

**T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİLEK REHABİLİTASYONU İÇİN DÜŞÜK MALİYETLİ VE
TAŞINABİLİR BİR ROBOTİK CİHAZ GELİŞTİRME**

İbrahim KARABIYIK

**Danışman
Doç. Dr. Ergin KILIÇ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ISPARTA - 2019**



© 2019 [İbrahim KARABIYIK]

TEZ ONAYI

İbrahim KARABIYIK tarafından hazırlanan "**Bilek Rehabilitasyonu İçin Düşük Maliyetli Ve Taşınabilir Bir Robotik Cihaz Geliştirme**" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

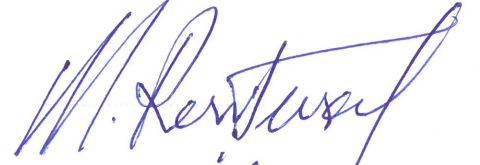
Danışman

Doç. Dr. Ergin KILIÇ
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Prof. Dr. Mustafa Reşit USAL
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Atilla BAYRAM
Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi



Enstitü Müdürü

Doç. Dr. Şule Sultan UĞUR



TAAHHÜTNAME

Bu tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

İbrahim KARABIYIK



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Statik El Bilek Ortezleri	2
1.2. Dinamik El Bilek Ortezleri.....	3
1.3. Aktif El Bilek Ortezleri	3
1.4. Tezin Amacı ve Özgün Değeri	4
2. KAYNAK ÖZETLERİ	6
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. Mekanik Tasarım	32
3.1.1. Düşük maliyetli ve taşınabilir bilek rehabilitasyon robotu için tasarım araştırmaları.....	32
3.1.2. Bilek rehabilitasyon robotu tasarımı.....	33
3.1.3. Makine elemanlarının belirlenmesi	36
3.1.4. Tahrik sisteminin belirlenmesi ve motor seçimi	39
3.1.5. Statik kuvvet analizi	40
3.2. Elektronik Tasarım	42
3.2.1. Sensör ve işlemcilerin belirlenmesi	42
3.2.2. Sensörlerin kalibrasyonu	44
3.3. Yazılım.....	52
4. TEST ÇALIŞMALARI	53
4.1. Pasif Rehabilitasyon	53
4.1.1. Potansiyometre ile konum kontrolü.....	54
4.1.2. Sinüs sinyali ile konum kontrolü.....	55
4.1.3. Chirp sinyali ile konum kontrolü.....	56
4.2. Aktif Rehabilitasyon	57
4.2.1. EMG tabanlı konum kontrolü.....	57
4.2.2. Admitans denetim ile konum kontrolü.....	60
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	67
KAYNAKLAR	69
EKLER.....	73
EK A. Kuvvet sensörü Arduino IDE® kodları.....	74
EK B. Aktif rehabilitasyon Matlab Simulink® modelleri	76
EK C. Fotoğraflar.....	78
EK D. Maliyet Analizi.....	81
ÖZGEÇMİŞ.....	82

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİLEK REHABİLİTASYONU İÇİN DÜŞÜK MALİYETLİ VE TAŞINABİLİR BİR ROBOTİK CİHAZ GELİŞTİRME

İbrahim KARABIYIK

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Ergin KILIÇ

Bu çalışma kapsamında, el bileğinde dışa büküm ve içe büküm bilek hareketlerini kaybetmiş kısmi felçli hastalar için düşük maliyetli ve taşınabilir bir robotik cihaz geliştirilmiştir.

Cihazın temel görevi kısmi felçli hastalara tekrarlı bilek hareketleri yaptırarak daha hızlı bir şekilde iyileşmelerini sağlamaktır. Rehabilitasyon merkezlerine ve bir sağlık personeline (terapist) bağımlı kalmaksızın hastanın ev ortamında rahatça bilek egzersizlerini yapabilmesi için tasarlanmış olan cihazın en önemli özelliği hafif ve taşınabilir olmasıdır. Bunun yanında (ucuz sensör ve motor kullanımı sayesinde) maliyeti olabildiğince düşük tutulan robot çok sayıda hasta tarafından kullanımına imkan oluşturmaktadır.

Cihazın pasif ve aktif rehabilitasyon olmak üzere iki farklı denetim modu bulunmaktadır. Pasif rehabilitasyon modunda değişken hızlarda salınım hareketi ve potansiyometre ile konum kontrolü gerçekleştirilmiştir. Cihazın aktif modunda ise EMG algılayıcıları üzerinden cihaz denetimi doğrudan sağlanabildiği gibi kuvvet sensörü yardımı ile de bir admitans kontrol mimarisi gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmadaki en önemli hedeflerden biri düşük maliyet olduğu için performans/fiyat oranını makul bir düzeyde tutabilmek adına bir takım tasarım (hem mekanik hem de elektronik donanım) faaliyetlerinde bulunulmuş olup hem taşınabilir (hafif ve mobil) hem de düşük maliyetli bir bilek rehabilitasyon robotu üretilmiştir. Cihazın taşınabilir ve ucuz olması sayesinde kısmi felçli hastalar tarafından kolayca temin edilebilecek ve tedavi süreci hastane ve rehabilitasyon merkezlerine bağlı kalmaksızın yürütülebilecektir.

Anahtar Kelimeler: Robotik Rehabilitasyon, Pasif Bilek Rehabilitasyon, Aktif Bilek Rehabilitasyon, EMG Sinyalleri, Gerçek Zamanlı Hareket Denetimi, Admitans Denetim

2019, 82 sayfa

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

DEVELOPMENT OF A LOW-COST AND A PORTABLE ROBOTIC DEVICE FOR WRIST REHABILITATION

İbrahim KARABIYIK

**Süleyman Demirel University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering**

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Ergin KILIÇ

In this study, a low cost and a portable robotic device has been developed for patients with partial paralysis who have lost outward and twist wrist movements in the wrist.

The main task of the device is to allow patients with partial paralysis to recover more quickly by performing repetitive wrist movements. The device is designed to allow the patient to perform wrist exercises comfortably in the home environment without being dependent on rehabilitation centers and a medical staff (therapist). In addition, the robot is kept as low-cost as possible (thanks to the use of cheap sensors and motors), allowing the use of a large number of patients.

The device has two different monitoring modes, passive and active rehabilitation. In passive rehabilitation mode, oscillation movement at variable speeds and position control with potentiometer were performed. In the active mode of the device, device control can be provided directly via EMG sensors and an admittance control architecture is realized with the help of a force sensor.

Since one of the most important goals in this study is low cost, a number of design activities (both mechanical and electronic equipment) have been carried out in order to keep the performance / price ratio at a reasonable level and a portable (light and mobile) and low cost wrist rehabilitation robot has been produced. The device is portable and inexpensive so that it can be easily supplied by patients with partial paralysis and the treatment process can be carried out independently of hospitals and rehabilitation centers.

Keywords: Robotic Rehabilitation, Passive Wrist Rehabilitation, Active Wrist Rehabilitation, EMG Signals, Real-time Motion Control, Admitans Control

2019, 82 pages

TEŞEKKÜR

Bu araştırma için beni yönlendiren tasarım çalışmalarında, test çalışmalarında, tatil günlerinde bile kendi zamanından ayırıp tez çalışmaları için yanımda olan, karşılaştığım tüm zorlukları bilgi ve tecrübesi ile aşmamda yardımcı olan değerli danışmanım Doç. Dr. Ergin KILIÇ'a teşekkürlerimi sunarım.

Cihaz imalat aşamasında yardımlarını esirgemeyen HİSARLAR A.Ş. çalışanlarına teşekkür ederim.

Araştırmanın yürütülmesinde verdiği desteklerden ötürü Kayhan Ertuğrul Makine San. ve Tic. A.Ş. personeline teşekkür ederim.

Tezimin her aşamasında beni yalnız bırakmayan eşim ve oğluma sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

İbrahim KARABIYIK
ISPARTA, 2019

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. Fleksiyon/ekstansiyon (F/E) ve radial/ulnar (R/U) deviasyon hareketleri	2
Şekil 1.2. Statik el bilek ortezi	2
Şekil 1.3. Dinamik el bilek ortezi	3
Şekil 2.1. MIT-MANUS robotunun teknik çizimleri	6
Şekil 2.2. Bi-Manu-Track rehabilitasyon robotu	7
Şekil 2.3. ARM Guide robotunun diagramı.....	8
Şekil 2.4. Kablo-kasnak mekanizma tahrikli robot.....	8
Şekil 2.5. Pnömatik kaslı el terapi cihazı	9
Şekil 2.6. HWARD rehabilitasyon robotu	10
Şekil 2.7. NeReBot rehabilitasyon robotu	10
Şekil 2.8. Pneu-WREX robotunun tasarımı	11
Şekil 2.9. REHAROB rehabilitasyon sistemi	12
Şekil 2.10. Gentle/S rehabilitasyon robotu.....	13
Şekil 2.11. RiceWrist robotunun tasarımı	14
Şekil 2.12. CRAMER robotunun tasarımı.....	14
Şekil 2.13. HEnRiE robotu	15
Şekil 2.14. IIT-Wrist robotu	16
Şekil 2.15. ReoGo robotu.....	16
Şekil 2.16. ExoRob robotu	17
Şekil 2.17. Doğrusal eyleyici tahrikli robot.....	18
Şekil 2.18. Universal mafsallı robot.....	19
Şekil 2.19. SUE robotunun tasarımı.....	20
Şekil 2.20. Bir Önkol Bilek Rehabilitasyon Robotu.....	20
Şekil 2.21. MAHI EXO-II rehabilitasyon robotu	21
Şekil 2.22. Masaüstü robotik terapi cihazı.....	22
Şekil 2.23. Yumuşak robotik ortezi	22
Şekil 2.24. Pnömatik robotik ortezi tasarımı	23
Şekil 2.25. Akıllı rehabilitasyon robotunun tasarımı	24
Şekil 2.26. Pnömatik rehabilitasyon eldiveni tasarımı	25
Şekil 2.27. ARMIN rehabilitasyon robotunun görseli	25
Şekil 2.28. OpenWrist rehabilitasyon robotu	26
Şekil 2.29. Adaptasyon modülasyonlu rehabilitasyon robotu	27
Şekil 2.30. Joystick rehabilitasyon robotu	28
Şekil 2.31. Taşınabilir rehabilitasyon robotu	28
Şekil 2.32. Üç serbestlik dereceli rehabilitasyon robotu.....	29
Şekil 2.33. Düşük maliyetli rehabilitasyon robotu.....	30
Şekil 2.34. Aktif bilek ortezi tasarımı	30
Şekil 3.1. Cihaz tasarımı	34
Şekil 3.2. Lazer kesim parçalar	35
Şekil 3.3. Döner mafsalların eksenlerinin bilek eklemi eksenleri ile çakıştırılması	35
Şekil 3.4. Ayar parçalarının hareket kabiliyeti	36
Şekil 3.5. Servo motor bağlantısı	37
Şekil 3.6. Eksen1'in yataklaması	38
Şekil 3.7. Eksen2'nin yataklaması	38

Şekil 3.8. Ön kol döner mafsallı yataklaması	39
Şekil 3.9. a) TowerPro® MG995. b) Savox® SC1256TG. c) PowerHD® 1235MG	40
Şekil 3.10. Statik analiz sonucu (Gerilim)	41
Şekil 3.11. Statik analiz sonucu (Yer değiştirme).....	42
Şekil 3.12. EMG kas sensörü	43
Şekil 3.13. a) Kuvvet sensörü. b) HX711 amplifikatör	44
Şekil 3.14. EMG verilerinin kıyaslanması.....	45
Şekil 3.15. Low Pass Filtre.....	45
Şekil 3.16. Kuvvet sensörü kalibrasyonu blok diyagramı.....	46
Şekil 3.17. Kuvvet sinyalleri aşamaları	47
Şekil 3.18. Kuvvet sinyalleri aşamaları (detay)	47
Şekil 3.19. Kuvvet sensörü çalışması	48
Şekil 3.20. Kuvvet-Zaman grafiği.....	48
Şekil 3.21. Kuvvet sensörü ve EMG sensörlerinin çalışması.....	49
Şekil 3.22. Servo motor kalibrasyonu.....	50
Şekil 3.23. Elektronik devre şeması.....	51
Şekil 4.1. Pasif rehabilitasyon deneylerinde kullanılan blok diyagram.....	53
Şekil 4.2. Potansiyometre ile konum kontrolü Konum-Zaman grafiği.....	54
Şekil 4.3. Potansiyometre ile konum kontrolünde oluşan kuvvetler	54
Şekil 4.4. $f=0.1$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet- Zaman grafiği.....	55
Şekil 4.5. $f=0.5$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet- Zaman grafiği.....	55
Şekil 4.6. $f=1$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet- Zaman grafiği.....	55
Şekil 4.7. $f=2$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet- Zaman grafiği.....	56
Şekil 4.8. Chirp sinyali ile konum kontrolü a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet-Zaman grafiği	56
Şekil 4.9. EMG tabanlı konum kontrolü blok diyagramı	57
Şekil 4.10. EMG tabanlı konum kontrolü a) EMG sinyalleri b) Sinyaller arasında oluşan fark	58
Şekil 4.11. EMG tabanlı konum kontrolü a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet- Zaman grafiği.	59
Şekil 4.12. Admitans denetim mimarisi(yay yok).....	60
Şekil 4.13. Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=0)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	61
Şekil 4.14. Admitans kontrol [(J=0,03),(B=3),(K=0)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	62
Şekil 4.15. Admitans denetim mimarisi(yay var).....	62
Şekil 4.16. Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=1)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	63
Şekil 4.17. Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=3)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	64
Şekil 4.18. Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=6)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	64
Şekil 4.19. Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=12)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	65

Şekil 4.20. Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=18)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	65
Şekil 4.21. Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=24)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.....	66
Şekil B.1. EMG sinyali ile konum kontrolü	76
Şekil B.2. Admitans denetim ile konum kontrolü(yay yok)	76
Şekil B.3. Admitans denetim ile konum kontrolü(yay var)	77
Şekil C.1. Cihazın ağırlık ölçümü	78
Şekil C.2. Cihazın bileğe giydirilmiş hali	78
Şekil C.3. Cihazın üstten görünümü	79
Şekil C.4. Cihazın genel görünümü.....	79
Şekil C.5. Cihazın giydirilmemiş görünümü.....	80



ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. Yüksek torklu bazı servo motorların özellikleri	40
Çizelge 4.1. Admitans konum kontrolü (yay yok) deneylerinde kullanılan m, b değerleri	61
Çizelge 4.2. Admitans konum kontrolü (yay var) deneylerinde kullanılan m, b, k değerleri.....	63
Çizelge D.1. Maliyet Analizi Çizelgesi	81



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

B	sönüm katsayısı
C	kondansatör
EMG	Elektromiyografi
f	frekans
F/E	Fleksiyon/Ekstansiyon
J	Atalet momenti
K	yay sabiti
kg	kilogram
kPa	kilopaskal
m	kütle
N	Newton
Nm	Newtonmetre
R/U	Radyal/Ulnar Deviasyon
S/P	Süpinasyon/Pronasyon
u	potansiyometreden okunan veri
y	servo motorun ölçülen konumu
θ	açısal konum
π	pi sayısı
ω	açısal hız
$^{\circ}$	derece
$^{\circ}/sn$	derece/saniye

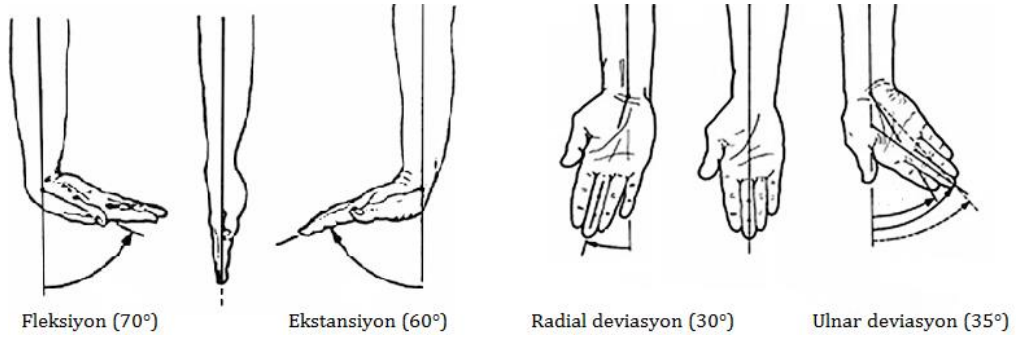
1. GİRİŞ

Halk arasında beyin kanaması olarak bilinen inme beyne giden kan damarlarında oluşan hasar veya çeşitli sebeplerden dolayı kan akışının yavaşlaması ya da durması sonucu beyinde oluşan hasardır. İnsan bedeninde tüm kontrol beyinden sağlanmaktadır ve beyinde hasar gören kısımlara göre kısmi ya da tüm vücut felç olarak kalabilmektedir (Karabudak, 2014).

İnme geçiren hastaların sinirsel ve işlevsel olmak üzere iki farklı iyileşme yöntemi vardır. İşlevsel iyileşme, genelde ilk altı ayda gerçekleşmekte olup insanın gündelik yaşamında ki faaliyetleri iyileştirmeyi hedefler. Ancak tüm hastalar için bu geçerli değildir ve iyileşme yıllarca sürebilmektedir (Başaran, 2009).

El bileği eklemi aynı bir küresel mafsal gibi çalışmakta olup insan vücudunda en çok kullanılan eklemlerden biri olarak karşımıza çıkmaktadır (Nuzumlalı, 1992). El bileği hareketleri ekstansiyon (içe büküm), fleksiyon (dışa büküm) ile radial deviasyon (dışa sapı) ve ulnar deviasyon (içe sapı) olarak tanımlanan hareketler ile sağlanmaktadır (Marangoz, 2006).

Sağlıklı bir el bileği hareketlerinin çalışma sınırları fleksiyon/ekstansiyon (F/E) için 70°/60° ve radial/ulnar (R/U) deviasyon için ise 30°/35° dolaylarındadır. El bileğinin günlük işleri yerine getirirken bilekte ihtiyaç duyulan tork değerinin yaklaşık 1.2 Nm seviyesinde olduğu bilinmektedir (Williams, 2001). Fleksiyon/ekstansiyon (F/E) ve radial/ulnar (R/U) deviasyon hareketleri Şekil 1.1 de görülmektedir.



Şekil 1.1. Fleksiyon/ekstansiyon (F/E) ve radial/ulnar (R/U) deviasyon hareketleri (Wang, 2014).

İnme rehabilitasyonunun birçok çeşidi mevcut olup bunlardan yaygın olarak uygulanan yöntemlerden biri de ortez uygulamalarıdır. El bilek ortezleri statik ve dinamik olmak üzere iki çeşit olarak karşımıza çıkmaktadır. Bunun yanı sıra robotik sistemlerin uygulandığı aktif bilek ortezleri rehabilitasyon alanında kullanılmakta olup giderek yaygınlaşmaktadır.

1.1. Statik El Bilek Orttezleri

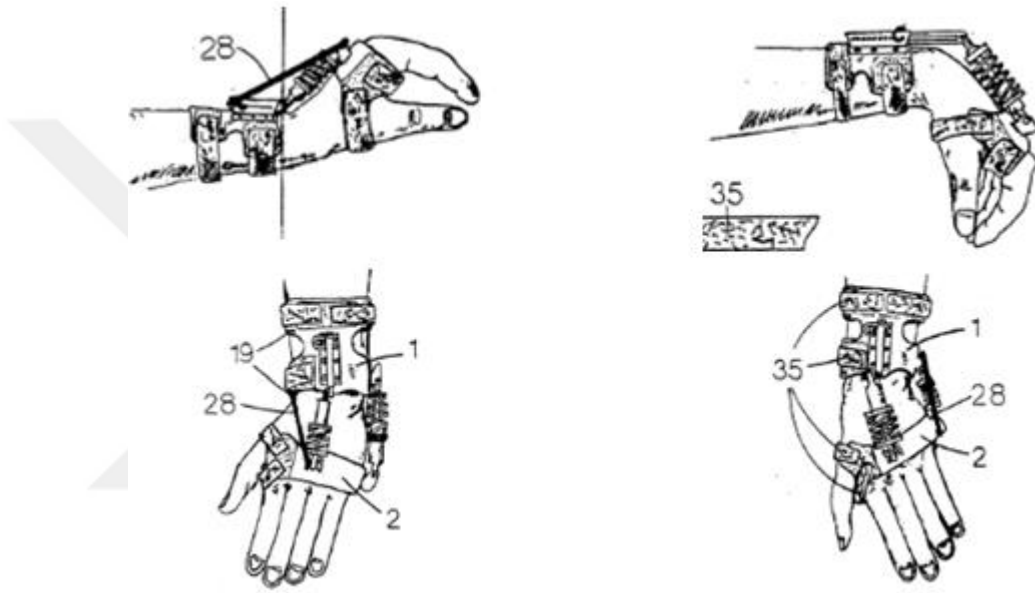
Statik el bilek orttezleri, hastanın bileğinin hareketsiz kalması istendiği durumlarda (kırık, çatlak, doku zedelenmesi, karpal tünel sendromu vb.) kullanılırlar. El bileğinde oluşan kemik kırıklarında alçı sonrası, yumuşak doku yaralanmalarında istirahat amaçlı, karpal tünel sendromunda, tendon hasarında, kireçlenmelerde, cerrahi müdahale sonrasında kullanılırlar (Ortopedi rehberi, 2016). Örnek bir statik el bilek orttezi görseli Şekil 1.2’de verilmiştir.



Şekil 1.2. Statik el bilek orttezi (Ortopedi rehberi, 2016).

1.2. Dinamik El Bilek Ortezleri

Dinamik el bilek ortezleri el bileği hareketlerini zorlaştırarak veya kolaylaştırarak zayıf olan kasların tedavisi sürecinde kullanılırlar. Cruz (1995) tarafından tasarlanmış olan dinamik bilek ortezi sönümleyici yaylar ile kaslardan gelen kuvvetlere tepki verebilmektedir. Böylece ortez bilek eklemine gelen titreşim ve darbeleri sönümlemeye yardımcı olmaktadır. Dinamik el bileği ortezinin görseli Şekil 1.3'te verilmiştir.



Şekil 1.3. Dinamik el bilek ortezi (Cruz, 1995).

1.3. Aktif El Bilek Ortezleri

Statik ve dinamik ortezlerin yanı sıra robotik sistemlerin uygulandığı aktif bilek ortezleri rehabilitasyon alanında kullanılmakta olup giderek yaygınlaşmaktadır. Bu ortezler genellikle bir veya daha fazla eyleyici ve sensörler yardımıyla el bileğine aktif veya pasif rehabilitasyon yaptırmak için kullanılır. Konvansiyonel rehabilitasyon süreci hasta ve terapist arasında sürekli bir etkileşim gerektirmekte olup bu da ciddi bir emek, zaman ve maliyet külfetine yol açmaktadır (Oblak, 2010). Ayrıca bir terapistin her seferinde aynı seviyede etkinlik ve verimlilik göstermesi mümkün olmayıp terapistin o anki performansı günden güne ya da hastadan hastaya göre değişkenlik gösterebilmektedir. Gelişen teknoloji ile birlikte terapist üzerindeki iş yükünü ciddi ölçüde ortadan

kaldıran ve ihtiyaca yönelik programlanabilir rehabilitasyon robotları sayesinde fiziksel rehabilitasyon uygulamalarının daha sağlıklı bir şekilde yürütüldüğü bilinmektedir. Aktif bilek ortezlerinin temel amacı ise bilek hareketlerini yerine getiremeyen kısmi felçli hastaların bu kabiliyetlerini tekrar kazanabilmeleri için bir takım fizik tedavi hareketlerini yapabilmelerini sağlamaktır. Özellikle Nöroplastisite (yeni sinirsel bağlantılar kurarak beynin kendisini yeniden düzenleme yeteneği) konusunda gerçekleştirilen çalışmalarda tekrarlı hareketler sayesinde kaybedilmiş uzuv fonksiyonların geri kazanılabildiği bilinmektedir. Dolayısıyla taşınabilir (mobil) aktif bilek ortezleri sayesinde günlük hayat içerisinde hastalar tarafından daha uzun süreli kullanıma imkan verecek olmasından ötürü daha etkili ve hızlı bir tedavinin gerçekleştirilecek olması kaçınılmazdır.

1.4. Tezin Amacı ve Özgün Değeri

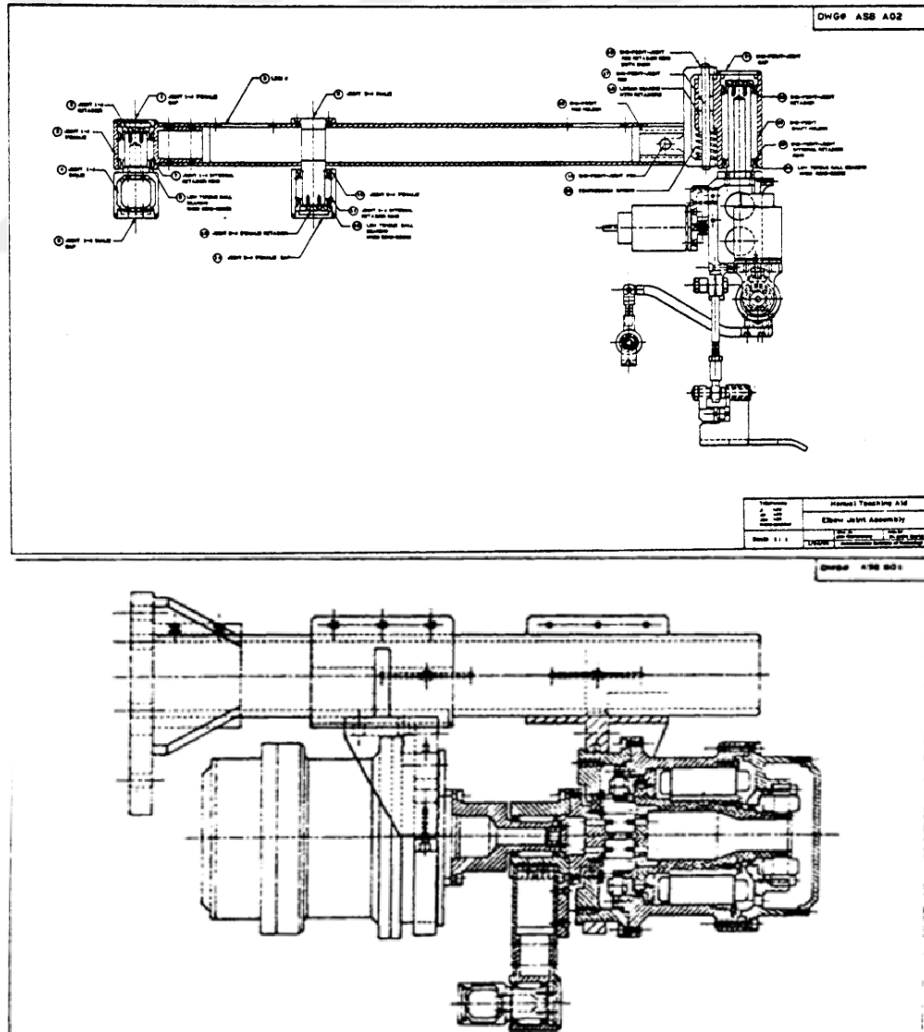
Bu tez çalışması kapsamında, el bileğinde dışa büküm ve içe büküm bilek hareketlerini kaybetmiş kısmi felçli hastalar için düşük maliyetli ve taşınabilir bir robotik cihazın geliştirilmesi amaçlanmıştır. Cihazın temel görevi kısmi felçli hastalara tekrarlı bilek hareketleri yaptırarak daha hızlı bir şekilde iyileşmelerini sağlamak olacaktır. Rehabilitasyon merkezlerine ve bir sağlık personeline (terapist) bağımlı kalmaksızın hastanın ev ortamında rahatça bilek egzersizlerini yapabilmesi mümkün olabilecektir. Cihazın en önemli özelliği hafif ve taşınabilir olması yanında (ucuz sensör ve motor kullanımı sayesinde) maliyeti olabildiğince düşük tutularak çok sayıda hasta tarafından kullanımına imkan oluşturmaktır. Cihazın temelde iki farklı denetim modunun bulunması hedeflenmiştir. Pasif rehabilitasyon modunda, hız ayarı yapılabilen sürekli bir salınım hareketi yanında ayrıca bir potansiyometre ile de istenilen konuma gitmesi sağlanacaktır. Cihazın aktif rehabilitasyon modunda ise EMG algılayıcıları sayesinde cihaz denetiminin tamamen hastaların kendi arzuları ve istekleri doğrultusunda olması planlanmıştır. Genellikle tedavinin son aşaması için gerekli olan dirençli egzersiz uygulamaları için de kuvvet sensörü üzerinden kontrol edilen bir admitans denetim mimarisi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmadaki en önemli hedeflerden biri düşük maliyet olduğu için performans/fiyat oranını makul bir düzeyde tutabilmek adına bir takım tasarım

(hem mekanik hem de elektronik donanım) faaliyetlerinde bulunulması gerekmektedir. Hem taşınabilir (hafif ve mobil) hem de düşük maliyetli bir bilek rehabilitasyon robotun başarılı bir şekilde geliştirilmesi sayesinde kısmi felçli hastalar tarafından kolayca temin edilebilecek ve tedavi süreci hastane ve rehabilitasyon merkezlerine bağlı kalmaksızın yürütülebilecek olması önerilen tezin temel amacını oluşturmaktadır.

