak grafikler çizdirilmiştir. Tasarım gereksinimlerinin karşılanmasının ardından model, üç boyutlu yazıcı yardımıyla prototipe dönüştürülmüştür. Mekanik modelden sonra, motor sürücülerini ve kablosuz haberleşme birimlerini içeren devre kartı tasarlanmış ve üretimi yapılmıştır. Üçüncü ve son aşama olarak da biyolojik sinyalleri vücuttan alıp kablosuz olarak yazılım geliştirme ortamına aktaracak ve elin hareketine dair insan kastının algılanması için koşturulacak yazılımın geliştirilmesi aşamaları yürütülmüştür. Çalışan bir prototip elde edildikten sonra analizler gerçekleştirilmiş, sonuç grafikleri çizdirilmiş ve modelin etkinliği karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 11. Çalışmanın tamamlanması için yapılması gerekenler

Bu çalışmada yukarıda adreslenen tüm problemlere çözüm üretebilecek komple bir sistem önerilmektedir. Bir kısmı Tablo 1, Tablo 2 ve Tablo 3'te verilmiş olan yüzlerce model, üretildikleri malzeme, kullanılan aktüatör, kontrol algoritması ve serbestlik derecesi bakımından detaylıca analiz edilmiş, avantajları ve eksik yönleri göz önünde bulundurularak bir tasarım biçimine ve ortamına karar verilmiştir. Robot geliştirilirken kullanılan temel malzeme PLA ve ABS plastiktir. Geliştirme aşamalarında kullanılan diğer materyaller de çelik pin, segman ve cırt bant gibi ulaşılabilirliği kolay olan malzemelerdir. Çalışmayı benzerlerinden ayıran özellikleri, katkıları ve literatürdeki eksikliklere yönelik iyileştirmeler aşağıda listelenmiştir:

1) Tüm parmak eklemlerini rehabilitasyona dahil eder. Prototip 3D yazılabilir materyal kullanılarak üretilmektedir, düşük maliyetlidir. Proksimal falanksa dik olarak 32N kuvvet uygulayabilir.

2) Tıpkı parmak kemikleri gibi anatomik eklemlerin etrafında bir yay çizecek biçimde tasarlanmıştır. Bu sayede eklemlerde itme ya da çekme gibi rahatsızlık verici bir duruma sebep olmaz. Hareket algoritması parmağın doğal hareketini taklit edecek biçimde kurgulanmıştır.

3) Giyilip çıkartılması kolaydır. Parmaklara ve bileğe cırt bantlar yardımı ile tutunur. Çelik pin, segman gibi kolay ulaşılabilir malzemeler kullanılarak üretilmiştir.

4) Motorlar tarafından çekilen akım sürekli olarak ölçülmektedir ve istenmeyen bir durum oluştuğunda, robot durdurulabilir ya da aktif olarak geri sürülerek bir önceki pozisyonuna geri dönmesi sağlanabilir.

5) El yüzeyi gibi kısıtlı bir alanda çalışabilecek şekilde tasarlanmasına rağmen, geniş ROM değerine sahiptir ve etkinliği kinematik analiz yöntemiyle gösterilmiştir.

6) Yüksek maliyetli EMG veri toplama ve sinyal işleme sistemleri yerine 200\$ gibi bir maliyetle satın alınabilen ham EMG verisi üreten bir grup sensor, 100\$ üretim maliyeti bulunan bir mekanizma ve çalışma dahilinde 50\$ gibi maliyetle üretilen veri toplama kartı, kablosuz iletişim modülü ve motor sürücünden oluşur.

7) Kullanıcı kastının algılanması için EMG sinyallerini toplar, Yapay sinir ağı kullanan yazılımında değerlendirir ve yaklaşık %98 oranında bir doğrulukla mekanizmaya aktarır.

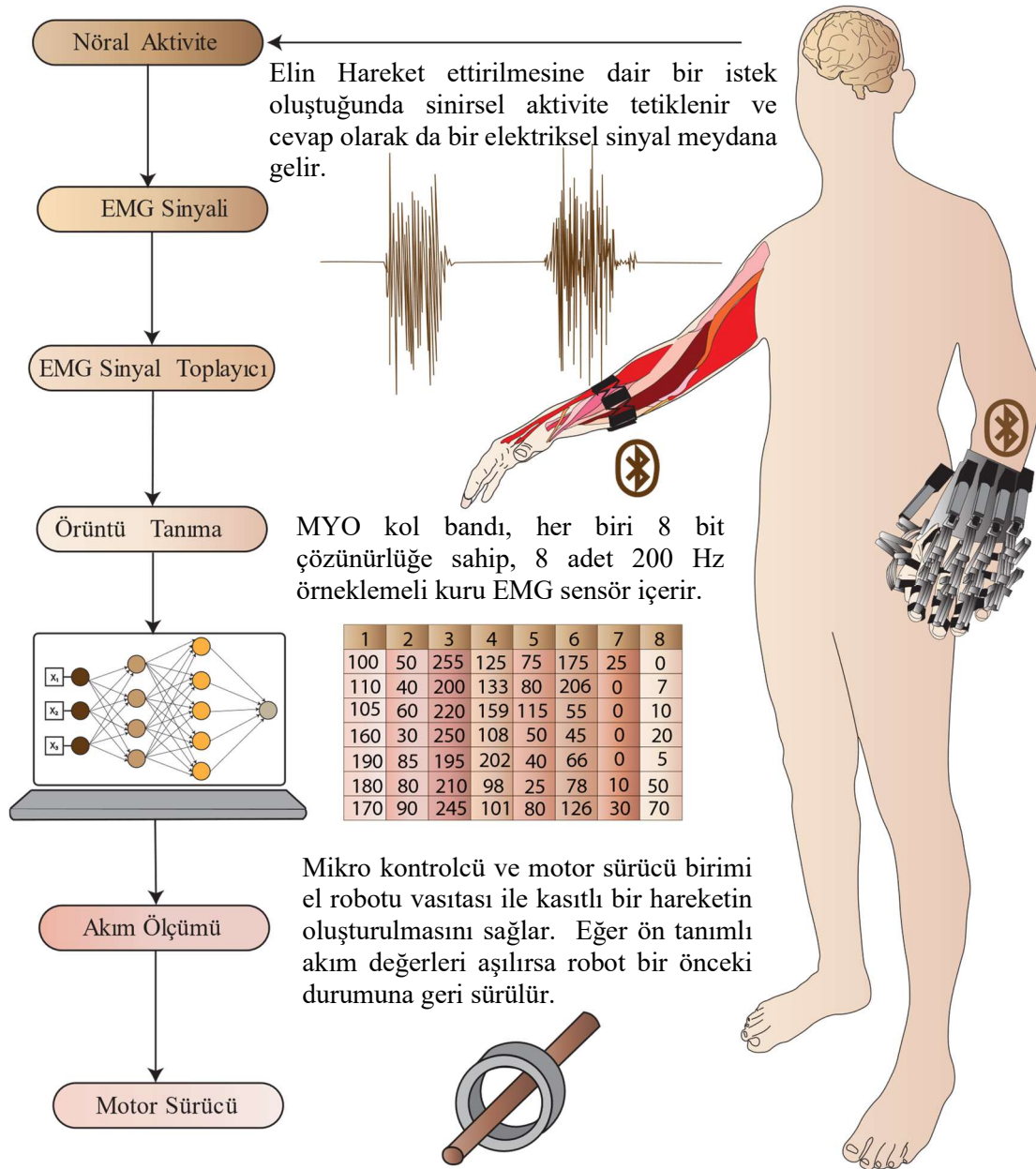
8) Uzun süreli kullanımda rahatsızlık vermemesi için, 5 ayrı bağımsız serbestlik derecesi sunan ve 5 ayrı eyleyici içeren bir rehabilitasyon robotu için 400gr gibi kabul edilebilir bir ağırlıkta üretilmiştir.

2.1. Rehabilitasyon Robotunun Geliştirilmesi

El rehabilitasyon robotu, ellerinde herhangi bir sebepten ötürü işlev kaybı bulunan hastaların tedavisinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Mekanik model, yazılımsal ve elektronik kontrol birimi olmak üzere üç aşamada geliştirilmiştir.

- Mekanik model kısmında rijit dış iskelet formunda tasarlanmış ve üç boyutlu yazdırılabilir materyal kullanılarak üretilmiş mekanizma yer almaktadır.
- Elektronik donanım kısmında, Windows tabanlı bir PC, Thalmic Labs tarafından üretilen düşük maliyetli yüzey EMG çözümü olan MYO kol bandı, motor sürücü; kablosuz haberleşme birimi, akım sensörü, mikro kontrolcü içeren devre kartı ve batarya bulunmaktadır.
- Yazılım ve kontrol tarafında, kullanıcının niyetinin algılanması için yüzey EMG kullanılmaktadır. Örüntü tanıma ve sınıflandırma için Windows üzerinde çalışan ve Anaconda dağıtımına dahil olan Spyder IDE kullanılmıştır.

Python kodu oluşan çıkış değerlerini Bluetooth üzerinden sürücü kartına gönderir. Mikrodenetleyici üzerinde çalışan yazılım işlenmiş verileri alır ve motorları sürer, aynı zamanda bu çalışmaya özgü aktif geri sürmeyi uygulamak için de çekilen akımı ön tanımlı değerlerle karşılaştırır. Şekil 12’de sistemin nasıl çalıştığı genel çerçevesiyle verilmiştir. Kullanıcı elini hareket ettirmek istediğinde beyinde başlayan nöral aktivite kaslarının uyarılmasına sebep olur. Uyarılan kaslarda tıpkı sinirdekine benzer elektriksel aktivite meydana gelir. Kaslarda oluşan bu elektriksel değişim kas aksiyon potansiyeli olarak adlandırılır. Her biri kolun etrafına konumlandırılmış sekiz EMG sensörü bu sinyalleri deri üzerinden almak üzere üretilmişlerdir. Sensörlerden gelen veri bileklik içerisinde entegre edilmiş donanım sayesinde saniyede 200Hz ve 8 bit çözünürlüğünde örneklenerek Bluetooth aracılığı ile bilgisayara gönderilir. Python yazılımı üzerinde çalışan kablosuz haberleşme protokolü ile EMG verileri matrisler içerisinde depolanır. İlgili hareketlerin yapılması ile de bir yapay sinir ağında önce eğitim ve ardından ön işleme ve örüntü işleme yöntemleri ile sınıflandırma yapılarak motorları sürececek veriler oluşturulur ve yine Bluetooth aracılığı ile mikrodenetleyici ve akım sensörü içeren sürücü devreye gönderilir. Devre kartı, kullanıcının hangi hareketi yapmak istediğini, harekete devam etme ya da hareketi sonlandırma tercihini, akım sensöründen gelen veriler ve Python yazılımının çıktıları ile karşılaştırarak değerlendirir.



Şekil 12. El rehabilitasyon robotunun genel çalışma şeması

2.1.1. El Rehabilitasyon Robotlarında Geri Sürülebilirlik

El rehabilitasyon robotlarında mekanizmayı hareket ettirmek için aktüatörler kullanılır. Elektrikli aktüatörleri ele alırsak, enerji altında belirli bir hız ve tork değerinde hareket gerçekleştirirler. El için kullanılan robotlarda küçük hacim, yüksek tork ve daha düşük hızlar istenir ki bu da dişli sistemlerinin kullanımını kaçınılmaz hale getirir. Dişlilerin kullanılması tork değerini istediğimiz seviyelere yaklaştırır ama bu defa da geriye hareket,

yüksek tork isteyeceğinden ve mekanizmanın buna uygun tasarlanmamış olmasından dolayı, geri sürülebilirlik çok kısıtlı hale gelir. Zaten hasarlı eklemler yük altında tutulurken, istenmeyen bir durumda kullanıcının müdahale şansı da elinden alınmış olur. Bu sorunu aşmak için birçok farklı metot geliştirilmiştir.

Aktüatörlerin tepkisi yumuşatılarak da kısmi bir geri sürülebilirlik kazandırılabilir, örneğin seri elastik aktüatörlerin mekanik enerji kaynağı çıkışına elastik elemanlar yerleştirmek gibi (Khatik & Saxena, 2024). Bu yapı, mekanik çıkış empedansını düşürmekte, darbelere karşı tolerans sağlamaktadır. Anlık olarak daha yüksek güçler üretebilir ve mekanik enerjiyi pasif olarak depolayabilir. Seri elastik aktüatörü temel alan örnek bir çalışmada araştırmacılar, her bir eklemin hareketini bağımsız olarak kontrol etmek üzere hazırlanmış bir tasarım gerçekleştirmişlerdir. Hareket kaynağı olarak seri elastik aktüatörler kullanılmıştır. Bu sayede eylemsizlik düşürülmüş ve geri-sürülebilirlik kazanılmıştır. Baş parmak, işaret parmağı ve orta parmak için MCP ve PIP eklemlerine aktif destek sağlanmaktadır. Desteklenen eklem sayısı fazla olduğundan ve kullanılan klasik kontrol sistemlerinin dezavantajlarından dolayı yapay sinir ağlarının kullanıldığı bir kontrol algoritması tercih edilmiştir. Yapay sinir ağlarının öğrenme gibi avantajları sayesinde rehabilitasyon gerçekleştirilirken önceden belirlenmiş gidişat yerine hastaya ihtiyaç duyduğu kadar destek gerçekleştirilebilir (Agarwal & Deshpande, 2018).

The X-Glove geri sürülebilirlik problemine dair basit de olsa bir çözüm sunmaktadır. Geri sürülebilirlik özellikle acil durumlarda aranan bir özellik olsa dahi birçok zorluğu da beraberinde getirmektedir. Örneğin frenleme ya da debriyaj sistemine ihtiyaç duyabilir ki bu da sistemin karmaşık ağır ve daha fazla güç tüketir hale gelmesine sebep olabilir. The X-Glove bu durumu aşmak için, el robotunu hızlıca devre dışı bırakmaya yarayan kısımlar barındırmaktadır. Tork kuvvet ve pozisyon kontrolünün yapıldığı, şarj edilebilir güç kaynakları içeren tamamen taşınabilir bir rehabilitasyon robotudur. Lineer servo motorların kullanılması gerek pozisyonun belirlenmesi gerekse de hareketin parmaklara aktarılması bakımından kolaylık sağlamaktadır (Kristen, José, & Derek, 2014).

Bağımsız eklem kontrolü yapmak üzere tasarlanmış dikkat çekici bir başka model de her bir eklemin kontrolünü bağımsız olarak yapabilmektedir. Böylece her bir parmak için üç aktif serbestlik derecesi elde edilmiş olur ve robot her bir eklem için ayrı ayrı veri toplama ve egzersiz yaptırma kabiliyetlerine sahiptir. Hareketin eklemlere iletimi sırasında herhangi bir oransal değer kullanılmamaktadır, her bir eklem için ayrı bir çıkış üretilmektedir. Giriş olarak açı ve kuvvet değerleri kullanılmıştır, pozisyon ve tork değerleri çıkış olarak

üretilmiştir. Üretimde karmaşık olan düzeneği hafifletmek adına alüminyum, gerekli olan kısımlarda da çelik kullanılmıştır. Geri sürülebilirlik sağlamak adına da dişlilere yer verilmemiş ve servo motorlar kullanılmıştır. Verilerin işlenmesi için PC üzerinde çalışan Matlab uygulamasından faydalanılmıştır (Jones, Wang, Morrison, Sarkar, & Kamper, 2014).

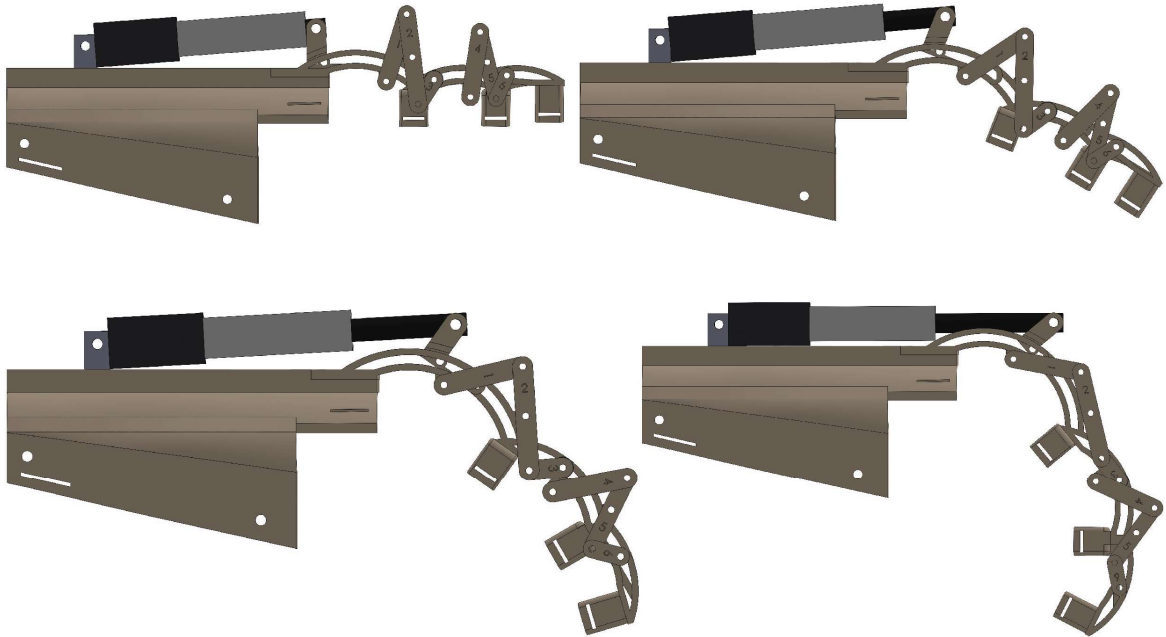
HandCARE ise geri sürülebilirlik sağlamak ve serbestlik derecesini daha az aktüatörle arttırmak için sıra dışı bir çözüm önerisi getirmiştir. Her bir parmak için bağımsız olarak kontrol öneren rehabilitasyon sisteminde debriyaj bulunmaktadır. Taşınabilirlik vadetmeyen mekanizma kullanılmasının avantajı ile çalışma alanı geniş tutulmuştur. Her bir serbestlik derecesi için ayrı aktüatör kullanmak yerine dinlenme, aktif çalışma, pasif çalışma, kilit modları arasında geçiş için debriyaj mekanizması kullanılmıştır. Kuvvet ve pozisyon ölçümü için kullanılan sensörler sayesinde kontrol verileri elde edilmektedir (Dovat, ve diğerleri, 2008).

2.2. Mekanik Modelin Geliştirilmesi

Tasarlanan robot, el rehabilitasyonunda kullanılacağı için el anatomisi ile uyumlu olmalıdır. Parmakların doğal hareketi sırasındaki yörüngeyi takip edebilmeli ve mümkün olduğunca elin hareket kabiliyetine yakın bir çalışma uzayına sahip olmalıdır. Bu öncelikler göz önünde tutularak tasarım gerçekleştirilmiştir. Aktüatör olarak lineer motor tercih edilmiştir. Elin anatomisi ve tasarlanan dış iskeletin yapısı doğrusal motoru daha uygun bir seçenek olarak ortaya çıkartmaktadır. Lineer motor parmakların hareket düzlemiyle aynı düzlemde hareket edebildiğinden tercih edilmiştir. Mevcut tasarım biçimlerinde yeterli güce sahip bir rotasyonel motoru parmaklarla aynı düzlemde ve parmakları doğrudan hareket edebilecek biçimde yerleştirmek rijit bir tasarım için çok mümkün değildir. Ya hareketin kablolarla aktarılması gerekir ya da düzlemin mekanik elemanlarla değiştirilmesi gerekir ki bu durumda mekanizma daha karmaşık hale gelecektir.

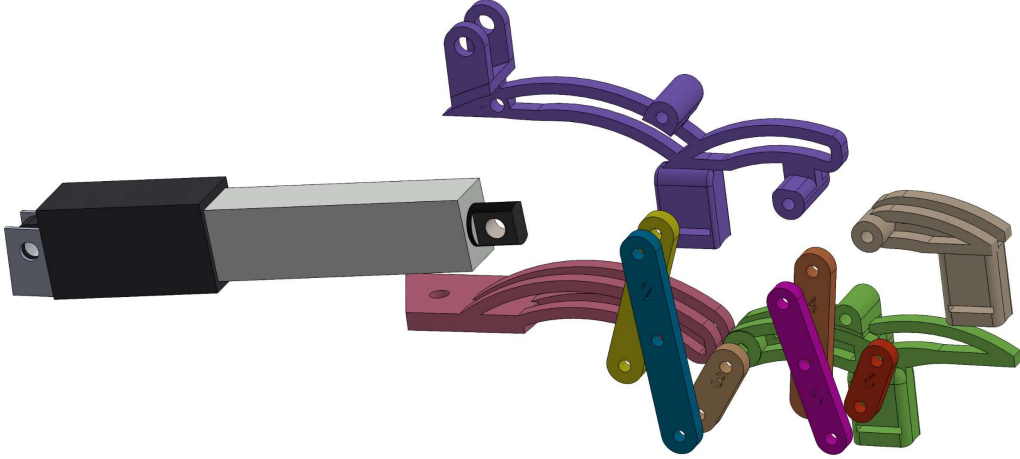
Lineer motorlar el yüzeyini kaplayan ve bileğe kadar uzanan tek parçalık kısma sagittal düzlemde hareket edebilecek biçimde konumlandırılmıştır. Lineer motor 50 mm'lik doğrusal hareketini gerçekleştirirken, parmak eklemlerinin etrafında dönen bir mekanizma tasarlanmıştır. Bir dış iskelet ile parmakları hareket ettirmenin en doğal yolu budur, ancak böyle yapı anatomik hareketi taklit edebilir. Rijit yapıda ya da kablo aktarımlı bir dış iskeletin eklemleri merkez alan bir hareketi gerçekleştirebilmesi önemli bir mücadele alanıdır (Jaén Ortega, De Los Angeles Ortega Del Rosario, Hellström, Åstrand, & Ekström,

2022). Bağlantı elemanı olarak farklı geometrilerde yapılar kullanılabilir, bunlardan en sık tercih edileni binary bağlantı parçalarıdır, ancak dönme ekseninin anatomik eklem etrafındaki yörüngeden çıkmaması için çember yayı biçimli parçalar kullanmak daha güvenilirdir. Dış iskeletin parmaklarla birlikte hareket ederken parmak kemiğine sürekli olarak dik açıyla kuvvet uygulaması çok önemlidir, aksi halde eklemlere yanal kuvvet uygulanır neticesinde de eklemlerde itme veya çekme oluşur. Bu durum hastanın konforunu ve sistem kararlılığını bozar. Mekanizmanın MCP etrafındaki dönüşü ile meydana gelen yer değiştirme PIP ve DIP eklemleri için tasarlanan yay biçimli yapıların da aynı biçimde çalışmasını sağlar. Bu durum Şekil 13'te kinematik olarak gösterilmiştir. Her bir eklem için ayrı ayrı olmak üzere aynı mekanizmanın art arda çalışması sağlanmıştır. Lineer motorun pistonunun ileri yönlü tam olarak hareketini tamamlaması ile parmaklar bükülür, tam olarak geri yönlü hareketi ile de eski konuma dönlür. Aradaki kuplaj sayesinde hareket doğal akışına uygun bir biçimde gerçekleşir. Her bir parmak mekanizması birbirleri ile uyumlu iç içe geçmiş modüllerden oluşmaktadır. Tüm parçalar hareketli olduğundan, paslanmaz çelik pinler ve yıldız segman kullanılarak birleştirilmişlerdir. Hareket aktarımlı olarak sırasıyla; MCP, PIP ve DIP eklemlerinin etrafında gerçekleşeceğinden ilk hedef proksimal falanksın tam orta noktasına dik bir kuvvet uygulamak olacaktır. Kemiğe dik olmayan kuvvetler rahatsızlığa sebep olacağı gibi üretilen gücün amaca uygun biçimde iş yapmamasına ve sistem kararlılığının bozulmasına sebep olacaktır.



Şekil 13. Doğrusal yer değiştirmesine karşılık mekanizmanın hareketi

3D tasarım ortamı olarak Dassault Systèmes tarafından geliştirilen Solidworks kullanılmıştır. Solidworks, tasarımcıların ve üretim profesyonellerinin karmaşık parçaların ve montajların tasarımını yapmalarına, simülasyonlar gerçekleştirmelerine ve ürün geliştirme sürecini iyileştirmelerine olanak tanır. Tasarlanan parçaların birleştirilip birlikte hareket yeteneklerinin sınanmasına imkân tanır. Bu sayede bir uyumsuzluk varsa üretim yapılmadan deneme fırsatı sunar (Guo, Zhang, Guo, Gao, & Hu, 2016). Şekil 14’de her bir parmak için ayrı olarak tasarlanan ve parmakların üzerine cırt bantlarla bağlanan parmak modülleri gösterilmiştir. Parmak modüllerinin tutturulduğu ve dış iskeletin el üzerine konumlandırılmasını sağlayan ana gövde tek parçadan oluşur. Üzerinde parmak modüllerinin ve doğrusal motorların sabitlenmesi için bırakılmış civata, somun yatakları bulunur. Ana gövde avuç içine ve bileğe yine cırt bantlar kullanılarak monte edilir. Parmak modüllerinde 10 adet üretilmiş aktarım elemanı, 16 eklem ve 20 adet segman kullanılmıştır.