Daha önce Kılıç ve Doğan (2018) tarafından benzer çalışmalar yürütülerek aktif bir bilek ortez cihazı geliştirilmiş fakat cihazın üzerinde yer alan sensör/eyleyici ve tahrik sistemleri aşırı maliyetli olması yüzünden cihazın ekonomik olarak hastalar tarafından kullanımı pek mümkün olmamıştır. Bu çalışma kapsamında geliştirilmesi düşünülen aktif bilek ortezin ise özellikle hafif, taşınabilir ve düşük maliyetli olmasına önem verilerek cihaz kullanıcısına özgü uyarlanabilir bir şekilde geliştirilecek olması önerilen tezin özgünlük değerini oluşturmaktadır. Rehabilitasyon robotlarının daha hafif ve daha basit tasarıma sahip olmaları gerektiği ve böylelikle taşınabilir ve düşük maliyetli olmaları sayesinde evde rehabilitasyon olanağının sağlanmasının çok önemli bir husus olduğu çünkü ev ortamında gerçekleştirilen aktif rehabilitasyon sayesinde hasta motivasyonun ciddi ölçüde artarak daha verimli sonuçların alındığı bilinmektedir.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Hogan vd. (1992) tarafından tasarlanan MIT-MANUS 5 serbestlik derecesine sahip olup doğrudan tahrikli 5 çubuk bağlantılı SCARA mekanizması ile çalışmaktadır. Cihazın 2 serbestlik derecesi ön kol ve dirseğe hareket vermektedir. Üzerine bir diferansiyel mekanizma monte edilmiş olup dişli aktüatörler tarafından tahrik edilen bir paralelkenar bağlantısı, üç serbestlik dereceli bilek hareketlerini, pronasyon/supinasyon (P/S), el bileğine ise fleksiyon/extension (F/E) ve radyal/ulnar (R/U), sağlar. Hastanın güvenliği için cihaza bağlantı manyetik olarak yapılmıştır ve hasta yardım almadan cihazdan kurtulabilmektedir. MIT-MANUS robotuna ait teknik çizimler Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1. MIT-MANUS robotunun teknik çizimleri (Hogan, 1992).

Schmidt vd. (2004) tarafından geliştirilmiş olan Bi-Manu-Track rehabilitasyon robotu iki kola aynı anda pasif ve aktif rehabilitasyon yaptırabilmekte olup ön kol için pronasyon/supinasyon (P/S), bilek için ise fleksiyon/extension (F/E) hareketlerini yaptırabilmektedir. Cihaz her iki kol için hız, direnç ve genliği ayrı ayrı ayarlamaya olanak sunmaktadır. Bi-Manu-Track robotuna ait görsel Şekil 2.2’de verilmiştir.



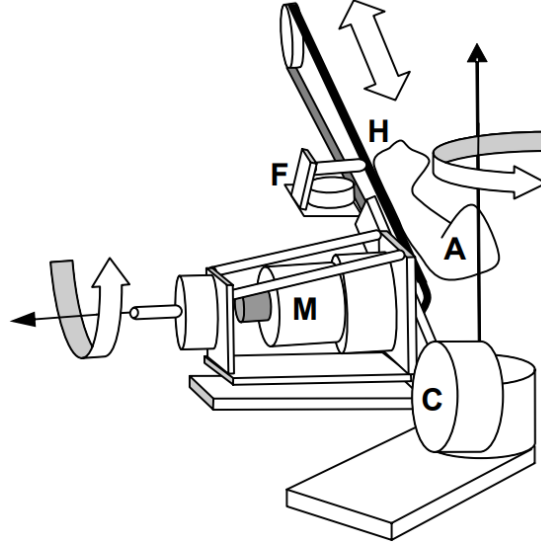
a) El bileği Fleksiyon/Ekstansiyon hareketi



b) Ön kol Süpinasyon/Pronasyon hareketi

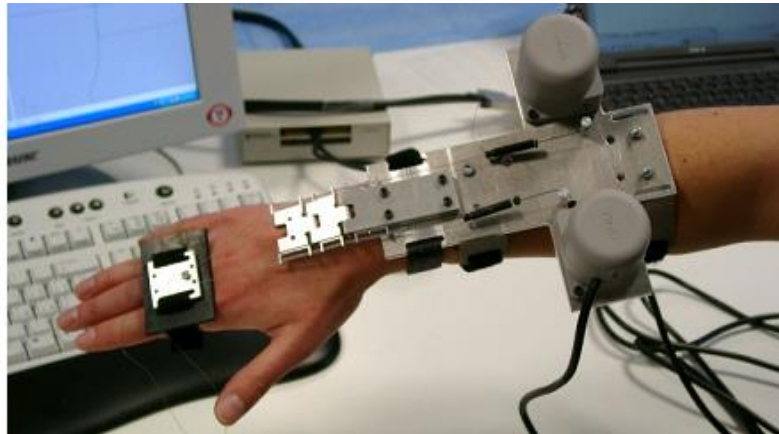
Şekil 2.2. Bi-Manu-Track rehabilitasyon robotu (Schmidt, 2004).

Kahn vd. (2004) tarafından tasarlanan ARM Guide robotu önkolun rehabilitasyonunu sağlamaktadır. Şekil 2.3’te görüldüğü üzere Arm guide robotunda bir adet motor bulunmaktadır (M). Bu motor hareketi (H) noktasından hastanın koluna ileterek lineer hareket sağlamaktadır. (C) ile gösterilen nokta yerçekiminden kaynaklı ağırlıkların kola gelmesini engellemektedir ve hareketli olması sebebiyle kolun farklı alanlarda rehabilite edilebilmesini sağlamaktadır. (F) ile gösterilen yerde 6 eksenli bir yük hücresi bulunmakta olup hastanın koluna uygulanan tork ve kuvvetleri kaydetmektedir.



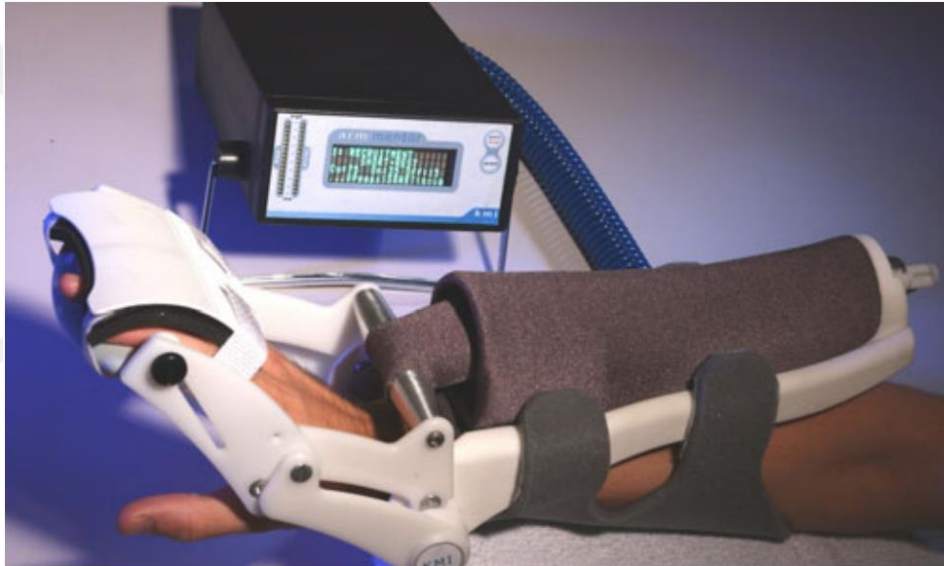
Şekil 2.3. ARM Guide robotunun diagramı (Kahn, 2004).

Carroza vd. (2004) tarafından geliştirilen bilek rehabilitasyon robotunda, terapist tarafından uygulanacak olan tedaviye göre bilek hareketleri (F/E, R/U) iki motor tarafından gerçekleştirilir. Hareket iletimleri motorlara bağlı kasnaklar ile sağlanmaktadır. Kablo-kasnak mekanizma tahrikli robot aktif bilek ortezleri çalışmalarında önemli bir gelişme kaydedildiğini göstermektedir. Yapılmış olan çalışmada, insan vücudundaki en kompleks eklemlerden biri olan el bileği için bir ortez tasarımının kolay olmadığı vurgulanmıştır. Kablo-kasnak mekanizma tahrikli robot görseli Şekil 2.4'te gösterilmiştir.



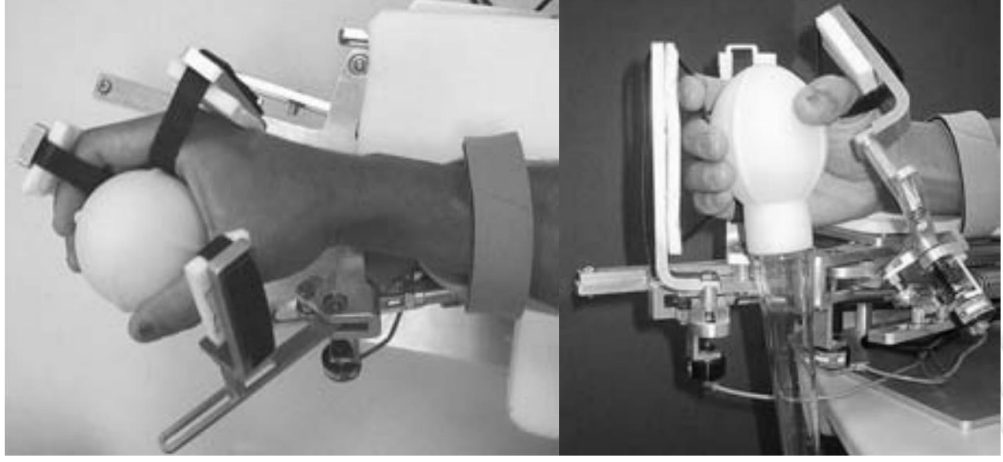
Şekil 2.4. Kablo-kasnak mekanizma tahrikli robot (Carrozza, 2004).

Koeneman vd. (2004) tarafından geliştirilmiş olan pnömatik kaslı el terapi cihazı insan kasına benzer özellikler gösteren yapay pnömatik kaslar kullanılarak tasarlanmıştır. Hava kasları hafiftir ve gerekli kuvveti sağlayabilmektedir. Mikroişlemci kontrollü mini kompresörler kaslara hava basıncı sağlamaktadır. Hava kasları çapı arttığında kısalır aksi durumda ise uzayarak çalışır. Hava kası ön kola bağlanmış olup hareketi bileğin dönme ekseninden geçirilmiş olan mekanizmanın üst koluna iletmektedir. Bu sayede bileğe fleksiyon/ekstansiyon hareketi sağlamaktadır. Bileğin hareketi bir potansiyometre aracılığıyla takip edilmekte olup cihaz hızı 5°/sn dir. Cihaza ait görsel Şekil 2.5'te verilmiştir.



Şekil 2.5. Pnömatik kaslı el terapi cihazı (Koeneman, 2004).

Takahashi vd. (2005) tarafından tasarlanmış olan HWARD robotu elin nesneleri kavrama ve bırakma faaliyetlerine yardımcı olur. Nesnelerin kavranması esnasında dokunsal hissin kaybolmamasına özen göstererek tasarlanan HWARD robotu el bileğinin fleksiyon/extansiyon hareketine de yardımcı olmaktadır. 3 serbestlik derecesine sahip olan robot parmakların el düzlemine göre %90 ekstansiyon, %75 fleksiyon hareketine izin vermektedir. El bileğinin fleksiyon/ekstansiyon hareketi ise sırasıyla 20°/15° dir. Hareketler mafsallı kollar ve çift etkili 3 adet pnömatik silindir ile sağlanmıştır. Her pnömatik silindir 689 kPa sabit basınç altında 122.8 N kuvvet üretebilmektedir. HWARD rehabilitasyon robotuna ait görsel Şekil 2.6'da verilmiştir.



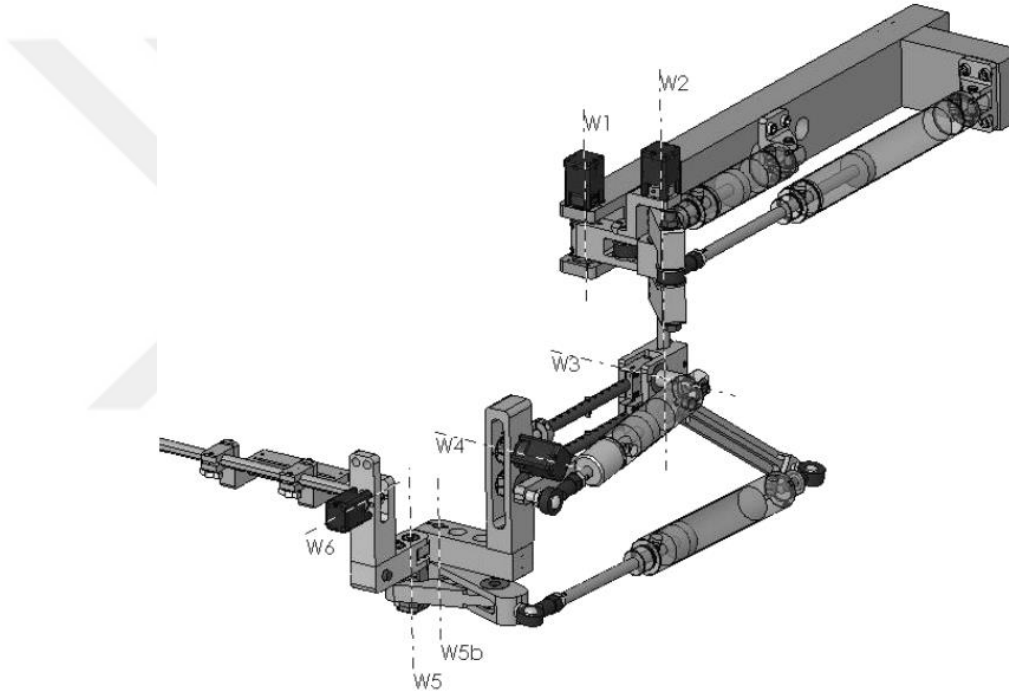
Şekil 2.6. HWARD rehabilitasyon robotu (Takahashi, 2005).

İtalya, Padua Üniversitesi, mekanik ve yönetim departmanı, robotik laboratuvarında dizayn edilen NeReBot üst ekstremitenin pasif rehabilitasyonunu gerçekleştirebilmektedir. Hastanın kolunun yerleştirileceği splinte 3 adet misina tel bağlı olup bu teller bağlı olduğu alüminyum boruların içinden geçerek robotun altında yer alan fırçasız motorlara bağlanmıştır. Sistem hasta koluna pronasyon/süpinasyon, omuz için abdüksiyon ve dirsek fleksiyonu tabanlı hareketleri 3 boyutlu olarak sağlamaktadır. Öğrenme modunda terapist hastanın kolunu hareket ettirdiğinde bu hareketler robot tarafından kaydedilir ve terapi modunda bu hareketleri hastaya uygulamak suretiyle rehabilitasyon faaliyetini gerçekleştirir (Rosati, 2005). NeReBot rehabilitasyon robotuna ait görsel Şekil 2.7’de verilmiştir.



Şekil 2.7. NeReBot rehabilitasyon robotu (Rosati, 2005).

Sanchez vd. (2005) tarafından tasarlanmış olan Pneu-WREX robotu omuz ve dirsek rehabilitasyonu sağlamaktadır. Hasta kolunun ağırlığı yaylar vasıtasıyla dengelenmekte olup eyleyici olarak düşük sürtünmeli BIMBA pnömatrik silindirler kullanılmıştır. Pozisyon ölçümü iletken plastik potansiyometreler ile sağlanmış ve silindirler lineer dirençli dönüştürücüler ile donatılmıştır. Silindirlerin her iki tarafında ki basıncın ölçülebilmesi için basınç sensörleri bulunmaktadır. Güvenlik önlemi için sensörlerin yedekli olarak bulundurulduğu belirtilmiştir. Pneu-WREX robotunun tasarımına ait görsel Şekil 2.8’de görüldüğü gibidir.



Şekil 2.8. Pneu-WREX robotunun tasarımı (Sanchez, 2005).

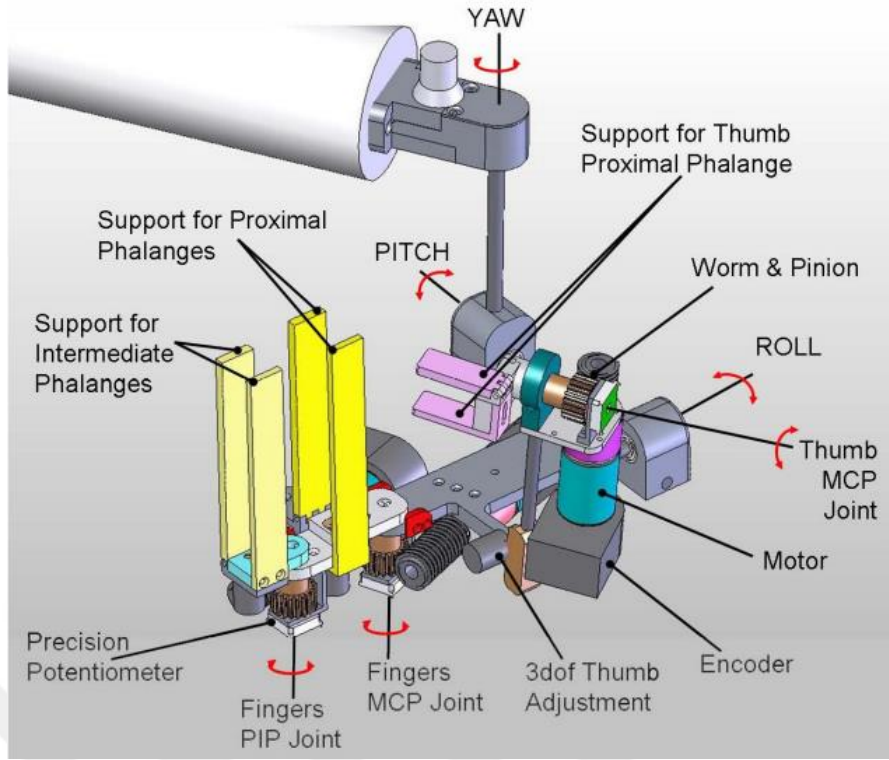
Toth vd. (2005) tarafından geliştirilmiş olan REHAROB iki adet endüstriyel robotun uyumlu çalışması ile oluşturulmuş olan bir robotik sistemdir. Endüstriyel robotların rehabilitasyonda kullanılması ilk kez bu uygulama ile gerçekleşmiştir. Bu sistem felçli hastalara pasif rehabilitasyon uygulayabilmekte olup fizyoterapistlerin direktiflerine göre çalışmaktadır. Duvara montelenmiş 0.8 m uzaklıkta olan IRB 140 endüstriyel robotu hastanın üst koluna, ters çevrilmiş IRB 1400H endüstriyel robotu ise 1.4 m uzakta olup hastanın alt

koluna hareket vermektedir. REHAROB rehabilitasyon sistemine ait görsel Şekil 2.9’da verilmiştir.



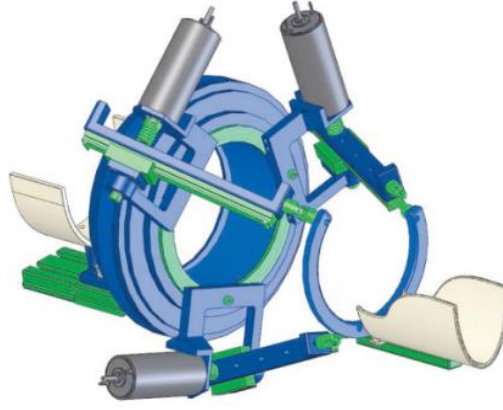
Şekil 2.9. REHAROB rehabilitasyon sistemi (Toth, 2005).

Rui ve Loureiro (2007) tarafından geliştirilmiş olan Gentle/S rehabilitasyon robotu hastaların gündelik hayatta cisimleri kavrayıp bırakmasını içeren bir simülasyon sistemidir. Aktif rehabilitasyon için 3 serbestlik derecesine sahip olan robot pasif rehabilitasyon için de 3 serbestlik derecesine sahiptir. Robot asılı olarak tasarlandığı için hasta koluna yerçekiminden kaynaklı bir yük gelmemekte olup sistem düşük bir ataletle sahiptir. Eklem açılarını ölçmek için optik kodlayıcılar ve hassas potansiyometreler kullanılmıştır. Cihazın önemli bir özelliği ise kolayca giyilebilmesi olup ayar gerekmediği durumda 40 saniye gibi kısa bir sürede, ayar gerektirdiğinde ise 2 dakikadan daha az bir sürede giyilebileceği belirtilmiştir. Gentle/S rehabilitasyon robotunun tasarımına ait görsel Şekil 2.10’da verilmiştir.



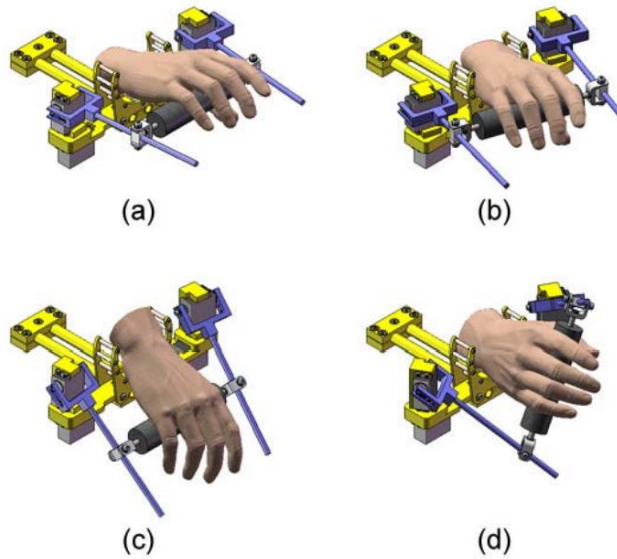
Şekil 2.10. Gentle/S rehabilitasyon robotu (Loureiro, 2007).

Gupta vd. (2008) eğitim ve rehabilitasyon için dört serbestlik dereceli, yüksek konumlama hassasiyetine sahip bir bilek dış iskelet robot tasarımı ve denetimi çalışmalarını gerçekleştirmiştir. RiceWrist isimli bu cihaz bir paralel mekanizma yardımı ile ön kola pronasyon/supinasyon (P/S), el bileğine ise fleksiyon/extension (F/E) ve radyal/ulnar (R/U) hareketlerini yaptırmaktadır. Cihazın F/E hareketler için açılımları $65^{\circ}/65^{\circ}$ olup 3.37 Nm dolaylarında tork verdiği, R/U hareketler için ise açılımlarının $30^{\circ}/35^{\circ}$ olduğu ve bu yönlerde ise bileğe yaklaşık 2.11 Nm 'ye kadar tork uygulayabildiği belirtilmiştir. P/S hareketler için ise $90^{\circ}/90^{\circ}$ açılımlarında 1.69 Nm 'ye kadar tork üretebildiği bildirilmiştir. RiceWrist robotunun tasarımına ait görseli Şekil 2.11'de verilmiştir.



Şekil 2.11. RiceWrist robotunun tasarımı (Gupta, 2008).

Spencer vd. (2008) tarafından tasarlanmış olan CRAMER rehabilitasyon robotu 3 serbestlik derecesine sahip olup el bileği için pronasyon/supinasyon (P/S), fleksiyon/extension (F/E) ve radyal/ulnar (R/U) hareketlerini sağlamaktadır. Çubuklar üzerinde kayabilen bir mekanizmaya sahip robot, çubukların servo motorlar ile hareket ettirilmesi sayesinde pronasyon/supinasyon ve fleksiyon/ekstansiyon hareketlerini yaptırabilmektedir. Servo motorları da olduğu yerde döndürmeye sağlayan diğer servo motorlar sayesinde radyal/ulnar hareketler gerçekleştirilmektedir. Eyleyici olarak Hitec HSR-5995TG servo motorları kullanılmış olup 3 Nm seviyesinde tork üretebilmektedir. Cihazın toplam ağırlığı 1.5 kg dır. CRAMER robotuna ait görsel Şekil 2.12’de verilmiştir.



Şekil 2.12. CRAMER robotunun tasarımı (Spencer, 2008).

Mihelj vd. (2008) tarafından geliştirilmiş olan HEnRiE robotu kavrama ve ulaşma egzersizlerini dokunsal olarak yaptıran bir terapi cihazıdır. Cihaz yerçekimini dengeleyecek şekilde asılmış olup bir adet bilek bağlantı mekanizması, bir adet kavrama cihazı, 3D görüntü sistemi ve Dolby surround ses sistemine sahiptir. 3 serbestlik derecesi ile geniş bir alanda aktif hareket desteği sağlarken, iki pasif serbestlik derecesi ile de elin pronasyon ve süpinasyonunu sınırlı olarak yapmasına izin verilmektedir. Cihaz 2 adet paralel kenar mekanizması sayesinde parmak eklemlerini açıp kapatabilmekte olup parmaklar ve cihaz arasında ki kuvvet etkileşimini ölçebilmesi için 90 N'a kadar ölçüm yapabilen sensörler ile donatılmıştır. HEnRiE robotuna ait görsel Şekil 2.13'te verilmiştir.



Şekil 2.13. HEnRiE robotu (Mihelj, 2008).

IIT-Wrist isimli robot Masia vd. (2009) tarafından geliştirilmiş olup bu robot ile felçli hastaların bilek hareketlerinde kayda değer derecede iyileşmeler gözlemlenmiştir. Cihazın bilek hareket açıları ve maksimum uyguladığı tork değerleri sırasıyla F/E için $70^{\circ}/70^{\circ}$ ve 1.85 Nm, R/U için ise $35^{\circ}/35^{\circ}$ ve 2.24 Nm olarak bildirilmiştir. IIT-Wrist robotuna ait görsel Şekil 2.14'te görüldüğü gibidir.



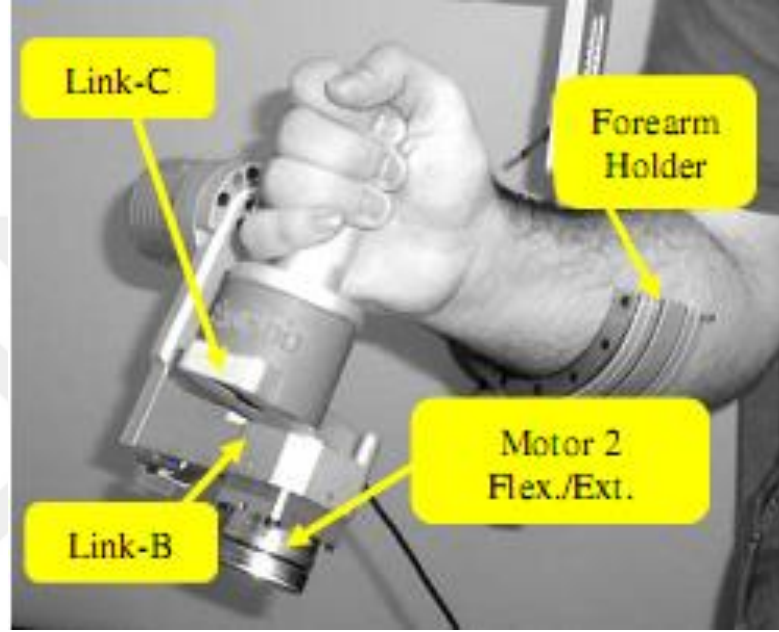
Şekil 2.14. IIT-Wrist robotu (Masia, 2009).

Faran vd. (2009) tarafından ReoGo cihazının geçerlilik ve güvenilirliği değerlendirilmiştir. ReoGo cihazı felçli hastaların robotik terapi yapabilmesi için tasarlanmış olup cihaz bilek fleksiyon/ekstansiyon hareketini, bel seviyesinde ileri uzanma hareketini, omuz seviyesinde ileri uzanma hareketini ve yatay abdüksiyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. ReoGo terapi robotuna ait görsel Şekil 2.15'te verilmiştir.



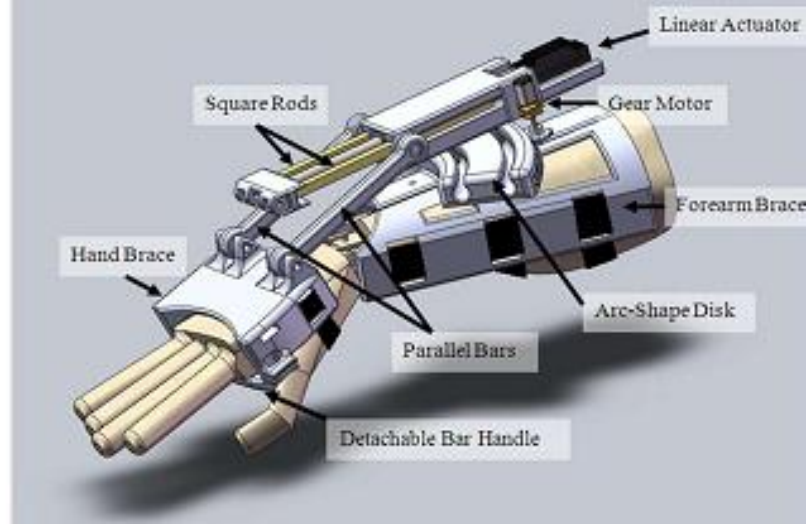
Şekil 2.15. ReoGo robotu (Faran, 2009).