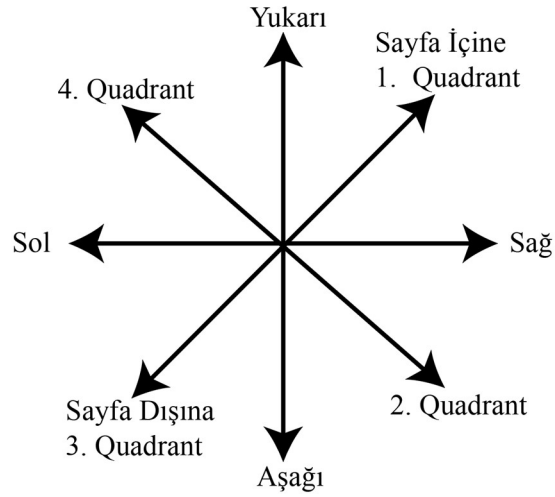
Şekil 14. İşaret parmağı modülü için üretilen parçalar

2.3. Elin Mekanik Eşdeğeri ve Kinematik Analizinin Yapılması

El robotunun iş uzayının anatomik uzayla uyum oranının tespit edilebilmesi için her ikisinin de çıkartılıp karşılaştırılması gereklidir. Bunun sağlanabilmesi için öncelikle el anatomisine eşdeğer kinematik diyagram hazırlanmıştır. Parmakların uzaydaki hareketini simüle edebilmek ve grafiğini çıkartabilmek için homojen dönüşüm matrisi çıkartılmalıdır (Pescador-Salas, Olguín-Díaz, Rosales-Huie, & Martinez-Peon, 2023). Parmakların işleyişi seri bir mekanizma ile ifade edilebileceğinden pratik bir yöntem olan Denavit Hartenberg

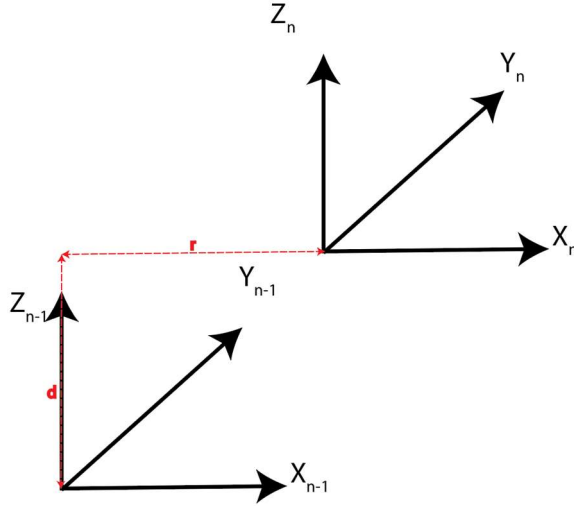
metodundan faydalanmak yerinde olacaktır. İlerleyen bölümlerde, DH metodunun hem el anatomisine hem de dış iskelet ve elden oluşan sisteme nasıl uyarlandığı tüm detayları ile anlatılacaktır. Ele ait matematiksel modeli çıkartabilmek için parmak kemikleri ve anatomik eklemler, mekanik eklemler ve binary linkler kullanılarak kinematik diyagram hazırlanmıştır. Denavit Hartenberg metodu kullanılarak da homojen dönüşüm matrisi çıkartılmıştır. Homojen dönüşüm matrisi 3 boyutlu uzaydaki geometrik dönüşümleri temsil etmek için kullanılan bir matris türüdür (Apriandy, Sena Bayu Dewantara, Dewanto, & Pramadihanto, 2022). Tabloyu hazırlarken, aşağıda maddeler halinde verilmiş kabuller yapılmış ve yöntemler takip edilmiştir.

- Son efektörde de bir tane bulunmak üzere toplam eklem sayısından bir fazla çerçeve oluşturulmuştur.
- Tüm eksenler sağa-sola, aşağı yukarı, sayfanın ya da ekranın içine-sayfanın ya da ekranın dışına olacak biçimde seçilmişlerdir. Kuadrant seçiminde iki ve dörtten ziyade bir ve üçüncü kuadrant tercih edilmiştir çünkü sayfa içi veya dışının ayırt edilmesi daha kolaydır. İlgili seçenekler Şekil 15’de verilmiştir.



Şekil 15. Kuadrantların gösterimi

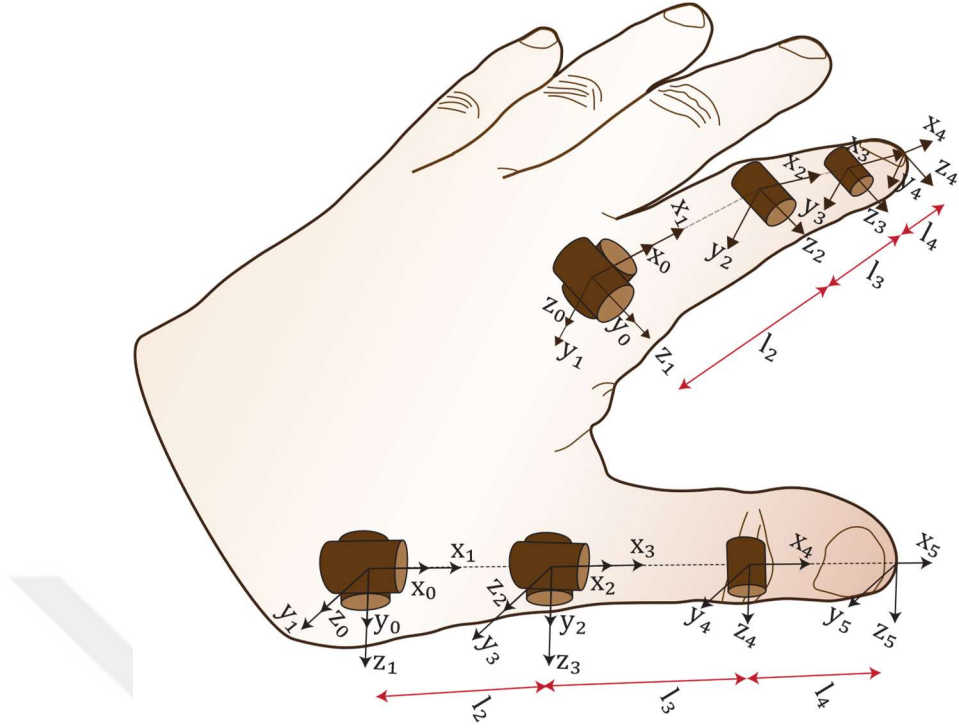
- Z eksenini dönme eksenini ya da dönme yönünde seçilmelidir.
- X eksenini kendinden önce gelen çerçevenin z eksenine dik olmalıdır.
- X eksenini kendinden önce gelen çerçevenin z eksenini ile kesişmelidir.
- Y eksenini diğer tüm eksenler sağ el kuralına uyacak doğrultuda seçilmelidir.



Şekil 16. Ardıl çerçevelerin gösterimi

- Şekil 16'daki gibi iki çerçeve üzerinden ifade edilecek olunursa. X_{n-1} ekseninin X_n eksenine ile çakışması için Z_{n-1} eksenine etrafında dönmesi gereken açının ölçüsü θ olarak tanımlanır. Bu açığa eklemenden kaynaklanan dönme açısının da ekleneceği unutulmamalıdır.
- Z_{n-1} ekseninin Z_n eksenine ile çakışması için X_n eksenine etrafında dönmesi gereken açının ölçüsü α olarak tanımlanır.
- "N-1"ve "N" çerçevelerinin merkezlerinin arasındaki uzaklığın X_n eksenine boyunca ölçüsü r ile belirtilir.
- "N-1"ve "N" çerçevelerinin merkezlerinin arasındaki uzaklığın Z_{n-1} eksenine boyunca ölçüsü d ile belirtilir.
- Parametre tablosundaki θ ve α dönmeyi, r ve d sembolleri ise doğrusal mesafeyi ya da yer değiştirmeyi ifade eder.

El dış iskelet konusu yıllardır çalışılıyor olmasına rağmen gerek elin sahip olduğu serbestlik derecesi gerekse de hareketlerinin kapsamı ve sınırları bakımından elin tüm üstün özelliklerini taklit edebilecek olan bir dış iskelet henüz tasarlanmamıştır. Tasarlanan dış iskelete ait iş uzayı anatomik elinkine ne derece yakınsa o kadar işlevsel olarak değerlendirilebilir. Bu tespiti yapabilmek için el anatomisine dair kinematik diyagram hazırlanmıştır. Kinematik diyagramdan homojen dönüşüm matrisini elde etmek için önce Şekil 17'de verilen kinematik diyagram hazırlanmış ardından da Tablo 4'te verilen parametre tablosu oluşturulmuştur. Parametre tablosu kullanılarak homojen dönüşüm matrisi elde edilmiştir.



Şekil 17. Elin kinematik diyagramı

Kinematik diyagramda işaret parmağı ve başparmağa ait eksenler verilmiştir. Orta parmak, yüzük parmağı ve serçe parmağa ait eklemler de işaret parmağınıninkisiyle aynıdır. İşaret parmağının serbestlik derecesi 4 olarak alınmıştır. El robotunun çalışmasını ve el ile uyumunu açıklamak için de işaret parmağı esas alınacaktır. Proksimal, orta ve distal kemiklerinin uzunlukları sırasıyla l_2 , l_3 ve l_4 olarak verilmiştir. MCP eklemi aslında sınırlı bir küresel mafsallık olarak değerlendirilebilir. Eklemin kinematik eşdeğerinin oluşturulabilmesi için iki adet döner (revolute) mafsallık kullanılmıştır. D-H parametre tablosunun oluşturulmasından sonra her bir çerçeve arasındaki dönüşüm matrisi kolaylıkla bulunabilir. Çerçeveler arasındaki dönüşüm matrislerinin çarpımı da ilgili çerçeveler arasındaki dönüşümü verir.

Tablo 4. Denavit Hartenberg parametre tablosu

	θ	α	r	d
1	θ_1	-90	0	0
2	θ_2	0	l_2	0
3	θ_3	0	l_3	0
4	θ_4	0	l_4	0

Tablodaki her bir değerin standart formda hazırlanmış matrise girilmesinin ardından ihtiyaç duyulan denklemlere ulaşabilir. Standart formadaki homojen dönüşüm matrisi en genel hali ile,

$$H_{n-1}^n = T_{n-1}^n = \begin{bmatrix} R_0^n & d_0^n \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

biçiminde yazılabilir. R dönüşüme dair parametreleri veren 3x3 boyutunda dönel matris, d ise 3x1 boyutunda yer değiştirme vektörüdür. Homojen dönüşüm matrisi 4x4 formunda yazılan bir matristir, en alttaki satır matrisin değerini etkilememektedir, kare matrise ihtiyaç duyulduğundan eklenmiştir. Homojen dönüşüm matrisinin genel hali anatomik ele ait D-H parametre değerleri ile doldurulduğunda,

$$T_{n-1}^n = \begin{bmatrix} \cos\theta_n & -\sin\theta_n \cdot \cos(\alpha_n) & \sin\theta_n \cdot \sin(\alpha_n) & r_n \cdot \cos\theta_n \\ \sin\theta_n & \cos\theta_n \cdot \cos(\alpha_n) & -\cos\theta_n \cdot \sin(\alpha_n) & r_n \cdot \sin\theta_n \\ 0 & \sin(\alpha_n) & \cos(\alpha_n) & d_n \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

elde edilir. Matriste bilinmeyenler yerlerine yazıldığında çerçeveler arasındaki dönüşüme ait parametreler çıkartılmış olur. İlk iki çerçeve arasındaki dönüşüm için θ_1 , α_1 , r_1 ve d_1 değişkenleri yerlerine yazılarak,

$$T_0^1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & -\sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

bu iki çerçeve arasındaki dönüşüm matrisi bulunur. Matriste bilinmeyenler yerlerine yazıldığında çerçeveler arasındaki dönüşüme ait parametreler çıkartılmış olur. Bir ve ikinci çerçeveler arasındaki dönüşüm için θ_2 , α_2 , r_2 ve d_2 değişkenleri yerlerine yazılarak,

$$T_1^2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & a_2 \cdot \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & a_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

elde edilir. Matriste bilinmeyenler yerlerine yazıldığında çerçeveler arasındaki dönüşüme ait parametreler çıkartılmış olur.

İkinci ve üçüncü çerçeveler arasındaki dönüşüm için θ_3 , α_3 , r_3 ve d_3 değişkenleri yerlerine yazılarak,

$$T_2^3 = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & a_3 \cdot \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & a_3 \cdot \sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

bu iki çerçeve arasındaki dönüşüm matrisi bulunur. Matriste bilinmeyenler yerlerine yazıldığında çerçeveler arasındaki dönüşüme ait parametreler çıkartılmış olur. Üçüncü ve dördüncü çerçeveler arasındaki dönüşüm için θ_4 , α_4 , r_4 ve d_4 değişkenleri yerlerine yazılarak,

$$T_3^4 = \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & -\sin\theta_4 & 0 & a_4 \cdot \cos\theta_4 \\ \sin\theta_4 & \cos\theta_4 & 0 & a_4 \cdot \sin\theta_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

elde edilir. Tüm ardıl çerçeveler için dönüşüm matrisleri çıkartıldığına göre, ilk ve son çerçeveler arasındaki dönüşüm matrisi arada kalan çerçevelere ait dönüşüm matrislerin çarpılması ile elde edilir. Örneğin, sıfır ve ikinci çerçeveler arasındaki dönüşüm matrisi

$$T_0^2 = T_1^0 \cdot T_1^2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 \cdot \cos\theta_2 & -\cos\theta_1 \cdot \sin\theta_2 & -\sin\theta_1 & a_2 \cdot \cos\theta_1 \cdot \cos\theta_2 \\ \sin\theta_1 \cdot \cos\theta_2 & -\sin\theta_1 \cdot \sin\theta_2 & \cos\theta_1 & a_2 \cdot \sin\theta_1 \cdot \cos\theta_2 \\ -\sin\theta_2 & -\cos\theta_2 & 0 & -a_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

biçiminde hesaplanabilir. İlk çerçeve ile üçüncü çerçeveler arasındaki dönüşüm matrisi için, arada kalan dönüşüm matrislerinin çarpımları bulunmalıdır. İlgili işlemler yapılırsa,

$$T_0^3 = T_1^0 \cdot T_1^2 \cdot T_2^3 = \begin{bmatrix} C_1 \cdot C_{23} & -C_1 \cdot S_{23} & -S_1 & C_1(l_2 \cdot C_2 + l_3 \cdot C_{23}) \\ S_1 \cdot C_{23} & -S_1 \cdot S_{23} & C_1 & S_1(l_2 \cdot C_2 + l_3 \cdot C_{23}) \\ -S_{23} & -C_{23} & 0 & -l_3 \cdot S_{23} - l_2 \cdot S_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

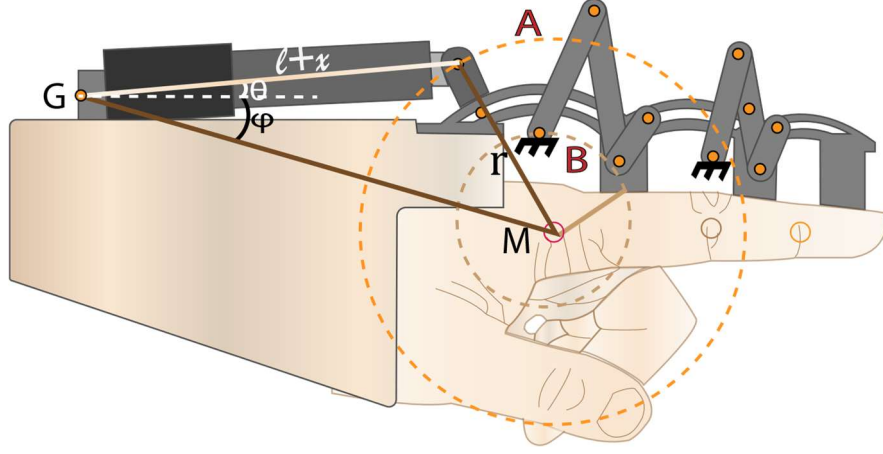
elde edilir. Uzun ifadelerin matrisler içerisine sığdırılabilmesi için kosinüs ifadesi yerine “C”, sinüs ifadesi yerine de “S” kısaltması kullanılmıştır. Yine benzer bir biçimde, $\cos\theta_1$ yerine C_1 , $\cos(\theta_2 + \theta_3)$ yerine C_{23} kısaltması yapılmıştır.

$$T_0^4 = T_1^0 \cdot T_1^2 \cdot T_2^3 \cdot T_3^4 = \begin{bmatrix} C_1 \cdot C_{234} & -C_1 \cdot S_{234} & -S_1 & C_1 \cdot (l_2 \cdot C_2 + l_3 \cdot C_{23} + l_4 \cdot C_{234}) \\ S_1 \cdot C_{234} & -S_1 \cdot S_{234} & C_1 & S_1 \cdot (l_2 \cdot C_2 + l_3 \cdot C_{23} + l_4 \cdot C_{234}) \\ -S_1 \cdot C_{234} & -C_{234} & 0 & -l_2 \cdot S_2 - l_3 \cdot S_{23} - l_4 \cdot S_{234} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Anatomik ele dair homojen dönüşüm matrisi elde edildiğine göre artık anatomik iş uzayı çıkartılabilir. El robotunun kinematik analizinin de yapılmasının ardından, ilerleyen bölümlerde grafikler çizdirilerek kıyaslamalı analiz gerçekleştirilecektir.

2.4. El Robotunun Tasarımı ve Kinetmatik Analizi

Robot elin kinematik analizi, robotun hareketlerini ve pozisyonunu matematiksel olarak incelemeyi kapsar. Bu analiz, robotun belirli bir görevi gerçekleştirmek için uzayda nasıl hareket edeceğini belirlemeye yardımcı olur. Kinematik analiz, sistemlerin tasarımı, kontrolü ve uygulaması için temel bir bileşendir. Robotun hareket yörüngesi ve görevleri simüle edilerek planlanabilir. Robotun performansı optimize edilebilir, enerji verimliliği ve hareket doğruluğu artırılabilir (Guo S. , Zhang, Wei, Zhao, & Wang, 2014). Şekil 18’de mekanik modele ait prensip mekanizma işaret parmağı için verilmiştir. Lineer motorun şaftının hareketine bağlı olarak tüm sistemin konumu değişir, dolayısıyla doğrusal yer değiştirme miktarı giriş değişkeni olarak kabul edilebilir. Değişen konuma dair parametreleri belirleyebilmek için kinematik diyagram oluşturulacaktır, ancak öncelikle, θ açısı ile pistonun doğrusal yer değiştirme miktarı arasındaki ilişki bulunmalıdır. Tasarım eklemleri merkez alacak bir dönme hareketini taklit etmek üzere gerçekleştirildiğinden hayali çemberler çizilerek denklemler yazılmıştır. Lineer motorun gövde uzunluğu l harfi ile, pistonun yer değiştirmesi de x harfi ile ifade edilmiştir. G noktası aktüatörün, el robotunun sabit kısmına tutturulduğu eklemi ifade eder. ϕ açısı, r yarıçapı, l uzunluğu ve GM mesafesi sabittir ve değerleri bilinmektedir. Bu durumda kosinüs teoremini kullanılarak şaft uzunluğu ve θ açısının birbirlerine göre değişimi bulunabilir. MCP eklemine orta noktası hareketin ilk merkezi alınmış ve M harfi ile gösterilmiştir. Lineer motor G noktası etrafında sagittal düzlemde dönebilmektedir, pistonunun uç kısmı da kayar mekanizmanın belirlediği yörüngeyi takip edeceğinden, A çemberinin etrafında bir yay çizer. B çemberi hesaplamalarda kullanılmaktadır, MCP eklemine merkez alır ve metakarpal kemik ile proksimal kemiklerin orta noktalarından geçer. Robotun proksimal falanks uyguladığı dik kuvvet neticesinde eklem etrafındaki dönüşü nasıl sağladığını göstermek için çizilmiştir.



Şekil 18. Doğrusal hareketin dairesel harekete dönüşümü

Piston ucu ve M arasındaki mesafe A çemberinin yarıçapıdır, mekanizma pistonun hareketini A çemberi ile sınırlandırdığından, r uzunluğu hiç değişmez. Öyleyse, GM mesafesi, $l + x$ uzunluğu ve r yarıçapı bir üçgen oluşturmaktadır. GM , r uzunlukları ve φ açısı sabit olduklarından değişen sadece θ ve l olur. Bu durumda kosinüs teoremi uygulanabilir ve lineer motorun yatayla yapmış olduğu açı pistonun uzunluğuna bağlı olarak ifade edilebilir. Lineer motorun hızı saniyede 30 mm olduğundan zamanın bir fonksiyonudur. Tüm bu veriler ışığında doğrusal yer değiştirme açı değerine dönüştürülebilir. Tüm diğer değişkenler açı cinsinden olmasına rağmen tek giriş değeri doğrusal yer değiştirmedir ve yapılan bu dönüşüm sayesinde o da açı olarak ifade edilmiş olur. Doğrusal yer değiştirme ve doğrusal motorun yatayla yaptığı açı bağıntısı hesaplandıktan sonra kinematik analiz gerçekleştirilebilir. Kinematik analiz ile parmak eklemleri arasındaki açının değerlerinin herhangi bir giriş değeri için hesaplanması hedeflenmektedir. Aşağıda ilgili işlemlere ait denklemler verilmiştir ve Şekil 19'daki grafikte de lineer motorun x eksenine göre yaptığı açının, piston uzunluğuna bağlı değişimi gösterilmiştir.

$$r^2 = |GM|^2 + (l + x)^2 - 2|GM|(l + x) \cdot \cos(\theta + \varphi) \quad (10)$$

$$|GM| = m \quad (11)$$

$$r^2 = m^2 + (l + x)^2 - 2m \cos(\theta + \varphi)(l + x) \quad (12)$$

$$(l + x)^2 - 2m \cos(\theta + \varphi)(l + x) + m^2 - r^2 = 0 \quad (13)$$

$$\Delta = b^2 - 4ac \quad (14)$$

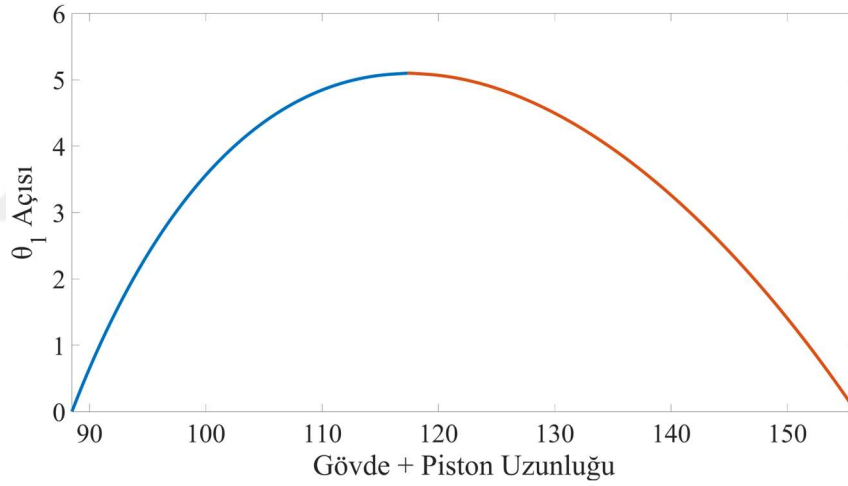
$$-2m \cos(\theta + \varphi) = b \quad (15)$$

$$\Delta = 4m^2 \cos(\theta + \varphi) - 4(m^2 - r^2) \quad (16)$$

$$x_1 + l = \frac{2m \cos \theta + \sqrt{4m^2 \cos^2(\theta + \varphi) - 4(m^2 - r^2)}}{2} \quad (17)$$

$$x_1 + l = \frac{2m \cos \theta - \sqrt{4m^2 \cos^2(\theta + \varphi) - 4(m^2 - r^2)}}{2} \quad (18)$$

Kullanılan lineer motor 50 mm piston uzunluğuna sahiptir ve hızı bilinmektedir. Bu sayede herhangi bir zaman aralığındaki yer değiştirmesi bilinebilir. Robot parmak kemiklerine her açı değeri için dik kuvvet uygulamaktadır ve uygulanan torkun da ekleme teğet olmasını temin edecek biçimde tasarlanmıştır. Kuvvetin enine ya da boyuna bileşenleri yoktur, bu hem hastanın konforunu hem de sistemin verimliliğini artırır. θ açısının, doğrusal motorun piston uzunluğunun bir fonksiyonu olarak ifade edilmesi sayesinde, robotun herhangi bir noktasının konumu herhangi bir giriş değeri için hesaplanabilir.



Şekil 19. Lineer motorun x eksenini ile yaptığı açının ve piston uzunluğu

Sistemin serbestlik derecesini hesaplamak için Grübler–Kutzbach kriterinden faydalanılmıştır. Bu metot, kinematik zincirlerin serbestlik derecesini belirlemede kullanılan bir formüldür, mekanizmaların analizi ve tasarımında büyük bir öneme sahiptir. Özellikle, bir mekanizmanın sahip olduğu serbestlik derecesini belirlemeye yarar. Mekanizmanın hareket yeteneğini ve işlevselliğini anlamak açısından kritik bir rol oynar (Han, Kwon, & Kim, 2019).

$$DoF = 3(N - 1) - 2l - h \quad (19)$$

Bir parmağın düzlemsel çubuk mekanizmasına dair Grubler denklemi formüldeki gibi ifade edilir mobiliteyi verir. N , düzlemsel çubuk mekanizmasında (planar bar linkage) kullanılan link sayısını ifade eder. Dış iskelet, basitleştirilmiş kinematik gösterimde 10 adet binary bağlantı elemanı ve 4 adet üçlü link (ternary link) olarak ifade edilmiştir, yani N değeri 14 olarak alınmalıdır. Toplam eklem sayısı l ile ifade edilir. Eğer aynı eklem 2'den fazla linki birleştiriyorsa fazladan her bir link için toplam eklem sayısına bir ilave edilir. Robot 16 adet alt çift (lower pair) eklemden oluşur, üç tanesi ikiden fazla binary linkin birlikte hareket etmesi için kullanılmıştır, dolayısıyla l değeri 19 olarak alınmalıdır. Mekanizma krank biyel veya dişli gibi herhangi bir üst çift eklem (higher pair joint) içermez, dolayısıyla $h = 0$ alınır.

$$DoF = 3(14 - 1) - 2.19 - 0 = 1 \quad (20)$$

Buradan parmak mekanizmasına ait serbestlik derecesi bir olarak hesaplanır. Her parmak için bir aktüatör kullanıldığından robotun toplam DoF değeri 5'tir. Metakarpofalanksiyal eklemler, parmakların elin ana gövdesine bağlandığı eklemlerdir ve parmakların bükülme ve açılma hareketlerini sağlar. Proksimal ve distal interfalanksiyal eklemler ise parmakların ince motor hareketlerini ve kavrama işlevini gerçekleştirmesine katkıda bulunur. Karpo-Metakarpal eklem, başparmağın geniş bir hareket yelpazesinde hareket etmesine imkân tanır. Bu eklem, başparmağın diğer parmaklarla uyumlu şekilde hareket etmesini sağlar. Başparmağın orta ve uç kısımlarındaki metakarpofalanksiyal ve interfalanksiyal eklemler, güçlü kavrama ve hassas motor hareketleri için önem arz eder.

İnsan elinin eklemleri mekanik olarak ifade edileceğinden, başparmağın uzamsal özellikleri görmezden gelinirse, MCP eklemleri sınırlı bir küresel mafsalsal, PIP ve DIP eklemleri ise döner mafsalsal (revolute joint) olarak değerlendirilebilir. MCP ekleminin farkı abdüksiyon ve adüksiyon hareketlerini de yapabiliyor olmasıdır. Rehabilitasyon etkinliklerinde fleksiyon ve ekstansiyona daha çok ihtiyaç duyulduğundan, diğer birçok çalışmada da tercih edildiği gibi abdüksiyon ve adüksiyon ihmal edilmiştir, ancak mekanizma bu hareketin pasif olarak yapılabilmesine imkân tanır, hareketi kısıtlamaz. Önerilen sistem her üç eklem için de fleksiyon-ekstansiyon desteği sağlar. Sistemimizde de elin benzersiz yeteneklerini taklit edebilmek adına her bir parmak için 13 döner mafsalsal ve 15 adet bağlantı çubuğu kullanılmıştır. Şekil 20'de mekanizmaya ait kinematik diyagram verilmiştir.