Rahman vd. (2010) tarafından tasarlanmış olan ExoRob isimli robot iki serbestlik derecesine sahip olup bilek hareketlerinden F/E ve R/U hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Cihazın hafif olması için alüminyum malzeme tercih edilmiş olup eleyici olarak harmonik sürücü ile çalıştırılan bir adet DC motor kullanılmıştır. Robot F/E hareketlerinde 0.5 Nm tork uygulayabilmektedir. ExoRob robotu Şekil 2.16’da görülmektedir.



Şekil 2.16. ExoRob robotu (Rahman, 2010).

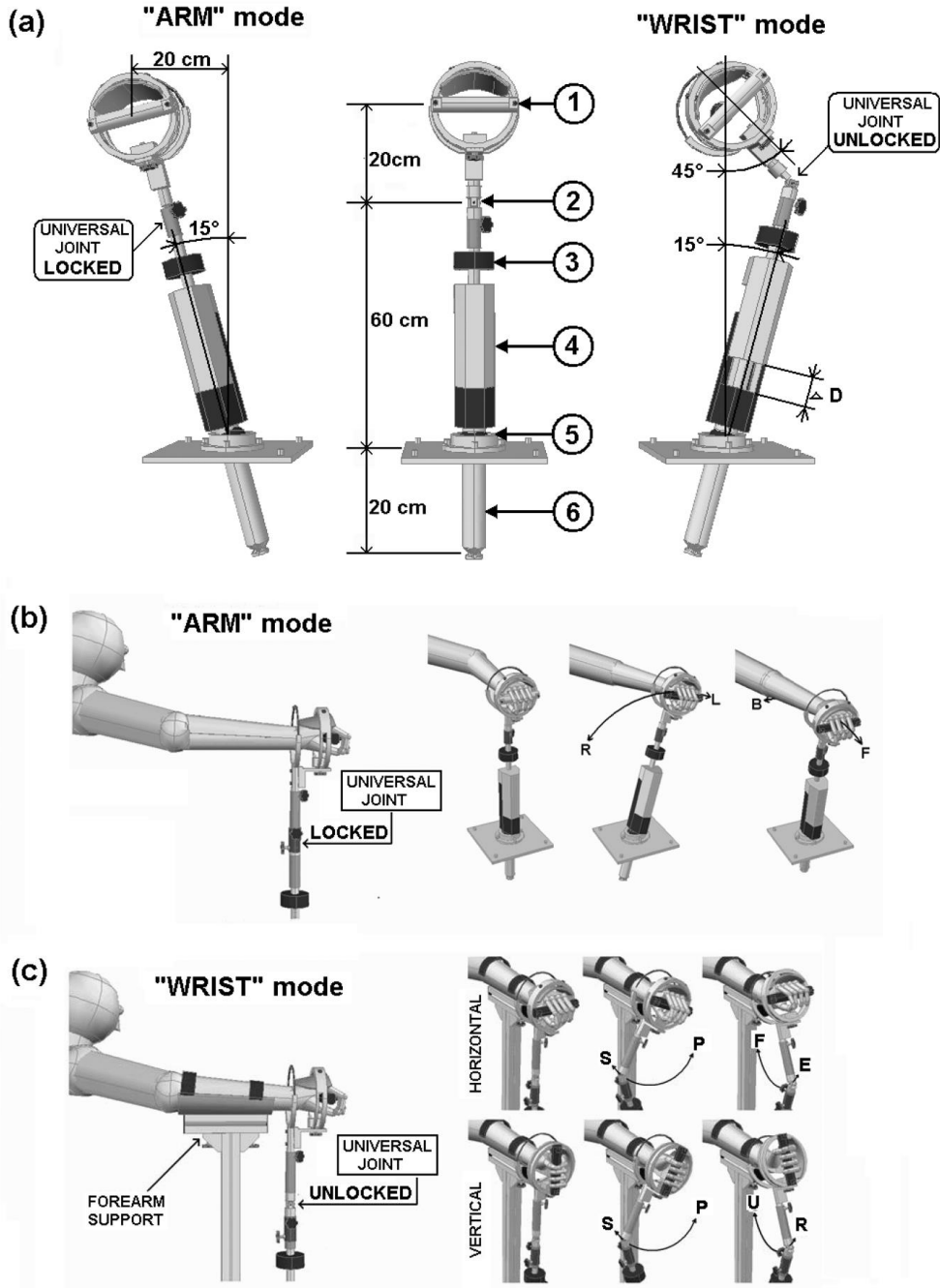
Khoklar vd. (2010) tarafından geliştirilmiş olan doğrusal eyleyici tahrikli robotta 10 cm stroklu Firgelli® marka eyleyici kullanılmıştır. Doğrusal eyleyici F/E hareketlerini 60°/60° açı aralıklarında gerçekleştirmekte ve 2.2 Nm tork uygulayabilmektedir. Cihazın R/U hareketleri ise 30°/30° açı aralıklarında dişli mekanizma sistemine sahip bir elektrik motoru ile gerçekleştirilmektedir. Kullanılan elektrik motorunun dişli oranı 298:1 olup 5.4 Nm tork sağlayabilmektedir. Doğrusal eyleyici tahrikli robota ait görsel Şekil 2.17’de görüldüğü gibidir.



Şekil 2.17. Doğrusal eyleyici tahrikli robot (Khokhar, 2010).

Oblak vd. (2010) tarafından geliştirilen kol ve bilek rehabilitasyon robotu iki moda sahiptir. Hareket kolu üzerindeki üniversal mafsalsın kilidini açmak ve kapamak suretiyle modlar arası geçişe imkan vermektedir. Mafsalsın kilidi kapalı iken cihaz kol rehabilitasyonu, açık iken ise cihaz bilek rehabilitasyonu modunda çalışır. Bilek rehabilitasyonu modunda cihaz fleksiyon/ekstansiyon (F/E), radyal/ulnar (R/U) ve pronasyon/supinasyon (P/S) bilek hareketlerini $\pm 45^\circ$ yapabilmekte olup 20 Nm'ye kadar tork uygulayabilmektedir. Kol rehabilitasyonu modunda ise 75 N kuvvet uygulayabilmektedir. Cihazın hareketleri 2 adet elektrik motoruna bağlı kablo kasnak mekanizması ile sağlanmaktadır. Kablo üzerindeki yaylar sistemi merkeze getirmeye çalışır. Ayrıca yaylar sayesinde sistemin ani hareketleri engellenmiş olur. Hareket kolu üzerindeki kuvvet sensörü ile kuvvet ve torklar, yaya bağlı olan lineer potansiyometreler ile yaylardaki uzama miktarları tespit edilmektedir. Söz konusu çalışmada tekrarlı uzuv hareketlerin kısmi felçli hastaların motor fonksiyonlarının geri kazanımında en etkili tedavi yöntemi olduğu fakat bununla hasta ile terapist arasında sürekli bire bir etkileşim gerektirdiği ve bu tür bir tedavi yönetiminin devletlerin sağlık bütçesine aşırı bir maliyet ve iş yükü doğurduğu açıkça belirtilmiştir. Artık günümüzde yeni, daha uygun maliyetli bir rehabilitasyon yaklaşımına acil olarak ihtiyaç bulunmaktadır. Ayrıca robotik rehabilitasyon alanında birçok teknolojik cihaz tasarımından ve üretiminden bahsedilmekle birlikte bu cihazlarda pahalı sensör/eyleyici ve tahrik

mekanizmalarının kullanımından ötürü maliyetlerin aşırı yüksek olduğu ve bu tür cihazların gelişmiş ülkelerde bile ancak belli başlı temel fizik-tedavi merkezlerinde hizmet edebildiklerine vurgu yapılmıştır. Dolayısıyla rehabilitasyon robotların geniş çaplı klinik kullanıma girmesi, ancak düşük maliyetli donanım ile önemli ölçüde kolaylaştırılabilir. Universal mafsallı robota ait görsel Şekil 2.18'de verilmiştir.



Şekil 2.18. Universal mafsallı robot (Oblak, 2010).

Allington vd. (2011) tarafından tasarlanmış olan SUE rehabilitasyon robotu 2 serbestlik derecesine sahip olup F/E ve P/S hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Her iki hareket için 90 çalışma aralığına sahip olup 2.7 Nm tork üretebilmektedir. Eyleyici olarak pnömatik aktüatörler kullanılmış ve tork değerlerinin artırılması için dişli çark mekanizması uygulanmıştır. Bu durum cihazın uyguladığı torku artırmış olsa da cihazın hasta tarafından kuvvet uygulanarak tersine çalıştırmasını zorlaştırmıştır. SUE robotunun tasarımına ait görsel Şekil 2.19’da verilmiştir.



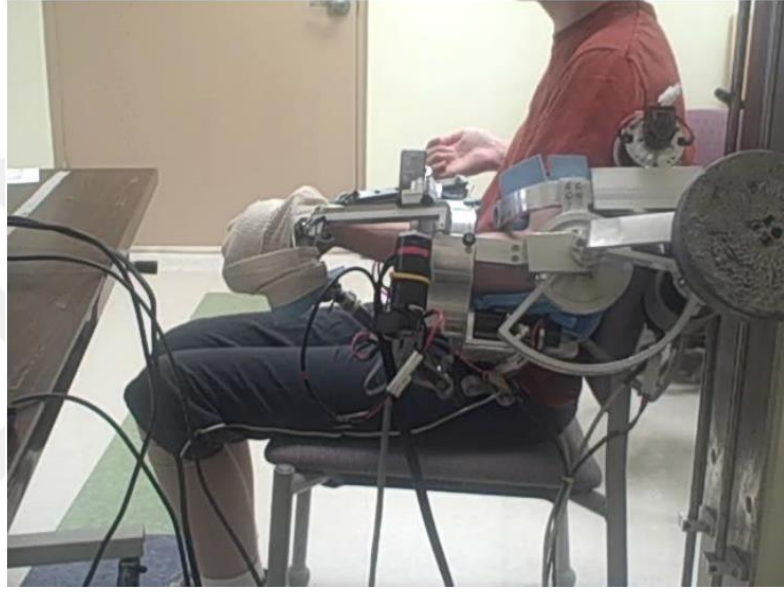
Şekil 2.19. SUE robotunun tasarımı (Allington, 2011).

Erdoğan vd. (2011) tarafından geliştirilen ön kol ve bilek için fizik tedavi egzersizlerinin yapılabileceği bir dış iskelet robot tasarlanmış ve uygulaması yapılmıştır. Bu cihaz sabit bir platforma bağlı olup fleksiyon/ekstansiyon yönlerinde bilek hareketlerini 5 Nm tork değerlerinde desteklediği bilinmektedir. Robotun görseli Şekil 2.20’de görüldüğü gibidir.



Şekil 2.20. Bir Önkol Bilek Rehabilitasyon Robotu(Erdoğan, 2011).

Blank vd. (2013) tarafından geliştirilmiş olan MAHI EXO-II rehabilitasyon robotu 5 serbestlik derecesine sahip olup bilek ve dirsek rehabilitasyonunu yaptırabilmektedir. Omuz bölgesine daha uzak bağlantı şekli sayesinde rahat giyilebilmektedir ve yüksek hassasiyette sensörlerle donatılmıştır. Cihazın maliyetini çok artırmamak için fırçalı DC motor kullanılmış olup bu aktüatörler değişken torklar üretebilmektedir. MAHI EXO-II robotuna ait görsel Şekil 2.21’de verilmiştir.



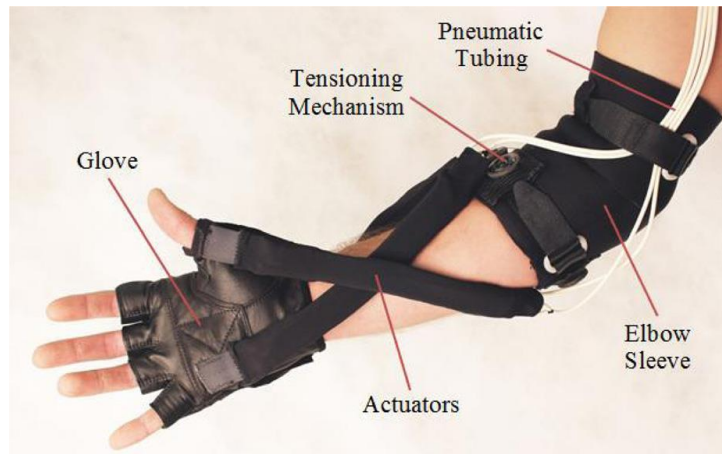
Şekil 2.21. MAHI EXO-II rehabilitasyon robotu (Blank, 2013).

Squeri vd. (2014) tarafından geliştirilen masaüstü robotik terapi cihazı F/E hareketlerinde $70^{\circ}/70^{\circ}$ açı aralıklarında 0.9 Nm tork uygulayabilmektedir. Cihaz R/U hareketlerinde ise $40^{\circ}/40^{\circ}$ açı aralıklarında çalışmakta olup 3 Nm tork uygulayabilmektedir. Yapılan çalışmada statik bilek ortezlerinin kullanımı sonrasında halk arasında kireçlenme olarak tabir edilen kasların zayıflaması durumunun meydana geldiği ve bu durumun rehabilite edilebilmesi için açı aralıkları ve uygulanan tork değerlerinin ayarlanabildiği robotik terapi cihazlarının gerekliliği öne sürülmüştür. Masaüstü robotik terapi cihazına ait görsel Şekil 2.22’de görülmektedir.



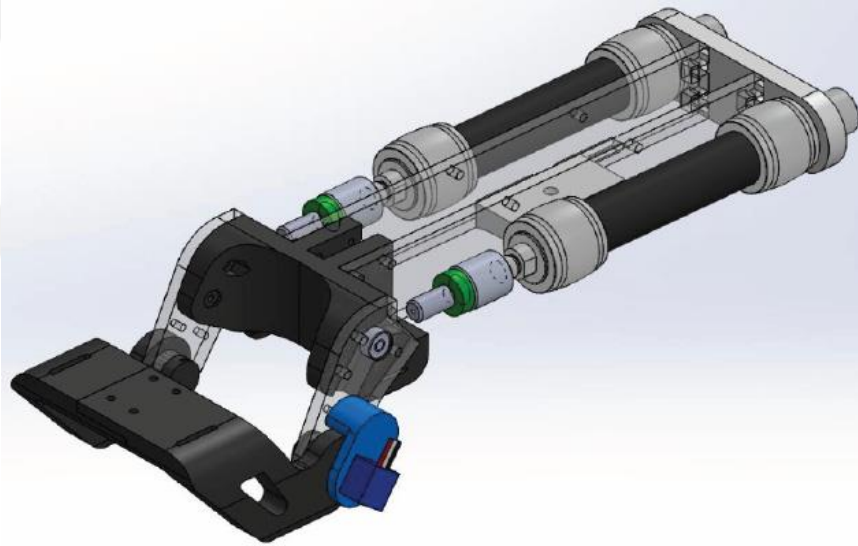
Şekil 2.22. Masaüstü robotik terapi cihazı (Squeri, 2014).

Bartlett vd. (2015) tarafından geliştirilen bilek ortezi pnömatik olarak çalıştırılır, yumuşak ve hafiftir. Klinik dışında da kullanıma uygun olan bu ortezi fleksiyon/ekstansiyon (F/E), radyal/ulnar (R/U) ve pronasyon/supinasyon (P/S) bilek hareketlerinin hepsini yerine getirebilir. Ortezin bileğe bağlantısı, takma çıkarma işlemlerini kolaylaştıran, BOA® teknoloji mandalları kullanılmak suretiyle yapılmaktadır. Her aktuatörde basınç sensörü bulunmaktadır ve cihaz kontrolü Arduino® Mega 2560 ile sağlanmaktadır. Sensörlerden gelen bilgiler kaydedilerek hastaya uygulanacak yardım seviyesi belirlenir ve buna göre kullanıcı veya terapist tarafından cihazın yardım seviyesi artırılıp azaltılabilir. Yumuşak robotik orteze ait görsel Şekil 2.23'te görüldüğü gibidir.



Şekil 2.23. Yumuşak robotik ortezi (Bartlett, 2015).

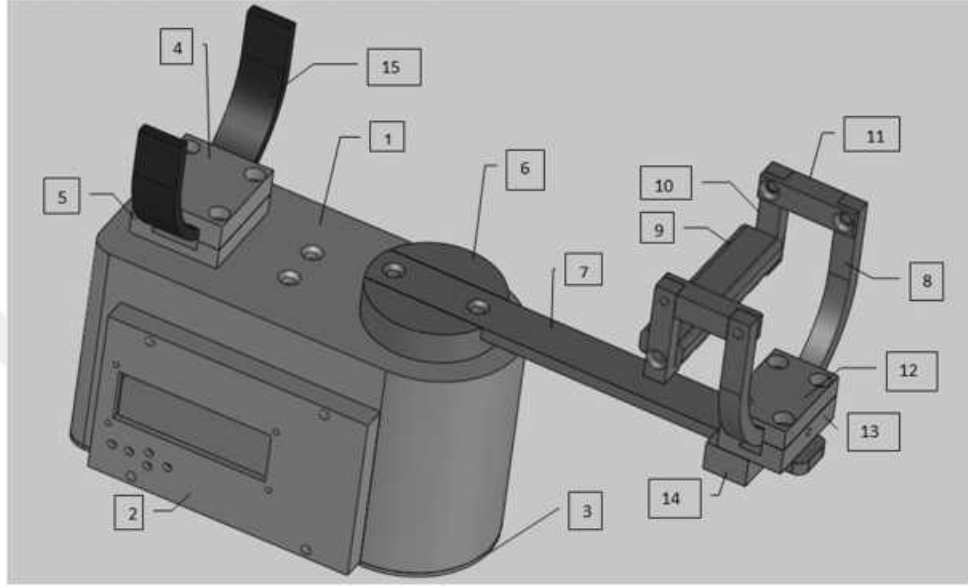
Meng vd. (2015) tarafından geliştirilmiş olan rehabilitasyon robotu 1 serbestlik derecesine sahip olup eyleyici olarak iki adet pnömatik silindir kullanılmıştır. Fleksiyon/ekstansiyon hareketlerini yaptırabilen robotun pistonları kuvveti çelik halatlar yardımı ile aktarmaktadır. Bu silindirlere bağlı halatlardan birisi menteşeyi saat yönünde diğeri ise saat yönünün tersine döndürerek ortezin hareketini sağlamakta olup tellerdeki gerilme ise pistonlar arasındaki yük hücreleriyle ölçülebilmektedir. Cihazın elektrik ve pnömatik donanımı ayrı bir panoda yer almakta olup ortezin ağırlığı 1086 gramdır. Bileğe uygulanan tork birbirleri ile koordineli çalışan iki valfin hava akış hızını ayarlamasıyla sağlanır. Pistonlar tarafından üretilen kuvvet yük hücresi tarafından ölçülür ve doğru yer değiştirmenin telafi edilmesi sağlanır. Pnömatik robotik ortezin tasarımına ait görsel Şekil 2.24'te verilmiştir.



Şekil 2.24. Pnömatik robotik ortezin tasarımı (Meng, 2015).

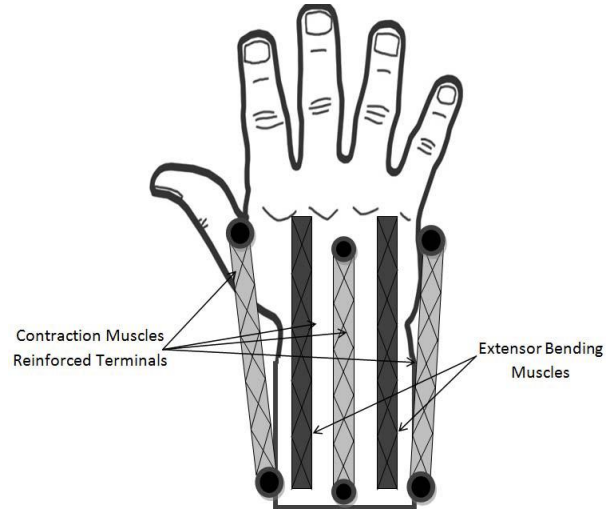
Aabdallah vd. (2016) tarafından tasarlanmış olan rehabilitasyon robot ise tek serbestlik derecesine sahip olup bileğin bağlantı şekli değiştirilmek suretiyle fleksiyon/ekstansiyon (F/E), radyal/ulnar (R/U) hareketlerini yaptırabilmektedir. Eyleyici olarak HS805BB servo motor kullanılmış olup cihazın denetimi Arduino® Mega 2560 ve Raspberry Pi® ile sağlanır. Cihaz Autocad® proqramı ile 3D olarak tasarlanmış ve malzeme olarak C45 çelik tercih edilmiştir. Cihazın programlaması LabVIEW® üzerinden yapılmıştır. EMG sensörleri kullanılarak kas kasılma seviyesinin tahmin edilmesi için SSI(Simple

Square Integral) adlı bir sinyal işleme yöntemi kullanılmıştır. Gerçek zamanlı elde edilen bu değerler bulanık mantık sistemi için veri olarak kullanılmaktadır. Akıllı rehabilitasyon robotunun tasarımına ait görsel Şekil 2.25'te görüldüğü gibidir.



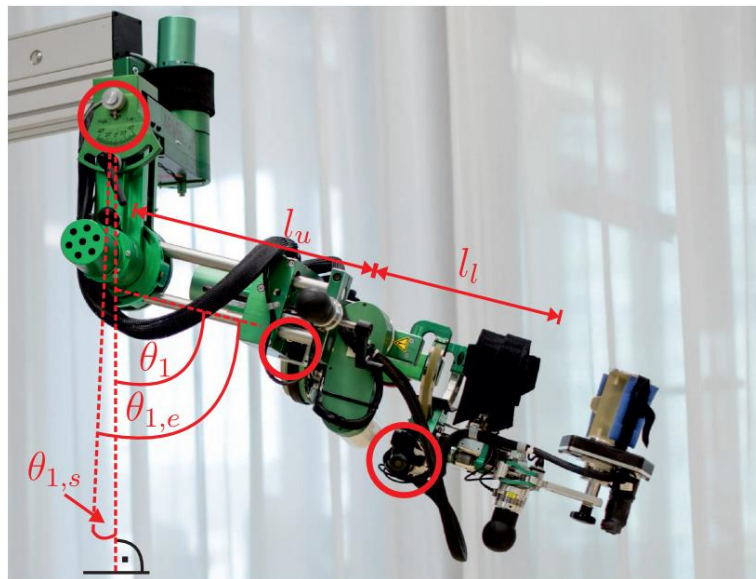
Şekil 2.25. Akıllı rehabilitasyon robotunun tasarımı (Aabdallah, 2016).

Al-Fahaam vd. (2016) tarafından pnömatik yumuşak eyleyiciler kullanılarak giyilebilir bir robot tasarlanmış olup pnömatik yapay kasların kullanıldığı görülmektedir. Robot fleksiyon/ekstansiyon (F/E) hareketlerini $90^{\circ}/70^{\circ}$, radyal/ulnar (R/U) hareketlerini ise $20^{\circ}/50^{\circ}$ sağlayabilmektedir. Eyleyicilere basınç sağlandığında kıvrılan iki adet bükme kası elin üst kısmına yerleştirilmiş olup fleksiyon hareketini sağlar. İki kas toplamda yaklaşık olarak 37 N kuvvet uygulamaktadır. Radyal/Ulnar (R/U) hareketler ise elin iki tarafına yerleştirilmiş olan daralma kasları ile sağlanır. Bu kasların her biri yaklaşık 55 N kuvvet uygular. Cihazın toplam ağırlığı 150 gram olup dış iskeletin tamamen yumuşak olması hastalar tarafından kullanımının rahat olduğunu göstermektedir. Hava akışını kontrol etmek için MATRIX® 3/3 750 4 kanallı selenoid valf, basıncı ölçmek için ise MD-PS002 basınç sensörü kullanılmıştır. Cihazın denetimi Arduino® geliştirme kartı ile sağlanmıştır. Pnömatik rehabilitasyon eldiveni tasarımına ait görsel Şekil 2.26'da görülmektedir.



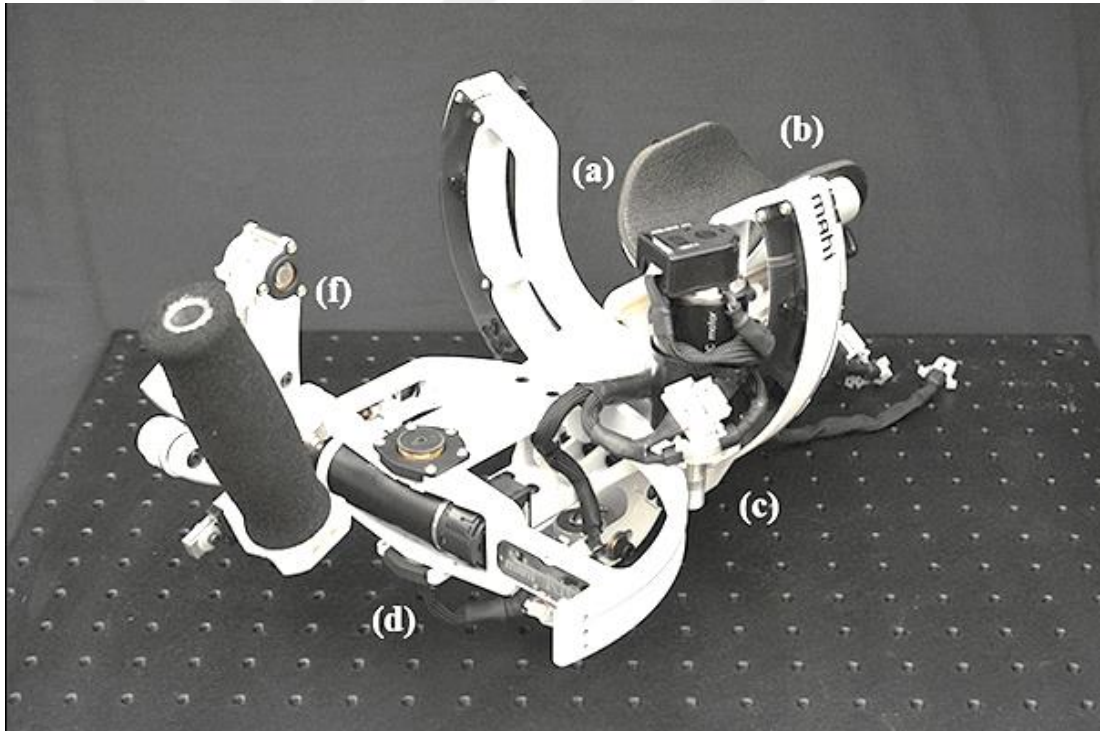
Şekil 2.26. Pnömatik rehabilitasyon eldiveni tasarımı (Al-Fahaam, 2016).

Just vd. (2016) tarafından tasarlanmış olan ARMIN rehabilitasyon robotu 7 serbestlik derecesine sahiptir. Bu serbestlik dereceleri sırasıyla kol yüksekliği, yükselme düzlemi, içe/dışa omuz hareketleri, dirsek fleksiyon/ekstansiyonu, önkol pronasyon/supinasyonu, bilek fleksiyon/ekstansiyonu ve eli açma kapama hareketlerini yaptırabilmektedir. Robotta 0.1 mm çözünürlüklü tel potansiyometreler ve 0.1° çözünürlüklü rotasyonel potansiyometreler kullanılmıştır. Motorlar kapandığında ortezi dengeleyecek olan yaylar güvenliği sağlamaktadır. ARMIN rehabilitasyon robotunun bir görseli Şekil 2.27’de görüldüğü gibidir.



Şekil 2.27. ARMIN rehabilitasyon robotunun görseli (Just, 2016).