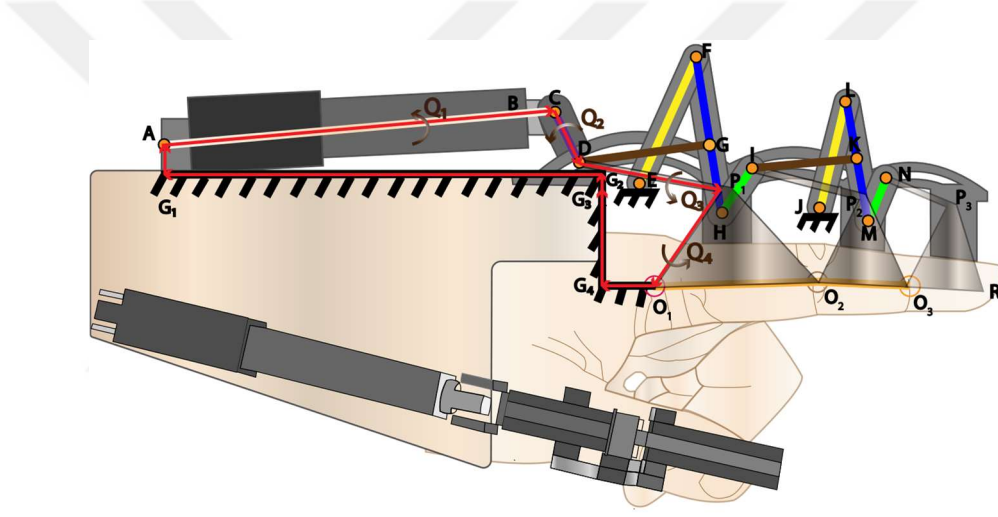
Tablo 5. Kinematik diyagramda kullanılan sabitler ve değişkenler

I. Grup Açılar		II. Grup Açılar		Sabit Açılar	
Vektör	Açı	Vektör	Açı	Vektör	Açı
AB	θ_1	CD	θ_2	O_1G_4	π
DP_1	θ_3	$P1O1$	θ_4	G_4G_2	$\pi/2$
O_2O_1	θ_6	$P1O2$	θ_5	G_2G_1	π
GH, FH	θ_8	DG	θ_7	G_1A	$\pi/2$
HI	θ_9	$P2O2$	θ_{11}	G_4G_3	$\pi/2$
IP_2	θ_{10}	P_2O_3	θ_{12}	G_3E	0
O_3O_2	θ_{13}	IK	θ_{14}		
KM, LM	θ_{15}	P_3O_3	θ_{18}		
MN	θ_{16}	P_3R	θ_{19}		
NP_3	θ_{17}	O_2J	θ_{23}		
RO_3	θ_{20}				
EF	θ_{21}				
JL	θ_{22}				

Kinematik analizin, elin de sisteme dahil olduğu durumda yapılması; mekanizmanın kabiliyetini göstermek, anatomi ile uyumluluğunu ifade etmek ve hareket açıklığını hesaplamak için gereklidir. BC vektörünün haricindeki tüm vektörlerin uzunlukları sabit ve değerleri bilinmektedir. BC vektörünün doğrusal yer değiştirmesi de zaten θ_1 açısına dönüştürülmüştür ve giriş değeri olarak kullanılmaktadır. BC vektörü tüm denklemlerde AB vektörüne ek olarak gösterilmiştir. Sistemde toplam 23 açı değişkeni olmasına rağmen, 10 tanesi diğerleri cinsinden ifade edilebilirler, θ_1 giriş açısı da hariç tutulduğunda bulunması gereken 12 değişken kalmaktadır ve en az 12 denkleme ihtiyaç duyulur. Kutupsal formda yazılan 8 kapalı çevrimden 16 denklem üretilebildiğinden tüm açı değerlerini hesaplamak mümkün hale gelir. Birinci denklem için aşağıda kırmızı vektörlerle gösterilen çevre oluşturulmuştur. Tablo 5'te açı ve vektörler sabit, değişken ya da bağımlı olmalarına göre gruplandırılmışlardır. Sistem bir bütün olarak düşünüldüğünde tek bağımsız değişken θ_1 açısıdır, diğer tüm açı değişkenleri ona bağımlı olarak değişirler. Sabit açıları oluşturan vektörlerin yön ve büyüklükleri değişmemektedir. Birinci grup açıları oluşturan vektörlerin hareket esnasında yönü değişmektedir. BC vektörünün, açı değerinin yanında, ek olarak uzunluğu da değişmektedir. Tabloda II. grup değişkenler olarak ifade edilen açılar ise sabit ve birinci grup açıları kullanılarak, basit geometrik çözümlerle yardımıyla elde edilebilirler.

Tablo 5’te verilen açı değerleri vektörlerin x eksenini ile yaptıkları pozitif açı olarak belirlenmiştir. Sabit vektörlerin varlığı sayesinde bazı açı değerleri birbirleri cinsinden ifade edilebilmektedir. Sabit açılar, α ve β harfleri ile gösterilirken değişken ve bağımlı açılar θ ile gösterilmişlerdir. Bağımlı açılara ait dönüşüm eşitlikleri de çevre denklemlerinin altlarında verilmiştir.

Şekil 21’de ilk kapalı çevrim vektör grubuna ait diyagram verilmiştir. Kapalı bir çevrim oluşturan vektörlerin bileşkesi sıfır olacağından, tüm bağlantı uzunluklarının vektörel toplamı sıfıra eşitlenerek ilk denklem oluşturulmuştur. θ_1 , lineer motorun robot düzlemi ile yapmış olduğu giriş açı değişkenidir. θ_2 ve θ_4 ’ü oluşturan bağlantı elemanlarının arasındaki mesafe sabittir, bu açı değerlerinin değişimleri θ_3 ’e bağlıdır.



Şekil 21. Birinci kapalı çevrim vektör diyagramı

$$(AB + l_1)e^{j\theta_1} + CDe^{j\theta_2} + DP_1e^{j\theta_3} + P_1O_1e^{j\theta_4} + O_1G_3e^{j\pi} + G_4G_2e^{j\frac{\pi}{2}} + G_2G_1e^{j\pi} + G_1Ae^{j\frac{\pi}{2}} = 0 \quad (21)$$

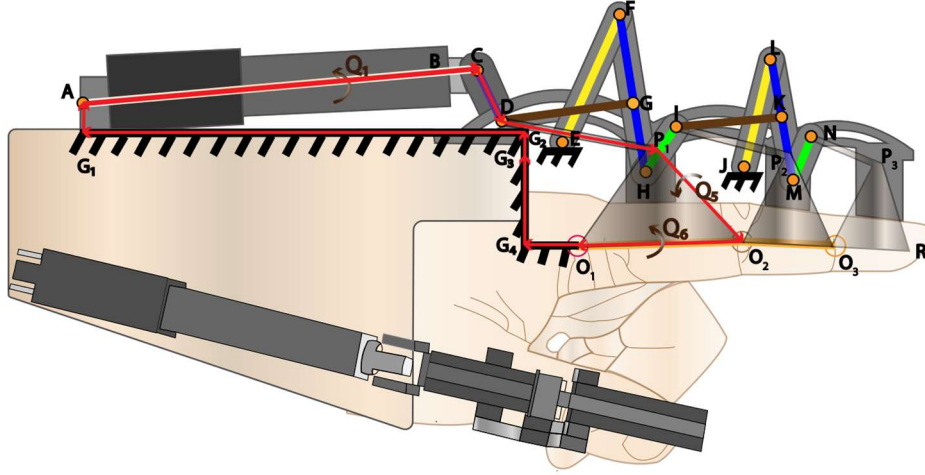
$$a_1 = DP_1 - P_1O_1 = 65,47^0 \quad (22)$$

$$\theta_4 = \theta_3 + \alpha_1 - \pi \quad (23)$$

$$\theta_2 = \theta_3 + \beta_4 - \pi \quad (24)$$

$$\beta_4 = CD - DP_1 = 132,24^0 \quad (25)$$

İkinci denkleme ait çevre Şekil 22’de kinematik diyagram üzerinde gösterilmiştir. Her bir çevrim yazılırken, mutlaka daha önceki denklemlerde kullanılmamış ya da onlardan elde edilemeyecek olan yeni bir değişkenin dahil edilmesi gerekir. Aksi durumda, yeterli sayıda denklem yazılsa dahi ortak çözüm elde edilemez. Örneğin bu çevrimde bir öncekinden farklı olarak, θ_5 ve proksimal falanksa ait olan θ_6 dahil edilmiştir.



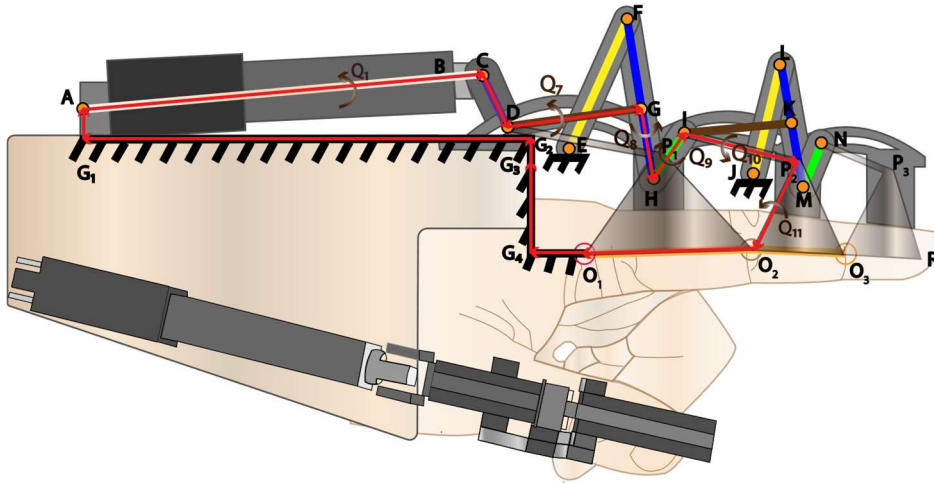
Şekil 22. İkinci kapalı çevrim vektör diyagramı

$$(AB + l_1)e^{j\theta_1} + CDe^{j\theta_2} + DP_1e^{j\theta_3} + P_1O_2e^{j\theta_5} + O_2O_1e^{j\theta_6} + O_1G_4e^{j\pi} + G_4G_2e^{j\frac{\pi}{2}} + G_2G_1e^{j\pi} + G_1Ae^{j\frac{\pi}{2}} = 0 \quad (26)$$

$$\alpha_2 = DP_1 - P_1O_2 = 146,45^\circ \quad (27)$$

$$\theta_5 = \theta_3 + \alpha_2 - \pi \quad (28)$$

Üçüncü denklemi yazabilmek için oluşturulan çevre Şekil 23'te verilen kinematik diyagramda gösterilmiştir. θ_7 , θ_8 , θ_9 , θ_{10} , θ_{11} daha önceki çevre denklemlerinde kullanılmamışlardır. θ_7 ve θ_{11} ise diğer değişken ve sabit açılar cinsinden ifade edilebilir. O_1O_2 proksimal falanksı ifade eden vektördür, yatayla yaptığı açı anatomik eklemin açı değerini verir. Bulgular bölümünde MCP ekleminin piston uzunluğuna bağlı olarak grafiği verilmiştir.



Şekil 23. Üçüncü kapalı çevrim vektör diyagramı

$$(AB + l_1)e^{j\theta_1} + CDe^{j\theta_2} + DGe^{j\theta_7} + GHe^{j\theta_8} + HLe^{j\theta_9} + IP_2e^{j\theta_{10}} + P_2O_2e^{j\theta_{11}} + O_2O_1e^{j\theta_6} + O_1G_4e^{j\pi} + G_4G_2e^{j\frac{\pi}{2}} + G_2G_1e^{j\pi} + G_1Ae^{j\frac{\pi}{2}} = 0 \quad (29)$$

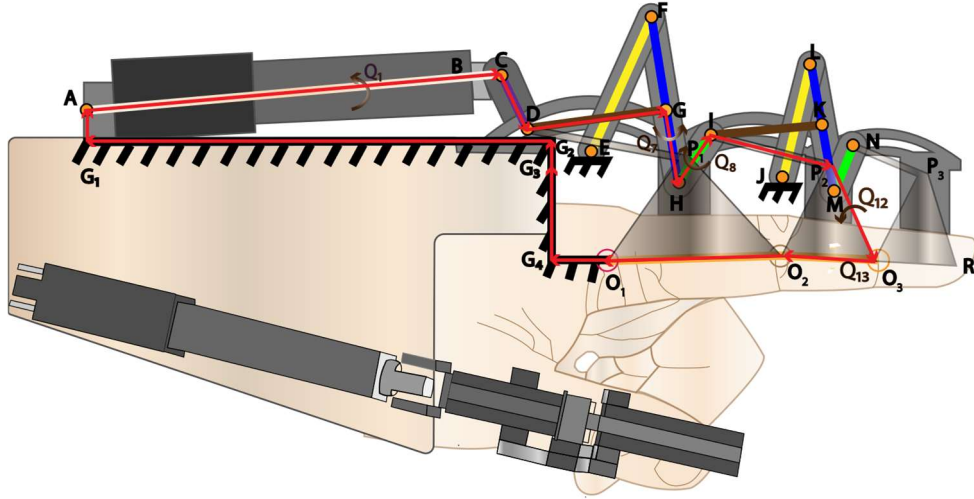
$$\alpha_3 = IP_2 - P_2O_2 = 69,61^\circ \quad (30)$$

$$\theta_7 = \theta_3 + \beta_1 - 2\pi \quad (31)$$

$$\theta_{11} = \theta_{10} + \alpha_3 - \pi \quad (32)$$

$$\beta_1 = DG - DP_1 = 21,73^\circ \quad (33)$$

Dördüncü denklemi yazabilmek için oluşturulan çevre Şekil 24'te verilen kinematik diyagramda gösterilmiştir. θ_{12} ve θ_{13} daha önceki çevre denklemlerinde kullanılmamışlardır. θ_{12} diğer değişken ve sabit açılar cinsinden ifade edilebilirler. O_2O_3 vektörü orta falanksı ifade etmektedir, yatayla yaptığı açı da θ_{13} ile gösterilmiştir. Bu açı değerinin grafiğinin çizilmesinden sonra mekanizmanın rehabilitasyon gereksinimlerini karşılama oranı da gösterilmiş olur.



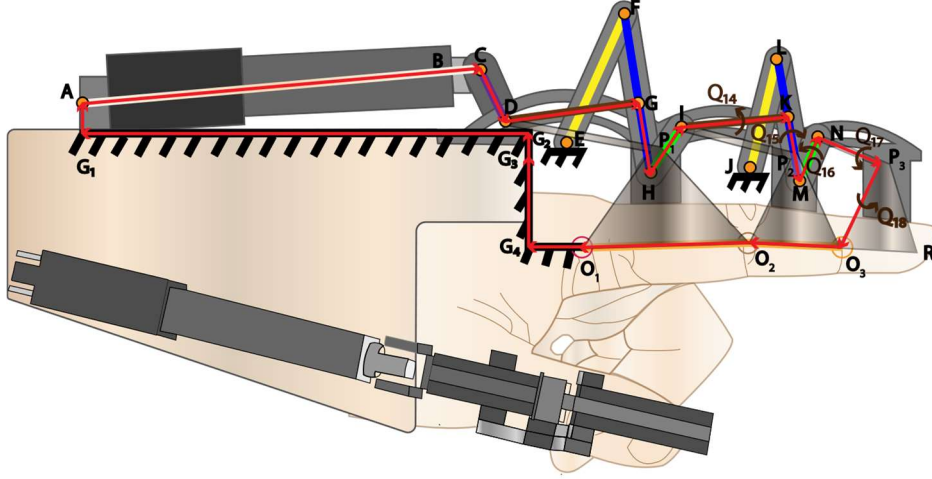
Şekil 24. Dördüncü kapalı çevrim vektör diyagramı

$$(AB + l_1)e^{j\theta_1} + CDe^{j\theta_2} + DGe^{j\theta_7} + GHe^{j\theta_8} + HLe^{j\theta_9} + IP_2e^{j\theta_{10}} + P_2O_3e^{j\theta_{12}} + O_3O_2e^{j\theta_{13}} + O_2O_1e^{j\theta_6} + O_1G_4e^{j\pi} + G_4G_2e^{j\frac{\pi}{2}} + G_2G_1e^{j\pi} + G_1Ae^{j\frac{\pi}{2}} = 0 \quad (34)$$

$$\alpha_4 = IP_2 - P_2O_3 = 116,20^\circ \quad (35)$$

$$\theta_{12} = \theta_{10} + \alpha_4 - \pi \quad (36)$$

Beşinci denklemi yazabilmek için oluşturulan çevre Şekil 25'de verilen kinematik diyagramda gösterilmiştir. θ_{14} , θ_{15} , θ_{16} , θ_{17} ve θ_{18} daha önceki çevre denklemlerinde kullanılmamışlardır. θ_{14} ve θ_{18} diğer değişken ve sabit açılar cinsinden ifade edilebilirler. Yani bu denklemle sisteme 3 adet daha bulunması gereken değişken eklenmiştir.



Şekil 25. Beşinci kapalı çevrim vektör diyagramı

$$(AB + l_1)e^{j\theta_1} + CDe^{j\theta_2} + DGe^{j\theta_7} + GHe^{j\theta_8} + HLe^{j\theta_9} + IKe^{j\theta_{14}} + KMe^{j\theta_{15}} + MNe^{j\theta_{16}} + NP_3e^{j\theta_{17}} + P_3O_3e^{j\theta_{18}} + O_3O_2e^{j\theta_{13}} + O_2O_1e^{j\theta_6} + O_1G_4e^{j\pi} + G_4G_2e^{j\frac{\pi}{2}} + G_2G_1e^{j\pi} + G_1Ae^{j\frac{\pi}{2}} = 0 \quad (37)$$

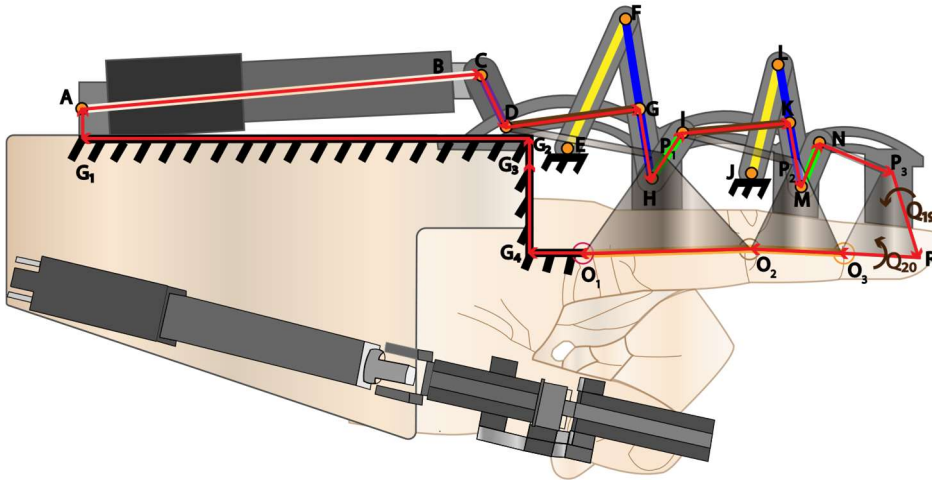
$$\alpha_5 = NP_3 - P_3O_3 = 78,56^\circ \quad (38)$$

$$\theta_{14} = \theta_{10} + \beta_2 - 2\pi \quad (39)$$

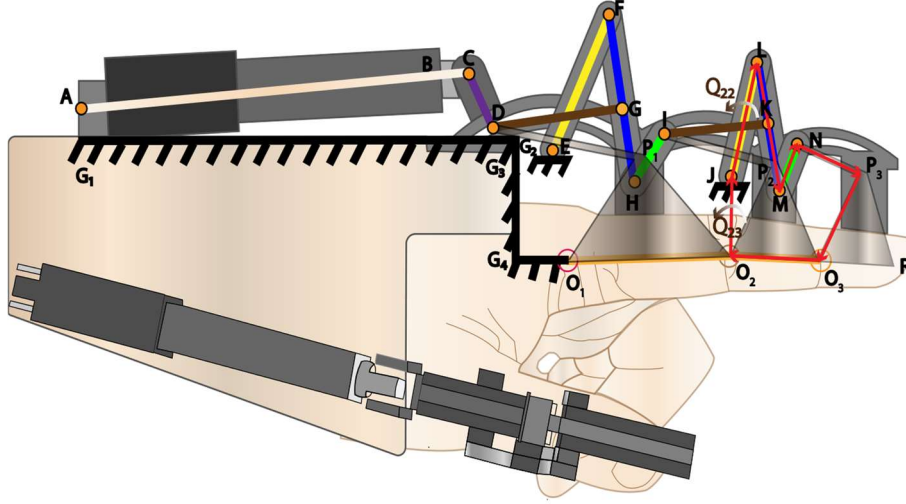
$$\theta_{18} = \theta_{17} + \alpha_5 - \pi \quad (40)$$

$$\beta_2 = IP_2 - IK = 26,46^\circ \quad (41)$$

Altıncı denklemi yazabilmek için oluşturulan çevre Şekil 26'da verilen kinematik diyagramda gösterilmiştir. θ_{19} ve θ_{20} daha önceki çevre denklemlerinde kullanılmamışlardır. θ_{19} diğer değişken ve sabit açılar cinsinden ifade edilebilir. Sistemin en uzun çevresidir.



Şekil 26. Altıncı kapalı çevrim vektör diyagramı



Şekil 28. Sekizinci kapalı çevrim vektör diyagramı

$$JLe^{j22} + LMe^{j\theta_{15}} + MNe^{j\theta_{16}} + NP_3e^{j\theta_{17}} + P_3O_3e^{j\theta_{18}} + O_3O_2e^{j\theta_{13}} + O_2Je^{j\theta_{23}} = 0 \quad (47)$$

$$\theta_{18} = \theta_{17} + \alpha_5 - \pi \quad (48)$$

$$\theta_{23} = \theta_6 - \beta_3 \quad (49)$$

$$\beta_3 = O_2O_1 - O_2J = 99,77^\circ \quad (50)$$

Parmak kemikleri ve anatomik eklemler aynı sistemin parçaları olarak düşünüldüğünde, birçok kapalı çevrim oluşmaktadır. Mekanizmaya ya da ele ait olduğuna bakılmaksızın her bir link ya da parmak kemiği vektör olarak ifade edilmiştir. Kapalı bir çevre oluşturan vektörel bileşkenin sıfır olacağı gözetilirse bilinmeyenleri bulmak mümkün olur. Her bir çevre kutupsal formda oluşturulduğundan, yatay ve dikey olmak üzere iki ayrı bileşen içerir ve bu sayede 8 döngü ile 16 denklem üretilmiş olur. Denklemler çözüldüğünde, anatomik eklemlerinki de dahil olmak üzere tüm açı değerlerine ulaşılabilmektedir. Denklem çözümü için Mathworks firmasının Matlab yazılımı kullanılmıştır. Grafikler de yine Matlab kullanılarak çizdirilmiştir. Bulgular bölümünde açı değerlerinin piston uzunluğuna bağlı değişim grafikleri verilmiştir.

2.5. Elektromiyografi (EMG)

Daha önce de bahsedildiği gibi niyet algılama için Elektromiyografi (EMG) sinyallerinden faydalanılmıştır. Kasların kasılması sırasında meydana gelen elektriksel aktivite EMG sinyallerini oluşturur. EMG sinyallerinden hastalıkların teşhisi, robotik rehabilitasyon, protez kontrolü, insan makine etkileşimi, spor etkinlikleri gibi çok farklı

alandan faydalanılır. Kas distrofisi, miyoseni grafisi ve Amyotrofik lateral skleroz (ALS) gibi hastalıkların tanısında önemli bir rol oynar. EMG, kasların ve onları kontrol eden sinir hücrelerinin sağlığını test etmek amacıyla kullanılabildiği gibi kas sinyallerinin elektronik devrelerin kontrolü için kullanılmasına da olanak sağlar. Kasın oluşturduğu elektriksel aktiviteyi algılamak için girişimsel olarak kas dokusuna doğrudan iğne elektrotlar batırılır ya da deri yüzeyine ulaşan sinyalin toplanması yoluna gidilebilir. Elektriksel sinyalin genliği kasın kasılması ile doğru orantılı olarak değişir. Uzun hareketi sırasında farklı kas grupları görev yapacağından, her bir farklı hareket kendine özgü bir elektriksel örüntü oluşturur.

Bu çalışmada da tercih edildiği üzere sinyallerin yüzeyden alınması girişimsel bir müdahaleye ihtiyaç duymadığından daha konforludur ve uygulanması için özel şartlar gerektirmez. Yüzeyin nemi elektrotların temas sıklığı, vücut kılları algılanan sinyalin genliğini etkiler. Deri yüzeyinden alındığı için almak istenilen sinyale farklı biyolojik sinyaller ve dışsal bozucular da eklenir, ki bu da ön işlemeyi zorunlu kılar. Sinyal kullanılırken kas yapısı, cilt direnci gibi bireysel farklılıklar göz önünde bulundurulmalıdır. EMG ile bir cihaz kontrolü yapılacaksa gerçek zamanlı işlemenin ve sınıflandırmanın gerekli olması kaçınılmazdır. Derin öğrenme gibi metotların artık gömülü sistemlere dahi entegre edilebilmesi sayesinde, EMG kontrollü cihazların görünürlüğü artırmıştır ve yaygınlaşması beklenen bir durumdur.

2.6. Kullanılan Yüzey EMG Sensörü MYO Armband

Daha önce de bahsedildiği gibi niyet algılama için EMG sinyallerinden faydalanılmıştır. Kol üzerine yerleştirilen 8 adet kuru sensor ile veriler toplanmaktadır. Her bir sensörün topladığı sinyallerden saniyede 200 örnek alınmaktadır. Her bir jest farklı kas gruplarının daha fazla kasılmasına ya da gevşemesine sebep olacağından daha yakın olan sensörlerde daha anlamlı örüntü oluşumuna neden olur. Birden fazla sensor kullanılması sayesinde yüksek kapsayıcılıkta veriler elde edilebilmiştir. 8 adet EMG elektrodun yanında bir tane de ataletsel ölçüm birimi (IMU) içeren giyilebilir bir cihazdır. IMU üçer eksenli jiroskop, akselerometre ve manyetometre içerir. Farklı kol boyutlarına göre özelleştirme imkânı tanır. Sahip olduğu bluetooth iletişim modülü sayesinde bilgisayar veya farklı bir cihaz ile kablolu iletişim kurabilmektedir. Myo Armband robotik uygulamalar için mükemmel bir adaydır ve güvenilir, kullanımı kolay bir sistem elde etmek için düşük maliyetli bir çözüm sunar. Şekil 29’da Myo kal bandı verilmiştir.



Şekil 29. Myo kol bandı

Thalmic Labs tarafından üretilen Myo bileklik Freescale Kinetis ARM Cortex M4 120Mhz MK22FN1M işlemci, BLE NRF51822 bluetooth çip, titreşim motoru, Inven-sense MPU-9150 9 eksenli IMU, 8 adet ST 78589 operasyonel amplifikatör ve 2 adet 3.7 V-260mAh lityum batarya ile donatılmıştır.

2.7. EMG Sinyallerinin Sınıflandırılması

EMG sensörlerde elde edilen bilginin robotik alanında kullanılabilmesi için sinyallere ait örüntünün anlamlı bir şekilde gruplanması gerekmektedir. Örüntülerden anlamlı çıktılar oluşturulması işlemi sınıflandırma olarak adlandırılır. Myo bileklik dahili bir sınıflandırıcıya sahiptir ve aynı zamanda ham çıkış da vermektedir. Bu çalışmada dahili sınıflandırıcı kullanılmamış, ham EMG sinyalleri işlenmiştir. Sınıflandırma yapılırken takip edilmesi gereken adımlar aşağıdaki gibi özetlenebilir.

EMG sinyalleri genliği birkaç $100\mu\text{V}$ ile birkaç mV arasında değişen düşük seviyeli sinyallerdir. 50 ile 500Hz arasında toplanabilir bir frekans tayfına sahiptir. Baskın enerji ise 50 – 150Hz arasındadır. Elektrotlar ile toplandıktan sonra bant geçiren filtreler yardımıyla parazitler elenmelidir. Özellikle yüzeyden toplanıyorsa diğer biyolojik sinyaller ve ortamdaki elektromanyetik dalgalardan etkilenirler. Şebekeden besleniyorsa 50Hz gürültünün karışmış olma ihtimali hayli yüksektir. Sınıflandırmanın ilk adımı olarak filtreleme, yükseltme, doğrultma, normalize etme gibi eylemleri kapsayan ön işleme

uygulanır. Örneğin sinyalin ortalaması alınacaksa, sinyal hem negatif hem de pozitif ekseninde bileşenlere sahip olduğundan, doğrultma işleminin yapılması uygun olacaktır, aksi halde sifıra yakın bir ortalama elde edilebilir.

Ön işleme adımından sonra öznitelik çıkarma işlemleri uygulanır. Sahip olunan veri setinde öznitelik çıkartılması işlemi istatistiksel bazı anlamlı yakınlıkların bulunmasına dayanır. Bu tür yakınlıklar ilerleyen adımlardaki başarı oranını artırır. Ortalama mutlak değer (MAV), sıfır geçiş (ZC), kuadratik ortalama (RMS), dalgacık analizi gibi zaman domeni özniteliklerinin yanında güç spektral analizi (PSD), medyan frekans (MF), ortalama frekans (AF) gibi frekans domeni özniteliklerine de bakılmalıdır. Öznitelik arama rastlantısal bir süreç gibi gözükse de temel bileşen analizi (PCA), doğrusal ayırıştırma analizi (LDA) gibi teknikler kullanılarak hangi özniteliğin daha faydalı olduğuna dair çalışmalar yapılabilir. Son olarak sınıflandırma aşamasına geçildiğinde mevcut örüntülerden yüksek doğrulukta çıkışlar oluşturma hedeflenir. Yaygın olarak kullanılan sınıflandırma algoritmaları şunlardır:

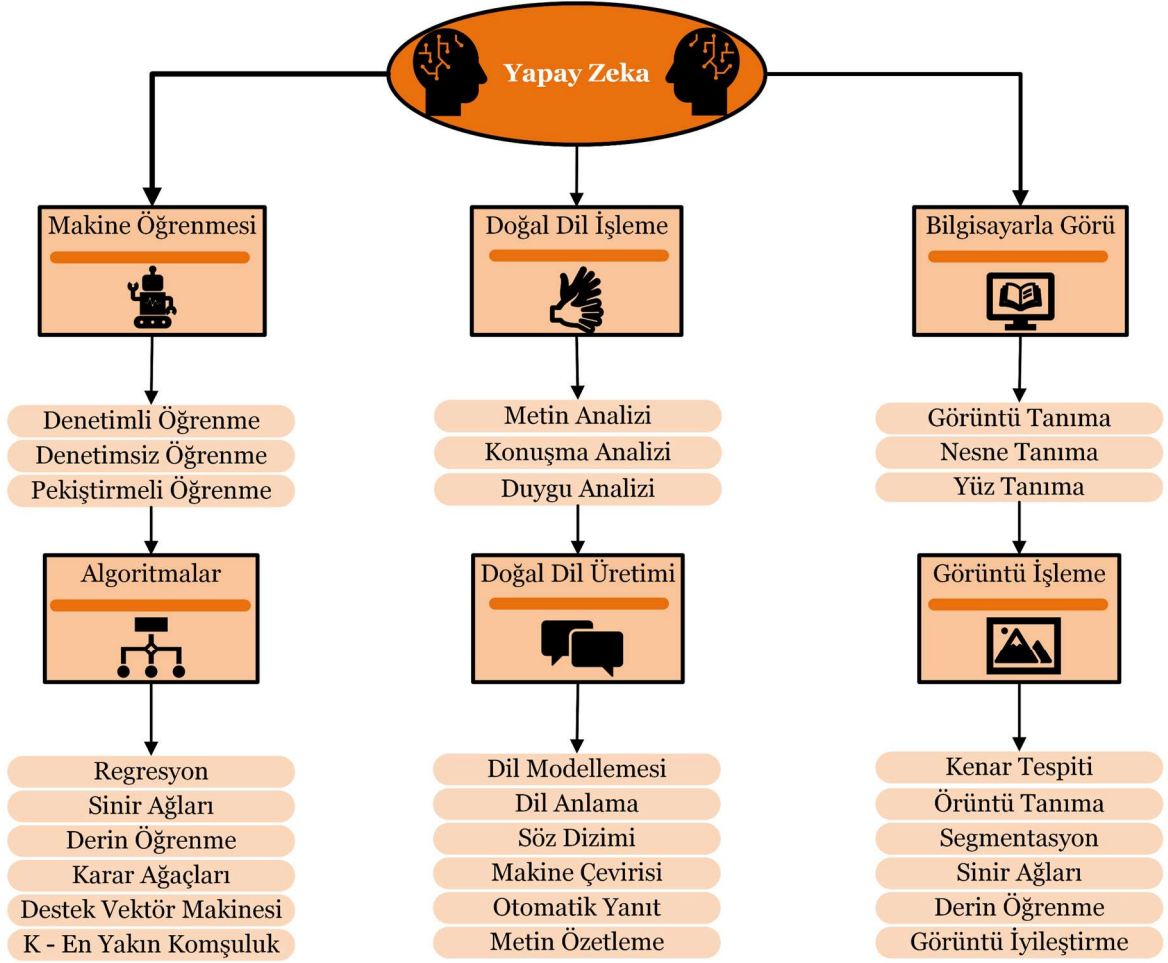
- Doğrusal Ayırıştırma Analizi (LDA)
- Destek Vektör Makinesi (SVM)
- Karar ağaçları ve Rassal Ormanlar
- CNN veya RNN gibi Derin Öğrenme Yöntemleri

Sınıflandırmanın ardından veri setleri eğitilir ve önceden belirlenmiş test değerleri ile karşılaştırılarak performans analizi gerçekleştirilir. Bu çalışmada EMG sinyallerinin sınıflandırılması için sinir ağı algoritması kullanılmıştır.

2.8. Makine Öğrenmesi ve Sinir Ağları

Bu bölümde çalışmanın yazılım altyapısının oluşturulduğu yapay sinir ağlarının üst şemsiyesi ve alt kategorileri incelenecektir. 1950 yılında Alan Turing ilk olarak makinelerin düşünebildiğini anlamak için bir test önermiştir. 1956 yılında John McCarthy, Marvin Minsky, Nathaniel Rochester ve Claude Shannon bir konferansta ilk olarak yapay zekâ terimini kullanmışlardır. Öğrenen makineler fikri bu yıllardan beri var olmasına ve 2000'li yıllara kadar önemli başarılar da elde edilmesine rağmen esas atılımını 2010 yılında yapmış ve bugünkü manada kendine vücut bulabilmiştir. Tüm bu yenilikçi algoritmaları ifade etmek için kullanılan yapay zekâ; makinelerin öğrenmesini, akıl yürütmesini, problem çözmesini, algılamasını ve anlamasını hedefler. Canlı organizmanın bilişsel yeteneklerinin taklit

edilmesi üzerine kurgulanmıştır. Örüntü çıkarma, ödül ceza ile güdülenme, duyguları anlama, dil işleme ve anlama yeteneği, ses tanıma, görüntüleri algılama ve nöronlar arası bağlantılar oluşturma gibi insan için doğal olan süreçleri temel alır. Sağlık, finans, perakende, ulaşım, eğitim, eğlence gibi birçok alanda kendine önemli bir yer edinmiştir. Şekil 30’da verilen diyagramda yapay zekâ yöntem ve algoritmaları özet biçimde verilmiştir.



Şekil 30. Yapay zekâ diyagramı

Sabit bir stratejiye sahip algoritmalar yerine, geçmiş deneyimlerinden öğrenen yeni yöntem ve metotlar geliştiren sezgisel algoritmalar daha fazla esnekliğe sahiptirler ve güncellenme ihtiyaçları daha azdır bu sayede daha verimlidirler. Öğrenen algoritmalar bir noktada istatistiksel çalışma yürütmektedirler. Mevcut veri içerisindeki anlamlı büyüklükleri tespit etmek üzere işlerler. Bu çalışmada robot kontrolü için yapay sinir ağları kullanıldığından ve o da makine öğrenmesinin alt dalı olduğundan öncelikle bazı ön gereksinimlerden bahsedilecektir.

2.8.1. Binary Sınıflandırma

Giriş ve çıkış değerleri belli, aşağıdaki gibi bir veri seti ele alınarak işlemler yürütülecektir.

$V = \{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3) \dots (x_n, y_n)\}$ $x \in R^n$ ve $y = \pm 1$ olmak üzere tüm veriye ulaşım yerine $G \in V$ gibi kısıtlı bir alana erişim yetkisi olsun. G kümesi kullanılarak $f: x \rightarrow y$ gibi başka bir fonksiyon elde edilmeye çalışılsın. Bu fonksiyon referans alınarak $(x_i, y_i) \notin G$ ve $(x_i, y_i) \in M$ için kestirimler yapılsın ve bu değerlerin $f(x_i) = (y_i)$ gibi anlamlı bir kümen oluşturması hedeflensin. Özetle, erişim olan V veri seti içerisindeki G kümesi ile, erişimin olmadığı ve kestiriminin yapılması arzulanan yine V veri seti içerisindeki M kümesine ulaşılmaya çalışılsın. Hedefe ulaşmak için aşamalı olarak hata ölçülsün ve aşağıdaki gibi bir performans değerlendirmesi yapılsın. Buna kodun evrimi de denilebilir.

$$E(f, V, M) = \frac{\sum_{(x_i, y_i) \in M} f(x_i) \neq y_i}{|M|} \quad (51)$$

Görev artık net bir şekilde tanımlanabilmektedir: Amaç, görülen bazı verilere dayanarak görülmeyen verileri $y = \pm 1$ gibi iki kategoriden birine sınıflandırmaktır. Bu sınıflandırma işlemi için bir f fonksiyonu oluşturulur. Performans ve bu performanstaki gelişme, görülmeyen veriler üzerindeki hata oranı $E(f, V, M)$ ile ölçülür. Görülen verilerin miktarı $|G|$, deneyim olarak kabul edilir. Bu bağlamda, bu tür fonksiyonları üretebilecek algoritmaların geliştirilmesi arzulaniyor. Makine öğrenmesi genel olarak, görülmeyen veriler üzerinde tahmin yapabilen bu tür algoritmaların ve modellerin geliştirilmesini inceler. Giriş değişkeni genellikle x , çıkış değişkeni ise y olarak adlandırılır. Ayrıca, mümkün olan en az veri $|G|$ ile daha düşük hata oranı $E(f, V, M)$ elde eden bir model geliştirmek de ana hedeftir.

2.8.2. Regresyon

Tıpkı binary sınıflandırmada olduğu gibi $x \in R^n$ 'de tanımlı ve $y = \pm 1$ gibi bir çıkışı olan $V = \{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3) \dots (x_n, y_n)\}$ gibi bir veri kümesi alınır. Hedef de $f: x \rightarrow y$ gibi başka bir fonksiyon elde etmektir ve bunun için gerekli olan hesaplamaların yapılması gerekir. Binary sınıflandırmada sadece sınıf etiketleri belirlenmeye çalışılıyorken

iken regresyonda amaç gerçek değerlerin kestirimidir. Bu işlemin performansının ölçülebilmesi için görülmeyen veri üzerinde RMSE değerlendirmesi gerçekleştirilir. RMS ile kestirilen değerle gerçek değer arasındaki farka bakılır. Negatif ve pozitif değerlerin birbirinin etkisini azaltmaması için de kare alınır, değerleri toplanır, örnek sayısına bölünür. Son olarak kare alma işlemini dengelemek için karekök alınarak RMSE bulunur.

$$E(f, V, M) = \left(\frac{\sum_{(x_i, y_i) \in M} (y_i - f(x_i))^2}{|M|} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (52)$$

Regresyon, bağımlı bir değişkenin, bağımsız bir veya daha fazla değişkenle olan ilişkisini modelleyen bir tekniktir. Amacı, sürekli bir değeri tahmin etmektir. Regresyon analizi, bu ilişkiyi belirlemek ve gelecekteki sonuçları tahmin etmek için kullanılır.

2.8.3. Genelleştirme

Makine öğrenmesinde genel amaç görülmeyen veri üzerinde yüksek performanslı bir modelin geliştirilerek, benzer veri setleri üzerinde sezgilerde bulunmasının sağlanmasıdır. Genelleştirme için amaç, modelin yalnızca eğitim verisi üzerinde değil, genel olarak tüm veri üzerinde doğru tahminlerde bulunabilmesidir. Model oluşturmak için çok basit bir metot olan en küçük kareler yönteminden faydalanılabilir.

$x \in R^n$ ve $y \in R^n$ olmak üzere; $V = \{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3) \dots (x_n, y_n)\}$ veri seti üzerinde model kurulacak olunursa öncelikle, β gibi bir düzeltme formuna ihtiyaç duyulur. $y = \beta x$ denklemi x değerleri için y üzerinde yapılacak olan kestirimleri ifade eder. Öyle bir β vektörü seçilmeli ki $\|X\beta - y\|_2^2$ sonucu sıfıra mümkün olan en yakın değerde çıksın. X , giriş değerlerinin $[x^0, x^1, x^2 \dots x^n]$ biçimine dönüştürülmüş matris ifadesidir ve $x \in R^{m \times n}$ biçiminde tanımlanır.

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1^0 & x_1^1 & x_1^2 & \dots & x_1^m \\ x_2^0 & x_2^1 & x_2^2 & \dots & x_2^m \\ x_3^0 & x_3^1 & x_3^2 & \dots & x_3^m \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_n^0 & x_n^1 & x_n^2 & \dots & x_n^m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \beta_1 \\ \beta_2 \\ \beta_3 \\ \vdots \\ \beta_n \end{bmatrix}$$

Denklemin genelleştirilmiş hali, $Y_n = H_{n \times m} \cdot \beta$ biçiminde yazılabilir. $Y = H \cdot \beta$ çözümü için her iki taraf da H^T ile çarpılır, böylece tersi alınabilir kare bir matris elde edilir. $H^T \cdot y = H^T \cdot H \cdot \beta$ denkleminde her iki tarafı $(H^T \cdot H)^{-1}$ ile çarpılır ve böylece β yalnız kalır.

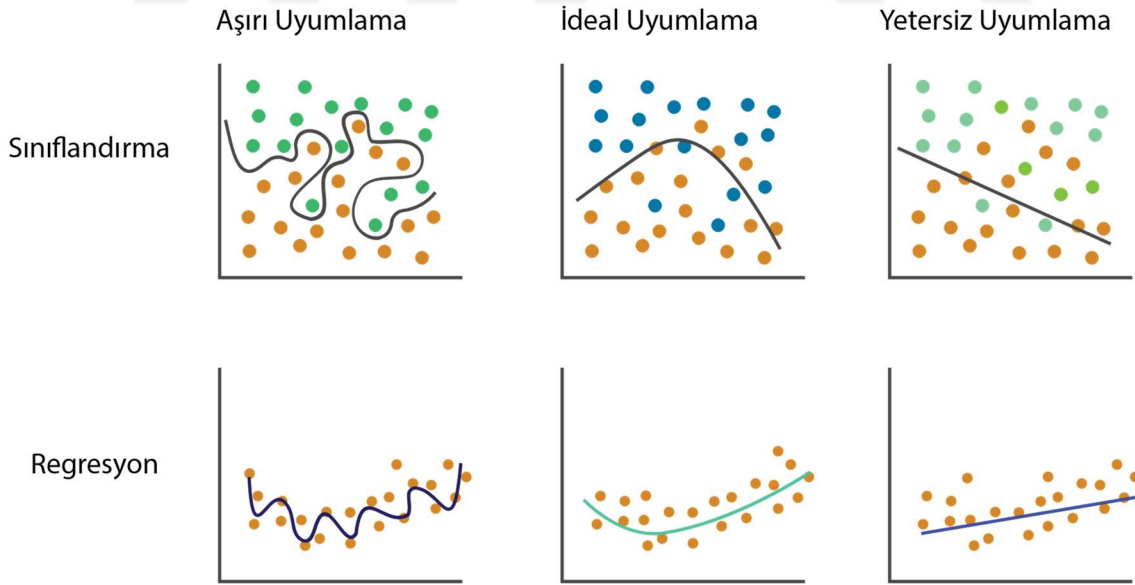
$$H^T \cdot y (H^T \cdot H)^{-1} = (H^T \cdot H) (H^T \cdot H)^{-1} \cdot \beta \quad (53)$$

$$\beta = (H^T \cdot H)^{-1} H^T \cdot y \quad (54)$$

Böylece β katsayıları bulunmuş olur.

2.8.4. Düzenlileştirme

Önceki bölümlerde genelleştirme olarak tanımlanan öğrenme safhasında aşağıdaki grafiklerde gösterildiği üzere farklı durumlar meydana gelebilir. Sınıflandırma yaparken aşırı uyumlama ya da yetersiz uyumlama oluşabilir. Aşırı uyumlama ve yetersiz uyumlama durumlarında görülmeyen veri üzerinde düşük performans çıktıları elde edilir. İlgili görseller Şekil 31’de verilmiştir. Düzenlileştirme ile modelin karmaşıklığını düşürmek amaçlanır.



Şekil 31. Uyumlama Çeşitleri

Genelleştirme adımımda en küçük kareler yöntemine dair $\|X\beta - y\|_2^2$ tanımlaması yapılmıştı. Bu adımda karmaşıklığı azaltmak için modele yeni bir parametre dahil edilir.

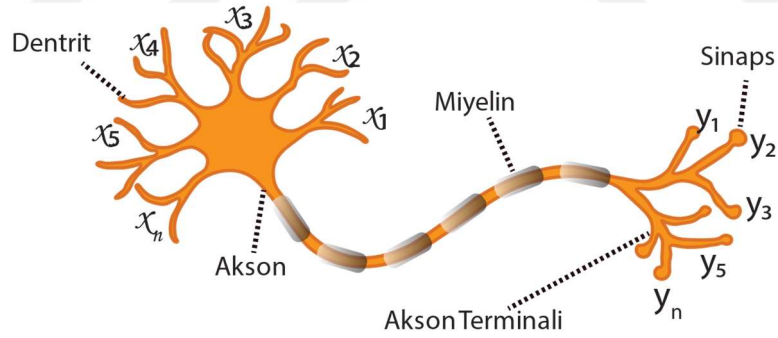
β bir vektör olmak üzere λ karmaşıklığı kontrol eden kullanıcı tanımlı bir parametre olarak ortaya çıkmakta ve $\|X\beta - y\|_2^2 + \lambda\|\beta\|_2^2$ ifadesi elde edilmektedir.

$\lambda\|\beta\|_2^2$ terimi ile modelin karmaşıklığı azaltılır.

$y = X\beta + \lambda\beta$ biçimindeki denklemden β katsayıları çekilirse, $\beta = (X^T.X - \lambda I)^{-1}X^T.y$ elde edilir. Daha teknik ifade ile genelleştirme, regresyona giden yolda yapılan öğrenmelerin tümü denilebilir.

2.8.5. İleri Yönlü Sinir Ağı

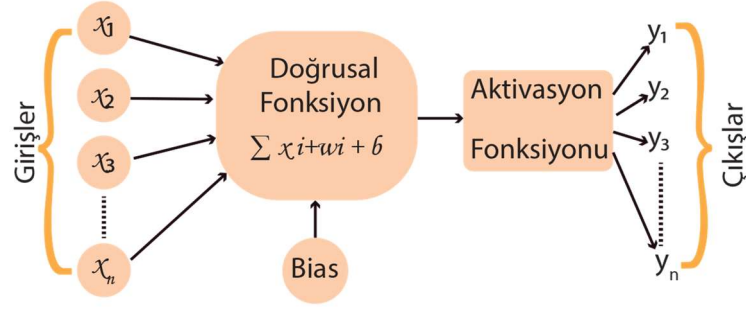
Biyolojik sinir ağları, sinir hücreleri ve bunlar arasındaki bağlantıları sağlayan sinapslardan oluşur. İnsan beyninde 80 milyondan fazla sinir hücresi bulunur ve bir nöron diğer nöronlarla binlerce bağlantı yapar. Dendritler sinyalleri alır, alınan sinyaller aksonlar üzerinden iletilir, akson terminalleri aracılığı ile sinapslara oradan da diğer nöronlara bilgi aktarılır. Sinapslar elektriksel ve kimyasal bilgi aktarma kapasitesine sahiptirler. Aradaki bağlantıların biçimi hafıza, algı, duygu ve öğrenme gibi işlevlerde önemli rollere sahiptir. Biyolojik sinir ağı modeli Şekil 32’de görülmektedir.



Şekil 32. Biyolojik sinir ağı modeli

Yapay sinir ağları biyolojik sinir hücresinin çalışma yapısından esinlenmiş makine öğrenmesi modelleridir. Sinir ağı bir fonksiyon olarak düşünülebilir. $x \in R^n$ ve davranışı $\varphi \in R^p$ ile paramaterize edilmiş olan $y \in R^m$ olmak üzere $f_o: x \rightarrow y$ olarak tanımlanabilir. Basitçe örneklemek gerekirse $f_\varphi x = \varphi x$ olacaktır. Birim $x \in R^n$ 'yi giriş olarak kabul eden bir fonksiyondur, çıkışında skaler bir değer elde edilir. Bir birim $x \in R^n$ ağırlık vektörü ile tanımlanır ve b sapma değeri ile gösterilir. Birimin çıkışı aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$f(\sum_{i=1}^n x_i w_i + b) \quad f: R \rightarrow R \text{ aktivasyon fonksiyonu olmak üzere.}$$

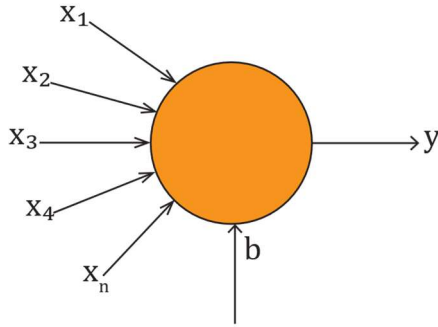


Şekil 33. Yapay sinir ağı modeli

Şekil 33'te bir yapay sinir ağı modeli prensip olarak gösterilmiştir. Yapay sinir ağı, $x \in R^n$ 'yi giriş olarak alan ve $x \in R^m$ 'yi çıkış olarak üreten $f\varphi : x \rightarrow y$ şeklinde bir fonksiyon olarak tanımlanabilir. Bu fonksiyon $\varphi \in R^p$ ile paramaterize edilebilir. φ parametresi sinir ağındaki her bir birim için belirlenmiş olan w değerlerinin bileşiminden oluşur.

2.8.6. Sinir Ağıının Vektör Formunda İfade Edilmesi

Eğer giriş boyutunu $x \in R^n$ olarak alınırsa ve ilk katman ρ_1 birime sahipse, her bir birim $\omega \in R^n$ ağırlıkla ilişkilendirilmiş olur. İlk katmanla ilişkilendirilmiş olan ağırlıklar matris formda $\omega_1 \in R^{n \times \rho_1} + b$ olarak ifade edilir. Bu durum Şekil 34'te gösterilmiştir.



$$y = f\left(\sum_{i=1}^n x_i w_i + b\right)$$

Şekil 34. Yapay sinir ağı modeli skaler çıkış

İlk katmanın çıkış ifadesi $L_i = f(\sum_{k=1}^n x_k w_k + b_i)$ olmak üzere $L_1 \in R^n$ çıkışını üretir. Verilen ifadedeki k , her bir giriş ve ağırlık değeri için indeks iken i birim sayısını göstermektedir. İlk katman çıkışını da vektör olarak ifade edilecek olursa $f(x.w_1 + b_1)$ biçiminde yazılabilir. Burada giriş $1 \times n$ boyutlu olarak $x \in R^n$ biçiminde, ağırlık matrisi $n \times \rho_1$ boyutlarında w_1 ve b terimi de yine vektör biçimli olarak $1 \times \rho_1$ boyutlarında alınmıştır.

Bu durumda $x \cdot w_1 + b_1$ ifadesi $1 \times \rho_1$ boyutlarında bir vektör üretir ve f fonksiyonu vektörün her elemanını dönüştürerek $L_1 \in R^{\rho_1}$ çıkışı üretir. $L_1 \in R^{\rho_1}$ 'den $L_2 \in R^{\rho_2}$ 'ye de benzer bir şekilde ulaşılabilir. Böylece 2. Katman ifadesi $f(f(x \cdot w_1 + b_1)w_2 + b_2)$ biçiminde yazılabilir.