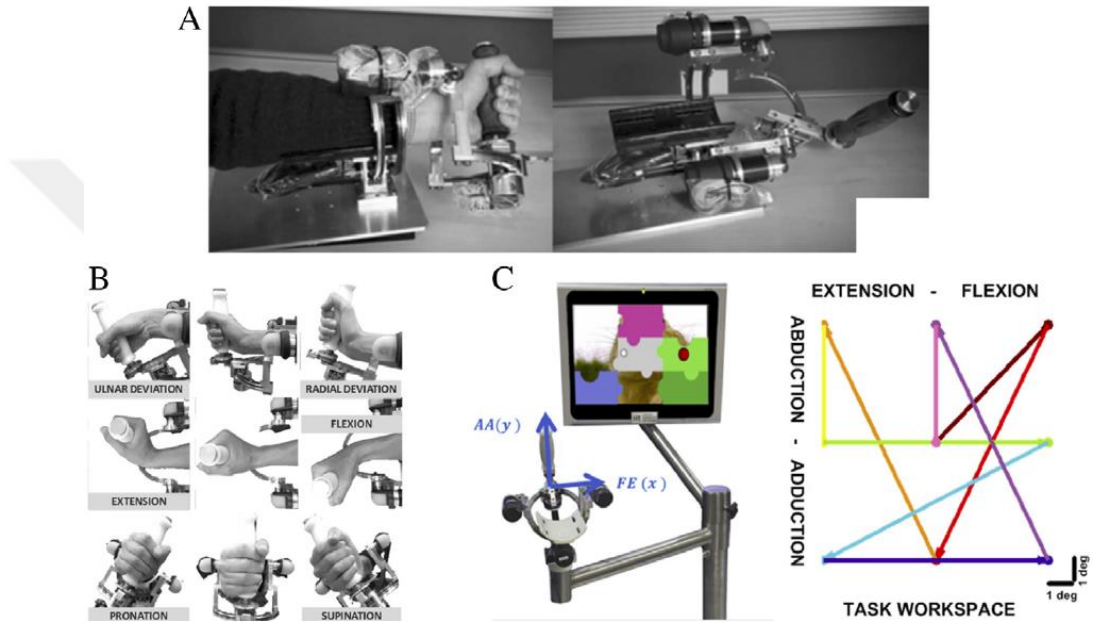
Pezent vd. (2017) tarafından geliştirilen OpenWrist isimli cihaz literatürde RiceWrist olarak bilinen giyilebilir robotun geliştirilmiş halidir. RiceWrist rehabilitasyon robotu el bileği tam bir halka içinden geçirilmek suretiyle kapalı bir ortamda olup bu özellik hasta ve terapistleri zor duruma sokmaktaydı. OpenWrist robotunda kapalı radyal yatak yerine açık eğrisel ray ve kızak kullanılmak suretiyle bu durum ortadan kaldırılmıştır. Pronasyon/supinasyon (P/S) hareketleri döndürücü kablo aktarımı ile sağlanmakta olup 1.69 Nm ile 3.5 Nm arasında tork çıkışı vermektedir. OpenWrist rehabilitasyon robotunun hareket kabiliyeti ve üretmiş olduğu torklar sırasıyla fleksiyon/ekstansiyon (F/E) hareketleri $70^{\circ}/65^{\circ}$ 3.6 Nm, radyal/ulnar (R/U) hareketleri $35^{\circ}/40^{\circ}$ 2.3 Nm, pronasyon/supinasyon (P/S) hareketleri ise $85^{\circ}/85^{\circ}$ 3.5 Nm şeklindedir. OpenWrist rehabilitasyon robotuna ait görsel Şekil 2.28’de verilmiştir.



Şekil 2.28. OpenWrist rehabilitasyon robotu (Pezent, 2017).

Marini vd. (2017) yapmış oldukları çalışmada kas kasılması ve hipertoni durumunda eklemlerin manipülasyonuna izin veren, 3 serbestlik dereceli bir rehabilitasyon robotu kullanmışlardır. Robotun hareketleri 4 adet fırçasız motor ile sağlanmaktadır. Bu motorlardan 2 tanesi radyal/ulnar (R/U) hareketleri, diğer iki motor ise fleksiyon/ekstansiyon (F/E) ve pronasyon/supinasyon (P/S)

hareketlerini kontrol eder. Rehabilitasyon robotunun hareket kabiliyeti ve ürettiği sürekli torklar sırasıyla fleksiyon/ekstansiyon (F/E) hareketleri için $72^{\circ}/72^{\circ}$ 1.53 Nm, radyal/ulnar (R/U) hareketleri için $45^{\circ}/27^{\circ}$ 1.63 Nm, pronasyon/supinasyon (P/S) hareketleri için ise $80^{\circ}/80^{\circ}$ 2.77 Nm şeklindedir. Rehabilitasyon sisteminde sanal gerçeklik sistemi mevcut olup hastanın terapi sırasında yaptığı hareketleri görsel olarak geri bildirmektedir. Rehabilitasyon robotuna ait görsel Şekil 2.29’da verilmiştir.



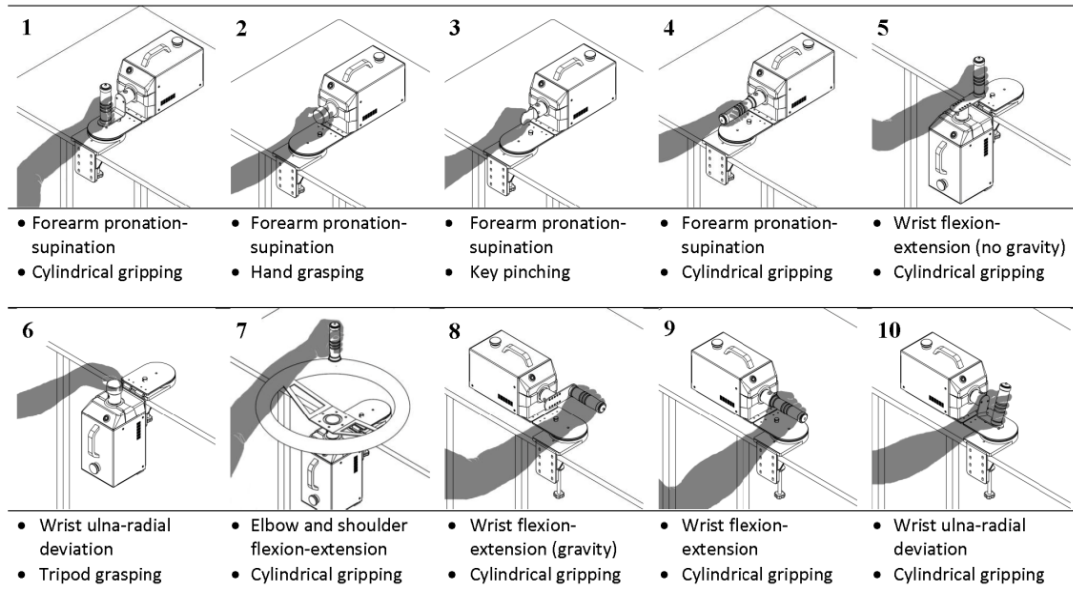
Şekil 2.29. Adaptasyon modülasyonlu rehabilitasyon robotu(Marini, 2017).

Ambar vd. (2017) tarafından hastanın fleksiyon/ekstansiyon (F/E) ve pronasyon/supinasyon (P/S) bilek hareketlerini kullanarak bilgisayar oyununu kontrol etmek için bir rehabilitasyon cihazı tasarlanmıştır. Elin üzerine oturabildiği kubbe şeklindeki bir joystick fare imlecini kontrol eder. Hastanın yapmış olduğu bilek hareketleri kubbe içine yerleştirilmiş olan ivme ölçer ile tespit edilmektedir. Kontrol kartı olarak Arduino Leonardo tercih edilmiştir. Cihazın üretiminde 3D yazıcıdan faydalanılmış olup malzeme olarak ABS plastik tercih edilmiştir. Kullanıcı oyunu oynarken yapmış olduğu bilek hareketleri kaydedilir. Bu bilgiler hem çalışma örnekleri oluşturmak için hem de terapistlerin rehabilitasyon sonuçlarını analiz etmesinde kullanılır. Joystick rehabilitasyon robotuna ait görsel Şekil 2.30’da görüldüğü gibidir.



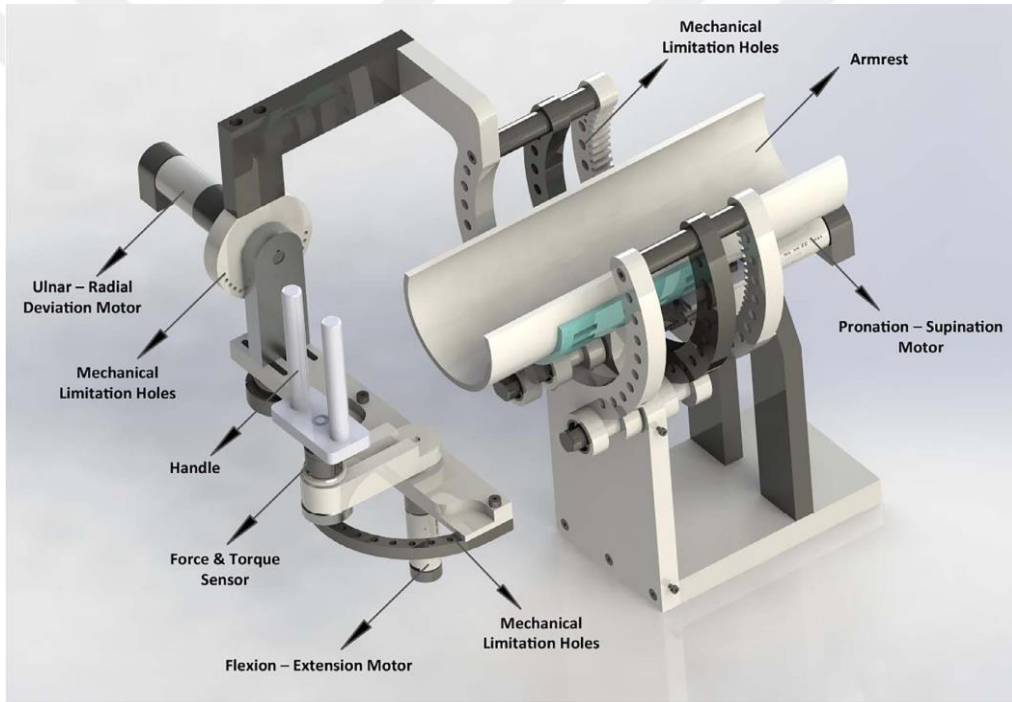
Şekil 2.30. Joystick rehabilitasyon robotu (Ambar, 2017).

Khor vd. (2017) yapmış oldukları çalışmada omuz, dirsek, ön kol, el bileği, ve el dahil olmak üzere üst ekstremitte temel birkaç hareketi yaptıran CR2 isimli robotu kullanmışlardır. 10 farklı eğitim yapılandırması sağlayan bu robot, fleksiyon/ekstansiyon (F/E) ve pronasyon/supinasyon (P/S) hareketleri ile, VR oyunları oynarken pasif ve aktif rehabilitasyon yaptırabilmektedir. Sürekli pasif modu ve aktif destek modunda hasta, oyunda belirlenen hedefe verilen sürede ulaşamazsa robot hastaya yardım eder ve görevi yerine getirmesi sağlanır. Direnç modunda ise hastanın kaslarının güçlendirilmesi için hareketlere karşı direnç gösterir. Robotun toplam ağırlığı 11 kg olup her iki yöne 135° dönebilmektedir. Yaklaşık 1.8 Nm'ye kadar tork üretebilen cihaz güvenlik açısından 1 Nm'lik bir değerle sınırlandırılır. Taşınabilir rehabilitasyon robotuna ait görsel Şekil 2.31'de verilmiştir.



Şekil 2.31. Taşınabilir rehabilitasyon robotu (Khor, 2017).

Akdoğan vd. (2018) tarafından geliştirilen rehabilitasyon robotu 3 serbestlik derecesine sahip olup fleksiyon/ekstansiyon (F/E) hareketleri $80^{\circ}/80^{\circ}$, radyal/ulnar (R/U) hareketleri $30^{\circ}/45^{\circ}$, pronasyon/supinasyon (P/S) hareketleri ise $85^{\circ}/85^{\circ}$ uygulatabilmektedir. Eyleyici olarak servo motorlar kullanılmış olup cihaz pasif, aktif ve dirençli olmak üzere 3 farklı modda terapötik egzersiz yapılabilmesini sağlar. Hafif ve taşınabilir olması için malzeme olarak alüminyum tercih edilmiştir. Sistemde kullanıcı bilgisayarı, kontrol bilgisayarı ve fizyoterapist bilgisayarı olmak üzere 3 adet bilgisayar bulunmaktadır. Rehabilitasyon robotunun tasarımına ait görsel Şekil 2.32’de görülmektedir.



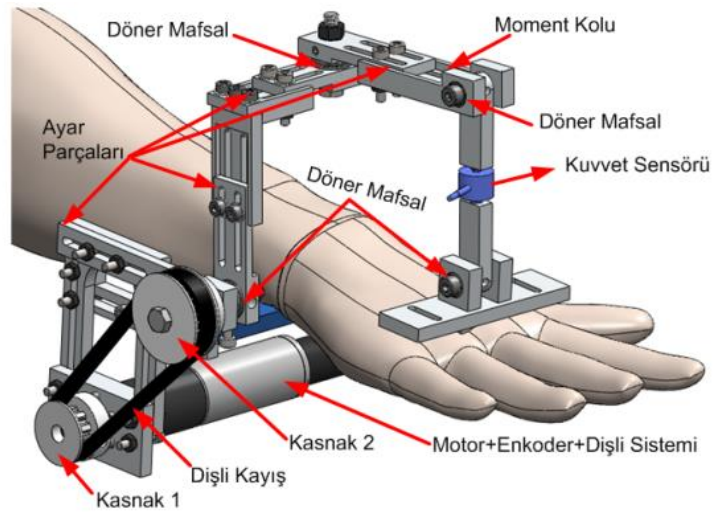
Şekil 2.32. Üç serbestlik dereceli rehabilitasyon robotu (Akdoğan, 2018).

AbdulKareem vd. (2018) felç sonrası parmak hareketlerini kaybetmiş olan hastalar için düşük maliyetli bir rehabilitasyon robotu tasarımını gerçekleştirmiştir. Kontrolü Arduino® ile sağlanan rehabilitasyon cihazında eyleyici olarak step motor kullanılmış ve motorlardaki radyal hareketler lineer hareketlere dönüştürülmüştür. Cihazın hareket aralığı olan hız ve zaman ayarları kullanıcı yada terapist tarafından ayarlanabilmektedir. Rehabilitasyon robotuna ait görsel Şekil 2.33’te verilmiştir.



Şekil 2.33. Düşük maliyetli rehabilitasyon robotu (AbdulKareem, 2018).

Kilic ve Dogan (2018) tarafından tasarlanmış ve prototip üretimi yapılmış olan aktif bilek ortezi ile bulanık mantık tabanlı bir denetim sistemi sayesinde aktif rehabilitasyon egzersizlerinin başarılı bir şekilde gerçekleştirildiği görülmektedir. Söz konusu çalışmada güçlü bir eyleyici (90 Watt DC motor), yüksek hassasiyetli bir kuvvet sensörü ve ham EMG sinyal çıktısı verebilen EMG sensörlerinin kullanıldığı bilinmektedir. Aktif bilek ortezinin tasarımına ait görsel Şekil 2.34'te görüldüğü gibidir.



Şekil 2.34. Aktif bilek ortezi tasarımı (Kilic ve Dogan, 2018).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez insan bileği için pasif ve aktif rehabilitasyon yapabilen bir taşınabilir Aktif Bilek Ortezin tasarımı, prototip imalatı ve denetim çalışmalarını içermektedir. Söz konusu bu tez çalışması, Kilic ve Dogan (2018) tarafından yapılmış olan aktif bilek ortezine benzer bir tasarımdan yola çıkılarak devam edilmiş olup çok daha ucuz bir eyleyici, yük hücresi ve EMG sensör kitleri kullanılarak benzer bir cihazın geliştirilmesi yönünde ilerlemiştir.

Yapılan literatür taraması sonucunda elde edilen bilgilere göre sağlıklı bir el bileğinin çalışma aralıkları fleksiyon hareketinde 70° , ekstansiyon hareketinde 60° , radyal deviasyon hareketinde 30° ve ulnar deviasyon hareketinde ise 35° olduğu görülmüştür. Bu sebeple tasarlanan cihazın fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri bu bilgilere göre seçilmiş olup güvenlik gereklikleri sebebiyle $\pm 50^\circ$ seçilmiştir. Fleksiyon/ekstansiyon ve Radyal/Ulnar deviasyon hareketleri toplamda 2 serbestlik derecesi oluşturmaktadır. Ancak cihaz üzerinde Radyal/Ulnar deviasyon hareketleri için herhangi bir kısıtlama yapılmamış olup serbest şekilde hareket ettirilebilmektedir. Cihaz sadece fleksiyon/ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirerek hastaya hareket desteği sağlayabilecektir. Cihazın maliyetinin düşük tutulabilmesi için çok yüksek güç gerektirmeyen yalnızca rehabilitasyon için salınım hareketleri ve diğer hareketleri yüksüz gerçekleştirebilmek adına 1,5 Nm tork üretebilen eyleyici ve buna uyumlu çalışabilecek bir tahrik sistemi belirlenmiştir. Her ne kadar cihaz maliyeti düşük tutulmaya çalışılsa da kullanılan eyleyicinin hızı çok düşük tutulmamalıdır. Bu sebeple $330-360^\circ/\text{sn}$ hız aralığında bir eyleyici seçimi gerekliliği göz önünde bulundurulmuştur. Tasarlanacak olan aktif bilek ortezinin çeşitli hastalarda rahatlıkla kullanılabilmesi için parçalarının ayarlı olabilmesi öngörülmüştür. Bu cihazın temel hedefi rehabilitasyon merkezlerine bağımlı kalmaksızın hastanın sürekli rehabilitasyon uygulamalarını yapabilmesidir. Bunu gerçekleştirmenin tek yolu ise cihazın olabildiğince hafif ve taşınabilir olmasıdır. Ayrıca cihazda sadece pasif rehabilitasyon uygulaması değil aynı zamanda aktif rehabilitasyon uygulaması da yapılabilecektir. Bunun için de EMG sensörlerinden

faaydalanılması dűűűnűlműűtűr. Gerekleűtirilmiű olan tűm aűamalar ilerleyen bűlűmlerde sırasıyla sunulmaktadır.

3.1. Mekanik Tasarım

3.1.1. Dűűűk maliyetli ve taűınabilir bilek rehabilitasyon robotu için tasarım araűtırmaları

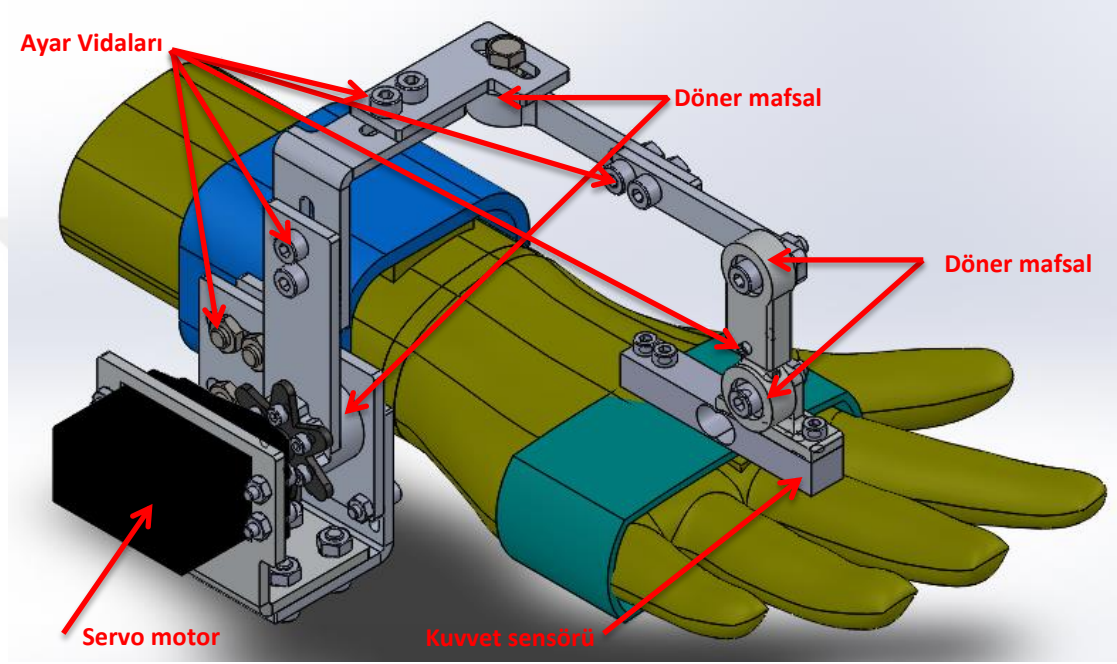
Bilek rehabilitasyon robotu için literatűrde yer alan bilek ortezerleri incelenmiű olup farklı tasarımlara sahip bir çok rehabilitasyon cihazı olduėu ancak bunların maliyet olarak çok makul dűzeylerde olmadıėı gűzlemlenmiűtir. Ayrıca incelenen sistemlerin çoėunun sabit platforma baėlı olduėu gűrűlmektedir. Hidrolik ve pnűmatik sistemlerin kullanımı sűrekli yűksek basınçlı akıűkan ihtiyaını saėlamak adına karmaűık bir pompa ve valf sistemine ve bunların iletim hatlarının zorunluluėunu gerektirdiėi için taűınabilir olmayan bu tűr sistemlerin kullanımının uygun olmadıėı deėerlendirilmiűtir. Bunun yanı sıra hidrolik ve pnűmatik sistemlerde kullanılan oransal valfler yűksek maliyetler ortaya çıkaracaėından dűűűk maliyette bir rehabilitasyon robotunun űretimi için dezavantaj oluűturmaktadır. Eyleyici olarak bir DC motor seçilmesi durumunda torku artırmak için diűli veya kayıű-kasnak mekanizmalarına ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca konumun tespit edilebilmesi için motora enkoder baėlanması gereklidir. Bu durumlar gűzűnűne alındıėında motorda hem konum űlűmű yapan hem de tork artırıcı diűli mekanizmasına sahip servo motorların kullanılması daha uygun olacaėı gűrűlműűtir. Servo motorların hafif ve uygun fiyatlarda olması da servo motorların tercih edilme nedeni olmuűtur. Rehabilitasyon robotunun gűvdesinde kullanılacak malzemenin hafif, mukavemetli, ve ekonomik olması gerekmektedir. Bu durumlar gűzűnűnde alındıėında alűminyum malzemenin gűvde için en uygun malzeme olduėu saptanmıűtır. Medikal űrűnler incelendiėinde splintleme iűlemleri için termoplastik malzeme kullanıldıėı gűzlemlenmiűtir. Termoplastik malzemeler kolay temizlenebilen, steril ve hafif malzemelerdir. 70  C sıcaklıkta istenilen űekle sokulabilir ve soėuduėunda mukavemetli bir yapıya sahip olur. Isıtma iűlemi sıcak su ile yapılır, ısınan malzeme cihazı kullanacak olan hastanın űn kol

ve elini saracak şekilde uygulanır. Daha sonra hastanın uzuvlarına göre şekillenmiş olan malzeme oda sıcaklığına geldiğinde sertleşir. Fazlalık olan kısımlar kesilerek atılır. Hasta bileğinden malzemenin çıkarılması için uygun noktalardan kesilerek şekillenmiş olan malzeme elde edilir. Sertleşmiş olan termoplastik üzerinde vidalama işlemi yapılabildiği için cihaza montajı kolaylıkla yapılabilecektir. Ayrıca piyasa araştırması yapıldığında maliyeti düşük olan EMG [Elektromiyografi] sensörleri mevcut olduğu görülmüş olup bu sensörler filtrelenmiş EMG verisi verebilmektedir. Bu sensörlerden gelen analog verileri gerçek zamanlı gösterebilecek olan kontrolcü olarak yaygın kullanıma sahip Arduinno® geliştirme kartları kullanımı uygun olacağı değerlendirilmiştir. EMG sensörü, kuvvet sensörü ve servo motordan gelen konum sinyalleri doğrultusunda cihazın kontrolü gerçekleştirilecektir.

3.1.2. Bilek rehabilitasyon robotu tasarımı

Tasarım çalışmalarında SolidWorks® katı modelleme programı kullanılmış olup öncelikle gerçeğe yakın bir insan ön kol ve el modeli bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Ön kol ve el, bilek hareketlerini simüle edecek şekilde küresel mafsallarla birbirine montajlanmıştır. Fleksiyon/Ekstansiyon hareketlerini $50^{\circ}/50^{\circ}$ ve Radyal/Ulnar deviasyon hareketlerini $30^{\circ}/35^{\circ}$ olacak şekilde sınırlandırılmış olup tasarım çalışmaları bu model üzerinden yapılmıştır. Tasarım olarak 4 çubuk mekanizmasını temel alan cihazda toplamda 4 adet dönel mafsallarla kullanılmış olup bu mafsallardan 2 tanesi El bileğinin fleksiyon/ekstansiyon hareketleri ve radyal/ulnar deviasyon hareketlerini yaptırmakta olup diğer iki mafsalları ise 4 çubuk mekanizmasını oluşturacak şekilde uygun yerlere konumlandırılmıştır. Bu mekanizmanın kilitlenmemesi için dönel mafsalların dönüş eksenleri tam olarak el bileğinin küresel mafsallarıyla kesişmesi gerekmektedir. Bu işlem bilgisayar ortamında yapılarak tasarım gerçekleştirilmiştir. Her ne kadar eksenler bilgisayar ortamında doğru ayarlanabilse de insan bileği kişiye özel farklı olduğu için bir ayar mekanizmasının gerekliliği ortaya çıkmıştır. Motor dönel mafsalla aynı eksenle birbirine bağlı olup bu eksenin el bileğinin eksenine getirilmesi için ön kol ile arasında bulunan bağlantı civatalı olarak tasarlanmıştır. Aynı şekilde serbest

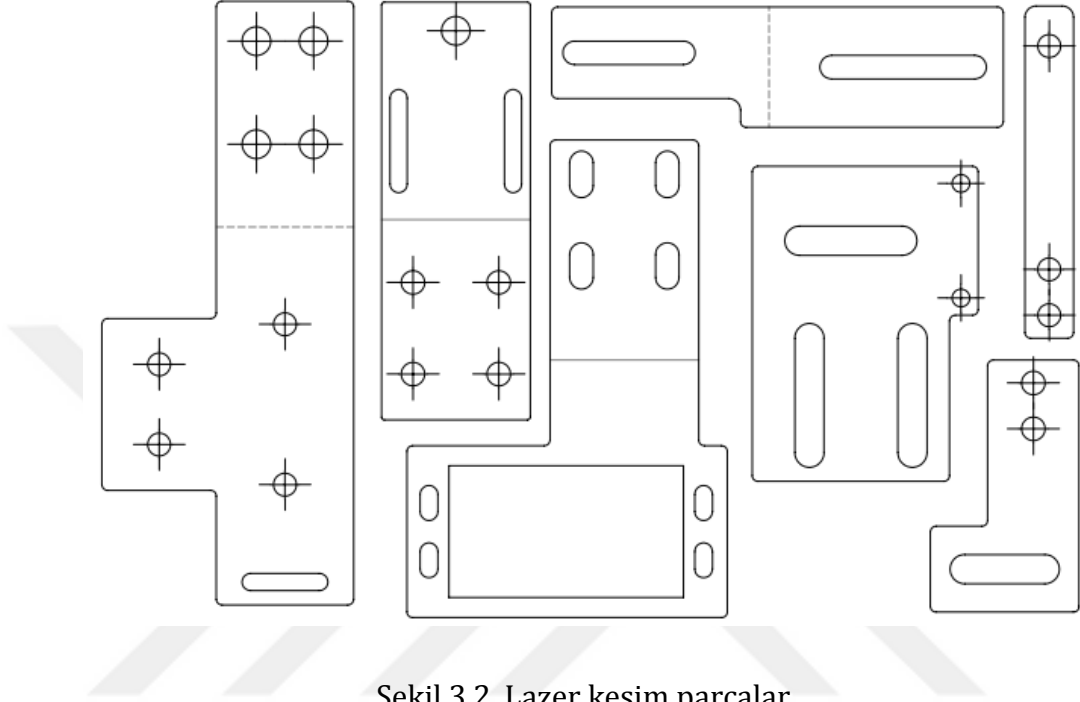
şekilde çalışan ikinci dönel mafsalsalın da bilek küresel mafsalsal ile aynı eksene getirilebilmesi için mafsalsalın konumunu belirleyen parça civatalı bağlantı şeklinde ayarlanabilir olarak tasarlanmıştır. Radyal/Ulnar deviasyon hareketini sağlayan dönel mafsalsal ile el arasındaki parçanın sabit olması cihazın ele tam oturmamasına sebep olacaktır. Bu yüzden bu parçada da civatalı bağlantı kullanılmıştır. Cihaz tasarımına ait görsel Şekil 3.1’de görüldüğü gibidir.