2.8.7. Sinir Ağı Çıkışının Değerlendirilmesi

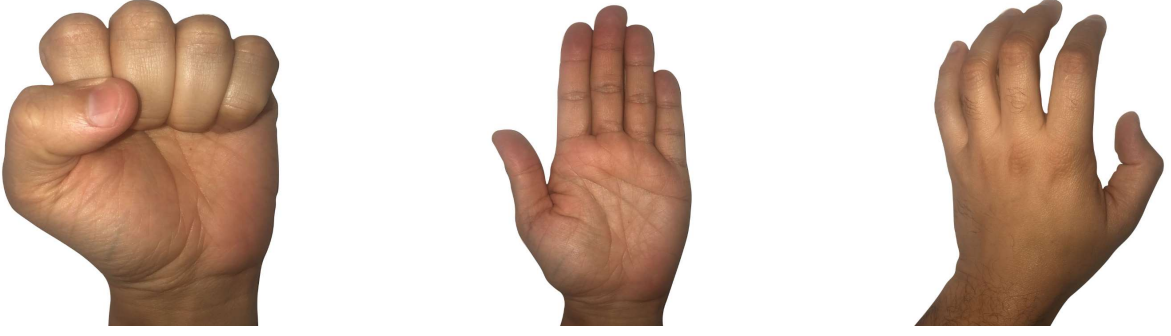
$x \in R^n$ ve $y \in \{0, 1\}$ ifadelerinin tanımlı olduğu veri kümesi ve çıkış seti daha önce de gösterildiği gibi $V = \{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3) \dots (x_n, y_n)\}$ şeklinde olsun. Çıkış y değerleri binary seçilirse bu bir sınıflandırma problemi, gerçek değerlerinde seçilirse de bu bir regresyon problemi olur. Tek bir veri için $\hat{y}$ çıkışı bulunabilir. Bulunan $\hat{y}$ değerinin gerçek y değerine göre hangi oranda doğru olduğu tespit edilirse bir ölçüm yapılmış olur. Kayıp fonksiyonu tahmin edilen değerle gerçek değer arasındaki uyumsuzluğu ölçer ve l harfi ile gösterilir. Problemin, binary sınıflandırma, regresyon ya da çoklu sınıflandırma oluşuna göre farklı kayıp fonksiyonları geliştirilmiştir.

2.8.8. Yapay Sinir Ağı'nın Eğitilmesi

φ 'nin daha önce w ağırlıkları ve b teriminin derlemesi olduğundan bahsedilmişti. φ rastgele değerlerle başlatılırsa tüm sinir ağı'nın fonksiyon ifadesi f_{NN} ile gösterilir. Tek bir veri değeri kullanılarak tahmin edilen $\hat{y}$ çıkışının bulunabileceğinden bahsedilmişti. Gerçek değerle tahmin edilen değer arasındaki uyumsuzluğun da $l(\hat{y}, y)$ biçimindeki kayıp fonksiyonu ile ifade edilebileceği belirtilmiştir. Bu ifadeler birleştirilirse $l(f_{NN}(x, \varphi), y)$ elde edilir. Kayıp fonksiyonunun gradyanı alınır da $\nabla(f_{NN}(x, \varphi), y)$ elde edilir.

2.9. Öznitelik Çıkarma ve Sınıflandırma Çalışmaları

Çalışma kapsamında geliştirilen el rehabilitasyon robotu 3 farklı egzersizi yaptırmak üzere tasarlanmıştır. Bunlar parmakların tamamen kapandığı kavrama durumu, parmakların tamamen gerildiği elin açık durumu ve eklemler arasındaki açının yaklaşık 30° olduğu parmakların dinlenme durumudur. Robot kinematiği farklı pozisyonları destekleyebilecek biçimde tasarlanmış olsa da bu üç hareket rehabilitasyon için etkilidir ve konforlu biçimde gerçekleştirilebilir. Şekil 35'te ilgili hareketler görülmektedir.



Şekil 35. El Rehabilitasyon robotunun aktif olarak desteklediği hareketler

Sınıflandırma çalışmaları yürütülürken, anlamlı değişkenler elde edebilmek için birçok farklı özneliğe bakılmış ve ön işleme adımları takip edilmiştir. Sonunda ortaya çıkarılan yazılımın etkinliğini göstermek adına da sınıflandırma problemine aktif egzersizlerin yanında Şekil 36’da gösterilen, üç de pasif egzersiz eklenmiştir. Bu sayede yazılım performansını değerlendirmek için daha zorlu bir problem elde edilmiş olur. Yüzey EMG sensörlerinin topladığı sinyal, yüzeyin nemi, sensörün yerleştirildiği konum, kişisel farklılıklar gibi birçok unsurdan etkilendiği için her egzersizden önce eğitim verisi toplanmakta ve yapay sinir ağının girişine uygulanmaktadır. Sınıflandırıcı girişinde eğitim ve test verisi olarak her hareket için 2,5 saniyelik tekrarlar istenmektedir. EMG sensörü 200 Hz. frekansında örnekleme yaptığından her bir hareket için 500, toplamda ise 3000 örnek toplanmıştır.

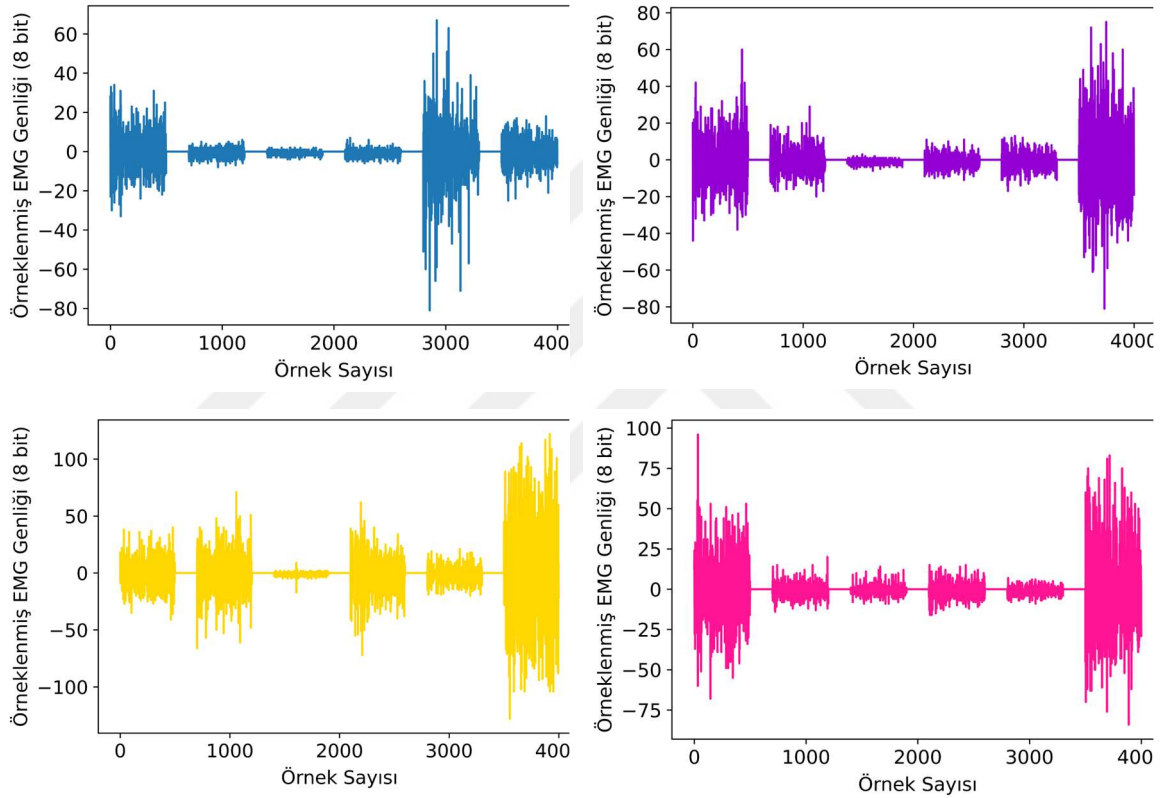


Şekil 36. Sınıflandırmaya dahil edilen pasif egzersizler

2.9.1. Ön İşleme Çalışmaları

EMG sinyali örnekleme frekansına da bağlı olarak çok hızlı değişen fakat anlamlı bir hale gelebilmesi için bloklar halinde değerlendirilmeye ihtiyaç duyan bir yapıya sahiptir. Sinyal eksenin hem üstünde hem de altında genlik değerine sahiptir. Doğrusal olmayan ve

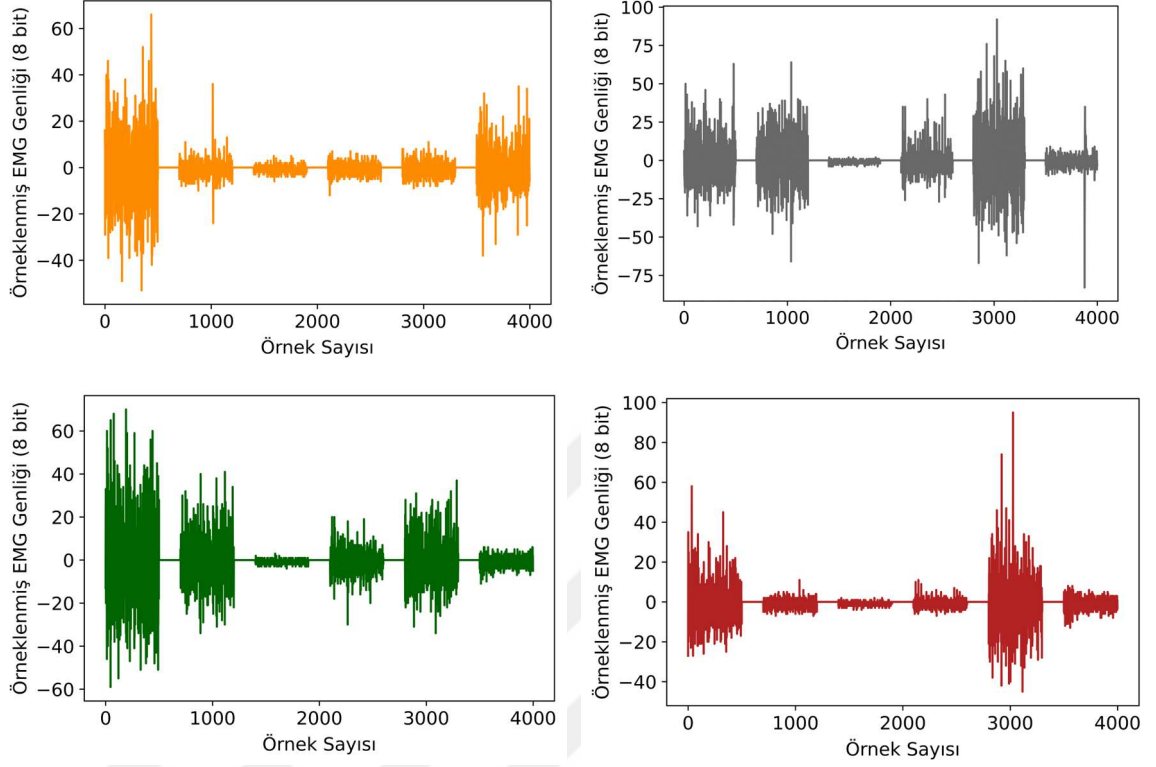
rastlantısal doğasından dolayı her zaman aynı sonuçları almak mümkün olmamaktadır. Bu sebepten dolayı ön işlemeye ihtiyaç duyar. Doğrultma, ortalama değer alma, sıfır geçiş, skewness, hjorth parametreleri, RMS gibi zaman domeni özellikleri ya da dalgacık dönüşümü gibi frekans domeni özellikleri ön işleme aşamasında uygulanabilir. Şekil 37’de 6 farklı harekete dair sinyalinin ilk 4 sensörden alınan dalga şekilleri verilmiştir. Bu hareketler sırasıyla, kavrama, elin açılması, dinlenme, hassas tutuş, bileğin içe bükülmesi ve dışa bükülmesi biçiminde sıralanmıştır.



Şekil 37. Sınıflandırılan jestlere ait 1- 4 arası sensör verileri

Myo bileklik 8 bit çözünürlükte kuantalanmış dijital çıkış üretmektedir. Çıkış seviyesi -128 ile 128 arasında değişmektedir. Her bir hareket farklı kas gruplarının daha fazla kasılmasına sebep olur. Sensörler de kolun etrafını kaplayacak şekilde donatıldığından kas verileri daha kapsayıcı biçimde alınabilmektedir. Alınan bir saniyelik veri her bir sensör için 8 sütun ve 200 satırlık matrisler içerisine depolanarak işlem yapılmıştır. Python geliştirme ortamlarından Spyder tercih edilmiştir. Spyder tıpkı Matlab gibi bir değişken editörüne sahiptir. Bu sayede program geliştirme sırasında hata bulma kolaylaşmaktadır. Program bir

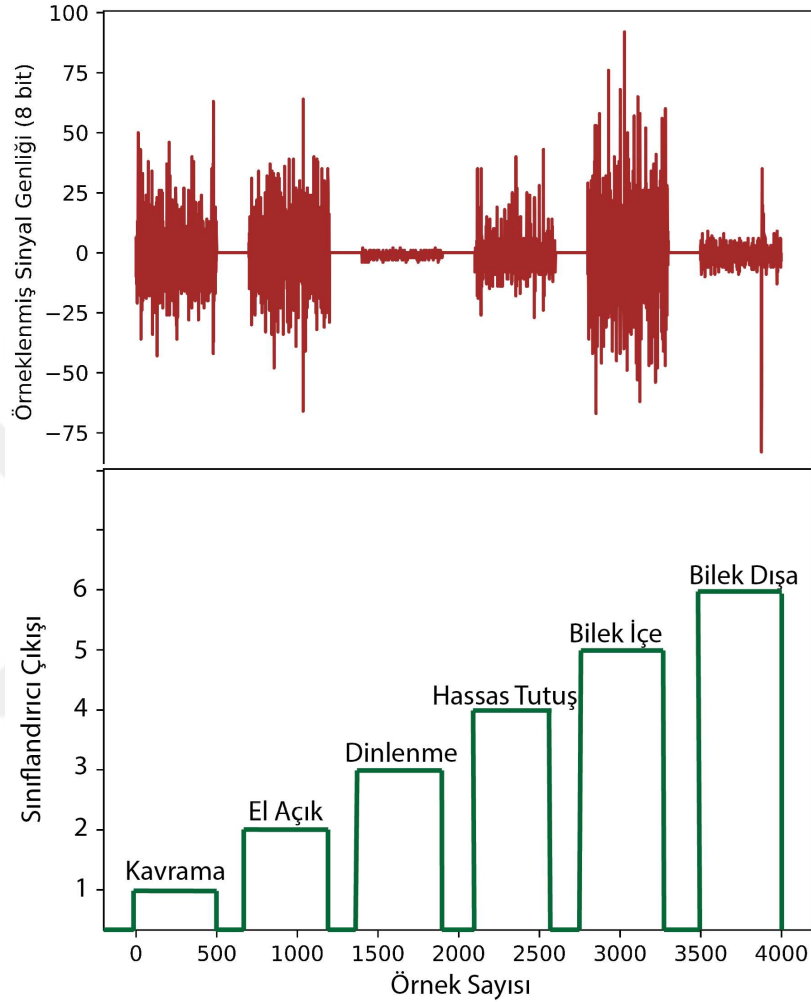
hatadan dolayı sonlanamasa dahi o ana kadar elde edilen değerler değişken editöründe izlenebilirler. Şekil 38’de son 4 sensörden alınan dalga şekilleri verilmiştir.



Şekil 38. Sınıflandırılan jestlere ait 5 - 9 arası sensör verileri

Eğitim tamamlandıktan sonra robotun kullanıcının niyetine yanıt verebilmesi için gerçek zamanlı veri işleme gerekmektedir. Verilerin toplandığı anda işlenmesi, belirli bir gecikme olmadan hemen analiz edilmesini ve sonuçların hemen kullanılabilmesini sağlar. Bu işlem, hızlı tepki gerektiren uygulamalar için kritik öneme sahiptir. En kısa zamanda işlem gerçekleştirebilmek için de mümkün olan en küçük ve anlamlı verinin kullanılması gerekir. Yüksek doğrulukta ve düşük gecikmeli çıkış alabilmek için doğrultma, ortalama alma, hareketli ortalama, filtreleme gibi birçok ön işleme tekniği uygulanmış ve en iyi çözüme karar verilmiştir. Yapılan denemeler ve alınan sonuçlar bulgular bölümünde paylaşılmıştır. Şekil 39’da sırasıyla; kavrama, elin açılması, dinlenme, hassas tutuş, bileğin içe ve dışa bükülmesi sırasında toplanan gerçek zamanlı veri ve sınıflandırıcı çıkışı son 4 sensör için verilmiştir. Grafikler incelendiğinde aynı verinin ölçülüyor olmasına rağmen, farklı sensörlerde farklı örüntünün elde edildiği görülmektedir. Birden fazla EMG sensörü kullanmak özellikle karmaşık hareketlerin incelenmesinde yararlıdır çünkü farklı kas

gruplarının etkileşimlerini ve birlikte nasıl çalıştıklarını anlamaya olanak tanır. Kas aktivitelerini yüksek çözünürlükte izleme imkânı sağlar. Bu durum, özellikle ince motor hareketlerinin ve küçük kas gruplarının analiz edilmesi açısından büyük önem taşır.



Şekil 39. EMG verisi ve sınıflandırıcı çıkışı

Elin bir pozisyondan diğerine geçmesi için belli bir zaman aralığında gerçekleştiği için verilerin anlık olarak işlenmesi bazı hatalı algılamalara sebep olmaktadır. Akan bir veri içerisinde küçük parçalardan bir sonuç üretmeye çalışmak, henüz sonuçlanmamış bir olay için tahmin yürütmeye benzer. Sinyalin en küçük anlamlı birim elemanları değerlendirildiğinde ise daha güvenilir sonuçlar alınır. Bu da hareketli ortalamanın alınmasını gerektirir. Sadece yarım saniyelik ve bir saniyelik pencereler halinde sinyalin ortalaması alınarak yüksek doğruluk oranlarına ulaşılmıştır. Elde edilen bulgular bir sonraki bölümde verilmiştir. Hareketli ortalama, zaman serisi analizinde ve finansal analizde yaygın

olarak kullanılan bir teknik göstergedir. Temel amacı, veri noktalarını daha homojen hale getirerek veri serisindeki eğilimleri daha iyi anlamaktır. Hareketli ortalamalar, veri serisindeki ani dalgalanmaları azaltarak daha net bir çerçeve oluşturur.

2.10. El Robotunun Kontrolü

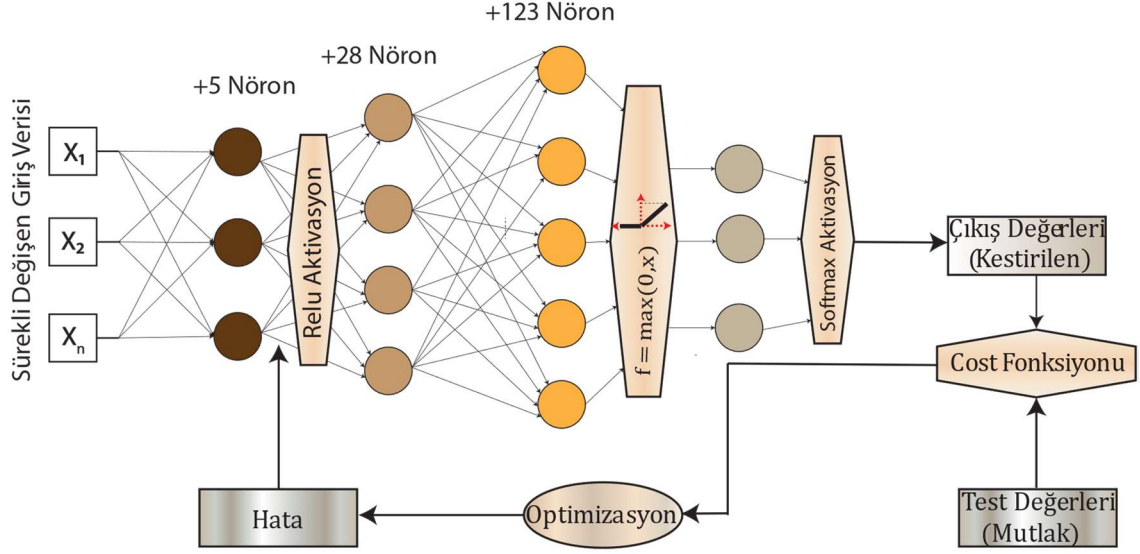
Bir robotun belirli görevleri icra edebilmesinin yönetilmesi işlemine robot kontrolü denir. Yüksek, orta ve alçak seviyeli kontrol olarak üç ayrı kategori altında incelenebilir. Yüksek seviyeli kontrol, robotun neyi hangi sırayla yapacağını görev planlamasını, robotun görevi yerine getirirken izlemesi gereken sıralamaya dair hareket planlamasını ve tüm bunları yerine getirirken kullanacağı algoritma ve stratejileri içerir. Öğrenen algoritmalar bu kontrol seviyesinde işlem görürler. Orta seviyeli kontrol, robotun önceden belirlenen rotaya uymasından, hareketin çevreye ve eklemlere bağlı olarak koordinasyon içerisinde yürütülmesinden ve algılayıcılardan gelen bilgilere göre gerçek zamanlı düzenlemelerin yapılmasından sorumludur. Bu kısımda PID kontrolcüler, durum makineleri gibi denetleyiciler kullanılabilir. Sistem performansını izlemek ve hataları düzeltmek için sürekli geri beslemeden faydalanılabilir. Düşük seviyeli kontrol için ise donanımsal kontrolün yapıldığı birim denilebilir. Kontrol kartları, motor sürücüler bu kısımda yer alır. Daha üst seviyedeki katmanlardan gelen komutlara ve algılayıcıların yönlendirmelerine bağlı olarak gerçek zamanlı manipülasyon gerçekleştirilir.

Çalışmaya konu olan el rehabilitasyon robotu üzerinden bir anlatı gerçekleştirilecek olursa, yüksek seviyeli kontrol robotun hareket stratejisini belirler ve bu kısımda sinir ağı kullanılmıştır, kas sinyallerinden niyetin algılanması bu aşamada değerlendirilir. Orta seviye kontrol hareketin güvenli bir biçimde gerçekleşiyor olmasını ve belirlenen kinematik yapıya uygun olup olmadığının kontrolünü yapar. Örneğin anatomik eklemlerde bir sıkışma meydana gelirse, artan akımın tespiti sayesinde, robot hareketine devam etmez ve bir önceki konumuna döner. Kontrol kartı, kablosuz iletişim modülü, akım sensörü ve motor sürücüler bu kısımda yer alır. Yüksek seviyeli katmanlarda akış belirlenir, aktüatörlerde arzulanan torku oluşturmak için beslenmesi gereken güç hesaplanır ve alçak seviyeli kontrol girişine uygulanır. Tasarlanan el rehabilitasyon robotunun yüksek seviye katmanlarında hareket tanımlaması yapılır, arzulanan yörünge belirlenir, veriler iletişim modülleri üzerinden mikrodenetleyiciye oradan da alt seviye kontrolcüye gönderilir. Alt seviye kontrolcü de aldığı giriş ve akım sensörünün geri beslemesine bağlı olarak lineer motorlara güç uygular.

2.10.1. El Rehabilitasyon Robotunu Kontrol Edecek Yazılımın Geliştirilmesi

El rehabilitasyon robotunu kontrol edecek yazılım geliştirme süreci hem donanımın hem de kullanıcı ihtiyaçlarını karşılamak üzere tasarlanmalıdır. El rehabilitasyon robotunu kontrol edecek yazılım geliştirme süreci, kullanıcıların ihtiyaçlarına duyarlı ve güvenliği ön planda tutan bir yaklaşımla ilerlemelidir. Donanım arayüzleri ile iletişim kuracak alt yapıya sahip olmalıdır. Rehabilitasyon sürecini yönetmek için kullanıcı dostu olarak geliştirilmelidir. Hareket doğruluğunu, hızını ve güvenliği sağlamak için algoritmaların iyileştirilmesi gerekmektedir. Robotun güvenliği için acil durdurma mekanizmalarının ve hata yönetimi stratejilerinin oluşturulması çok önemlidir. Robot yazılımı tasarlanırken bu ilkeler göz önünde tutulmuştur.

El robotu, rehabilitasyon amaçlı olarak tasarlandığından, 3 hareketi desteklemesinin yeterli olacağı düşünüldü. Bunlar dinlenme, kavrama ve açılma hareketleridir. Yapılan denemelerde mevcut algoritmanın aslında daha fazla hareketi yüksek doğrulukta algılayabiliyor olmasına rağmen rehabilitasyon için gerekli olmadığına karar verildi. 3 aktif hareketin yanında 3'te pasif hareketin sınıflandırmasının mevcut yazılıma eklenerek kullanılan algoritmanın etkinliğinin daha iyi ortaya konulması hedeflendi. Zaten birçok rehabilitasyon amaçlı olarak önerilmiş robot da bu tür egzersizleri yaptırmak üzere tasarlanmışlardır. Hatta sadece fleksiyon ve ekstansiyon yaptırabilen bir araç dahi rehabilitasyon için yeterli olabilir (Loconsole C. , ve diğerleri, 2013), çünkü bu hareket esnasında parmaklar birlikte ve aynı anda hareket ederler. Zaten rehabilitasyondaki amaç hareketi sürekli tekrarlayarak kasların güçlenmesini sağlamak, eklemleri çalıştırmak ve nöro plastisiteyi harekete geçirmektir. Yine başka bir çalışmada dakikada 12 tekrarlı fleksiyon ve ekstansiyon egzersizlerinin iyileşmeye katkı sağlayacağı gösterilmiştir. (Wang, Meng, Meng, Li, & Yu, 2018). Bu çalışmada farklı olarak rehabilitasyon için fleksiyon ve ekstansiyonun yanında dinlenme modu da olan bir tasarım önerilmiştir. Parmakların ekstansiyon konumunda tam olarak açıldığı durum doğal dinlenmeyi yansıtmadığından bekleme durumu için ayrı bir konum daha eklenmiştir. Çünkü parmaklar dinlenme durumunda yaklaşık 30 derecelik bir açıda olurlar. EMG giriş verisine bağlı olarak 3 farklı çıkış değerini üretecek algoritma olarak yapay sinir ağı kullanılmıştır. EMG gibi görece karmaşık veriler için sinir ağı algoritmalarının klasik makine öğrenmesi eşdeğerlerine göre daha iyi ve verimli sonuçlar verdiği bilinmektedir (Jiang, 2022). Kullanılan sinir ağı yapısı Şekil 40'da şematize edilmiştir.



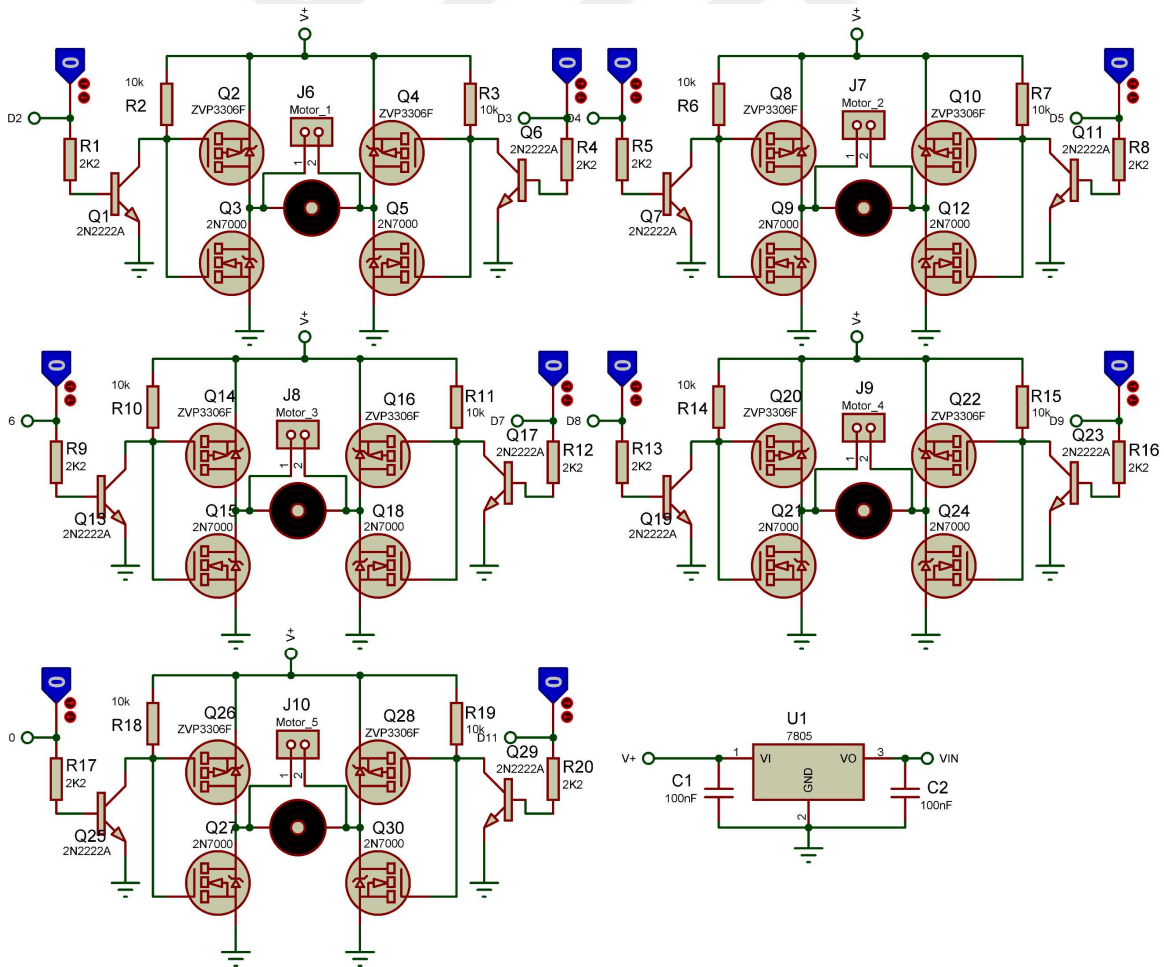
Şekil 40. Yapay sinir ağının yapısı

MYO bileklik tarafından üretilen veriler Anaconda dağıtımına dahil Sypder IDE ortamına kablosuz olarak aktırılmaktadır. Python kodu çalıştırıldığında her bir jest için 2,5 saniyelik eğitim verileri talep edilir. 6 jest için toplanan veri birkaç saniye eğitime tabi tutulduktan sonra artık rastgele olarak tekrarlanan jestler ortalama %98 başarı oranı ile doğru olarak sınıflandırılabilirler. İlgili grafik ve tablolar bulgular ve sonuçlar bölümlerinde verilmişlerdir. Sınıflandırılan verilere ait çıkış yine kablosuz olarak sürücü ve kontrol kartına gönderilir. Kontrol kartında çalışan basit bir yazılım da gelen veriye bağlı olarak motor sürücülerin girişlerine uygun sinyaller uygular. Kontrol kartı aynı zamanda motorlar tarafında çekilen akımı anlık olarak ölçer ve eğer ön tanımlı değerlerin üzerine çıkmışsa motorları aktif olarak geriye sürer. Ön tanımlı değerlerin aşılmış olması istenmeyen bir durumun oluştuğuna işaret olarak algılanır.

2.11. Motor Sürücü ve Haberleşme Kartının Geliştirilmesi

Kontrol ve devre sürücü kartında mosfetli H köprüleri kullanılmıştır. N kanal mosfet olarak PJA3404, P kanal mosfet olarak da UT2305G kullanılmıştır. Her iki mosfet de 4A üzerinde akım geçirebilme kapasitesine sahiptir, yüksek hızlı anahtarlama devrelerinde kullanmak için üretilmişlerdir. Tasarlanan elektronik devrenin sürücü kısmı Şekil 41’de görülmektedir. Lineer motorların sürekli akımları 200mA civarında olmasında rağmen kalkış akımı anlık olarak bir ampere yaklaşan değerlere ulaşabilmektedir. Bu gibi durumları

karşılayabilmek için mosfetli bir H köprüsü tercih edilmiştir. Hem H köprüsündeki giriş sayısını azaltmak hem de mosfetlerin güvenliğini sağlamak için mosfetlerin kapı uçları NPN bir transistörle birleştirilmiştir. Akımı sürekli olarak ölçüp kontrol girişinde kullanmak için de INA226 akım sensörü kullanılmıştır. Bu sensor 16 bit çözünürlüğe ve yüksek hassasiyete sahiptir. Motorların kalkış esnasında çektikleri yüksek akım değeri yazılımla ihmal edildikten sonra 250mA eşik değeri olarak belirlenmiştir. 250mA üzerindeki akım değerleri için robot aktif hareketini durdurur ve önceki konumuna döner. Pratik ve kolay ulaşılabilir olması açısından güç kaynağı olarak 4 adet 2700mA AA Nim pil kullanılmıştır ki el robotunun güç gereksinimini fazlasıyla karşılayabilmektedir. Aktüatör olarak tasarıma uygun ve taşınabilir güç kaynakları ile çalışmaya elverişli olduğundan mikro lineer DC motor kullanılmıştır. Her bir motor 32N kuvvet uygulayabilir ve 50 mm strok değerine sahiptir. Saniyede 30 mm hızı ile maksimum uzunluğa 2 saniyeden daha kısa bir süre içerisinde ulaşabilmektedir.



Şekil 41. Motor sürücü donanımı

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

El rehabilitasyonu bütünsel bir süreçtir ve eldeki hiçbir eklemin rehabilitasyon dışında tutulmaması gerekir. Her ne kadar eklemlerdeki kuvvet aktarımı bağımsız gibi gözükse dahi aralarında anatomik bir bağ vardır, hatta parmaklar arasında dahi çok katı olmayan oransal bir hareket ilişkisi bulunur. Örneğin tüm eklemler sabit iken, DIP ekleminin hareket ettirilmesi doğal akışa aykırıdır ya da diğer parmaklar robota bağlı ve sabit iken orta parmağın fleksiyon yapması rahatsızlık verici bir hissiyat yaratır. Cihaz tasarımı yapılırken bazı eklemleri dışarıda bırakan modeller de bulunmaktadır ancak bu tür yapılar rehabilitasyonda kullanılmaya çok uygun değildirler. Ürün geliştirme aşamalarında bir basamak olabilirler.

Hem kas hem de nörolojik sistemin hızlı yenilenmesi ve iyileşmesi için biyolojik sinyallerin tetikleyici olarak kullanılması oldukça yerinde bir seçenektir. Bu tür sinyaller ile kullanıcının yapmak istediği hareket yüksek doğrulukta belirlenebiliyor ve rehabilitasyon robotuna giriş olarak aktarılabilirse çok etkin bir çözüm ortaya konulmuş olur. El rehabilitasyonu için kullanılabilecek robotun el ile uyumlu bir şekilde hareket edebiliyor olması gerekir. Kullanıcıda herhangi bir rahatsızlık hissiyatı yaratmamalıdır. Eklemler hareket ettirilirken dahi anatomik sıralamaya uyulmalıdır, doğal olmalıdır aksi durumda kullanmaya karşı isteksizlik oluşabilir. Fleksiyon başlarken eklemlerin açılma hızları sırasıyla PIP, MCP ve DIP olarak, ekstansiyon başlarken ise hız sıralaması tam tersine gerçekleşir ki piston uzunluğuna karşın eklem açılarının verildiği grafikler incelenirse tasarlanan el rehabilitasyon robotunun bu koşulu sağladığı görülmektedir.

Tasarım seçenekleri arasında bulunan rijit yapıdaki dış iskeletler daha kararlı karakteristiğe sahiptirler. Kinematik ve dinamik tepkileri ürettikleri çıkış bakımından daha kararlıdır. Bakıma çok fazla ihtiyaç duymazlar. Giyip çıkarılmaları, taşınabilir olarak tasarlanmaları ve üretilmeleri diğer türlere nazaran daha kolaydır. 3D yazıcı yardımıyla dahi kolayca prototip haline dönüştürülebilirler. Robotun çalıştırılması için anahtar benzeri tetikleyiciler kullanmaktan ziyade, niyetin algılanması en iyi seçenektir. Kullanılabilecek seçenekler arasında biyolojik sinyaller en elverişli olanlardır. El rehabilitasyonu için kullanıma en uygun olanları elektroensefalografi ya da elektromiyografi olarak karşımıza çıkmaktadır. Eğer mevcutsa EMG birçok bakımdan daha elverişlidir çünkü toplanması ve sınıflandırılması sonucunda yüksek doğruluk değerlerine erişmek mümkündür. Çalışmada

geri sürme problemi adreslenmiş ve detaylı biçimde açıklanmıştır. Akım sensörleri ile robotun güç tüketimi sürekli olarak kontrol edilmektedir, istenmeyen bir durumun algılanması durumunda sistemin aktif olarak geri sürülmesi sağlanmaktadır. Kuvvet veya gerilme sensörlerinin kullanılması yerine bu tür bir uygulama hem daha fazla veri sunmaktadır hem de kablo ve sensör karmaşasından kurtarmaktadır. Bir akışkan yardımıyla parmakların bükülmesini sağlayan yumuşak tasarımlı rehabilitasyon araçları anatomi ile uyumlu gözükürler ancak kuvveti ilgili kemiğin uç noktasına, hatta belli bir açıdan sonra sadece distal falanksa uygularlar, bu da hareketin doğal akışına uygun olmayan bir biçimde gerçekleşmesine sebep olur. Ayrıca bir basınç kaynağına ihtiyaç duyarlar ve taşınabilirlikleri düşüktür. Kablo veya tendon sürmeli cihazlarda ise kabloda sarkma meydana gelmesi, karışma ihtimalinin olması dezavantajlı bir durumdur. Kablo sürmeli cihazların önemli bir kısmında aktüatörler robotun dışında bir yere konumlandırılmak zorunda kalırlar (Randazzo, Iturrate, Perdakis, & Millán, 2018), (Jeong, Tran, & Desai, 2020). Aktüatörlerin ayrı bir yerde olması hem kurulumu zorlaştırır hem de işleri daha karmaşık hale getirir. Tendon sürmeli robotların önemli bir bölümünde tutma veya kavrama için önemli olan elin alt yüzeyi işgal edilir. (Chen, ve diğerleri, 2022). Tüm bu değişkenlerin değerlendirilmesinin ardından amaca uygun robotu geliştirmek için rijit bir tasarım tercih edilmiştir.

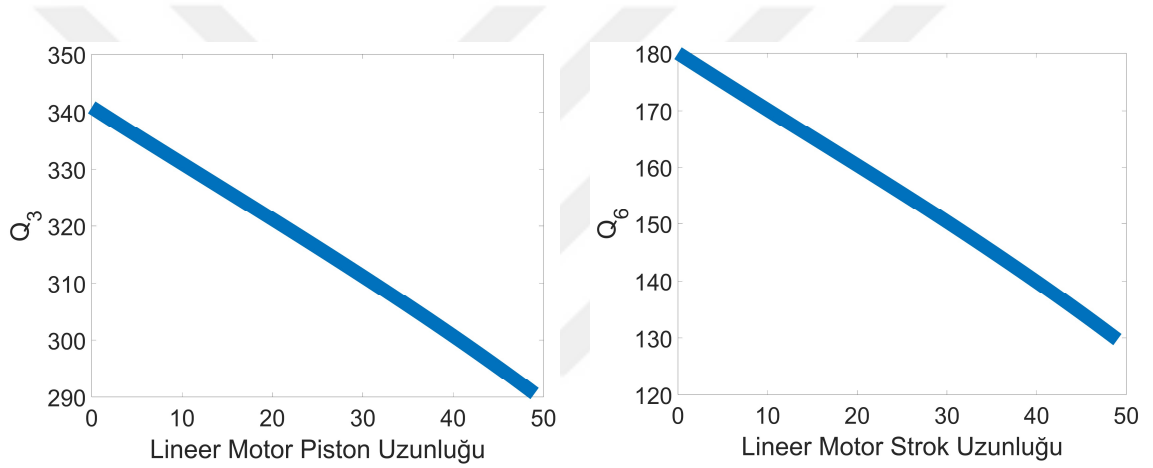
El rehabilitasyon robotlarının yaygınlaşabilmesi için, tasarlanacak robot mümkün olduğunca elin hareketlerini simüle edebilmeli, kişiye göre özelleştirilebilmeli, taşınabilir olmalı, el kaslarını hiç kullanamayan bir hasta için farklı alternatifler sunabilmelidir. Benzer çalışmalarda yer alan sistemlerin genel problemleri şöyle sıralanabilir; bazıları taşınabilir değildir, bir kısmı basınçlı bir akışkan beslemesine ihtiyaç duyar, bazı eklemleri dışarıda bırakabilirler, sunduğu hareket açıklığı yetersiz olabilir, bir kısmı el kaslarının hiç çalışmaması durumunda cevapsız kalmaktadır ve en önemlisi kullanıcının kastını algılayabilecek donanımlara sahip olmayabilirler. Önerilen sistem ise hastaya gerektiği kadar güç uygulayabilecek kabiliyete sahiptir ve bahsi geçen tüm diğer sorunlara çözüm getirecek bir yapıda tasarlanmıştır ki bu durum grafiklerle de desteklenmiştir.

El dış iskeletinin yapılabilmesi için kısıtlı tasarım alanına tüm mekanizmanın sığdırılması, aktüatörlerin boyutları, elin karmaşık yapısı, niyetin algılanması, kuvvetin ve pozisyonun tespiti gibi aşılması gereken birçok zorluk yer almaktadır. Sorun çok aşamalı olunca çözüm için de onlarca farklı yaklaşım üretilebilmektedir. El için gerçekleştirilen dış iskelet tasarımlarının kilit noktalarından birisi ve hatta üretilen sınırlı gücün en verimli ve doğal olarak iletilebilmesi için gerekli olan başlıca şart kuvvetin parmak kemiklerine dik

olarak aktarılabilmektedir. Bir sonraki bölümde mekanizmanın yeteneklerini ortaya koymak ve etkinliğini değerlendirebilmek adına elde edilen bulgular verilmiştir.

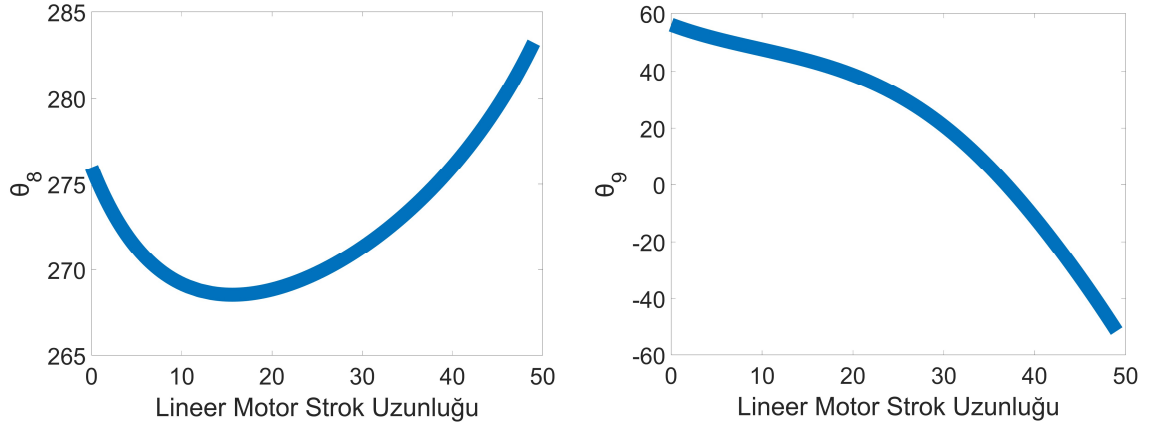
3.1. Açısal Değişkenlerin Değerlendirilmesi

Şekil 42 doğrusal motorun strok uzunluğuna karşın θ_3 ve θ_6 açılarının değişimini göstermektedir. θ_3 mekanizmanın kuvveti iletmek için kullandığı yardımcı uzunluklardan birisidir, θ_6 ise metakarpal kemiğin yatayla yaptığı açıdır. Robotun bir tam hareketinde eklem yaklaşık 60° bükülmektedir ki bu değer egzersiz ve bir nesnenin kavranması için yeterlidir.



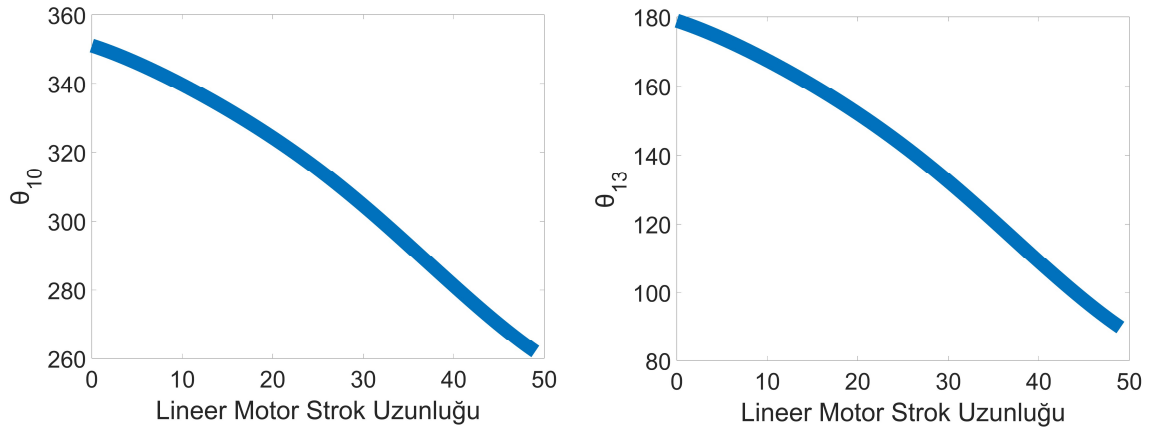
Şekil 42. θ_3 ve θ_6 açılarının piston uzunluğuna göre değişimi

Mekanizmayı basitleştireceği aşikâr olsa da sadece MCP eklemine dahil edildiği (Cisnal, Pérez-Turiel, Fraile, Sierra, & Fuente, 2021) ya da MCP ve PIP eklemine dahil edildiği ancak DIP eklemine dışarıda bırakıldığı tasarımların da doğal akışı bozduğu gerekçesiyle doğru bir yaklaşım olmayabilir. Daha önceki bölümlerde doğal akışa uymayan eklem ya da parmak eklemlerinin kullanıcıda rahatsızlık hissiyatı yarattığından bahsedilmişti. Anatomi ile uyumlu olmanın önemi, tedavi sürecinin etkinliğini artırmakla kalmaz, aynı zamanda komplikasyon riskini azaltabilir ve daha sağlıklı sonuçlar elde edilmesine yardımcı olabilir. El üstünde yer kaplayan, ağırlık yapan bir eklentinin kaçınılmaz etkilerini en aza indirmek için fazladan her bir yükten kaçınılmalıdır. El rehabilitasyon robotlarının genellikle taşınabilir ve kullanıcı dostu olması beklenir. Tasarım sürecinde ise kullanıcı ihtiyaçları ve ergonomi her zaman ön planda tutulmalıdır.



Şekil 43. θ_8 ve θ_9 açılarının piston uzunluğuna göre değişimi

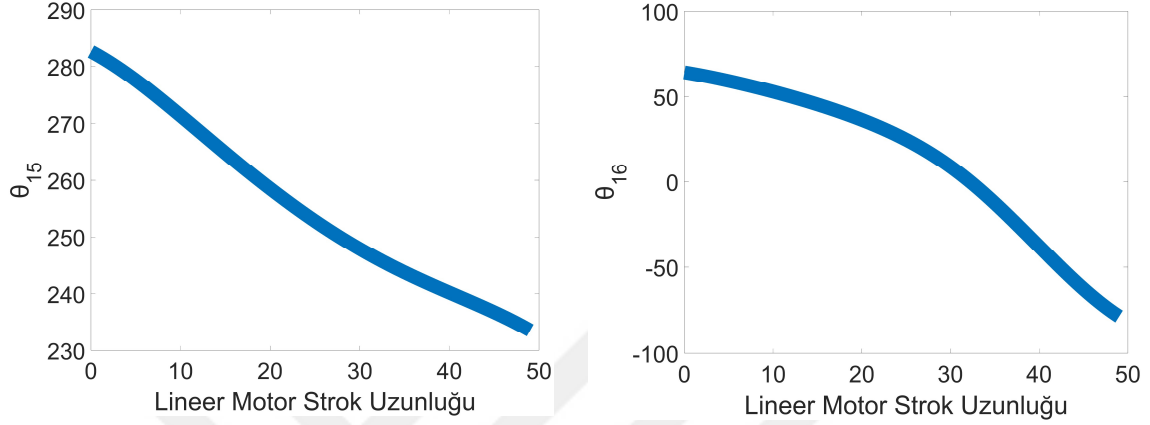
Şekil 43 doğrusal motorun strok uzunluğuna karşın θ_8 ve θ_9 açılarının değişimini göstermektedir. Bu uzunluklar metakarpal kemiğin hareketinin PIP ve DIP eklemlerine aktarılabilmesi için gereklidir. Her bir parmak kemiğine iletilen kuvvetin robot tarafından üretilmesi etkin bir çözümdür. Bazı çalışmalarda ise mekanizmayı kolaylaştıracağı için sadece en uçtaki eklemin bükülerek, diğerlerinin dolaylı olarak hareket ettirilmesi gibi bir strateji kullanılmıştır (Sarakoglou I. a., 2016). Bu yöntemin DIP eklemini fazla yük altında tutacağı için çok etkin olmayacağı açıktır. Eklemlerin hareketi doğal akışına uygun bir biçimde gerçekleştiğinde, kasların güç kazanmasının yanında, nöro plastisite de daha etkili biçimde aktive olacaktır.



Şekil 44. θ_{10} ve θ_{13} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi

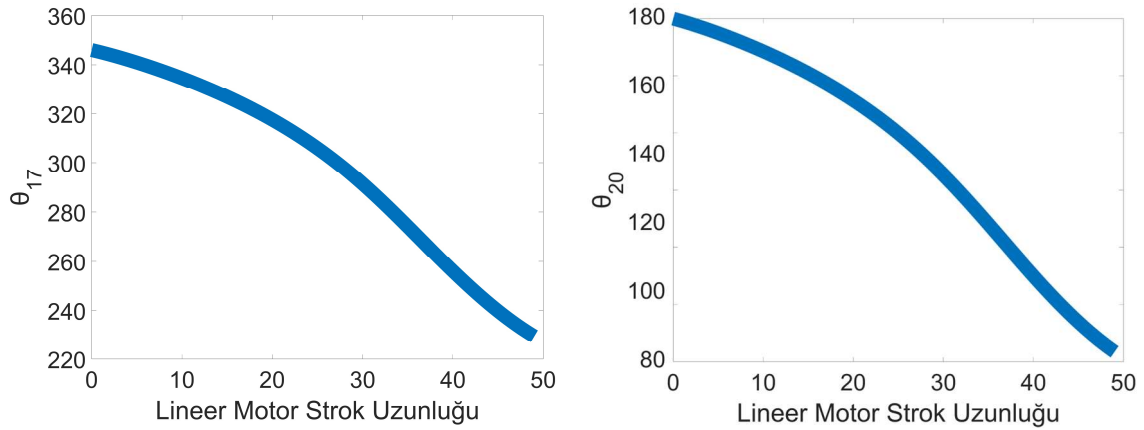
Şekil 44 doğrusal motorun strok uzunluğuna karşın θ_{10} ve θ_{13} açılarının değişimini göstermektedir. θ_{13} proksimal kemiğin yatayla yaptığı açıdır ve mekanizma yardımıyla

yaklaşık 95 ° civarında bir bükülme sağladığı görülmektedir ki bir nesnenin kavranması veya rehabilitasyon etkinlikleri için yeterlidir. Bu kemik elin hareketliliği ve nesnelerin kavranması, kararlılık ve yük taşıma kapasitesi önemli bir role sahiptir. Bu nedenle rehabilitasyona aktif olarak dahil edilmiştir.



Şekil 45. θ_{15} ve θ_{16} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi

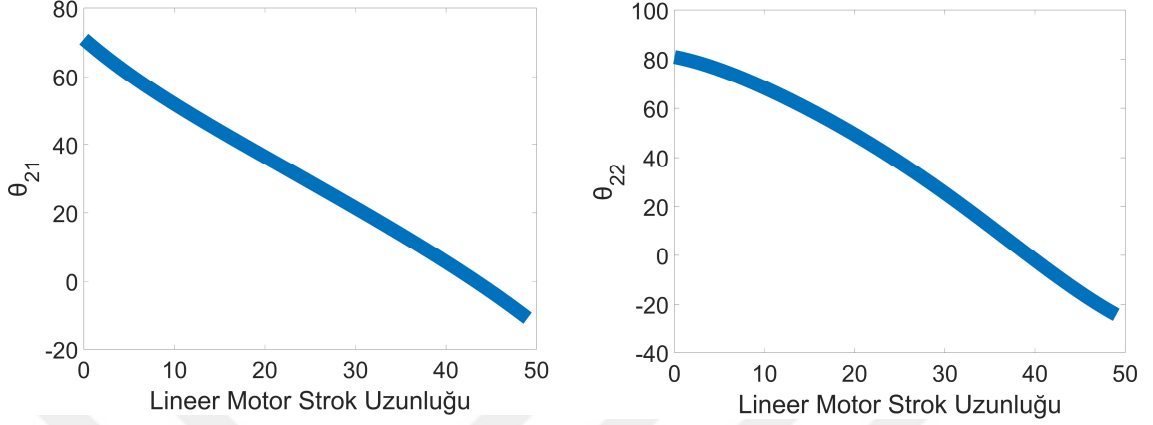
Şekil 45 doğrusal motorun strok uzunluğuna karşın θ_{15} ve θ_{16} açılarının değişimini göstermektedir. Kinematik diyagramlarda detaylı olarak verilen bu yardımcı aktarım elemanları sayesinde motorlarda üretilen kuvvet en uçtaki parmak kemiği olan distal falanksa iletilir.