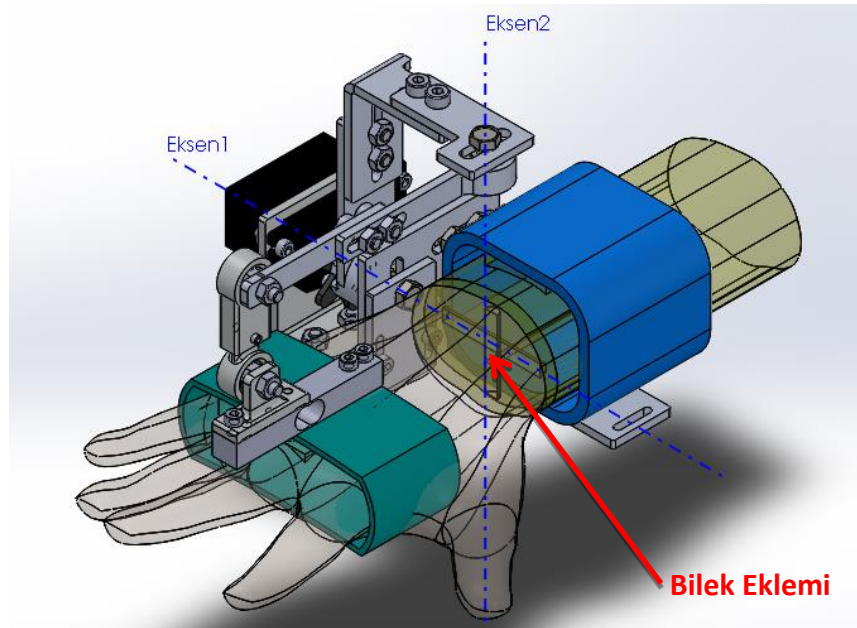
Şekil 3.1. Cihaz tasarımı.

Cihazın modellemesi yapılırken maliyeti en alt seviyelerde koruyabilecek şekilde düşünülmüştür. Rulman yatağı gibi talaşlı işlem gerektirmeyecek olan parçalar lazer kesim teknolojisi ve abkant büküm tezgâhlarında üretilebilecek şekilde tasarlanmış olup 3 mm alüminyum sac levhadan üretilmiştir. Cihazın lazer kesim ile üretilen parçaları Şekil 3.2’de görülmektedir. Döner mafsalsalın eksenlerinin bilek ekleminde geçtiğini gösteren görsel ise Şekil 3.3’te verilmiştir. Şekil 3.3’te görülen Eksen1 fleksiyon/ekstansiyon hareketlerinin gerçekleştiği eksenidir. Eksen2 ise radyal/ulnar deviasyon hareketlerinin gerçekleştiği eksenidir. Şekil 3.4.a’da gösterilen ayar parçaları motorun ve döner mafsalsalın geçmiş olduğu eksenin (Eksen1) bilek ekleminin eksenini ile çakıştırılmasında yardımcı olur. Şekil 3.4.b’de gösterilen ayar parçaları ise diğer Radyal/Ulnar deviasyon hareketlerini gerçekleştiren dönel mafsalsalın eksenini

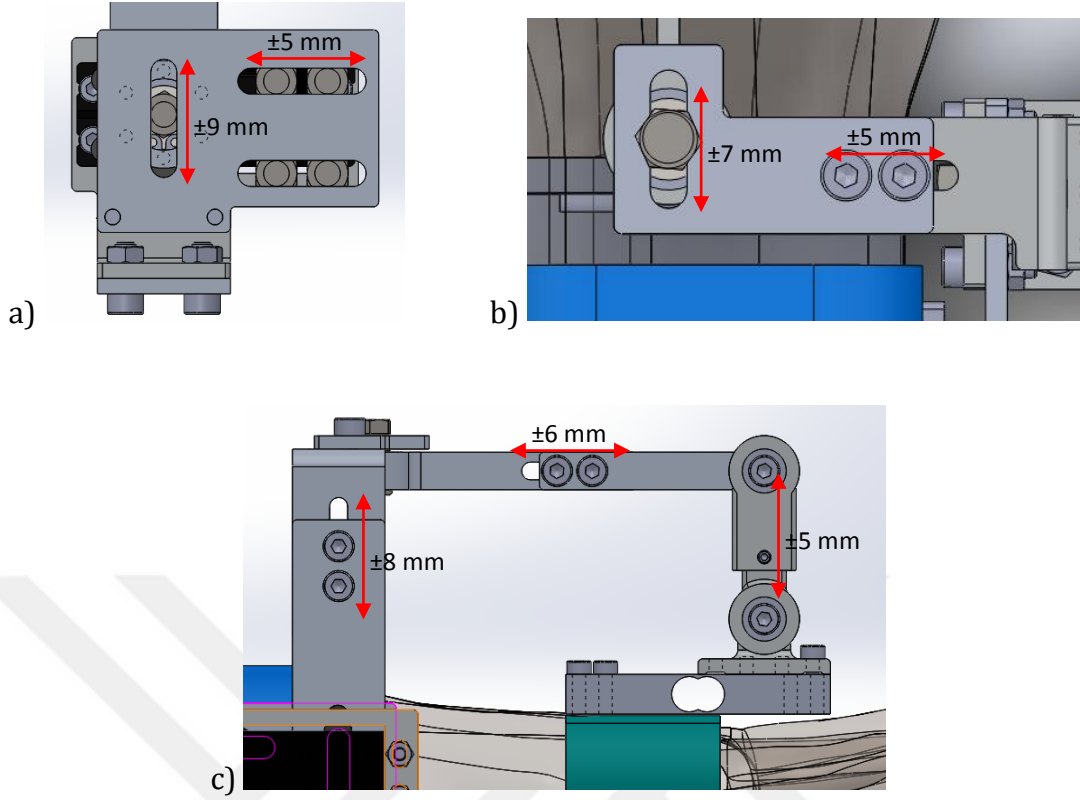
(Eksen2) ile bilek ekseninin çakıştırılmasında yardımcı olmaktadır. şekil 3.4.c'de gösterilen ayar parçaları ise kuvveti aktaracak olan moment kolunun tam olarak 90° açısına ayarlanarak kuvvetin etkin bir şekilde aktarılmasını sağlamak için kullanılmaktadır.



şekil 3.2. Lazer kesim parçalar.



şekil 3.3. Döner mafsalların eksenlerinin bilek eklemi eksenleri ile çakıştırılması.

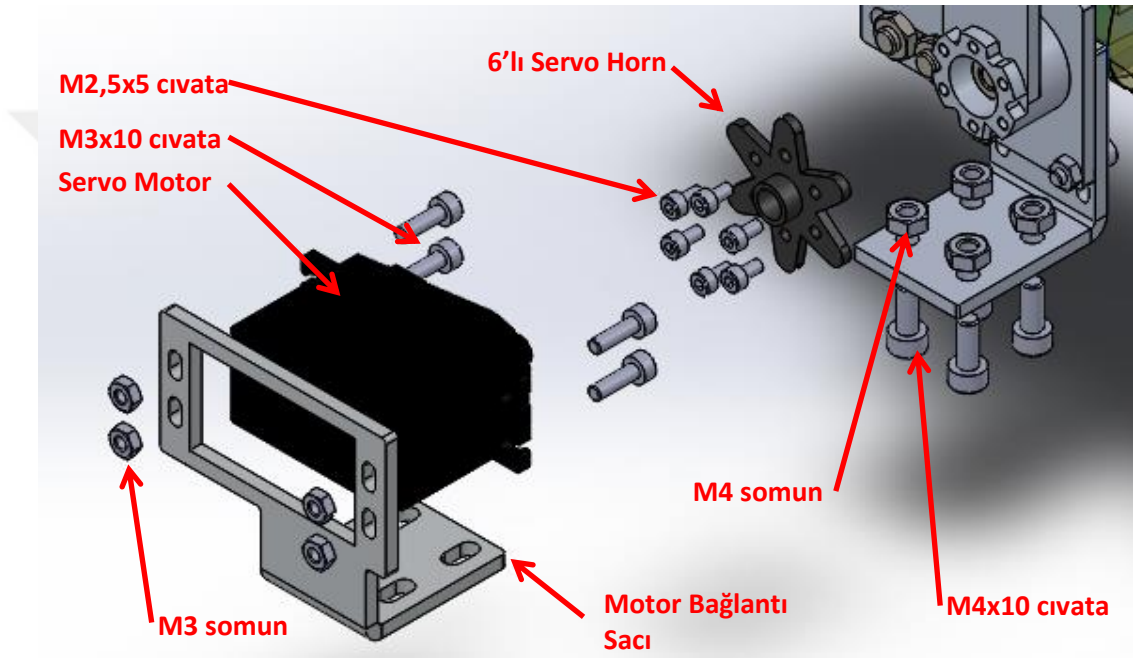


Şekil 3.4. Ayar parçalarının hareket kabiliyeti.

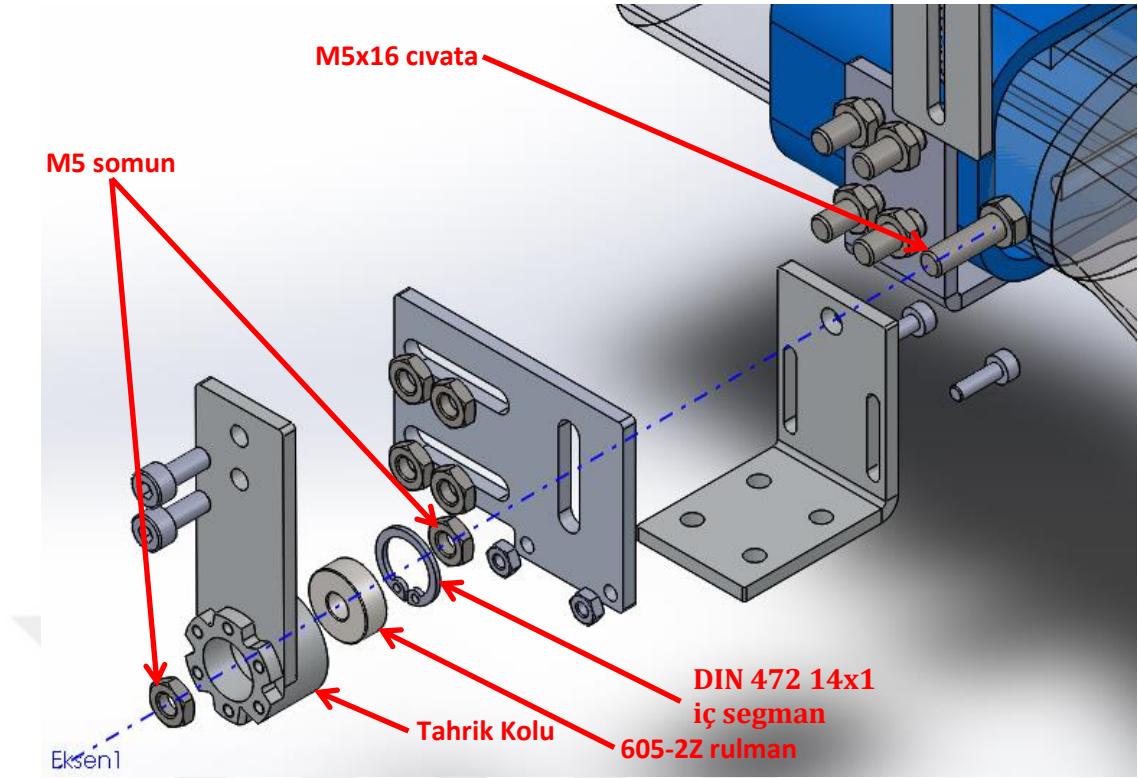
3.1.3. Makine elemanlarının belirlenmesi

Ortezin ayarlanabilir olması için ayar parçaları birbiri üzerinde kayabilmekte olup ayar yapıldıktan sonra cıvatalar sıkılmak suretiyle parçalar sabitlenmektedir. Robota çok büyük yükler gelmeyeceği için yeterli görülmüş olan M2.5, M3, M4, M5 çaplarında cıvata ve bu cıvatalara uyumlu somunlar kullanılmıştır. Cıvataların zamanla korozyona uğramasını engellemek için krom ve galvaniz kaplamalı ürünler tercih edilmiştir. Motorun şaseye bağlantısı 4 adet M3x10 alyen başlı cıvata ve M3 somun ile gerçekleştirilmiştir. Servo motor bağlantısının montaj resmi ve kullanılan malzemeler Şekil 3.5'te görülmektedir. Fleksiyon/ekstansiyon ve Radyal/Ulnar deviasyon hareketlerinin gerçekleştiği eksenlerdeki (Eksen1 ve Eksen2) yataklamayı sağlamak için SKF® minyatür rulman serisinden 605-2Z sabit bilyalı rulmanlar kullanılmıştır. Burada sabit bilyalı rulmanların eksenel ve radyal yükleri taşıma özelliği kullanılmış ve maliyeti artırmamak için ayrıca bir eksenel rulman kullanılmamıştır. Rulmanlar CNC tezgâhlarında açılmış olan rulman yataklarına sıkı geçme olarak

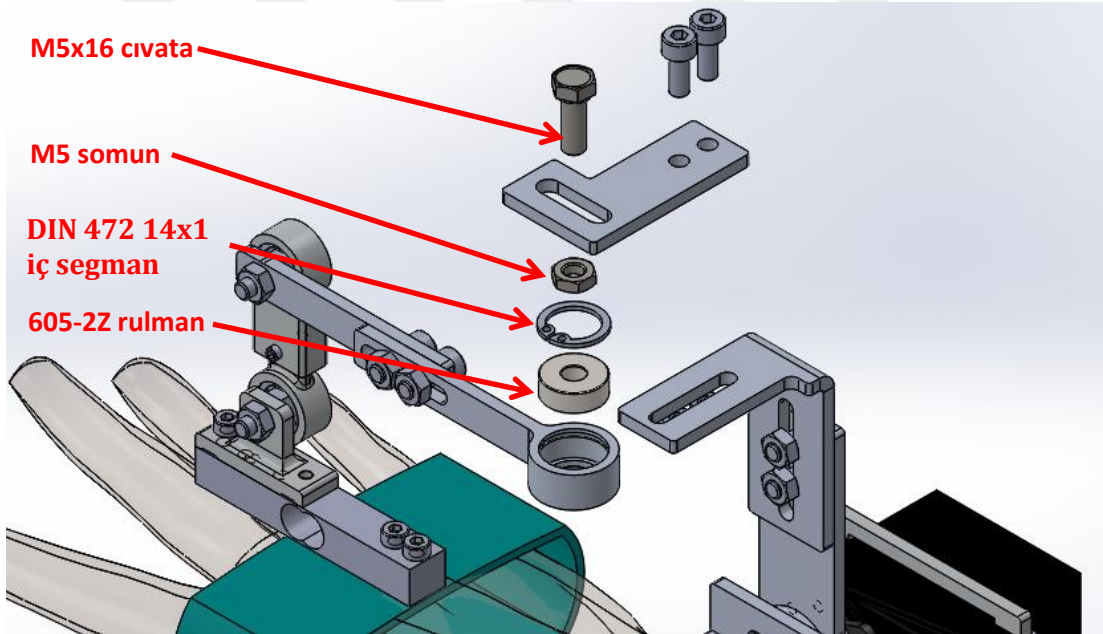
montajlanmış ve DIN 472 14x1 iç segman kullanılarak rulmanın yuvadan çıkması engellenmiştir. Eksen1 yataklaması Şekil 3.6'da, Eksen2 yataklaması ise Şekil 3.7'de verilmiştir. Şekil 3.8'de görüldüğü gibi önkol bağlantısındaki iki adet döner mafsalda SKF® minyatür rulman serisinden 604-2Z sabit bilyalı rulmanlar kullanılmıştır. Rulmanların yataktan çıkmasını engellemek için DIN 472 12x1 iç segman kullanılmıştır. Kullanılan rulmanların içinden geçen miller maliyeti azaltmak için 604-2Z rulmanlarda M4 cıvatalar, 605-2Z rulmanlarda M5 cıvatalar kullanılmak suretiyle yataklama sağlanmıştır.



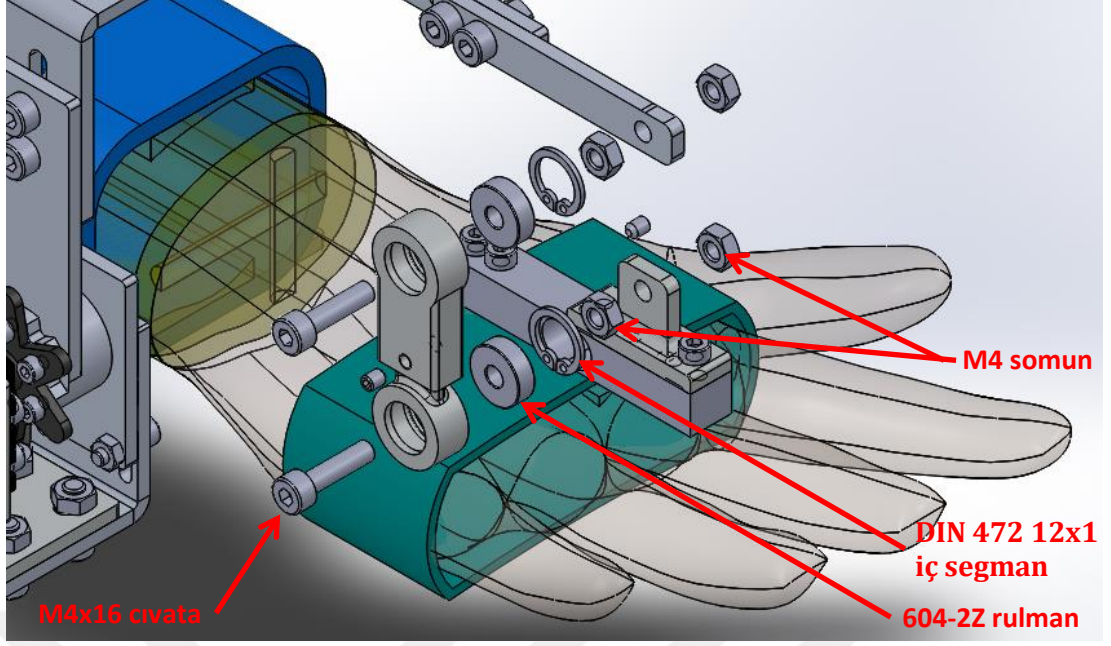
Şekil 3.5. Servo motor bağlantısı.



Şekil 3.6. Eksen1'in yataklaması.



Şekil 3.7. Eksen2'nin yataklaması.



Şekil 3.8. Ön kol döner mafsallı yataklaması.

3.1.4. Tahrik sisteminin belirlenmesi ve motor seçimi

Hareket iletimi dişli kayış-kasnak, kavrama, zincir-dişli, kaplin gibi farklı şekillerle yapılabilmektedir. Bunların seçimi hareketin nereden iletileceği, hareket yönünün değiştirilmesi, hız ve torkun ayarlanması vb. durumlara göre değişmektedir. Bu kriterler altında seçilen motor türü servomotor olup kendi içinde konumu tespit eden bir potansiyometre ve yüksek tork sağlayabilmesi için dişli sistemine sahiptir. Bu nedenle torku artırmak için herhangi ayrı bir dişli kutusuna gerek duyulmamıştır. Motor kolun altına veya üzerine yerleştirildiği takdirde kayış-kasnak ya da zincir-dişli sistemi gerekecek olup bu da maliyeti ciddi ölçüde artıracaktır. Bu durumlar göz önünde bulundurulduğunda motorun bilek eksenine bağlanması en uygun yöntem olarak belirlenmiştir. Piyasada yüksek torka sahip servo motorlar incelendiğinde ön plana çıkan servo motorlar Çizelge 3.1’de gösterilmiş olup, TowerPro® MG995 modeli metal dişliye sahip olup ebat ve ağırlık olarak uygun görülmektedir. Fakat tork değeri istenilen değerden düşük olduğu için bu motor tercih edilmemiştir. Power HD® 1235 MG servo motoru ise çok yüksek torklara çıkabilmekte olup boyutları ve ağırlığı mobil rehabilitasyon robotu için uygun değildir. Savox® SC 1256 TG servo motoruna bakıldığında tork değeri istenilen

aralıktadır. Ayrıca titanyum dişlilere sahip bu motor gelecek yüklerde yüksek dayanım sağlayabilecektir. Ağırlık ve ebat olarak da uygun olan bu servo motor mobil rehabilitasyon robotu için tercih edilme nedeni olmuştur. Yüksek torklu servo motorlara ait görseller Şekil 3.9'da verilmiştir.

Çizelge 3.1. Yüksek torklu bazı servo motorların özellikleri.

Servo Motor Modeli	TowerPro® MG995	Savox® SC 1256 TG	Power HD® 1235 MG
Tork (4,8V)	0,834 Nm	1,57 Nm	3,43 Nm*
Hız (4,8V)	300°/sn	330°/sn	300°/sn*
Ağırlık	55 g	52,4 g	165 g
Ebat	40,7x19,7x42,9 mm	40,3x20,2x37,2 mm	59,5x29x55 mm
Dişli Malzemesi	Metal	Titanyum	Bakır

*Power HD 1235 MG yüksek voltajlı ultra torka sahip servo motor çalışma gerilimi 6-7,4 V olduğu için tabloda verilen değerler 6V gerilime göre verilmiştir.

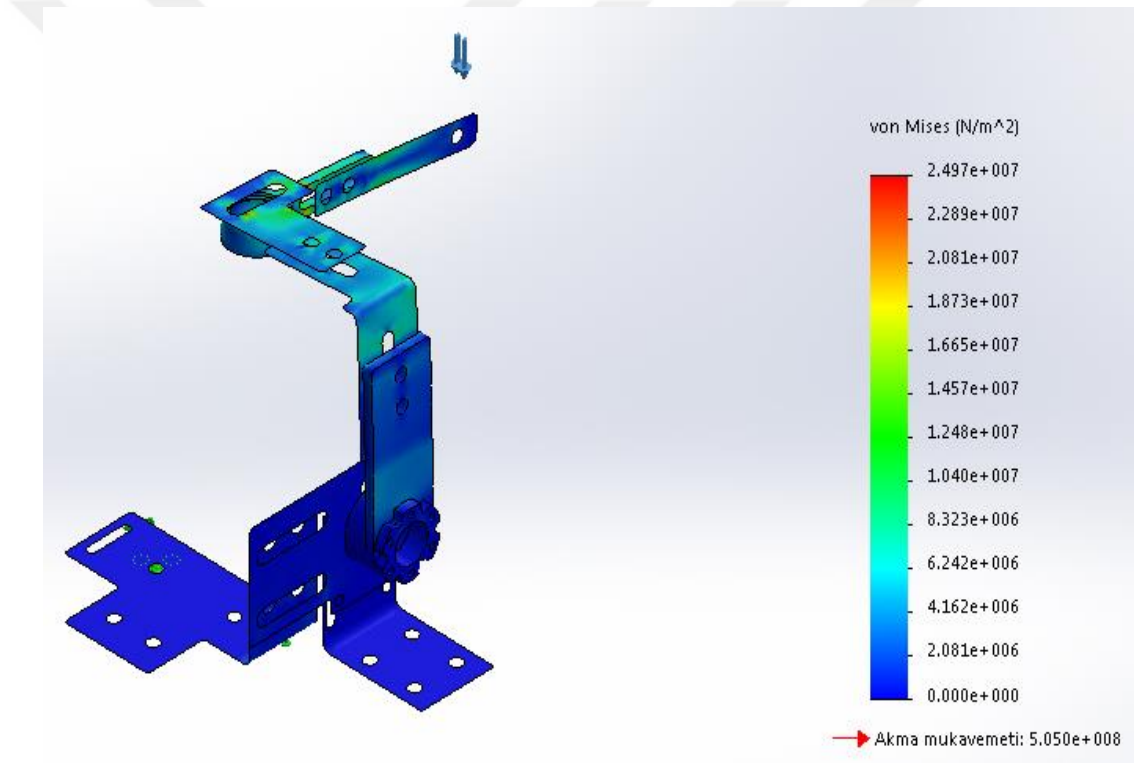


Şekil 3.9. a) TowerPro® MG995. b) Savox® SC1256TG. c) PowerHD® 1235MG.

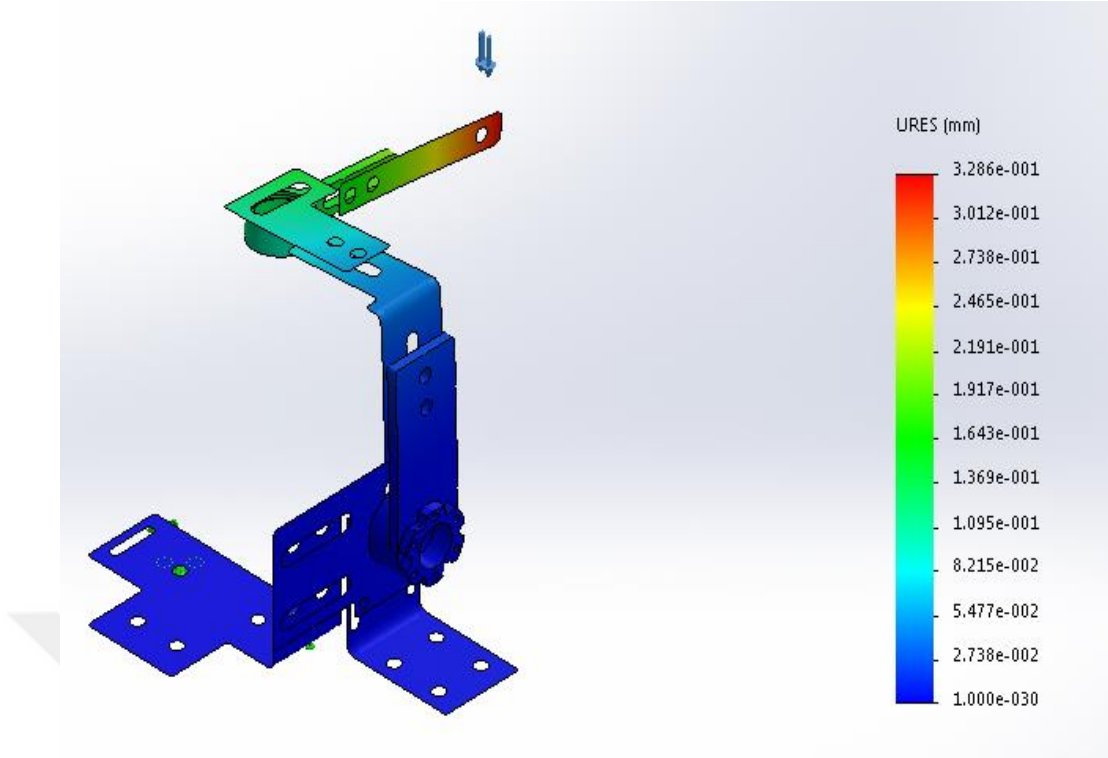
3.1.5. Statik kuvvet analizi

3 boyutlu tasarımı gerçekleştirilmiş olan mobil rehabilitasyon robotunun Solidworks® programı üzerinde malzeme atamaları yapılarak statik kuvvet analizi gerçekleştirilmiştir. Kullanılan servo motorun uygulayacağı en yüksek tork miktarı 1,57 Nm olup, bu tork değeri kuvvet kolunun en uzun halindeki değeri olan 0,089 m olan kuvvet kolu üzerinde oluşturacağı kuvvet 17,6 N olmaktadır. Statik kuvvet analizinin daha kolay yapılabilmesi için model

üzerindeki rulmanlar ve bağlantı elemanları çıkarılmıştır ve model bir bütün olarak kabul edilmiştir. Ön koldaki splinte bağlanan parça sabitlenmiş olup 17,6 N değerindeki kuvvet moment koluna dik olarak uygulanmıştır. SolidWorks®/Simulation programı kullanılarak gerçekleştirilmiş olan Gerilim $[N/m^2]$ ve Yer Değiştirme $[mm]$ analiz sonuçları Şekil 3.10 ve Şekil 3.11’de gösterilmiştir. Analiz sonuçları incelendiğinde maksimum 24.9 MPa değerinde bir gerilim çıkmış olup seçilmiş olan Al 7075-T6 malzemenin akma mukavemet değeri olan 505 MPa değerini aşmadığı görülmektedir. En büyük sehim miktarı ise moment kolunun en uç noktasında olup 0.3286 mm değerinde gerçekleşmiştir.



Şekil 3.10. Statik analiz sonucu (Gerilim).



Şekil 3.11. Statik analiz sonucu (Yer değıştirme).

3.2. Elektronik Tasarım

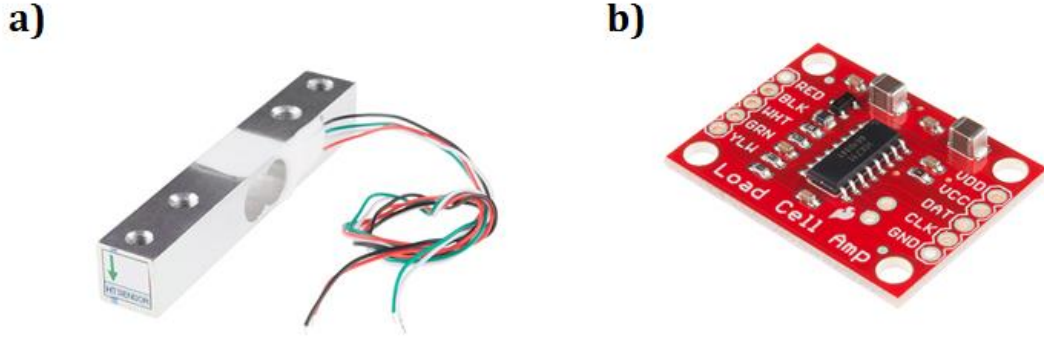
3.2.1. Sensör ve işlemcilerin belirlenmesi

Kaslardaki aktivasyon seviyelerinin okunması EMG sensörleri sayesinde gerçekleştirilmektedir. Piyasada birçok EMG sensörü mevcut olup bunlardan en ucuz olan sensör seçilmiştir. Bu durum ekonomik olarak avantaj gibi görünse de bazı dezavantajlar ortaya çıkarmaktadır. Kullanılan EMG sensörü Advancer Technologies® Muscle Sensor V3 olup sensör kitine ait görsel Şekil 3.12’de verilmiştir. Mevcut olan 3 adet elektrottan kırmızı kablolu olanı sinyal alınacak olan kasın ortasına, mavi kablolu olanı kasın sonuna, siyah kablolu olan ise kas hareketi olmayan ya da kemik olan nötr bölgeye bağlanır. Bir EMG sensör kiti sadece bir kastan gelen bilgiyi okuyabildiği için ekstansiyon ve fleksiyon kas hareketlerini ayrı ayrı okuyabilmek için en az iki adet EMG sensörü kullanılmak zorundadır. EMG sensöründen gelen sinyaller analog sinyal olup bu sinyaller Arduino® Mega 2560 geliştirme kartı ve MATLAB/Simulink® programı ile gerçek zamanlı okunup yorumlanmaktadır.