Şekil 46. θ_{17} ve θ_{20} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi

Şekil 46 doğrusal motorun strok uzunluğuna karşın θ_{17} ve θ_{20} açılarının değişimini göstermektedir. θ_{20} proksimal kemiğin yatayla yaptığı açıdır ve mekanizma yardımıyla

yaklaşık 100 ° civarında bir bükülme sağladığı görülmektedir ki bir nesnenin kavranması veya rehabilitasyon etkinlikleri için yeterlidir.



Şekil 47. θ_{21} ve θ_{22} açılarının piston uzunluğuna göre değişimi

Şekil 47 doğrusal motorun strok uzunluğuna karşın θ_{21} ve θ_{22} açılarının değişimini göstermektedir. Her iki değişken de hareketin tüm eklemlere orantılı bir biçimde yayılabilmesi için gereklidir.

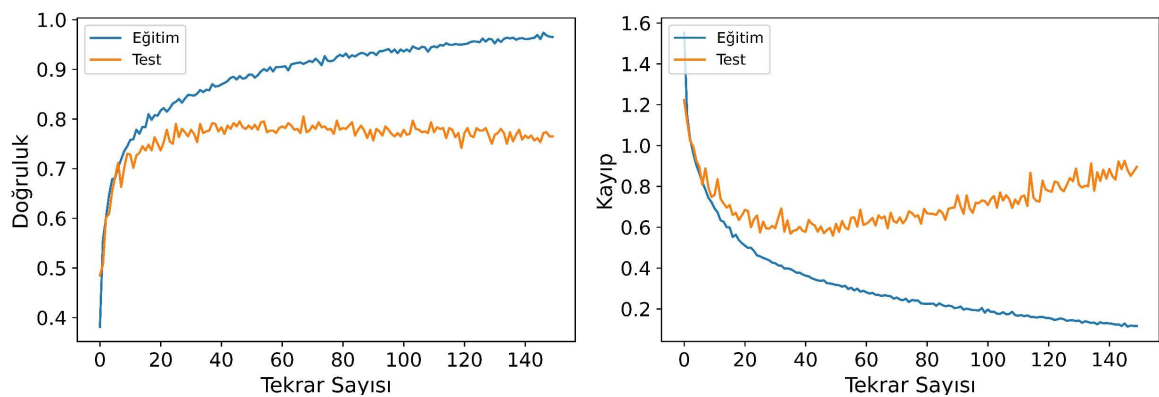
3.2. Yazılımsal Değişkenlerin Değerlendirilmesi

Yazılım geliştirilirken izlenen basamaklar ve kullanılan metodoloji sonuçları ile bu bölümde işlenmiştir. Aktarılan sonuçlar grafikler ve tablolar ile desteklenmiştir. Geliştirme ortamı olarak Anaconda dağıtımına dahil Spyder IDE kullanılmıştır. Sinir ağı kurulurken Keras kütüphanesi kullanılmıştır. Keras, Python programlama dili için geliştirilmiş, kullanımı kolay ve üst düzey bir yapay sinir ağı kütüphanesidir. Bu kütüphane, TensorFlow, Microsoft Cognitive Toolkit, R, Theano veya PlaidML gibi çeşitli derin öğrenme platformları üzerinde çalışabilir. Keras, hızlı prototipleme, deney yapma ve veri bilimcileri ile araştırmacılar için özel olarak tasarlanmıştır. Keras, modüler yapısı, genişletilebilirliği ve kullanım kolaylığı ile öne çıkar. Kullanıcı dostu API'leri sayesinde karmaşık model mimarileri bile rahatlıkla oluşturulabilir. Keras, model bileşenlerini bağımsız modüller olarak ele alır. Katmanlar, kayıplar, optimizasyonlar, başlangıçlar ve aktivasyonlar gibi bileşenler kolayca birleştirilebilir ve özelleştirilebilir. Kullanıcılar, Keras'ın mevcut işlevselliğini genişletmek için kendi katmanlarını, kayıplarını ve diğer bileşenlerini de oluşturabilirler. Yazılım geliştirilirken;

1. Python kodu kullanılarak sinir ağı kurulurken Keras kütüphanesinden faydalanılmıştır.
2. Sınıflandırıcı girişine 6 farklı el hareketi verilmiş ve sonuçların doğruluğunu arttırmak için çalışmalar yürütülmüştür.
3. Eğitim verisi olarak her bir hareket için 500 örnek yani 2,5 saniyelik EMG sinyalleri toplanmış ve matrislere kaydedilmiştir.
4. Gerçek zamanlı veriler için ise 0.05 saniyelik 20 pencerenin ortalaması alınmış ve sınıflandırma yapılmıştır.
5. 32 ve 128 nöron içerir giriş ve gizli katmanlar arasında ReLU aktivasyonu, çıkış katmanının öncesinde ise softmax kullanılmıştır.
6. Performans değerlendirmesi yapılırken 200 x 8 örnekle veri 80:20 oranında eğitim ve doğrulama için paylaştırılmıştır.

3.2.1. Herhangi Bir Ön İşleme Gerçekleştirmeden Elde Edilen Sonuçlar

Bu kısımda sadece 1, 2, 3 ve 6. basamaklar uygulanmış ve sonuçlar gözlenmiştir. Her bir hareket başına 2,5 toplamda 15 saniyelik eğitim verisinin alınmasının ardından eğitim gerçekleştirilmiş ve gerçek zamanlı veriler üzerinde değerlendirme yapılmıştır. Birer saniyelik aralıklarla alınan veriler sınıflandırılmıştır. 6 hareketten oluşan setlerden toplam 20 deneme gerçekleştirilmiş ve ortalama olarak Şekil 48’de verilen grafiklerdeki doğruluk ve kayıp oranlarına ulaşılmıştır. Alınan sonuçlar ya farklı bir ön işleme tekniğinin uygulanmasını gerektirmektedir ya da uygulanan sınıflandırma metodunun değiştirilmesi gerektiğini göstermektedir.

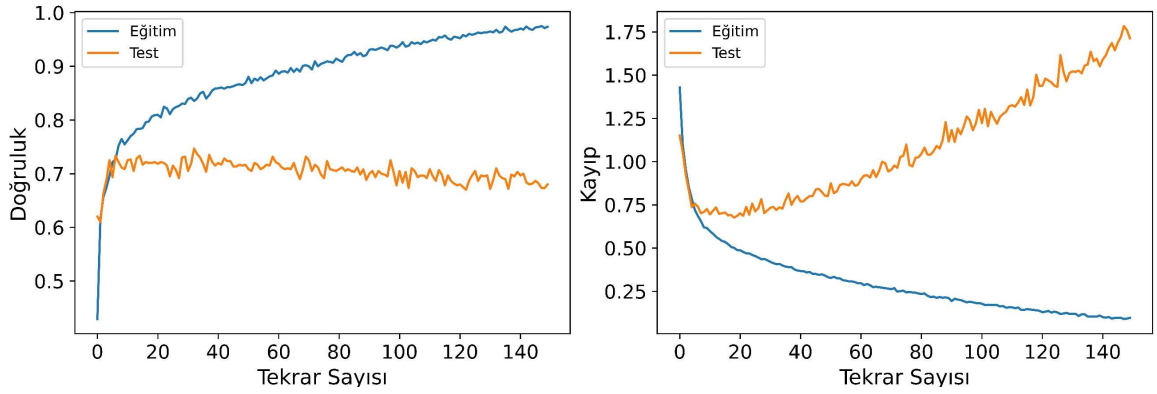


Şekil 48. Ön işleme öncesi doğruluk ve kayıp grafikleri

Daha önce de anlatıldığı gibi saniyede 8 x 200 EMG verisi sinir ağının girişine akmaktadır. Ağ her $1/200 = 5\text{ms}$ 'de bir çıkış üretmekte yani giriş verisine dair kestirim yapmaktadır. Bu kadar küçük bir süre zarfında anlamlı bir jest oluşması çok kolay olmadığından model doğruluğu oldukça düşük kalmıştır.

3.2.2. Doğrultma, Ortalama Alma Gibi Basit Ön İşlemeden Sonra Elde Edilen Sonuçlar

EMG sinyali eksenin her iki yönünde de genlik seviyesine sahiptir. İlk ön işleme adımı olarak doğrultma işlemi uygulanmış ve sonuçları gözlemlenmiştir. Doğrultma işlemi ile sınıflandırma doğruluğunun artması bir yana Şekil 49'daki grafiklerde gözlemlenebilen daha düşük değerler elde edilmiştir. Doğrultma işlemi esnasında negatif genlikli veriler kaybedildiği için, bir öznitelik yitirildiğinden sınıflandırıcı başarısı düşmüştür. Ortalama alınarak tekrar sınıflandırma yapılmaya çalışıldığında da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu sebeple bir sonraki denemede verinin daha küçük pencerelere ayrılarak parçalı ortalaması alınmıştır.

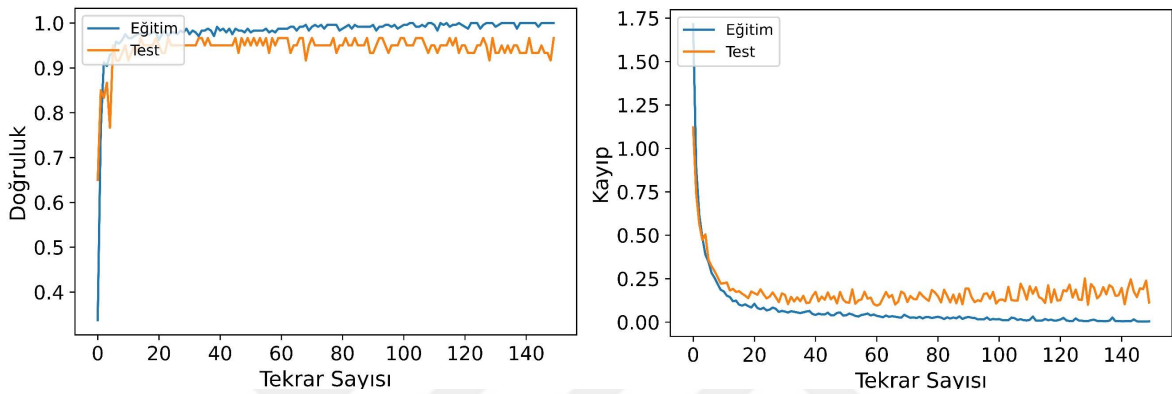


Şekil 49. Doğrultma ve ortalama alma sonrası doğruluk ve kayıp grafikleri

3.2.3. Hareketli Ortalamanın Alınmasından Sonra Elde Edilen Sonuçlar

Daha anlamlı veri blokları elde edebilmek için 10 örnekli bir pencere alınmış ve her bir bloğun değeri yeni bir matris içerisine yazılmıştır. Hareketli ortalama almadan önce negatif ve pozitif değerlerin birbirilerinin etkisini zayıflatmaması adına doğrultma işlemi

uygulanmıştır. Doğrultma yapılmadan elde edilen sonuçlara nazaran daha yüksek sınıflandırma başarısına ulaşılmıştır. Veri çok hızlı değiştiğinden genel ortalama doğruluk değerini aşağıya çekerken, hareketli ortalama ile öznitelikler kaybedilmeden anlamlı bütünler elde edilebilmiştir. Yapılan işlemin ardından elde edilen doğruluk ve kayıp grafikleri Şekil 50’de verilmiştir. Daha hızlı jest oluşturmak mümkün olmadığına göre, jest oluşabilecek zaman aralıklarında sınıflandırma yapmak daha uygun olacaktır.



Şekil 50. Hareketli ortalamanın alınmasından sonraki değerlendirme grafikleri

Yapılan işlem Şekil 51’de matris biçiminde gösterilmiştir. İlk iki matris aynı veriye ait 3 sensörden alınan verinin doğrultulmuş örnek değerlerini göstermektedir. Son matris ise 10 örnek boyutundaki ortalamanın alınarak kaydedildiği verileri göstermektedir. Veriler doğrultulduğu için negatif değerler bulunmamaktadır. Bu işlem sayesinde hem daha yüksek doğruluk oranlarına erişilmiştir hem de sınıflandırması yapılan veri pencere boyutu olan onda birine düştüğünden daha az işlem gücüne ihtiyaç duyar hale gelinmiştir. Aşağıda verilen değerler Spyder geliştirme ortamının değişken editöründen alınmıştır.

	0	1	2
0	5	44	13
1	14	44	22
2	1	30	20
3	14	34	4
4	17	11	9
5	6	25	15
6	0	1	11
7	1	15	9
8	4	22	9
9	8	33	9

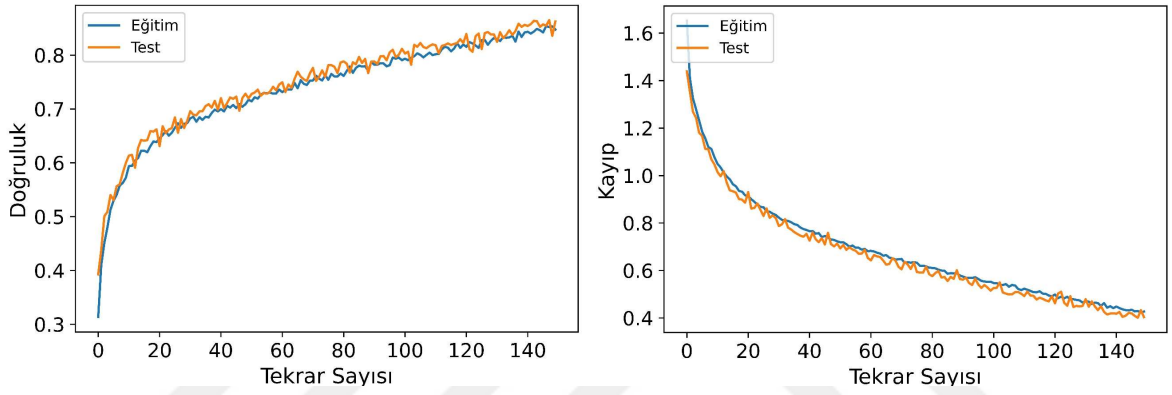
	0	1	2
10	6	45	0
11	9	17	19
12	9	65	17
13	0	7	8
14	18	11	15
15	5	33	12
16	19	10	6
17	3	8	2
18	6	29	8
19	34	24	24

	0	1	2
0	7	25.9	12.1
1	10.9	24.9	11.1
2	11.7	18.1	9.2
3	8.2	17	9.2
4	7	14.3	6.1
5	8.5	8.4	6.7
6	14.1	24.1	13
7	8.9	12.1	9.6
8	9.3	12.3	8.6
9	8.6	28	15

Şekil 51. Hareketli pencere ile ortalama alma işlemi

3.2.4. Hareketli Ortalamanın ve Yaygın Değerin Alınmasından Sonra Elde Edilen Sonuçlar

Hareketli ortalamanın alınması sayesinde daha anlamlı veri blokları elde edilmiş önceki aşamalara göre yüksek doğruluk değerlerine ulaşılmıştır. Gerçek zamanlı işleme birer saniye aralıklara yapıldığına göre, her bir jest için 200 örnek alınır. 10 örnekte bir ortalama alındığına göre de 1 saniyede 20 kestirim yapılır. Saniyede 1 kestirim fazlasıyla yeterli olduğundan yapılan 20 kestirimin en belirgin özelliği seçilerek sonuç kestirimi olarak belirlenir. Bu sayede Şekil 52’de verilen göstergelere ulaşılmıştır.



Şekil 52. Yaygın değerin kullanılmasından sonraki değerlendirme grafikleri

4. SONUÇLAR

El rehabilitasyonu, el ve üst ekstremitte yaralanmaları, felç vakaları veya ameliyatlardan sonra işlevselliği, hareket kabiliyetini ve gücü geri kazanmak amacıyla uygulanan tedavi sürecidir. Ortalama insan ömrünün artması ile bu tür etkinliklere daha fazla ihtiyaç duyulacağı aşıkardır. Rehabilitasyon süreci, elin ve parmakların fonksiyonlarını yeniden kazanması, kişinin günlük aktivitelerine bağımsız olarak devam edebilmesi ve yaşam kalitesini artırabilmesi için oldukça önemlidir. Aynı zamanda el ve parmaklardaki sertlik, ağrı ve hareket kısıtlılığı, rehabilitasyon sayesinde azaltılabilir. Bu süreç, eklemlerin hareket açıklığını artırarak daha rahat hareket etmeyi sağlar. Terapistin etkin katılımını gerektiren bu süreç herkes için erişilebilir veya karşılanabilir değildir. Devletlerin kısıtlı kaynakları ihtiyaç duyan tüm hastalara fizik tedavi imkânı sunabilecek kapasitede değildir. Maalesef ki rehabilitasyon ihtiyacı duyan hastaların tedaviye, uzak randevu tarihleri, erişim zorlukları nedeniyle, başlama, zaman ve kaynak gerektirdiğinden, devam etme ve sürekliliğin sekteye uğramasından dolayı iyileşme şansları oldukça düşüktür.

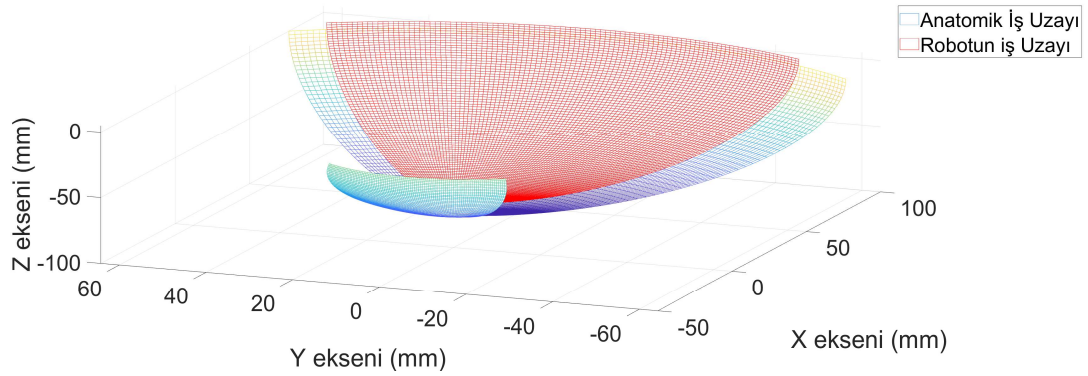
Robotik rehabilitasyon, nörolojik ve ortopedik rahatsızlıkları bulunan hastaların tedavi sürecini geliştiren yenilikçi bir yaklaşımdır. Bu rehabilitasyon yönteminin birçok avantajı vardır. Robotik rehabilitasyon sistemleri, hastaların bireysel ihtiyaçlarına ve kapasitelerine uyacak şekilde ayarlanabilir, bu da tedavinin daha özelleştirilmiş ve etkili olmasını sağlar. Robotlar, belirli hareketleri büyük bir hassasiyet ve tekrarlanabilirlikle gerçekleştirebilir, bu da hastaların doğru hareket kalıplarını öğrenmelerine ve tedavi sürecinin verimliliğinin artmasına yardımcı olur. Robotik sistemler, hastaların hareketlerini ve ilerlemelerini objektif olarak izleyip kaydedebilir; bu da tedavi sürecinin izlenmesi ve değerlendirilmesi açısından büyük bir fayda sağlar. Robotik cihazlar, hastalara daha yoğun ve sürekli bir egzersiz programı sunabilir, bu da tedavi sürecinin hızlanmasına ve hastanın daha hızlı iyileşmesine katkıda bulunur. Ayrıca, robotik rehabilitasyon sistemleri genellikle oyunlaştırma ve geri bildirim mekanizmalarını içerir, bu da hastaların tedavi sürecine daha fazla katılım göstermelerini ve motivasyonlarını artırmalarını sağlar. Robotik rehabilitasyon, geleneksel yöntemlerle elde edilmesi zor olan hareket aralıklarını ve kas gücünü geri kazandırabilir, özellikle felç geçirmiş veya ciddi yaralanmalar yaşamış hastalar için önemli bir avantaj sunar.

Bu çalışma kapsamında tasarlanan el rehabilitasyon cihazı, robotik tedavinin klasik yöntemlere üstünlükleri ve giderek daha büyük bir gereksinim haline gelmesi sebebiyle geliştirilmiştir. Bu tür bir etkinliğin hasta tarafından sürdürülebilmesi için robotun, anatomi ve psikoloji ile uyumlu ve işlevsel olması için de sezgisel yeteneklerinin olması gerekir. Bulgular bölümünde verilen grafikler ve tablolar ile robotun anatomi ile uyumlu olduğu, rehabilitasyon etkinliklerini karşılayabilecek hareket açıklığına sahip olduğu ve biyolojik sinyalleri yüksek doğrulukta algılayıp rehabilitasyon için kullanabildiği gösterilmiştir. Tablo 6’da insan elinin parmak kemikleri arasında oluşabilecek açı değerlerinin alt ve üst limitleri verilmiştir. Gerilme (ekstansiyon), elin tam açık ve parmak kemikleri arasındaki açının sıfır olduğu durumu, hiper gerilme (hiperekstansiyon) ters yöndeki en yüksek gerilmeyi, esneme (fleksiyon) ise pozitif yöndeki en fazla bükülmeyi ifade etmektedir. Dinlenme konumunda eklemler arasındaki açının yaklaşık olarak 30 derece olduğu görülmektedir, o yüzden üçüncü bir konum eklenilerek elin bekleme esnasında doğal konumunda tutulması sağlanmıştır. İncelemesi yapılan birçok çalışmada ihmal edilen bu durum psikolojik olarak da daha rahat bir hissiyat oluşturmaktadır.

Tablo 6. Parmak kemikleri arasında oluşabilecek açı değerleri

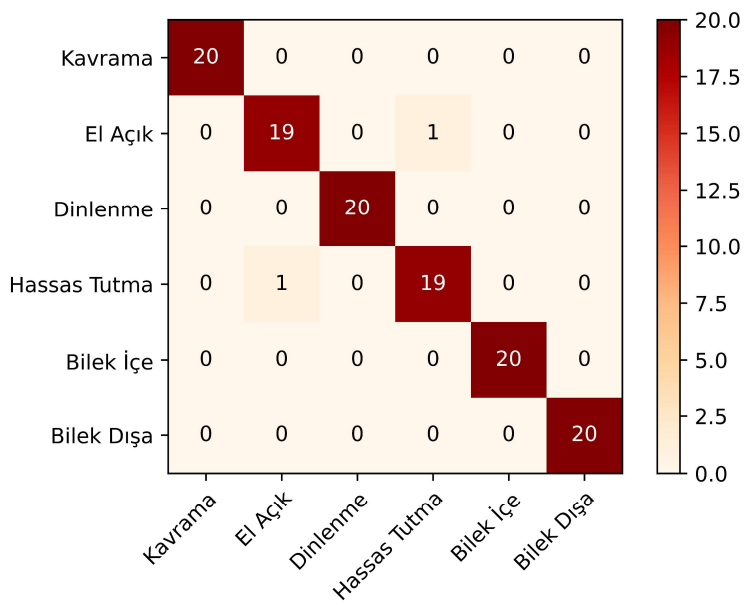
Parmaklar	Ekstansiyon			Hiperekstansiyon			Dinlenme			Esneme		
	MCP	PIP	DIP	MCP	PIP	DIP	MCP	PIP	DIP	MCP	PIP	DIP
İşaret	0	0	0	40	0	0	25	25	10	90	110	90
Orta	0	0	0	40	0	0	30	25	10	90	110	90
Yüzük	0	0	0	40	0	0	25	30	10	90	120	90
Serçe	0	0	0	40	0	0	30	35	10	90	135	90
Baş	0	-	0	15	-	0	40	-	10	80	-	80

Şekil 53’te işaret parmağının robota bağlı değil iken ve bağlandıktan sonra sahip olduğu iş uzayı karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Elin anatomik hareket alanı değerinin önemli bir kısmına erişim imkânı sağlamaktadır. Abdüksiyon ve adüksiyon için ise pasif destek verilmektedir. El robotu, elin bu düzlemdeki hareketine engel olmayacak biçimde tasarlanmıştır. Her bir parmaktaki 3 eklemi de aktif olarak destekler ve toplamda da 5 DOF değerine sahiptir.



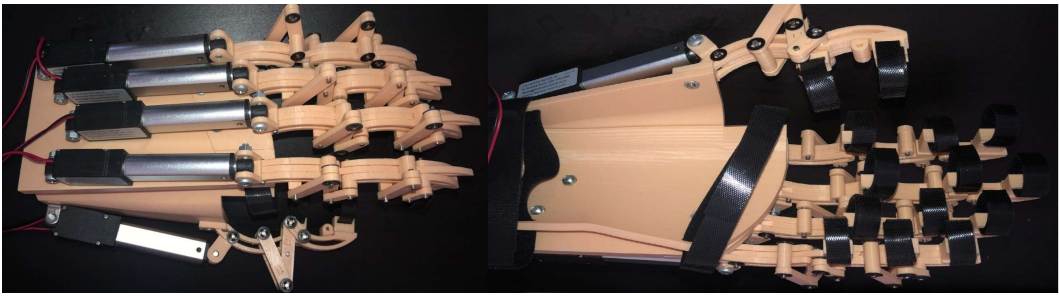
Şekil 53. Parmak ucunun anatomik ve robotik iş uzayı

Üç boyutlu grafik incelendiğinde anatomi ile uyumluluğu ve desteklediği iş uzayı kıyaslamalı olarak görülebilir. Kırmızı olan robot ve elin birlikte ulaştıkları, mavi olan ise elin serbest durumdaki iş uzayını göstermektedir. Kullanıcının yapmak istediği hareketin algılanma doğruluğu %98 civarındadır. Yazılımın etkinliğini ortaya koymak için bir dizi geliştirme adımı sırasında elde edilen doğruluk ve kayıp grafikleri bir önceki bölümde verilmişti. Şekil 54’te somut bir gösterge sunmak için korelasyon matrisi oluşturulmuştur. Matris, Spyder programı kullanılarak elde edilmiştir. Korelasyon matrisi, bir veri setindeki değişkenler arasındaki çift yönlü ilişkileri gösteren bir tablodur. Bu matrisin her bir hücresi, iki değişken arasındaki korelasyon değerini temsil eder. Korelasyon değeri, değişkenlerin ne kadar ve hangi yönde birlikte değiştiğini ölçer.



Şekil 54. Korelasyon matrisi

Bu çalışmada sunulan rehabilitasyon robotu, düşük maliyetli 3D yazdırılabilir materyal kullanılarak üretilmiş, kullanıcının niyetini algılayabilen komple bir egzersiz aracıdır. Parmaktaki her 3 eklemini de aktif olarak doğrudan kontrol eder. Proksimal falanks robot tarafından uygulanan dik kuvvet 32N'dur. Tam bir kapama ve açma dört saniyeden daha kısa sürede tamamlanmaktadır. EMG sinyalleri ile kullanıcının niyetini algılayarak yüksek doğrulukla robota aktarır. Nöral aktivitenin algılanmasından sonra birkaç saniye içerisinde parmaklar istenilen konuma aktüatörler yardımıyla getirilir. Hareketin sürekli olarak tekrarlanması yardımıyla da kas ve nörolojik sistemde iyileşme hedeflenir. Rehabilitasyon süreci de zaten ister terapist gözetiminde klasik yöntemlerle ister de robotik cihazlar yardımıyla yapılsın, sürekli tekrarlayan egzersizlerin yapılmasını gerektirir. Mekanizmanın kinematik diyagramı hazırlanmış, denklemleri çıkartılmış, matematiksel modeli oluşturulmuş, pozisyon ve yer değiştirme analizi yapılmıştır. 3D yazıcıdan çıktı alınmış ve fiziksel model üretilerek deneysel çalışmalar yürütülmüştür. Yapılan kapsamlı kinematik analiz ve deneysel sonuçlar robotun rehabilitasyon etkinliklerinde kullanılabileceğini göstermektedir. Robotun bir diğer ayrıcalıklı yanı da aktif olarak geri sürülebilir olmasıdır. Rehabilitasyona ihtiyaç duyan hastaların kaslarında, sertleşme ya da eklemlerinde kilitlenme olması olasıdır. Bu gibi durumlarda hastanın acı duymasını engellemek için mekanizma ya durdurulmalıdır ya da geri sürülmesine imkân tanınmalıdır (Hakkı & Adnan, 2023). Ortaya çıkartılan nihai ürün Şekil 55, Şekil 56 ve Şekil 57'de farklı açılardan görüntülenmektedir.



Şekil 55. El robotunun üstten ve alttan görünüşü

Robot üretilirken, yazma kolaylığı açısından PLA ve ABS malzeme karışık olarak kullanılmıştır. Yazdırılabilir materyal haricinde çelik pinler segman, cırt bant, vida ve cıvata kullanılmıştır. Her bir parmağın bağımsız hareketi için 5 adet doğrusal motor kullanılmıştır. Parmakların ayrı eyleyicilerle kontrol edilmesi sayesinde, günlük aktivitelere destek olacak

biçimde geliştirmeye imkân sağlar. Modüler biçimde tasarlandığından sadece kırılan veya zarar gören kısım tekrar üretilerek kullanıma devam edilebilir. Ortalama bir el için tasarlanmıştır, ancak eklemler arasındaki mesafe baz alınarak tasarlandığından farklı boyutlara da uyarlanabilir.



Şekil 56. El robotu ele ile fleksiyon ve ekstansiyonun yapılması

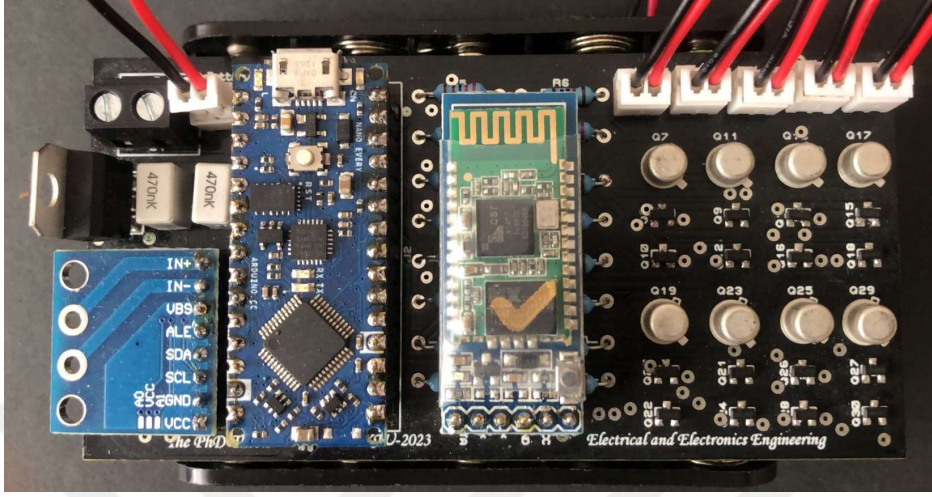
Mekanizmanın kontrolü EMG sinyalleri yardımıyla yapılmaktadır. Toplanan biyolojik veri bilgisayar ortamına kablosuz olarak aktarılır, işlenen veri yine bu çalışma kapsamında tasarlanan kontrol kartına kablosuz olarak aktarılır ve motorlar uygun biçimde sürülür. El modülünün toplam ağırlığı 5 farklı eyleyici içeren bir robot için gayet makul bir değer olan 400gr civarındadır.



Şekil 57. Robotun cırt bantlar yardımıyla ele tutturulması

Şekil 58’de sürücü ve kontrol kartı verilmiştir. Akım sensörü sayesinde sıkışma veya isteksizlik gibi bir durum algılanarak robot geri sürülür. Toplam maliyet çalışmanın gerçekleştiği tarih itibari ile yaklaşık 350\$ olarak hesaplanmıştır. Bu çalışma sonunda klasik yöntemlere kıyasla birçok avantaj içeren robotik el rehabilitasyonu çözümü düşük maliyetli olarak üretilmiş ve etkinliği ortaya konulmuştur. El rehabilitasyonunun terapist gözetiminde

veya evde yapılabilmesine olanak sağlayan bu sistem yüksek doğrulukta kullanıcının yapmak istediği hareketi tespit etme yeteneğine sahiptir.



Şekil 58. Batarya modülü ve PCB kartı

5. ÖNERİLER

Doktora tezi olarak sunulan bu çalışmada, el rehabilitasyonunun terapist gözetiminde veya evde yapılabilmesine olanak sağlayan bir araç geliştirilmiştir. Bu sayede giderek artan ve artma eğilimi gösteren bir sorunun tedavisinin daha ulaşılabilir olması hedeflendirilmiştir. Robotik rehabilitasyon terapistin yükünü hafifletmeyi veya terapi merkezlerine erişim kısıtlılığı bulunan insanların evlerinde tedavi edilebilmesinin önünü açabilir. Bu tez konusu ile çalışma yapmak isteyen araştırmacılara ve uygulayıcılara iletilmek istenen öneriler aşağıdaki gibi belirtilmiştir:

- İnsan ile etkileşim içinde bulunacak ve eşgüdüm içinde çalışacak araçların yönlendirilmesinde biyolojik sinyallerden sıkça faydalanılır. Piyasada birçok üreticinin çok pahalı veri toplama setleri satılmaktadır ve hatta birçok üniversite ve geliştirme laboratuvarlarında kullanılmaktadırlar. Bu çalışmada kullanılan 8 adet EMG sensörü ve veri toplama modülünün maliyeti ise sadece 200\$ civarındadır ki bu miktar bahsettiğimiz setlerinin fiyatının 50'de biri civarındadır ve %98 gibi yüksek bir sınıflandırma başarısı sağlayan verilerin üretiminde kullanılmıştır. Kuru EMG sensörü kola bileklik yardımıyla tutturulduğundan herhangi bir yapıştırma gereksinimi ve aracına ihtiyaç duymamaktadır. Araştırmacılar bu tür bir çözümü de göz önünde bulundurmalıdır.
- El dış iskeletlerinde ve diğer robotik araçlarda nesne ile etkileşimi kontrol etmek için kuvvet sensörleri kullanılır. Bu durumda cihazın hantallaşması, kablo karmaşasının oluşması, sensörün türüne göre girişimin meydana gelmesi, parmak uçlarına yerleştirildiklerinde de dokunsal yeteneklerin kaybı kaçınılmazdır. Bu çalışmada sunulan çözüm, akımın ölçülerek kuvvetin dolaylı olarak algılanması sayesinde, bunlar gibi sorunlar yaşanmamıştır.
- Prototipleme ve üretim aşamalarında 3D yazdırılabilir materyal kullanılarak maliyetler düşürülebilir ve cihazın etkinliği test edilebilir. Bu yöntem en kötü ihtimalle hizmet satın alımı yapmadan önce en uygun ürünün ortaya çıkarılmasında uygulanabilir.
- PCB tasarımı yapıldıktan sonra klasik yöntemlerle devre kartı üretilmiş, dizgi ve testlerin ardından daha kaliteli bir üretim için online yükleme ve ödeme sonrası

prototipleme yapan PCBWay isimli bir üreticiye gönderilmiştir. 20-30\$ gibi bir maliyetle PCB üretimi yaptırılabilceğı için ekonomik bir çözüm olduğı göz önünde bulundurulmalıdır.

- EMG verilerinin sınıflandırılmasında en fazla başarı artışı sağlayan hareketli ortalama ve yaygın değerin kullanılması metotlarından faydalanılabilir.



6. KAYNAKLAR

- Agarwal, P., & Deshpande, A. D. (2018). Subject-Specific Assist-as-Needed Controllers for a Hand Exoskeleton for Rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 508-515.
- Ang, B. W., & Yeow, C.-H. (2017). Print-it-Yourself (PIY) glove: A fully 3D printed soft robotic hand rehabilitative and assistive exoskeleton for stroke patient. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (s. 1219-1223). Vancouver, BC, Canada: IEEE.
- Apriandy, K. I., Sena Bayu Dewantara, B., Dewanto, R. S., & Pramadihanto, D. (2022). Hand Inertial Parameters Calculation for any Position Through the Kinematic Model. *International Electronics Symposium (IES)* (s. 343-348}). Surabaya, Indonesia: IEEE.
- Arata, J., Ohmoto, K., Gassert, R., Lamercy, O., Fujimoto, H., & Wada, I. (2013). A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism. *IEEE International Conference on Robotics and Automation* (s. 3902-3907). Karlsruhe, Germany: IEEE.
- Battaglia, E., Catalano, M. G., Grioli, G., Bianchi, M., & Bicchi, A. (2018). ExoSense: Measuring Manipulation in a Wearable Manner. *International Conference on Robotics and Automation* (s. 2774-2781). Brisbane, QLD, Australia: IEEE.
- Ben-Tzvi, P., & Ma, Z. (2015). Sensing and Force-Feedback Exoskeleton (SAFE) Robotic Glove. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(6), 992-1002.
- Blake, J., & Gurocak, H. (2009). Haptic Glove With MR Brakes for Virtual Reality. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 14(5), 606-615}.
- Bouzit, M., Burdea, G., Popescu, G., & Boian, R. (2002). The Rutgers Master II-new design force-feedback glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(2), 256-263.
- Cempini, M., Cortese, M., & Vitiello, N. (2015). A Powered Finger-Thumb Wearable Hand Exoskeleton With Self-Aligning Joint Axes. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2), 705-716.
- Cempini, M., De Rossi, S., Maria, M., Lenzi, T., Cortese, M., Giovacchini, F., . . . Carrozza, M. C. (2013). Kinematics and design of a portable and wearable exoskeleton for hand rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics* (s. 1-6). Seattle, WA, USA: IEEE.
- Chen, T., & Lum, P. (2016). Hand rehabilitation after stroke using a wearable, high DOF, spring powered exoskeleton. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (s. 578-581). Orlando, FL, USA: IEEE.

- Chen, W., Li, G., Li, N., Wang, W., Yu, P., Wang, R., . . . Liu, L. (2022). Soft Exoskeleton With Fully Actuated Thumb Movements for Grasping Assistance. *IEEE Transactions on Robotics*, 38(4), 2194-2207.
- Chiri, A. a., Vitiello, N., Cattin, E., Roccella, S., Vecchi, F., & Carrozza, M. C. (2009). HANDEXOS: Towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (s. 1106-1111). St. Louis, MO, USA: IEEE.
- Cisnal, A., Pérez-Turiel, J., Fraile, J.-C., Sierra, D., & Fuente, E. (2021). RobHand: A Hand Exoskeleton With Real-Time EMG-Driven Embedded Control. Quantifying Hand Gesture Recognition Delays for Bilateral Rehabilitation. *IEEE Access*, 9, 137809-137823.
- Cui, L., Phan, A., & Allison, G. (2015). Design and fabrication of a three dimensional printable non-assembly articulated hand exoskeleton for rehabilitation. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (s. 4627-4630). Milan, Italy: IEEE.
- Dovat, L., Lambercy, O., Gassert, R., Maeder, T., Milner, T., Leong, T. C., & Burdet, E. (2008). HandCARE: A Cable-Actuated Rehabilitation System to Train Hand Function After Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16(6), 582-591.
- Du, H., Xiong, W., Wang, Z., & Chen, L. (2011). Design of a new type of pneumatic force feedback data glove. *Proceedings of 2011 International Conference on Fluid Power and Mechatronics* (s. 292-296). Beijing, China: IEEE.
- Eschmann, H., Héroux, M., Cheetham, J., Potts, S., & Diong, J. (2019, 7). Thumb and finger movement is reduced after stroke: An observational study. *PLOS ONE*, 14(6), 1-14.
- Fang, H. a. (2009). An exoskeleton master hand for controlling DLR/HIT hand. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (s. 3703-3708). St. Louis, MO, USA: IEEE.
- Fischer, H. C., Triandafilou, K. M., Thielbar, K. O., Ochoa, J. M., Lazzaro, E. D., Pacholski, K. A., & Kamper, D. G. (2016). Use of a Portable Assistive Glove to Facilitate Rehabilitation in Stroke Survivors With Severe Hand Impairment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(3), 344-351.
- Gabardi, M., Solazzi, M., Leonardis, D., & Frisoli, A. (2018). Design and Evaluation of a Novel 5 DoF Underactuated Thumb-Exoskeleton. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(3), 2322-2329.
- Guo, S., Zhang, F., Wei, W., Zhao, F., & Wang, Y. (2014). Kinematic analysis of a novel exoskeleton finger rehabilitation robot for stroke patients. *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation* (s. 924-929). Tianjin, China: IEEE.
- Guo, S., Zhang, W., Guo, J., Gao, J., & Hu, Y. (2016). Design and kinematic simulation of a novel exoskeleton rehabilitation hand robot. *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation* (s. 1125-1130). Harbin, China: IEEE.

- Hakki, G., & Adnan, C. (2023). A survey on wearable hand robotics design for assistive, rehabilitative, and haptic applications. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, 7(2), 227-252.
- Han, H.-T., Kwon, S.-i., & Kim, C. (2019). Ergonomic Design Process of Minimally Invasive Surgery Instrument hand-held manipulator with kinematic, psychologic analysis. *16th International Conference on Ubiquitous Robots (UR)* (s. 306-312). Jeju, Korea (South): IEEE.
- Heo, P., & Kim, J. (2014). Power-Assistive Finger Exoskeleton With a Palmar Opening at the Fingerpad. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(11), 2688-2697.
- Ho, S., Tong, R. K.-Y., Hu, X., Fung, K., Wei, X., Rong, W., & Susanto, E. (2011). An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (s. 1-5). Zurich, Switzerland: IEEE.
- Hong, M. B., Kim, S. J., Ihn, Y. S., Jeong, G. C., & Kim, K. (2019). KULEX-Hand: An Underactuated Wearable Hand for Grasping Power Assistance. *IEEE Transactions on Robotics*, 35(02), 420-432.
- Iqbal, J., Ahmad, O., & Malik, A. (2011). HEXOSYS II - towards realization of light mass robotics for the hand. *IEEE 14th International Multitopic Conference* (s. 115-119). Karachi, Pakistan: IEEE.
- Iqbal, J., Khan, H., Tsagarakis, N., & Caldwell, D. (2014, 12). A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation – Conceptualization to prototyping. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 34, 79-89.
- Iqbal, J., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2010). A human hand compatible optimised exoskeleton system. *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics* (s. 685-690). Tianjin, China: IEEE.
- Iqbal, J., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2011). A multi-DOF robotic exoskeleton interface for hand motion assistance. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (s. 1575-1578). Boston, MA, USA: IEEE.
- Iqbal, J., Tsagarakis, N., Fiorilla, A., & Caldwell, D. (2010). A Portable Rehabilitation Device for the Hand. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (s. 3694-3697). IEEE.
- Jaén Ortega, A. A., De Los Angeles Ortega Del Rosario, M., Hellström, P., Åstrand, E., & Ekström, M. (2022). On Understanding the Role of Exoskeleton Robots in Hand Rehabilitation: A Brief Review. *8th International Engineering, Sciences and Technology Conference (IESTEC)* (s. 432-439). Panama: IEEE.
- Jeong, S., Tran, P., & Desai, J. P. (2020). Integration of Self-Sealing Suction Cups on the FLEXotendon Glove-II Robotic Exoskeleton System. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(2), 867-874.

- Jiang, S. a. (2022). Emerging Wearable Interfaces and Algorithms for Hand Gesture Recognition: A Survey. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 15, 85-102.
- Jones, C. L., Wang, F., Morrison, R., Sarkar, N., & Kamper, D. G. (2014). Design and Development of the Cable Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke. (IEEE, Dü.) *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 131-140.
- Kawasaki, H., Ito, S., Ishigure, Y., Nishimoto, Y., Aoki, T., Mouri, T., . . . Abe, M. (2007). Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control. *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics* (s. 234-240). Noordwijk, Netherlands: IEEE.
- Khatik, V., & Saxena, A. (2024). On Optimal Tendon Routing-Based Design of Biologically Inspired Underactuated Hand Exoskeleton for Gross Grasping. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2(2), 600-617.
- Kim, S., Lee, J., Park, W., & Bae, J. (2017). Quantitative evaluation of hand functions using a wearable hand exoskeleton system. *International Conference on Rehabilitation Robotics* (s. 1488-1493). London, UK: IEEE.
- Kristen, M. T., José, M. O., & Derek, G. K. (2014). Effect of Static versus Cyclical Stretch on Hand Motor Control in Subacute. *International Journal of Neurorehabilitation*, 1(3), 1-5.
- Lee, B. J.-T. (2018). Intelligent Object Grasping With Sensor Fusion for Rehabilitation and Assistive Applications. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(8), 1556-1565}.
- Lee, J., & Bae, J. (2015). Design of a hand exoskeleton for biomechanical analysis of the stroke hand. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (s. 484-489). Singapore: IEEE.
- Liu, K., Aoyama, T., Hasegawa, Y., Saotome, K., & Sankai, Y. (2018). Development of Wearable Robotic System for Finger Movement Assistance. *2018 World Automation Congress (WAC)* (s. 1-5). Stevenson, WA, USA: IEEE.
- Lo, A. C., Guarino, P. D., Richards, L. G., Haselkorn, J. K., Wittenberg, G. F., Federman, D. G., . . . Bever, C. T. (2010). Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke. *New England Journal of Medicine*, 362(19), 1772-1783.
- Loconsole, C., Leonardis, D., Barsotti, M., Solazzi, M., Frisoli, A., Bergamasco, M., . . . Castelli, V. P. (2013). An emg-based robotic hand exoskeleton for bilateral training of grasp. *World Haptics Conference* (s. 537-542). Daejeon, Korea (South): IEEE.
- Ma, Z., & Ben-Tzvi, P. (2015). RML Glove—An Exoskeleton Glove Mechanism With Haptics Feedback. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2).
- Michaud, C. M., Murray, C. J., & Bloom, B. R. (2001, 02). Burden of Disease—Implications for Future Research. *JAMA*, 285(5), 535-539.

- Nycz, C. J. (2016). Design and Characterization of a Lightweight and Fully Portable Remote Actuation System for Use With a Hand Exoskeleton. (IEEE, Dü.) *IEEE Robotics and Automation Letters*, 1(2), 976-983.
- Ockenfeld, C., Tong, R. K., Susanto, E. A., Ho, S.-K., & Hu, X.-l. (2013). Fine finger motor skill training with exoskeleton robotic hand in chronic stroke: Stroke rehabilitation. *13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (s. 1-4). Seattle, WA, USA: IEEE.
- Park, S., Meeker, C., Weber, L. M., Bishop, L., Stein, J., & Ciocarlie, M. (2019). Multimodal Sensing and Interaction for a Robotic Hand Orthosis. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(2), 315-322.
- Park, Y., Jo, I., & Bae, J. (2016). Development of a dual-cable hand exoskeleton system for virtual reality. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (s. 1019-1024). Daejeon, Korea (South): IEEE.
- Pescador-Salas, A., Olguín-Díaz, E., Rosales-Huie, J. P., & Martinez-Peon, D. (2023). Hand Inertial Parameters Calculation for any Position Through the Kinematic Model. *IEEE Symposium Series on Computational Intelligence (SSCI)* (s. 1049-1053). Mexico City, Mexico: IEEE.
- Polygerinos, P., Galloway, K. C., Sanan, S., Herman, M., & Walsh, C. J. (2015). EMG controlled soft robotic glove for assistance during activities of daily living. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (s. 55-60). Singapore: IEEE.
- Priyanshu, A., & Deshpande, A. D. (2015). Impedance and force-field control of the index finger module of a hand exoskeleton for rehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (s. 85-90). Singapore: IEEE.
- Randazzo, L., Iturrate, I., Perdakis, S., & Millán, J. d. (2018). mano: A Wearable Hand Exoskeleton for Activities of Daily Living and Neurorehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 500-507.
- Richards, D. S., Georgilas, I., Dagnino, G., & Dogramadzi, S. (2015). Powered exoskeleton with palm degrees of freedom for hand rehabilitation. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (s. 4635-4638). Milan, Italy: IEEE.
- Rose, C. G., & O'Malley, M. K. (2019). Hybrid Rigid-Soft Hand Exoskeleton to Assist Functional Dexterity. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(1), 73-80.
- Sandoval-Gonzalez, O., Jacinto Villegas, J., Herrera Aguilar, I., Portillo-Rodríguez, O., Tripicchio, P., Hernandez-Ramos, M., . . . Avizzano, C. (2017). Design and Development of a Hand Exoskeleton Robot for Active and Passive Rehabilitation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 15, 1-12.
- Sarac, M., Solazzi, M., Otaduy, M. A., & Frisoli, A. (2018). Rendering Strategies for Underactuated Hand Exoskeletons. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(3), 2087-2092.

- Sarac, M., Solazzi, M., Sotgiu, E., Bergamasco, M., & Frisoli, A. (2016). Design and kinematic optimization of a novel underactuated robotic hand exoskeleton. *Meccanica*, 52.
- Sarakoglou, I. a. (2016). HEXOTRAC: A highly under-actuated hand exoskeleton for finger tracking and force feedback. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (s. 1033-1040). Daejeon, Korea (South): IEEE.
- Si, G. a. (2023). A Lightweight and Convenient Exoskeleton Hand for an Electrothermal Microgripper in Teleoperation. *8th International Conference on Control, Robotics and Cybernetics (CRC)* (s. 87-91). Changsha, China: IEEE.
- Song, K.-T., & Chai, Y.-Y. (2013). Compliance control of wearable robotic fingers for rehabilitation applications. *CACS International Automatic Control Conference* (s. 306-311). Nantou, Taiwan: IEEE.
- Tadano, K., Akai, M., Kadota, K., & Kawashima, K. (2010). Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle. *IEEE International Conference on Robotics and Automation* (s. 2363-2368). Anchorage, AK, USA: IEEE.
- Tang, Z. J., Sugano, S., & Iwata, H. (2011). A novel, MRI compatible hand exoskeleton for finger rehabilitation. *International Symposium on System Integration* (s. 118-123). Kyoto, Japan: IEEE/SICE.
- Wang, D., Meng, Q., Meng, Q., Li, X., & Yu, H. (2018). Design and Development of a Portable Exoskeleton for Hand Rehabilitation. (IEEE, Dü.) *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(12), 2376-2386.
- Wege, A., & Hommel, G. (2005). Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (s. 3046-3051). Edmonton, AB, Canada: IEEE.
- Wege, A., & Zimmermann, A. (2007). Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)* (s. 1470-1475). Sanya, China: IEEE.
- Wolf, S. L., Winstein, C. J., Miller, J. P., Taub, E., Uswatte, G., Morris, D., . . . Nichols-Larsen, D. (2006, 11). Effect of constraint-induced movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke: the EXCITE randomized clinical trial. *JAMA*, 296(17), 2095-2104.
- Yang, L., Zhang, F., Zhu, J., & Fu, Y. (2022). A Portable Device for Hand Rehabilitation with Force Cognition Design Interaction and Experiment. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, 14(2), 599-607.
- Yap, H. K., Lim, J. H., Nasrallah, F., Goh, J. C., & Yeow, R. C. (2015). A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness. *IEEE International Conference on Robotics and Automation* (s. 4967-4972). Seattle, WA, USA: IEEE.

- Yi, J., Chen, X., & Wang, Z. (2018). A Three-Dimensional-Printed Soft Robotic Glove With Enhanced Ergonomics and Force Capability. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 242-248.
- Yun, S.-S. a.-J. (2017). Exo-Glove PM: An Easily Customizable Modularized Pneumatic Assistive Glove. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(3), 1725-1732.
- Yun, Y., Agarwal, P., Fox, J., Madden, K. E., & Deshpande, A. D. (2016). Accurate torque control of finger joints with UT hand exoskeleton through Bowden cable SEA. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (s. 390-397). Daejeon, Korea (South): IEEE.
- Z. Ma, P., Ben-Tzvi, & Danoff, J. (2016). Hand Rehabilitation Learning System With an Exoskeleton Robotic Glove. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(12), 1323-1332.
- Zeng, H., Li, K., Wei, N., Song, R., & Tian, X. (2018). A sEMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Rehabilitation in Post-Stroke Individuals. *International Conference on Cyborg and Bionic Systems* (s. 652-655). Shenzhen, China: IEEE.

ÖZGEÇMİŞ

Hakkı GÜÇLÜ, İlköğrenimini Metaş İlköğretim Okulu ve Fevzipaşa Orta Okulu'nda bitirdikten sonra lise eğitimini 2000 yılında Çınarlı Anadolu Teknik Lisesi'nde tamamladı. 2001-2002 öğretim yılında Pamukkale Üniversitesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümünde ilk lisans eğitimine başladı. 2005 yılında bu bölümden mezun oldu. 2008-2009 öğretim yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında tezli yüksek lisans eğitimine başladı. 2011 yılında bu programdan mezun oldu. 2015 yılında Karadeniz Teknik Elektrik Elektronik Mühendisliği bölümünde tamamlama eğitimine başladı ve 2017 yılında mezun oldu. Aynı yıl Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında doktora eğitimine başlamıştır. Trabzon Mesleki ve Teknik Anadolu Lisesi'nde Elektronik öğretmeni olarak çalışmaktadır. İyi derece İngilizce bilmektedir.