Şekil 3.12. EMG kas sensörü.

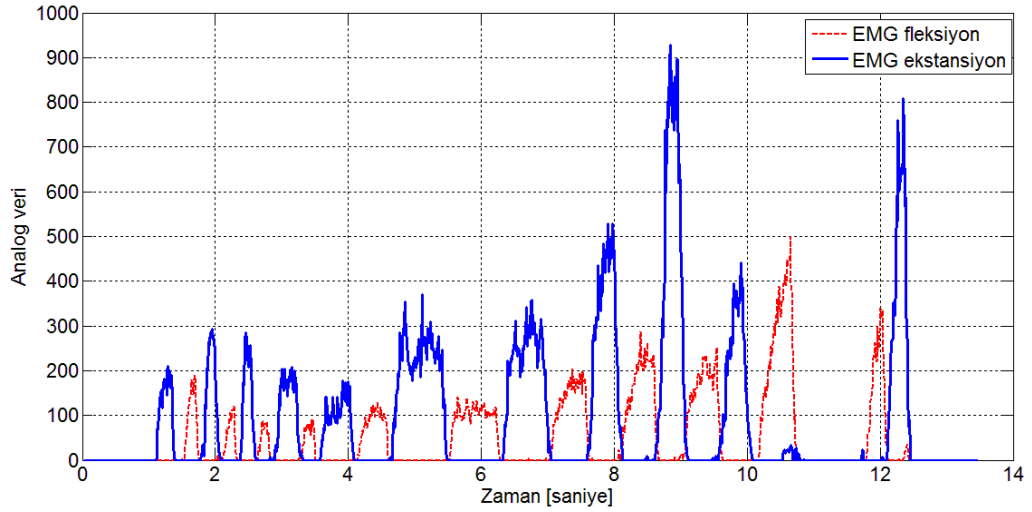
Cihaz ile hasta arasında oluşan reaksiyon kuvvetlerin ölçülebilmesi ve oluşan kuvvete göre cihazın kontrol edilebilmesi için de 0.5 kg ölçüm kapasitesine sahip bir kuvvet sensörü kullanılmış olup HX711 amplifikatör devresi kullanılarak ölçüm değerleri Arduino® Uno'ya yüklenen yazılım sayesinde seri haberleşme ile sağlanmaktadır. Kuvvet sensörü yaklaşık ± 250 gram ölçüm yapabilmektedir. Kuvvet sensörünün detaylı ölçüm ve kalibrasyon ayarları cihazın kontrolü konu başlığı altında açıklanmıştır. Kullanılan kuvvet sensörü ve HX711 amplifikatöre ait görsel Şekil 3.13'te verilmektedir.



Şekil 3.13. a) Kuvvet sensörü. b) HX711 amplifikatör.

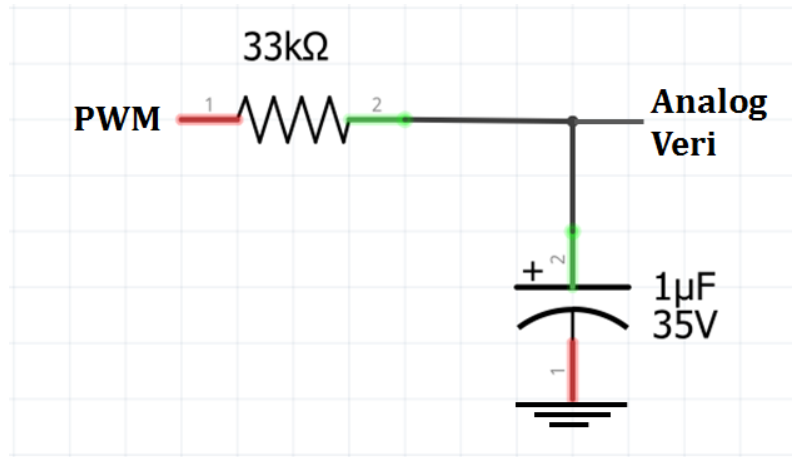
3.2.2. Sensörlerin kalibrasyonu

Kas sensörlerinin doğru bilgi okuyabilmesi için EMG elektrodlarının doğru yerlere düzgün bir şekilde yapıştırılması çok önemlidir. Bu sebeple elektrodların yapıştırılacağı yerler gerekiyorsa tıraş edilmeli ve alkol ile temizlenmelidir. EMG sensörleri Advancer Technologies® Muscle Sensor V3 kullanım kitapçığında bildirildiği şekilde devre şeması kurulmuş ve ekstansiyon hareketini algılayacak olan elektrod kolun üst kısmına ve fleksiyon hareketini algılayacak olan elektrod ise kolun alt kısmına yapıştırılmıştır. Kullanıcı ön kol kaslarını farklı seviyelerde kasarak EMG sensöründen gelen bilgiler Arduino® Mega 2560 donanımı ve Matlab® Simulink programı kullanılarak okunduğunda Şekil 3.14'te görülen (0-1023 arası) 10 bitlik değerler elde edilmiştir. Grafiklerden de görüldüğü üzere ekstansiyon kasından gelen sinyallerin fleksiyon kasından gelen sinyallere göre daha güçlü olduğu ve arasında yaklaşık 3 katlık bir fark olduğu açıkça görülmektedir. Bu sebeple çalışmalarda fleksiyon kasından gelen sinyaller 3 ile çarpılarak kullanılmıştır.



Şekil 3.14. EMG verilerinin kıyaslanması.

Kuvvet sensörleri çok düşük voltajda sinyaller üretmektedir. Bu sebeple kuvvet sensöründen gelen sinyallerin artırılması için Sparkfun® HX711 amplifikatör kullanılmıştır. HX711'den gelen bilgiler Arduino® Uno geliştirme kartının digital portlarından seri olarak okunmuş ve bu değerler analog çıkış portlarından PWM sinyali olarak Arduino® Mega 2560 geliştirme kartına gönderilmiştir. PWM sinyallerin analog sinyallere dönüştürülmesi için Şekil 3.15'te görülen Low Pass filtre kullanılmıştır.



Şekil 3.15. Low Pass Filtre.

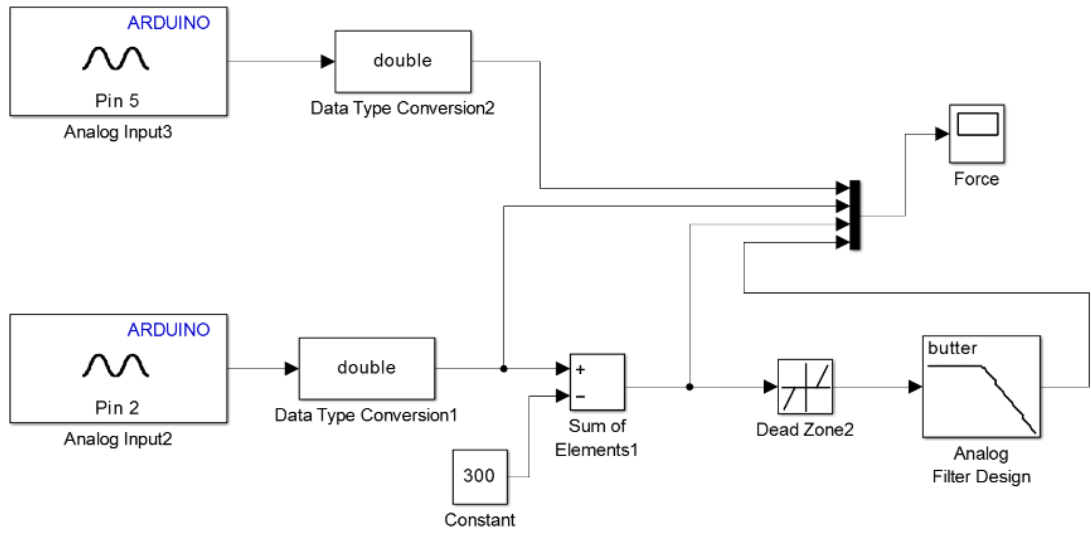
Kullanılan Low Pass filtrenin kesme frekansı denklem (3.1) ile hesaplanmaktadır. Bu denklemde ω_{kes} açısal hızı, R direnci, C ise kondansötörü

temsil etmektedir. Denklem (3.2) kullanılarak ise Hertz (Hz) cinsinden f frekansı bulunmaktadır. Gerekli işlemler yapıldığında kesme frekans değeri 4.82 Hz olarak hesaplanmıştır.

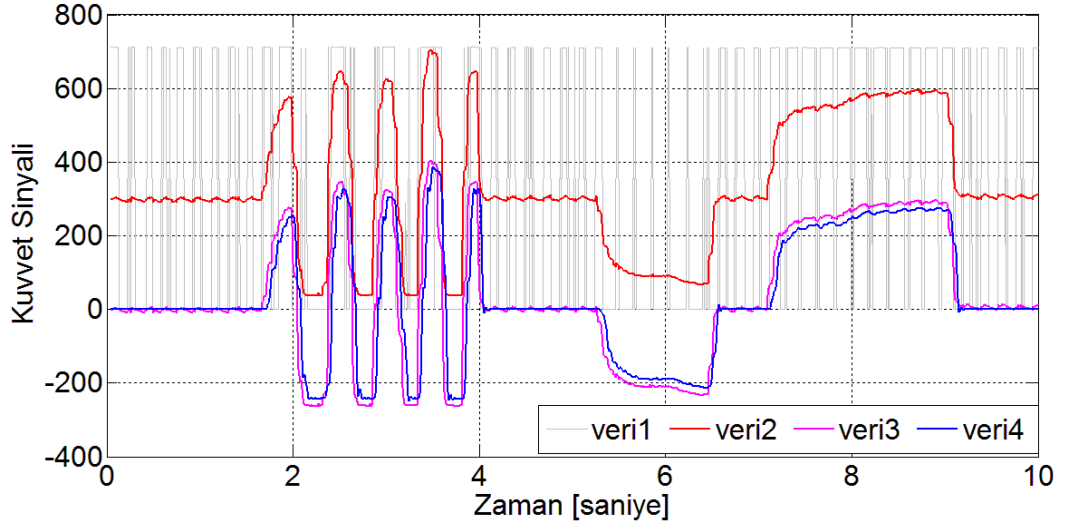
$$\omega_{kes} = \frac{1}{RC} = \frac{1}{33000 \cdot 10^{-6}} = 30 \text{ rad/s} \quad (3.1)$$

$$\omega_{kes} = 2\pi f \quad (3.2)$$

Elde edilen analog sinyal Arduino® Mega 2560 analog portlarından Matlab® Simulink ekranına aktarılmış ve elde edilen sinyal yük olmadığı durum için 0 değerine çekilmiştir. Daha sonra sinyale digital filtre uygulanarak sinyal daha kararlı hale getirilmiş ve değeri bilinen bir ağırlık üzerinden bir tarafı sabitlenmiş olan kuvvet sensörünün serbest ucuna bağlanarak sensörün kalibrasyonu yapılmıştır. Kalibrasyon sırasında kullanılan Matlab® Simulink blok diyagramı ve sinyallerin aşamalarını gösteren grafik Şekil 3.16 ve Şekil 3.17’de verilmiştir.

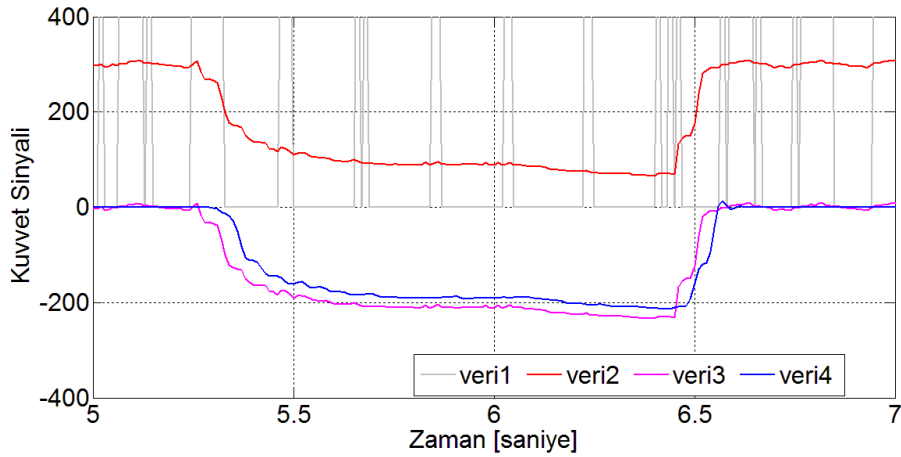


Şekil 3.16. Kuvvet sensörü kalibrasyonu blok diyagramı.



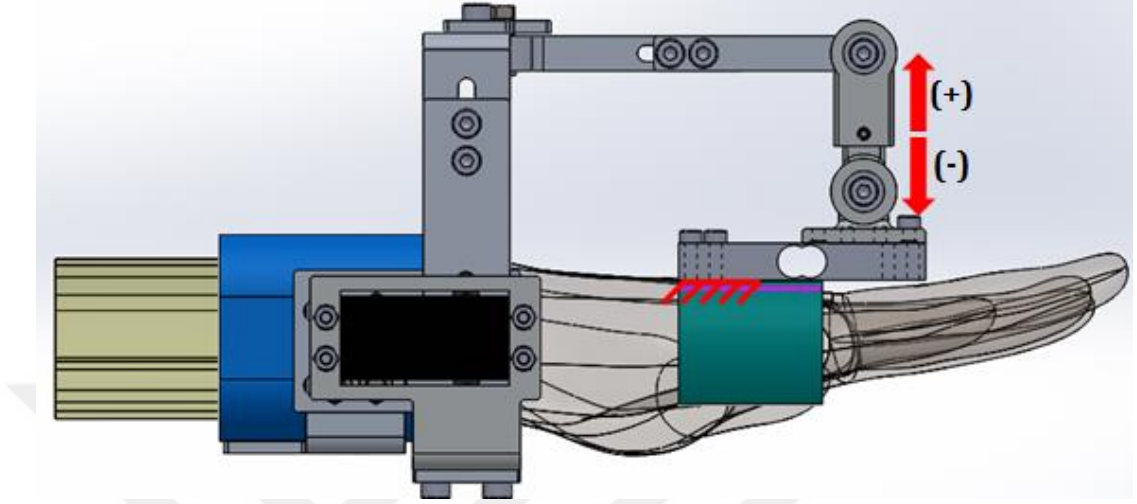
Şekil 3.17. Kuvvet sinyalleri aşamaları.

Şekil 3.17’de verilen sinyallerden *veri1* Arduino® Uno’dan gelen PWM sinyaller olup bu sinyaller Şekil 3.15’te verilen Low Pass Filtreden geçirilerek *veri2*’de görülen sinyaller elde edilmiştir. 0 ile 1 saniye aralığında kuvvet sensöründe herhangi bir yük bulunmamaktadır ve 0 değeri olması gerekirken 300 değerinde bir veri gelmektedir. Bu değer 0 değerine çekilerek *veri3* elde edilmiştir. Grafikten de görüldüğü üzere sinyal üzerinde dalgalanmalar mevcuttur. Son olarak bir ölü bölge (deadzone) ve dijital bir filtreden geçirilerek daha kararlı bir sinyal, *veri4*, elde edilmiştir. Kullanılan ölü bölge değeri ± 10 gram-kuvvet, dijital filtrenin kesme frekansı ise 25 Hz olarak seçilmiştir. Sinyallerin farklarının daha iyi anlaşılması için Şekil 3.17’de verilen grafiğin 5-7 saniye aralığındaki sinyaller Şekil 3.18’de sunulmuştur.



Şekil 3.18. Kuvvet sinyalleri aşamaları (detay).

Kuvvet sensörü her iki yöne ölçüm yapabilmekte olup bası kuvvetlerde eksi (-) voltaj çeki kuvvetlerde ise artı (+) voltaj üretmektedir. Kuvvet sensörünün eksi ve artı voltaj değeri okuduğu durumun görseli Şekil 3.19’da verilmektedir.



Şekil 3.19. Kuvvet sensörü çalışması.

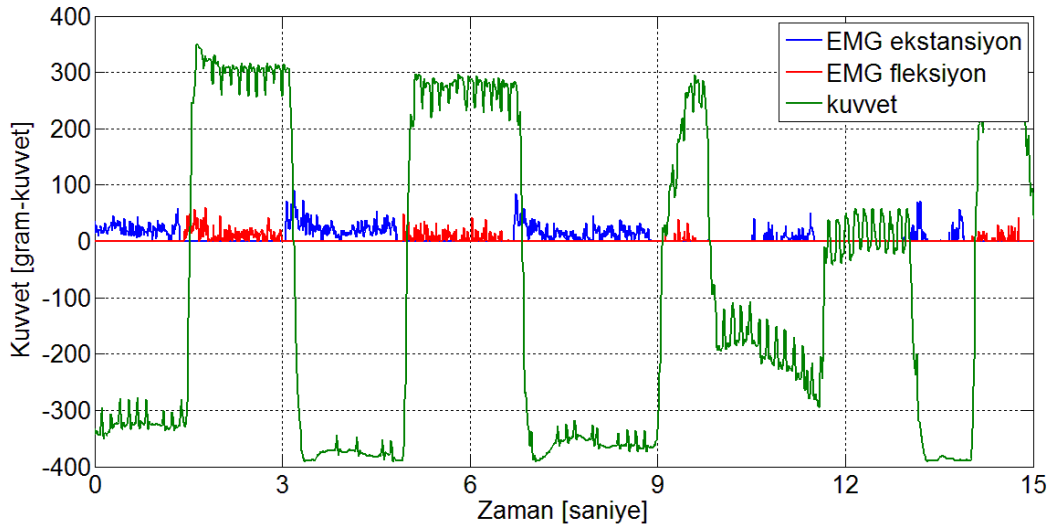
Kuvvet sensörün herhangi bir yük yokken ve yük altındayken verdiği değerler Şekil 3.20’de verilmiş olan grafikte görülmektedir.



Şekil 3.20. Kuvvet-Zaman grafiği.

Cihaz konumu sabitlenmiş olarak el bileği fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yaptırmaya çalışılarak kuvvet sensörü ve EMG sensörlerinin çalışması

incelenmiş ve inceleme sonucunda ortaya çıkan grafik Şekil 3.21’de verilmiştir. Grafikten anlaşılacağı üzere cihaz ekstansiyon yönünde zorlandığında ekstansiyon kasına gelen EMG sensöründen değer gelmekte ve kuvvet sensörü eksi (-) yönde zorlanmaktadır. Aynı şekilde tersine zorlandığında ise fleksiyon kasına bağlı olan EMG’den değer gelmekte ve kuvvet sensörü artı yönde zorlanmaktadır. Bilek hareket ettirilmediği zaman ise EMG sensörleri ve kuvvet sensörü 0 değerini göstermektedir.



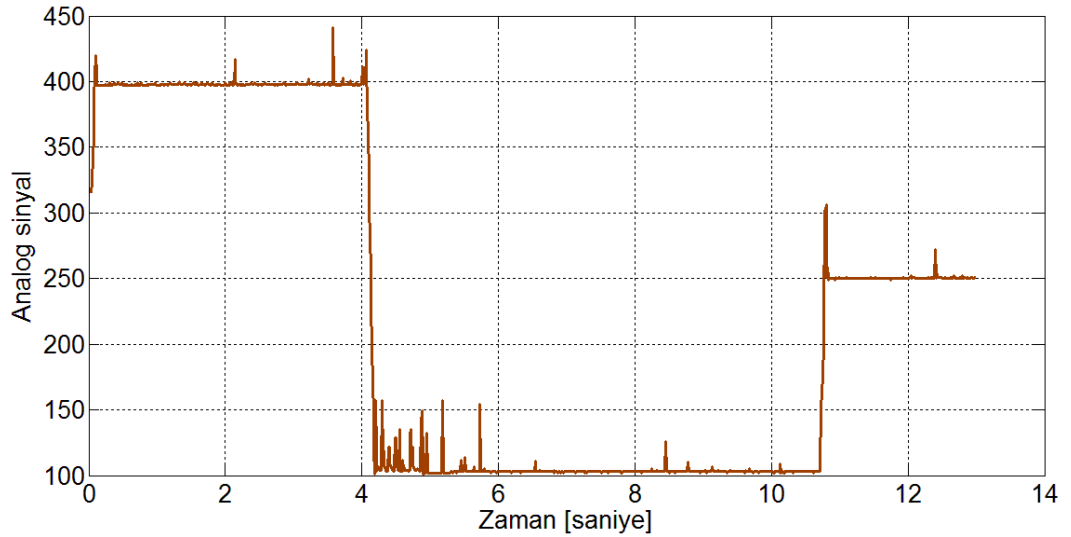
Şekil 3.21. Kuvvet sensörü ve EMG sensörlerinin çalışması.

Konum kontrolünde kullanılacak olan potansiyometre 0 ile 1024 arasında değer vermektedir. Kullanılan servo motor toplamda 180° dönüş açısına sahip olup ortez için gerekli olan dönüş açısı ise $\pm 50^\circ$ 'dir. Bu projede el bileğinin 0° olduğu konumda servo motorun çıkış şaftı 85° 'de ayarlı olup diğer önemli bir husus ise motorun dönüş yönü ile insan el bileği için tanımlanan anatomik açıların da ters yönlü olmasıdır. Yani, el bileğinin maksimum fleksiyon hareketi olan -50° açıda servo motor konumu 135° , el bileğinin maksimum ekstansiyon hareketi olan $+50^\circ$ açıda ise motor konumu 35° de olmaktadır. Bu nedenle potansiyometreden gelen 10 bit'lik sinyal u olarak tanımlanıp hesaplama yapıldığında denklem (3.3)'e göre servo-motorun gitmesi gereken referans konum değeri bulunmaktadır.

$$\theta = \left(\frac{100}{1024}\right)u + 35 \quad (3.3)$$

Burada, θ servo motora giden referans konum bilgisi, u ise potansiyometreden gelen hedef referans sinyali temsil etmektedir.

Deneysel çalışmalarda servo motorun istenilen (hedef referans) konuma gerçekte hangi doğrulukta gidebildiğini görmek için servo motorun modifiye edilmesi gerekmiştir. Servo motorların içinde motorun konumunu ölçmeye yarayan bir potansiyometre bulunmaktadır. Bu potansiyometrenin orta kısmında bulunan pin konum bilgisini analog olarak vermektedir. Bu sebeple bu pine bir kablo lehimlenmiş ve analog olarak ölçüm değerleri alınmıştır. Servo motor sırasıyla 145°, 25°, 85° değerlerine götürülerek Şekil 3.22’de görülen değerler okunmuştur.



Şekil 3.22. Servo motor kalibrasyonu.

Grafiğe bakıldığında 145° değerine karşılık 400 ve 25° değerine karşılık olarak 100 değeri okunmuştur. Bu değerlere göre doğrusal ilişkiler kurulduğunda denklem (3.4)’te sunulan interpolasyon denklemi elde edilir.

$$y = \left(\frac{145-25}{400-100}\right)(u - 100) + 25 \quad (3.4.)$$

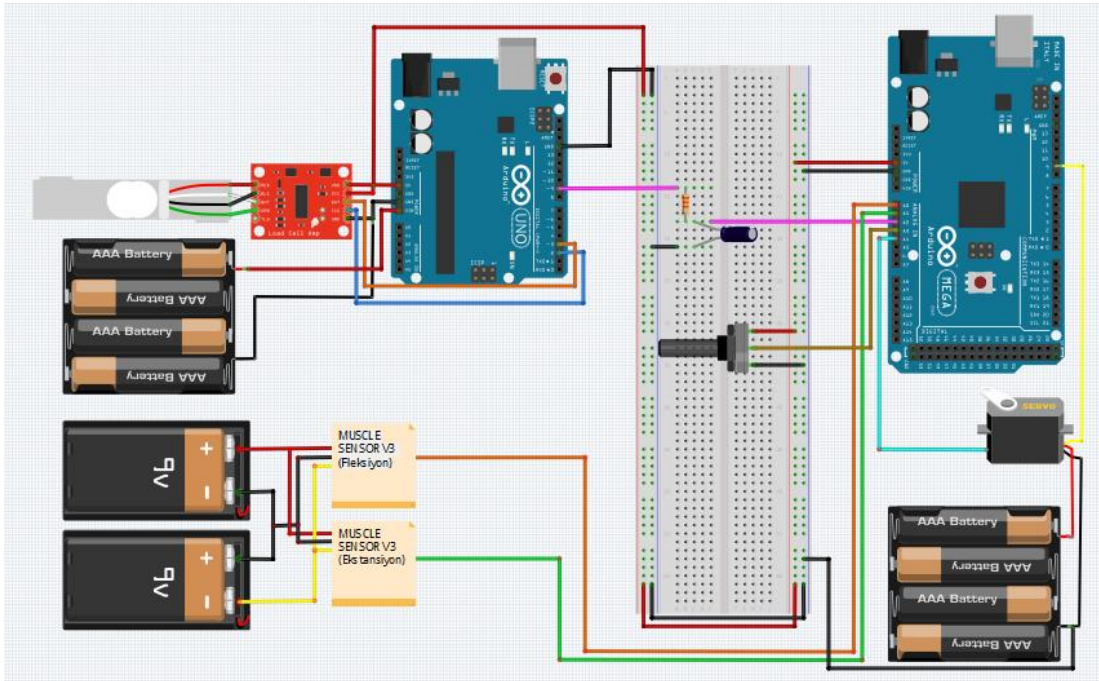
Söz konusu interpolasyon denkleminin sadeleştirilmiş hali ise denklem (3.5)'te verilmektedir.

$$y = (0,4)(u - 100) + 25 \quad (3.5)$$

Burada, y servo motorun gerçekte gittiği konum bilgisi, u ise servo motorun içinde bulunan potansiyometreden gelen sinyali temsil etmektedir. Bu denklemlere göre bir sağlama yapılmak istenirse u değeri yerine Şekil 3.22'de verilen grafikte 12.nci saniyede yer alan 250 değeri girilirse denklem (3.6) üzerinden y değeri 85 olarak bulunur ve bu da servo motorun orta konumu olan değeri vermektedir.

$$y = (0,4)(250 - 100) + 25 = 85 \quad (3.6)$$

Bu çalışmaların sonucunda elektronik devrenin tasarımı tamamlanmış olup tüm bileşenlerin ve bağlantıların bulunduğu devre Fritzing® programında çizilmiştir. Elektronik devrenin şematik gösterimi Şekil 3.23'te verilmiştir.



Şekil 3.23. Elektronik devre şeması.

3.3. Yazılım

Yazılım çalışmaları Arduino® Software(IDE) ve Matlab® Simulink programları üzerinde yapılmış olup kuvvet sensörünün çalışmasını sağlayan kodlar Ek A'da verilmiştir. Yapılacak olan deney senaryolarına göre hazırlanmış olan Simulink modelleri ise pasif rehabilitasyon için test çalışmalarında, aktif rehabilitasyon için Ek B'de verilmiştir.

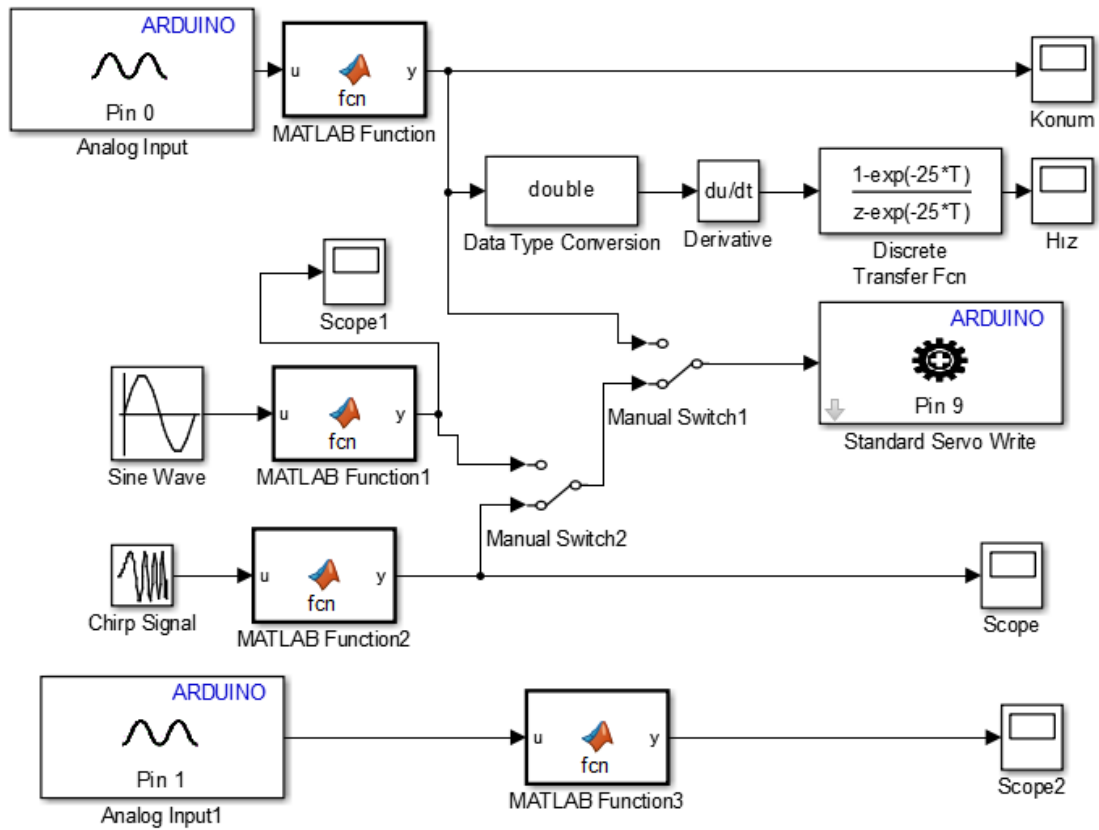


4. TEST ÇALIŞMALARI

Test çalışmaları iki ana senaryoda yapılmış olup bunlar pasif rehabilitasyon ve aktif rehabilitasyon olarak sınıflandırılmıştır. Bu senaryolar da kendi içlerinde alt senaryolara ayrılmaktadır.

4.1. Pasif Rehabilitasyon

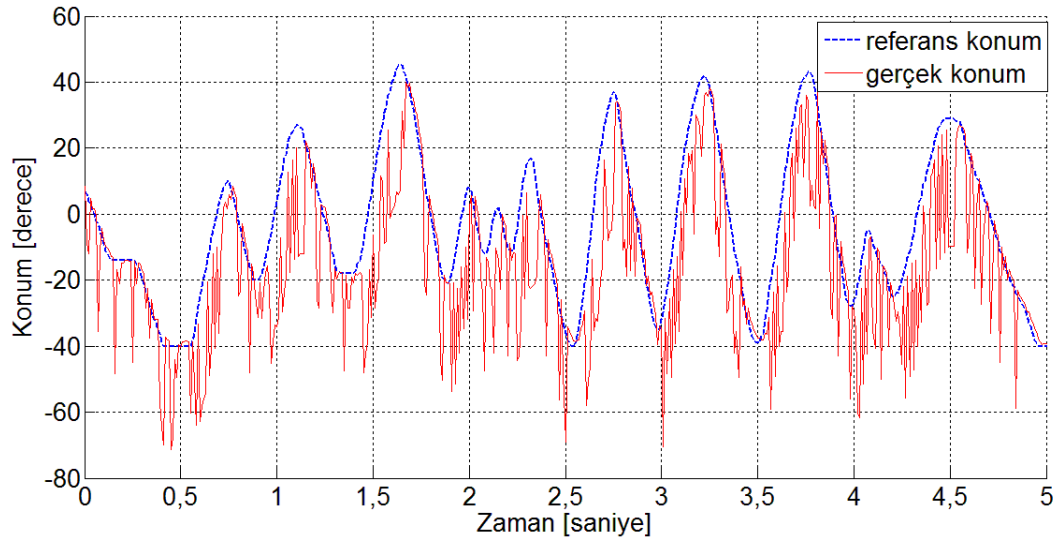
Pasif rehabilitasyon deneyleri potansiyometre ile konum kontrolü, Sinüs sinyali ile konum kontrolü ve Chirp sinyali ile konum kontrolü olmak üzere 3 farklı şekilde gerçekleştirilmiştir. Pasif rehabilitasyonda kullanıcı hiç bir şekilde kaslarının çalıştırmamakta ve harekete yardımcı olmamaktadır. Dolayısıyla arzulanan bilek hareketleri tamamen cihaz tarafından (servo-motor yardımıyla) karşılanmaktadır. Bu sebeple EMG sensörlerinden herhangi bir veri ölçümü tespit edilememiştir. Pasif rehabilitasyon çalışmalarında kullanılan MATLAB/Simulink modeli Şekil 4.1’de sunulmaktadır.



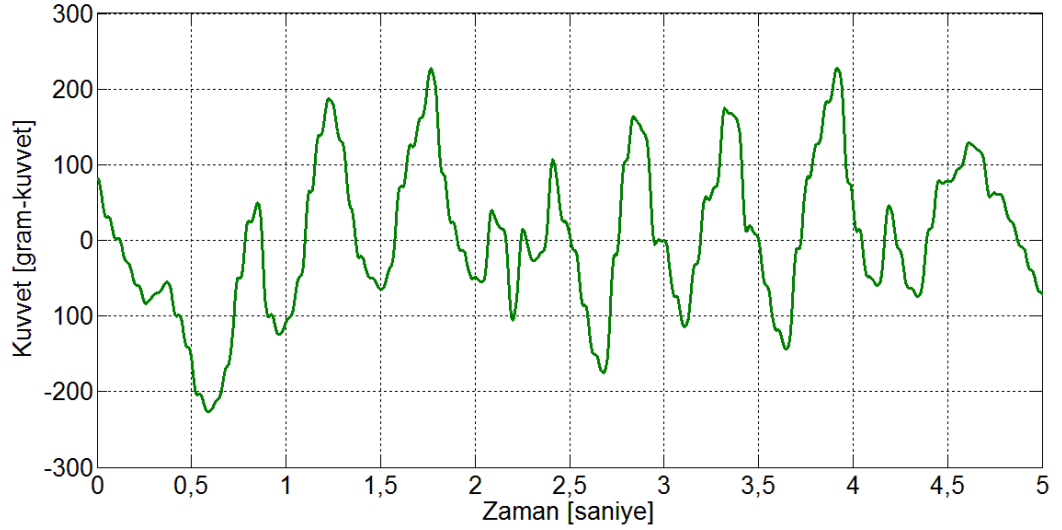
Şekil 4.1. Pasif rehabilitasyon deneylerinde kullanılan blok diyagram.

4.1.1. Potansiyometre ile konum kontrolü

Bu deneyde potansiyometre ile konum kontrolü yapılmakta olup potansiyometre rastgele çevrilmek suretiyle cihazın farklı konumlara giderken testleri gerçekleştirilmiştir. Cihazın bu modu terapistin hastaya temas etmeden hasta bileğini fleksiyon/ekstansiyon yönünde istediği gibi hareket ettirmesini sağlamaktadır. Testler sonucunda cihazın potansiyometre ile verilen referans konuma karşılık gerçekte gittiği konum bilgisi Şekil 4.2’de verilmektedir. Buna karşılık kuvvet sensöründen ölçülen değerler ise Şekil 4.3’de sunulmaktadır. Bu test sanki felçli bir hastaya uygulanıyormuş gibi bilek rahat bırakılmış ve hareketler sadece cihaz ile sağlanmıştır. Bu sebeple ekstansiyon hareketinde kuvvet sensörüne çeki kuvveti gelmekte olup kuvvet sensörü değerleri artı (+) yönde, fleksiyon hareketlerde ise kuvvet sensörüne bası kuvvetleri gelmekte olup eksi (-) değerler ölçülmektedir. Servo motorun potansiyometresinden ölçülen sinyallerin çok gürültülü olduğu grafikte görülmektedir. Ancak referans konum ile birlikte hareket ettiği rahatlıkla görülebilmektedir.



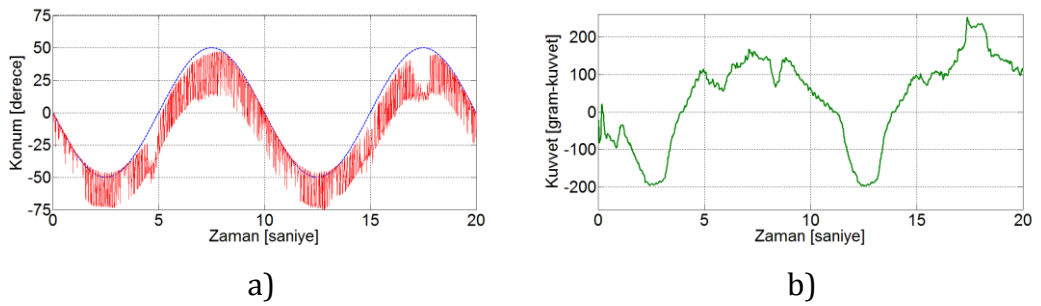
Şekil 4.2. Potansiyometre ile konum kontrolü Konum-Zaman grafiği.



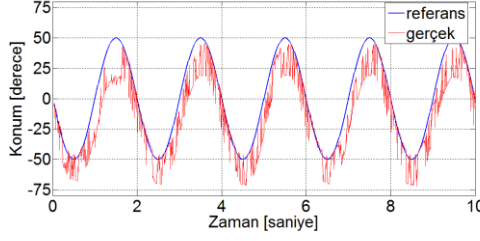
Şekil 4.3. Potansiyometre ile konum kontrolünde oluşan kuvvetler.

4.1.2. Sinüs sinyali ile konum kontrolü

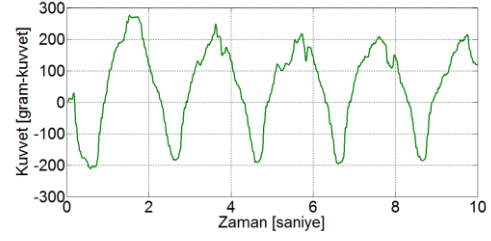
Sinüs sinyali ile test çalışmalarında cihaz kontrolü genliği 50° olan bir sinüs sinyali ile 4 aşamalı olarak sırasıyla frekans değerleri 0.1, 1, 1.5, 2 Hz olacak şekilde deneyler gerçekleştirilmiştir. Farklı frekanslarda gerçekleştirilen deneylerden elde edilen sonuçlar konum-zaman ve kuvvet-zaman eksenlerinde sırasıyla Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de sunulmaktadır.



Şekil 4.4. $f=0.1$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet-Zaman grafiği

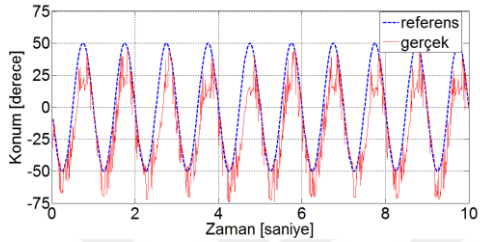


a)

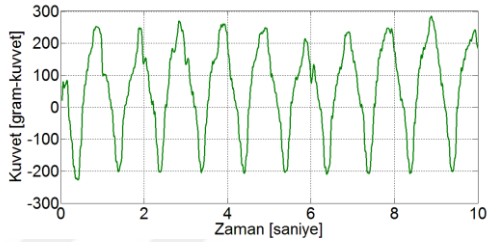


b)

Şekil 4.5. $f=0.5$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet-Zaman grafiği.

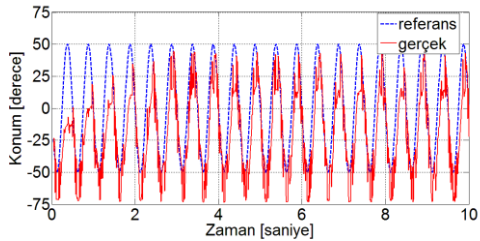


a)

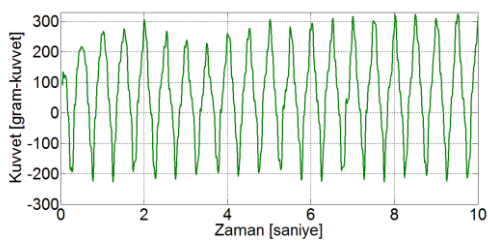


b)

Şekil 4.6. $f=1$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet-Zaman grafiği.



a)

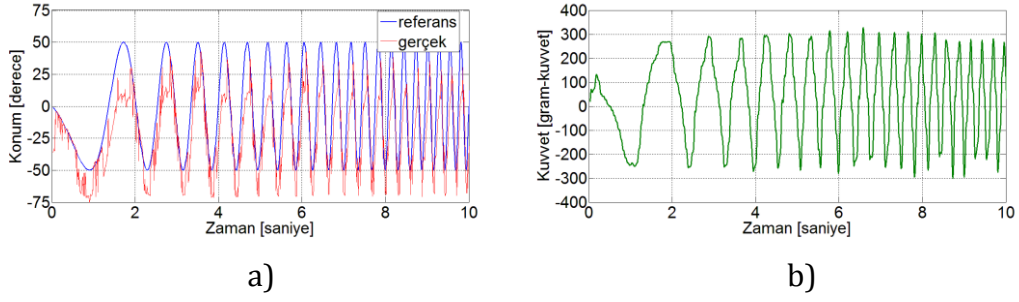


b)

Şekil 4.7. $f=2$ Hz olduğu durumda a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet-Zaman grafiği.

4.1.3. Chirp sinyali ile konum kontrolü

Zamanla frekansı değişen bir sinyal olan chirp sinyali ile deneyler gerçekleştirilmiş olup elde edilen sonuçlar Konum-Zaman ve Kuvvet-Zaman grafikleri olarak Şekil 4.8’de verilmiştir.



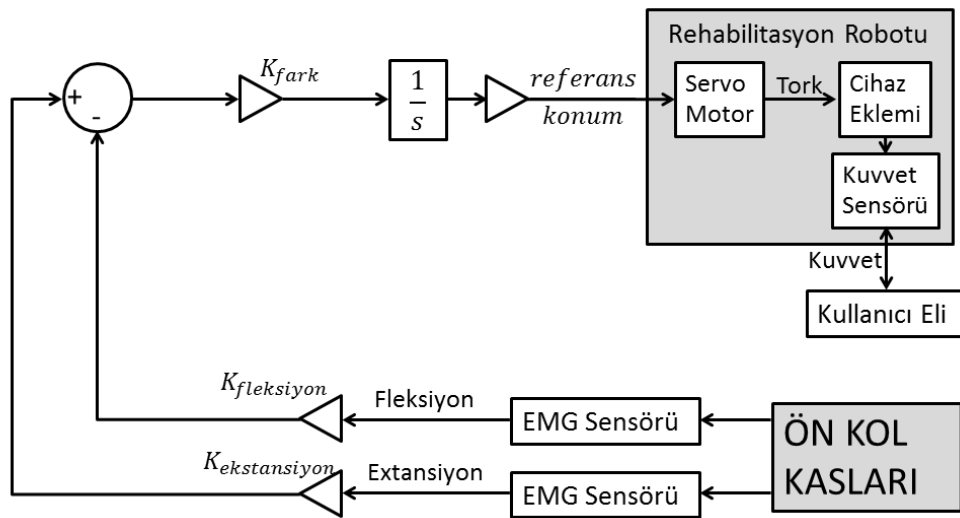
Şekil 4.8. Chirp sinyali ile konum kontrolü a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet-Zaman grafiği.

4.2. Aktif Rehabilitasyon

Aktif rehabilitasyon deneyleri ise EMG tabanlı konum kontrolü ve Admitans tabanlı kuvvet kontrolü olmak üzere 2 aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir.

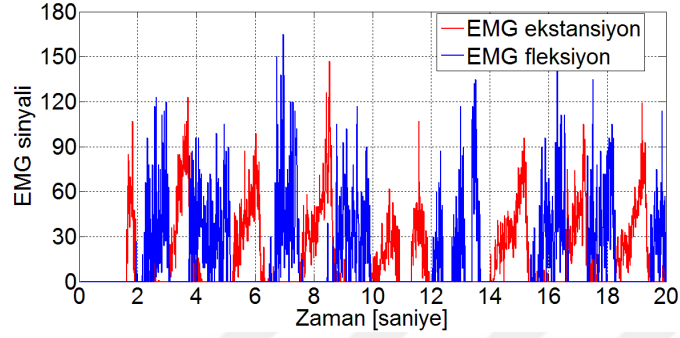
4.2.1. EMG tabanlı konum kontrolü

EMG tabanlı konum kontrolü deneyinde ekstansiyon ve fleksiyon kaslarından gelen sinyaller karşılaştırılarak bunlar arasındaki farka göre rehabilitasyon robotunun yönlendirilmesi sağlanmış ve bu durumda cihazda oluşan kuvvetler ve servo motorun performansı incelenmiştir. EMG tabanlı konum kontrolü blok diyagramı Şekil 4.9'da verilmiştir.

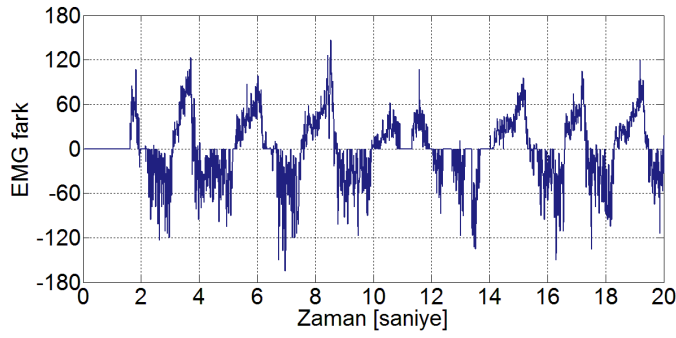


Şekil 4.9. EMG tabanlı konum kontrolü blok diyagramı.

Bu deneyde hasta bileğini hareket ettirmeye çalıştığı için EMG sinyalleri arasında bir fark oluşmaktadır. Oluşan fark yönünde ise cihaz hareket etmektedir. Şekil 4.10'da EMG sensörlerinden gelen sinyaller ve bunlar arasında oluşan fark görülmektedir.



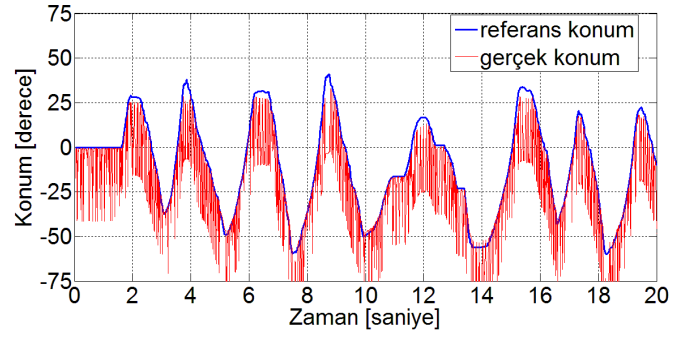
a)



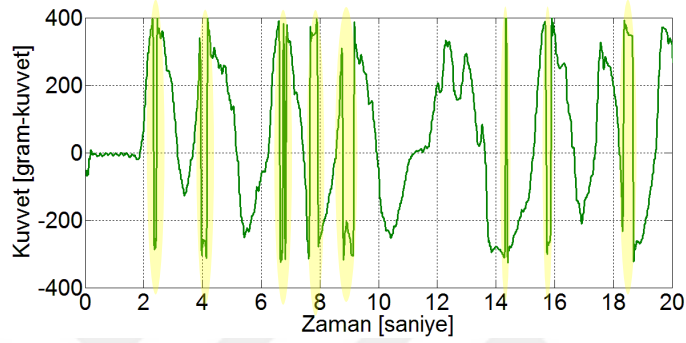
b)

Şekil 4.10. EMG tabanlı konum kontrolü a) EMG sinyalleri b) Sinyaller arasında oluşan fark.

Oluşan fark sıfırdan büyük olduğu durum ekstansiyon kasının kasıldığı anlamına gelmekte olup bu durumda servo motor bileği artı (+) yönde sürmektedir. Aynı şekilde fleksiyon kası kasıldığı durumda servo motor bileği eksi (-) yönde sürecektir. Şekil 4.11'de servo motorun referans ve gerçek konum değerleri ve buna karşılık kuvvet sensöründe oluşan kuvvet değerleri sunulmaktadır.



a)



b)

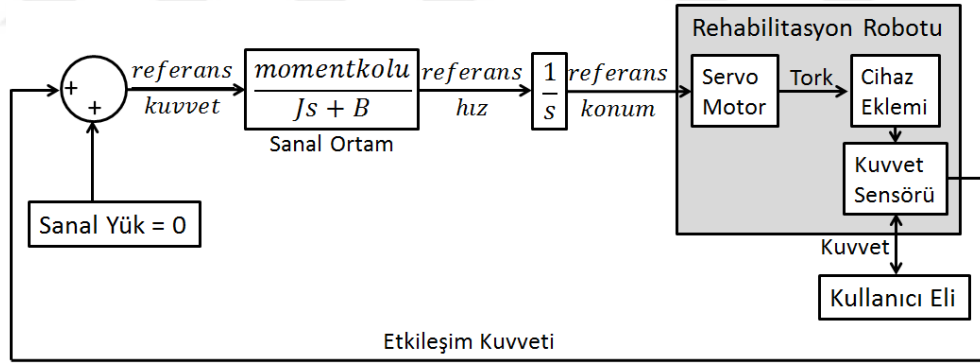
Şekil 4.11. EMG tabanlı konum kontrolü a) Konum-Zaman grafiği b) Kuvvet-Zaman grafiği.

Grafiklerden görüldüğü üzere 0-1 saniye arasında herhangi bir EMG sinyali olmadığı için motor konumu 0'da ve kuvvet sensörü de 0 değerini göstermektedir. 1-2 saniyeleri arasında, ekstansiyon kasının kasıldığı durumda, fark artı (+) değerde oluşmakta olup servo motor konumu da artı (+) yönde değişmektedir. Cihaz EMG kontrollü olarak aktif şekilde kullanıcı bileğini ekstansiyon (+) yönünde hareket ettirmeyi başarmakta olup kuvvet sensörünün bu esnada çeki kuvvete maruz kalması (+ değer üretmesi) cihazın hareket desteği sağladığını göstermektedir. Aynı durum tam ters yöndeki hareket içinde geçerli olup 2-3 saniyeler arasında fleksiyon kası kasılmaktadır ve fark eksi (-) değerde oluşmaktadır. Bu durumda servo motor fleksiyon (-) yönünde harekete başlamakta olup kuvvet sensörünün ise bası kuvvetlere doğru geçiş yapması (+ değerden - değere geçiş yapması) cihazın hastanın gitmek istediği yönde bilek hareketine destek sağladığını açıkça göstermektedir. 12-14 saniye arasında ise kullanıcı 3 kez fleksiyon kasını kasarak - yönde gitmek istemektedir. Konum-Zaman grafiğine bakıldığında da 3 kez - yönde gidildiği görülmektedir. Ayrıca

önemle belirtmek gerekir ki kuvvet sensörü aşırı zorlandığı vakit okuduğu değerlerde sapmalar yaşanmakta olup meydana gelen bu durum Şekil 4.11.b’de sunulan Kuvvet-Zaman grafiğinde sarı boyalı alanlar ile gösterilmiştir. Dolayısıyla bu bölgeler hatalı ölçümlere denk gelmekte olup göz önüne alınmaması gerekmektedir.

4.2.2. Admitans tabanlı kuvvet kontrolü

Admitans denetim ile kuvvet kontrolü deneylerinde cihaz arzulan bir sanal ortam ile hastaya direnç uygulamaktadır. Oluşturulan admitans denetim mimarisinde tüm mekanik sistemler için geçerli olan genel bir atalet (J), viskoz sürtünme (B) ve yay (K) parametreleri isteğe bağlı şekilde tanımlanabilmekte olup ayrıca sabit bir yük giriş tanımlı yapmakta mümkündür. Yay olmadığı durumda ($K=0$) admitans denetim mimarisini gösteren blok diyagram Şekil 4.12’ de verilmiştir. Bu deneyde yay olmadığı için K değeri sıfır olarak alınmıştır. Yapılan deneyler için kullanılan J , B değerleri Çizelge 4.1.’de verilmiştir.

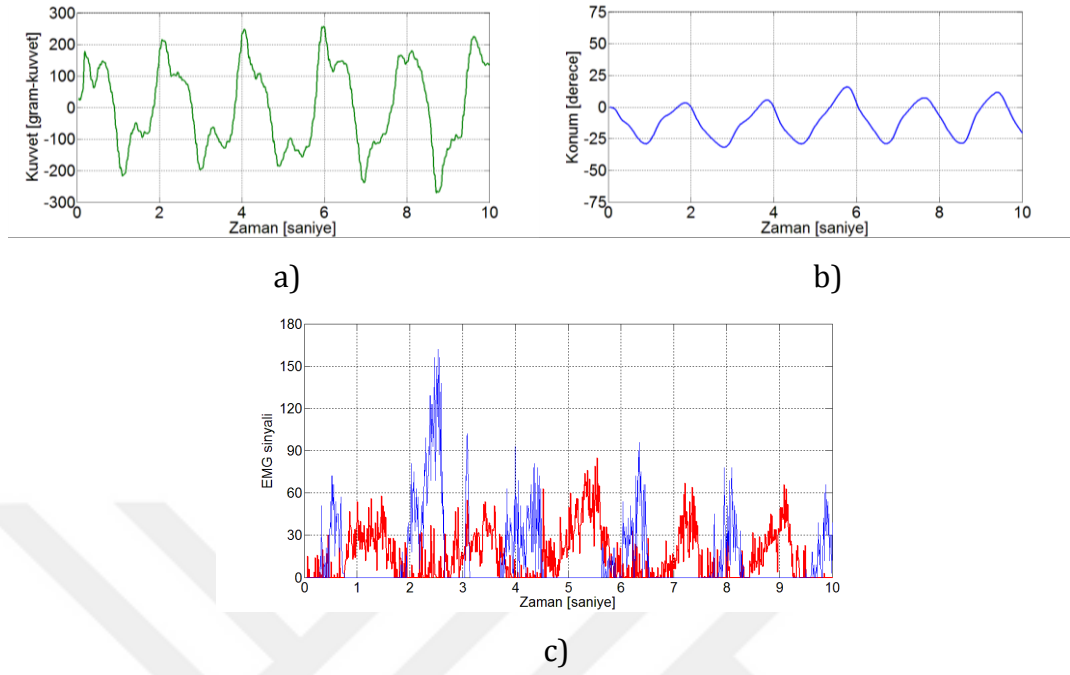


Şekil 4.12. Admitans denetim mimarisini (yay yok)

Çizelge 4.1. Admitans konum kontrolü (yay yok) deneylerinde kullanılan J , B değerleri.

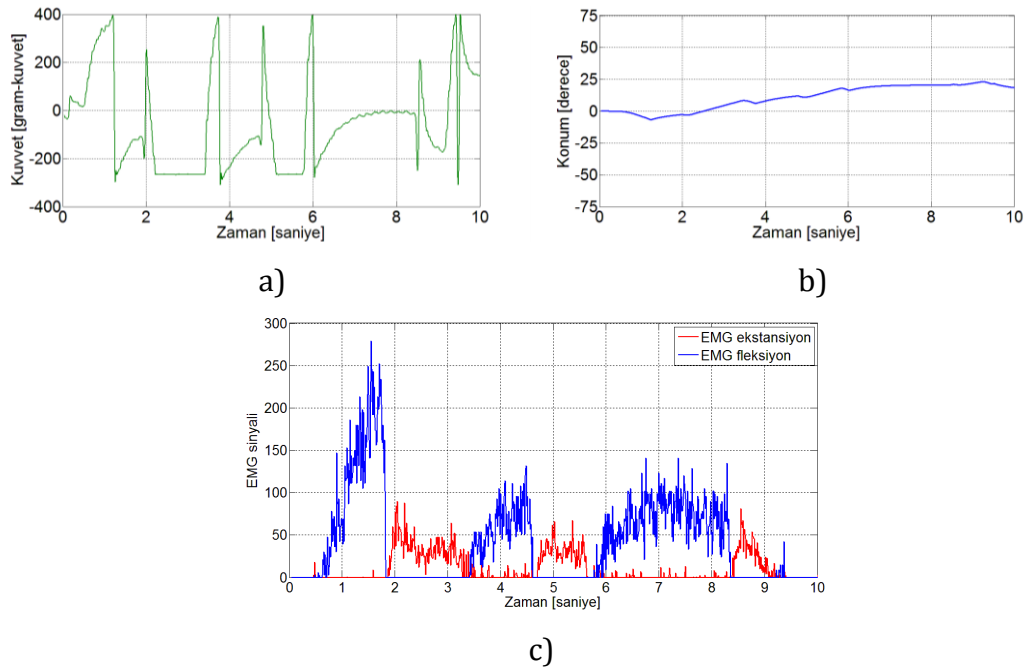
	J	B
Deney 1	0.003	0.3
Deney 2	0.03	3

Deney 1’de oluşan değerler Şekil 4.13’te verilmiştir.



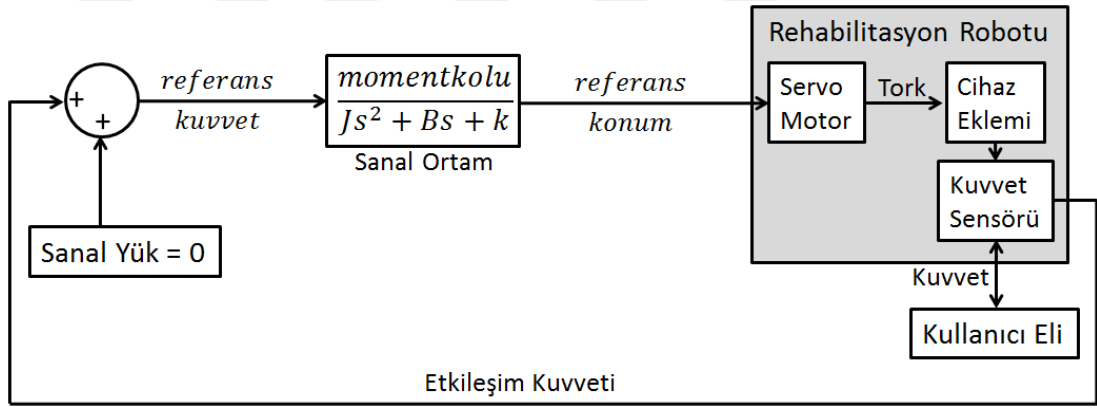
Şekil 4.13. Admitans kontrol [(J=0.003),(B=0.3),(K=0)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.

Deney 2’de oluşan değerler Şekil 4.14’te verilmiştir.



Şekil 4.14. Admitans kontrol [(J=0.03),(B=3),(K=0)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.

Deney1’de oluşan grafikler incelendiğinde kullanıcı ilk bir saniye boyunca fleksiyon kasını kasarak (-) yönde gitmek istemekte ve gitmektedir. Ancak bu esnada servo motor harekete yardımcı olmamakta olup tam tersi yönde direnç uyguladığı kuvvet sensörünün + değeri üreterek yani çeki gerilmesine maruz kalmasından anlaşılmaktadır. Aynı şekilde 1-2 saniyeleri arasında kullanıcı ekstansiyon kasını kasarak artı (+) yönde gitmek istemektedir ve yine servo motor harekete karşı direnç uygulamaktadır. Deney2’de ise J ve B değerleri 10 kat artırılmıştır ve burada direnç daha yüksek olduğu için kullanıcının hareketlerinin daha da zorlaştığı açıkça görülmektedir. Yay olduğu durumda admitans denetim mimarisini gösteren blok diyagram ise Şekil 4.15’te verilmektedir.

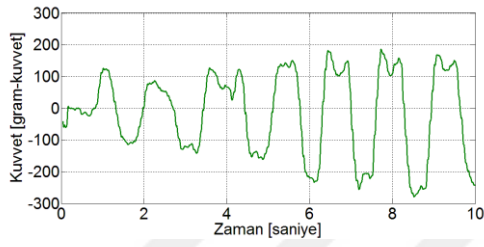


Şekil 4.15. Admitans denetim mimarisi(yay var)

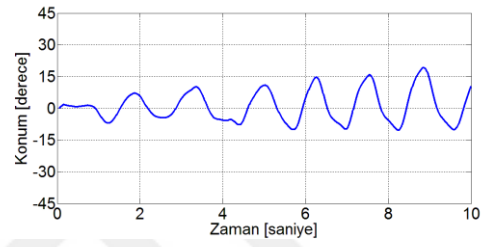
Yay olduğu durumlarda yapılan admitans denetim deneylerinde J ve B değerleri sabit tutulmuş olup yay sabiti K değerinin değiştirilmesiyle oluşan durumlar incelenmiştir. Deneylerde kullanılan J, B ve K değerleri Çizelge 4.2’de verilmiştir. Deney 3’den Deney 8’e kadar elde edilen tüm ölçüm sonuçları sırasıyla Şekil 4.16 – Şekil 4.21 arasında sunulmaktadır.

Çizelge 4.2. Admitans konum kontrolü (yay var) deneylerinde kullanılan J, B, K değerleri.

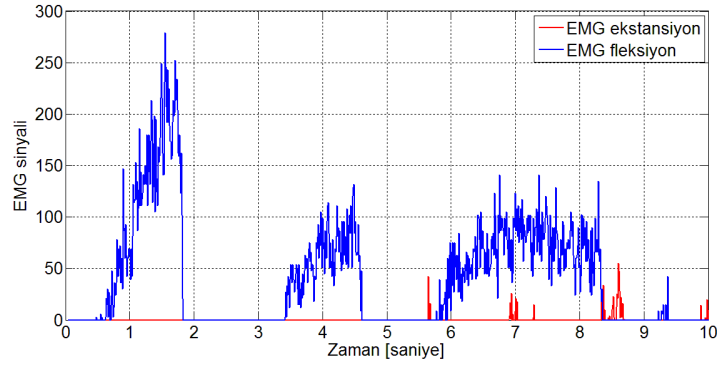
	J	B	K
Deney 3	0.003	0.3	1
Deney 4	0.003	0.3	3
Deney 5	0.003	0.3	6
Deney 6	0.003	0.3	12
Deney 7	0.003	0.3	18
Deney 8	0.003	0.3	24



a)

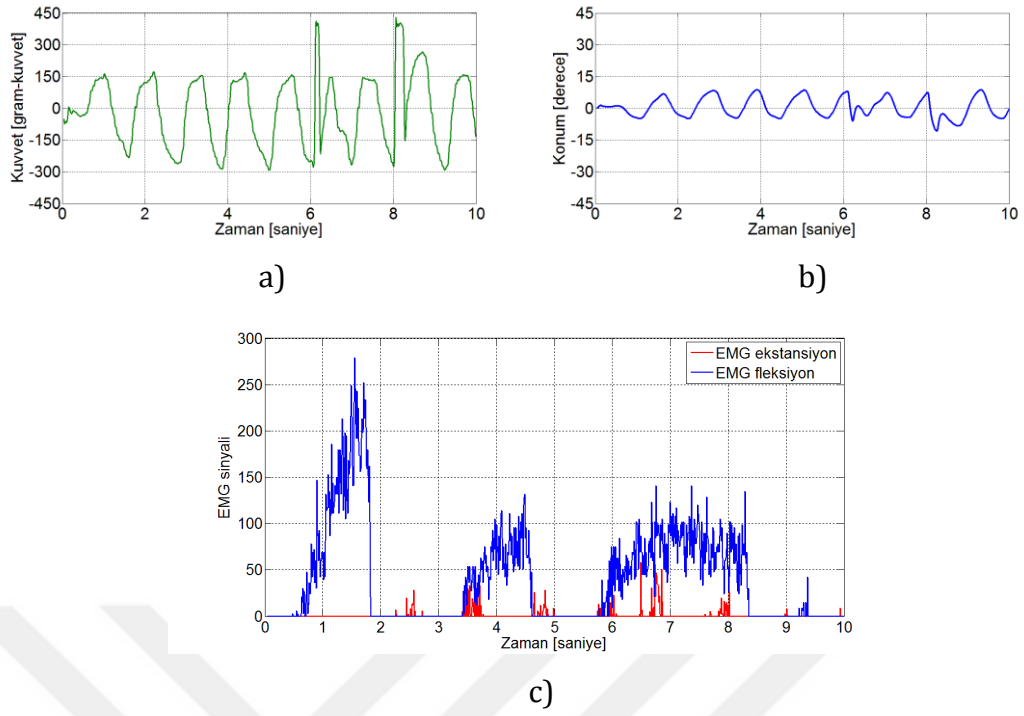


b)

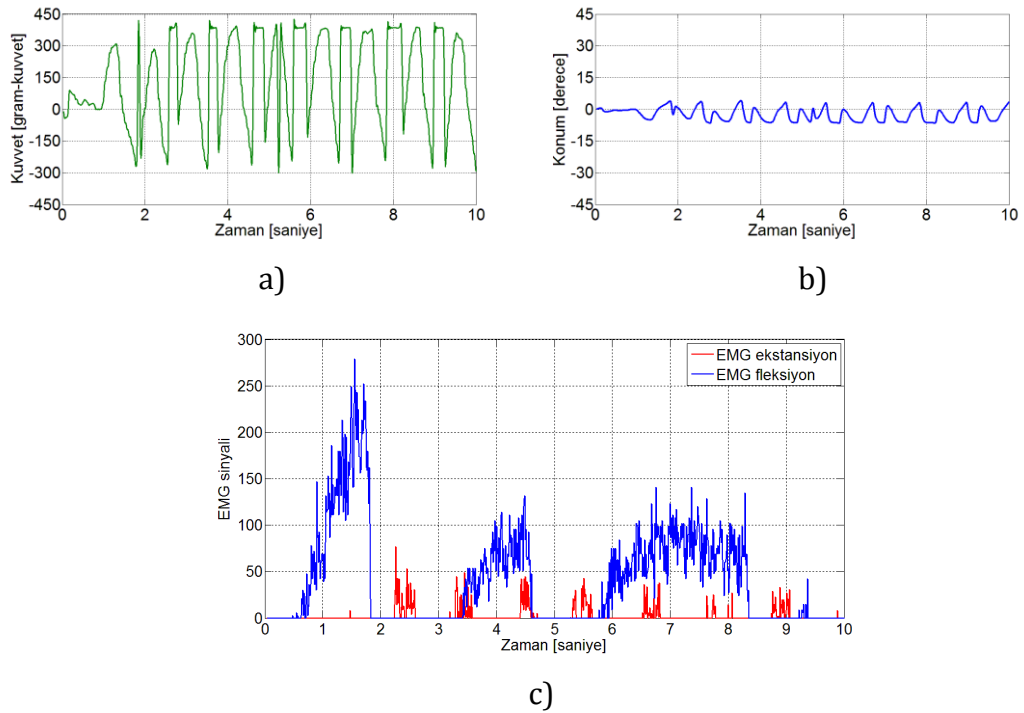


c)

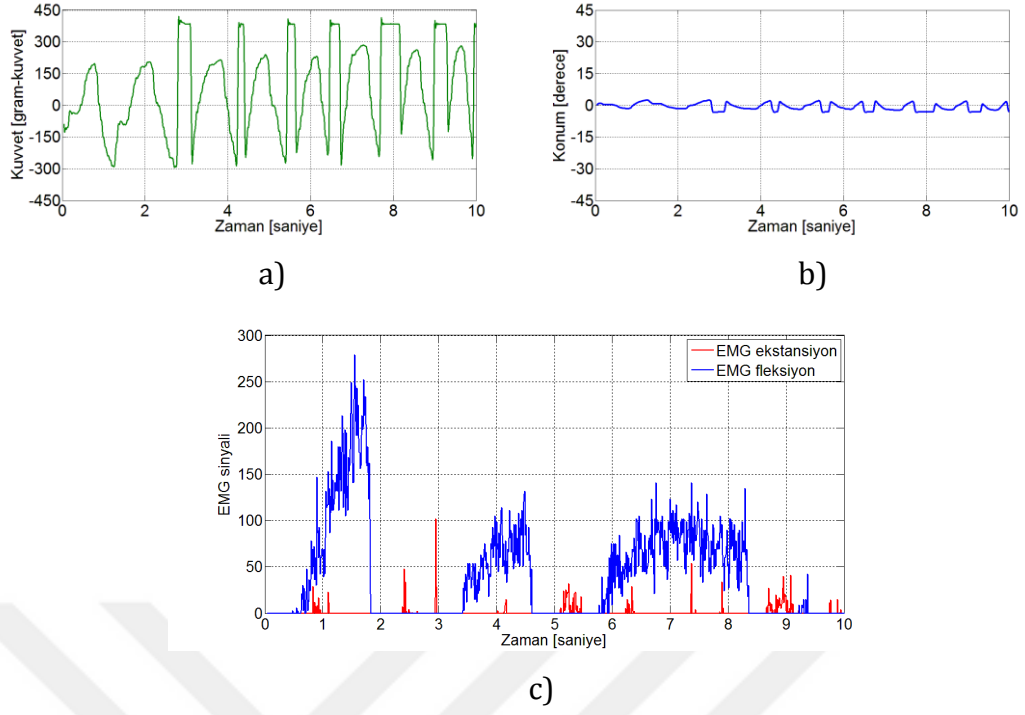
Şekil 4.16. Admitans kontrol [(J=0.003),(B=0.3),(K=1)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.



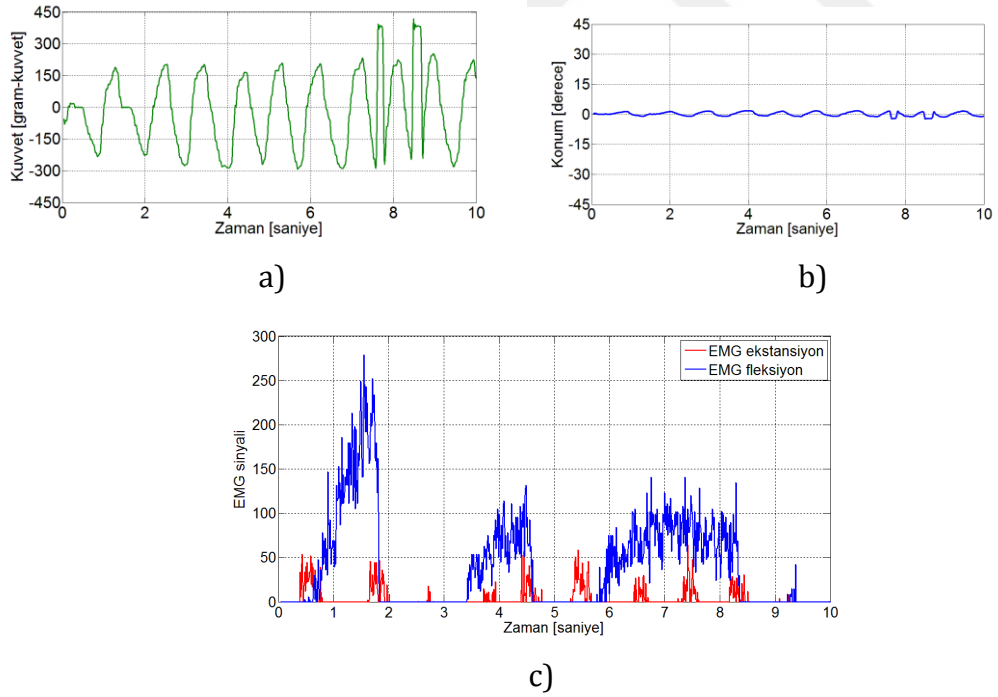
Şekil 4.17. Admitans kontrol [(J=0.003),(B=0.3),(K=3)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.



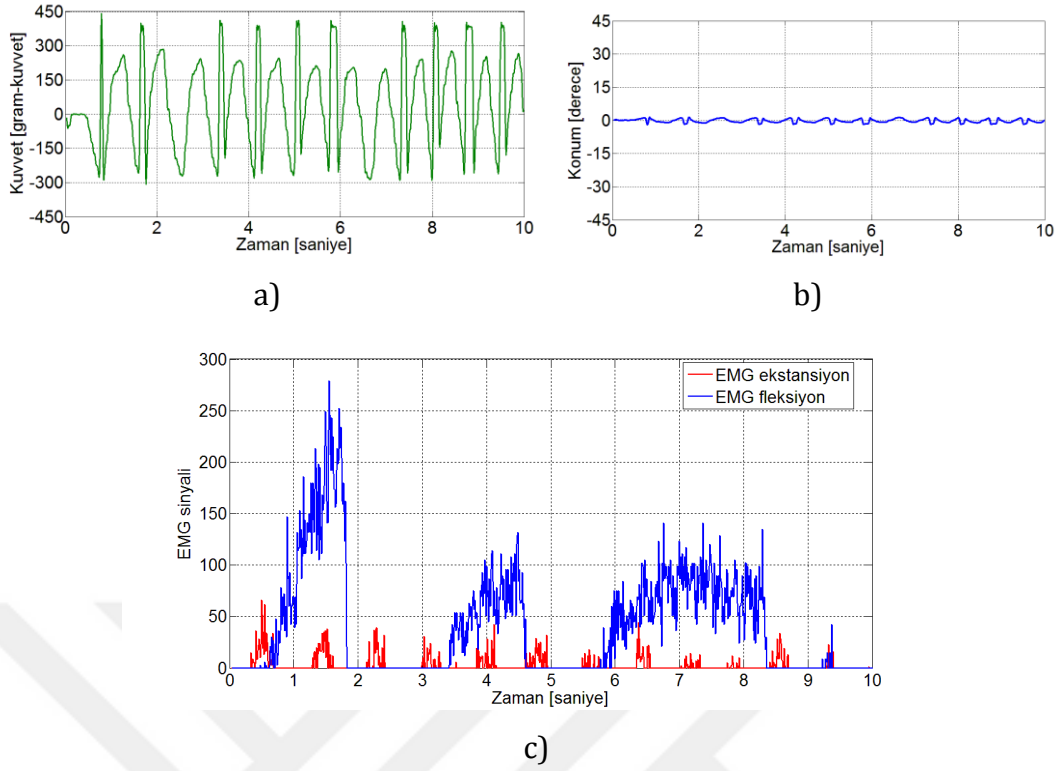
Şekil 4.18. Admitans kontrol [(J=0.003),(B=0.3),(K=6)] a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.



Şekil 4.19. Admitans kontrol $[(J=0.003),(B=0.3),(K=12)]$ a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.



Şekil 4.20. Admitans kontrol $[(J=0.003),(B=0.3),(K=18)]$ a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.



Şekil 4.21. Admitans kontrol $[(J=0.003),(B=0.3),(K=24)]$ a) Kuvvet-Zaman grafiği. b) Konum-Zaman grafiği. c) EMG sinyalleri.

Yay olduğu durum için admitans denetim deneylerindeki grafikler incelendiğinde kullanıcının gitmek istediği yöne gidebildiği ancak bir direnç değeriyle karşılaştığı açıkça görülmektedir. Deney3'ten itibaren artırılan K değeri yüksek değerlere çıktığında cihazın uyguladığı direnç artmakta ve cihaz konumu neredeyse yok denecek kadar az değişmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışma kapsamında düşük maliyetli ekipmanlar (malzeme/sensör/eyleyici) kullanılmak suretiyle hafif, taşınabilir bir el bileği rehabilitasyon robotu üretilmiş olup cihazın pasif ve aktif denetim modlarındaki çalışma performansı gösterilmiştir. Bu kapsamda cihazın pasif modunda tekrarlı salınım hareketlerini ve potansiyometre ile konum kontrolünün oldukça başarılı bir şekilde yerine getirebildiği görülmüştür. Aktif modunda ise EMG sinyallerinden gelen farklar ile ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri kısmi ölçüde başarıyla gerçekleştirilmiştir. Özellikle EMG sensörlerinden gelen sinyal yapısının oldukça gürültülü olması cihazın bu aktif moddaki çalışma performansını doğrudan etkilemekte olup cihaz performansının iyileştirilmesi için ham EMG sinyal çıktısı veren sensörlerin kullanılarak bir takım sinyal işleme prosedürleri (Kilic ve Dogan, 2016) uygulanarak çok daha iyi sonuçların elde edilmesi mümkündür.

Admitans denetim ile hastaya elinde yük varmış gibi sanal bir kuvvet hissettirilerek dirençli uygulamalar yapılmış ve bu uygulamalarda cihazın performansı test edilmiştir. Cihazda ucuz malzemelerin kullanılması maliyet olarak bir avantaj yaratmış olmasına rağmen cihazın kontrolü açısından zorluklar yaşanmıştır. Servo motorun içinde bulunan potansiyometreden konum bilgisi alınabilmiş fakat çok gürültülü bir sinyal elde edilmiştir. Kuvvet sensörü kapasitesi düşük olduğu için kapasitesini aşan yükler geldiğinde doğru veriler alınamamıştır. Söz konusu bu admitans denetim mimarisinin çalışma performansı blok diyagramlardan gözükeceği üzere doğrudan kullanılan kuvvet sensörünün sinyal yapısına bağımlı olup tatminkâr bir çalışma performansı için ölçüm doğruluğu / hassasiyeti/ tekrarlanabilirliği yüksek bir kuvvet sensörünün kullanılması gerekmektedir.

Sonuç olarak cihazın mekanik tasarımı ile donanım ve yazılım alt yapısı başarıyla oluşturulmuş olup hem pasif hem de aktif rehabilitasyon testleri başarıyla gerçekleştirilmiştir. Testlerdeki performans düşüklüğünün ana nedenleri ise kullanılan çok düşük maliyetli EMG sensörleri ile kuvvet sensörü

zerinden alınan sinyal yapılarının istenilen düzeyde olmamasıdır. Bu iki sensörün yerine piyasada bir çok başka marka ve sensör modelleri yer almakta olup yine fiyat/performans bakımından makul olan bir üst modellere geçiş sağlanarak çok daha başarılı sonuçların elde edilmesi muhtemeldir. Önemle belirtmek gerekir ki cihazla ilgili deneyler sağlıklı insan bileği üzerinde yapılmış olup gerekli yasal izinlerin alınması için işlemlere başlanılmıştır. Kısa bir zaman içerisinde gerçek hastalar üzerindeki etkilerini göstermek adına alışmalara başlanılacaktır.



KAYNAKLAR

- Aabdallah I., Bouteraa Y., Rekik C., 2016. Design Of Smart Robot For Wrist Rehabilitation. International Journal On Smart Sensing And Intelligent Systems, 9, 2, 1029-1053.
- AbdulKareem A. H., Adila A. S., Husi, G. , 2018. Recent Trends in Robotic Systems for Upper-Limb Stroke Recovery: A Low-Cost Hand and Wrist Rehabilitation Device. 2nd International Symposium on Small-scale Intelligent Manufacturing Systems (SIMS).
- Akdoğan E., Aktan M. E., Koru A. T., Arslan M. S., Atlıhan M., Kuran B., 2018. Hybrid impedance control of a robot manipulator for wrist and forearm rehabilitation: Performance analysis and clinical results. Mechatronics, 49, 77-91.
- Al-Fahaam H., Davis S., Nefti-Meziani S., 2016. Wrist Rehabilitation Exoskeleton Robot based on Pneumatic Soft Actuators. 16 International Conference for Students on Applied Engineering (ICSAE).
- Allington J., Spencer S.J., Klein J., Buell M., Reinkensmeyer D.J., Bobrow J., 2011. Supinator Extender (SUE): A Pneumatically Actuated Robot for Forearm/Wrist Rehabilitation after Stroke. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, USA.
- Ambar R., Zakaria M. F., Ahmad M. S., Muji S. Z., Jamil M.M.A., 2017. Development of a Home-based Wrist Rehabilitation System. International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE), 7, 6, 3153-3163.
- Bartlett N. W., Lyau V., Raiford W. A., Holland D., Gafford J. B., Ellis T. D., Walsh C. J., 2015. A Soft Robotic Orthosis for Wrist Rehabilitation. Journal of Medical Devices, 9, 030918, 1-3.
- Başaran Ö., 2009. İnme Sonrası Hemiplejik El Fonksiyonlarının Geliştirilmesinde Ayna Karşısında Nöromusküler Elektrik Stimülasyonunun Etkisi. Fiziksel Tıp Ve Rehabilitasyon Anabilimdalı Tıpta Uzmanlık Tezi, Ankara.
- Blank A., O'Malley M.K., Francisco G.E., Contreras-Vidal J.L., 2013. A Pre-Clinical Framework for Neural Control of a Therapeutic Upper-Limb Exoskeleton. 6th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, 1159-1162.
- Carrozza M.C., Pak N. Ng., Cattin E., Vecchi F., Marinelli M., Dario P., 2004. On the design of an exoskeleton for neurorehabilitation: design rules and preliminary prototype. 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA, 4807-4810.
- Cruz M.K., 1995. Active wrist brace. US 5653680 patent, USA.

- Erdoğan A., Satıcı A.C. and Patoglu V., 2011. Passive Velocity Field Control of a Forearm-Wrist Rehabilitation Robot. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
- Faran S., Einav O., Yoeli D., Kerzhner M., Geva D., Magnazi G., Kaick S.V., Mauritz K. H., 2009. Reo Assessment to Guide the ReoGo Therapy: Reliability and Validity of Novel Robotic Scores. Virtual Rehabilitation International Conference, 209-209.
- Gupta A., O'Malley M. K., Patoglu V., Burgar C., 2008. Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training. The International Journal of Robotics Research, 27, 2, 233-251.
- Hogan N., Krebs H.I., Charnnarong J., Srikrishna P., Sharon A., 1992. MIT - MANUS : A Workstation for Manual Therapy and Training I. IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 161-165.
- Just F., Baur K., Riener R., V. Klamroth-Marganska, Rauter G., 2016. Online Adaptive Compensation of the ARMin Rehabilitation Robot. 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 8, 747-752.
- Kahn L. E., Rymer W. Z., Reinkensmeyer D. J., 2004. Adaptive Assistance for Guided Force Training in Chronic Stroke. The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 40, 1, 2722-2725.
- Karabudak R., 2014. Türk Nöroloji Derneği (TND) 2014 Beyin Yılı Aktiviteleri. Türk Nöroloji Derneği, Ankara.
- Khokhar Z.O., Xiao Z.G., Menon C., 2010. Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton. BioMedical Engineering OnLine. <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/9/1/41>
- Khor K. X., Chin P. J. H., Yeong C. F., Su E. L. M., Narayanan A. L. T., Rahman, H. A., Khan Q. I., 2017. Portable and Reconfigurable Wrist Robot Improves Hand Function for Post-Stroke Subjects. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 25, 10, 1864-1873.
- Kilic E., Dogan E., 2016. EMG Sinyallerinden Gerçek-Zamanlı Öznitelik Çıkarımı. 24. IEEE Sinyal İşletme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı (SİU 2016) , Zonguldak, Türkiye.
- Kilic E., Dogan E., 2018. Design and fuzzy logic control of an active wrist orthosis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 231 (8), 728-746.

- Koeneman E.J., Schultz R. S., Wolf S.L., Herring D. E., Koeneman J.B., 2004. A Pneumatic Muscle Hand Therapy Device. 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 41, 1, 2711-2713.
- Marangoz S., 2006. Ortopedi ve Türkçe: Bazı Ortopedi Terimlerine Türkçe Karşılık Önerileri. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi, 5(3), 89-93.
- Marini F., Hughes C. M., Squeri V., Doglio L., Moretti P., Morasso P., Masia L., 2017. Robotic wrist training after stroke: Adaptive modulation of assistance in pediatric rehabilitation. Robotics and Autonomous Systems, 91, 169-178.
- Masia L., Rodriguez N.N., Casadio M., Morasso P., Sandini G., Giannoni P., 2009. Adaptive training strategy of distal movements by means of a wrist-robot. Second International Conferences on Advances in Computer-Human Interactions, Cancun, Mexico, 227-233.
- Meng W., Sheng B., Klinger M., Liu Q., Zhou Z., Xie S. Q., 2015. Design and Control of a Robotic Wrist Orthosis for Joint Rehabilitation. IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 978-1-4673-9107-8/15, 1235-1240.
- Mihelj M., Podobnik J., Munih M., 2008. HEnRiE – Haptic Environment for Reaching and Grasping Exercise. 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 4, 907-912.
- Nuzumlu M.E., Gür S., Aydın A.T., 1992. Acta Orthop Traumatol Turc. El bileği artroskopisi tekniği ve el bileğinin artroskopik anatomisi (Bir kadavra çalışması), 26, 340-344, Antalya.
- Oblak J., Cikajlo I., Matjacic Z., 2010. Universal haptic Drive: A Robot for Arm and Wrist Rehabilitation. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 18, 3, 293-302.
- Ortopedi Rehberi. 2016; Available from: <http://ortopedirehberi.com/statik-el-bilegi-splinti.html>
- Pezent E., Rose C. G., Deshpande A. D., O'Malley M. K., 2017. Design and Characterization of the OpenWrist: A Robotic Wrist Exoskeleton for Coordinated Hand-Wrist Rehabilitation. International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 720-725.
- Rahman M.H., Saad M., Kenné J.P., Archambault P.S., 2010. Modeling and Development of an Exoskeleton Robot for Rehabilitation of Wrist Movements. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics Montréal, Canada.

- Rosati G., Gallina P., Masiero S., Rossi A., 2005. Design of a new 5 d.o.f. wire-based robot for rehabilitation. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 430-433.
- Rui C.V., Loureiro, William S. Harwin, 2007. Reach & Grasp Therapy: Design and Control of a 9-DOF Robotic Neuro-rehabilitation System. 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 42, 757-763.
- Sanchez R. J., Jr., Wolbrecht E., Smith R., Liu J., Rao S., Cramer S., Rahman T., Bobrow J. E., Reinkensmeyer D. J., 2005. A Pneumatic Robot for Re-Training Arm Movement after Stroke: Rationale and Mechanical Design. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 500-504.
- Schmidt H., Hesse S., Werner C., Bardeleben A., 2004. Upper And Lower Extremity Robotic Devices To Promote Motor Recovery After Stroke - Recent Developments. The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 6, 2, 4825-4828.
- Spencer S. J., Klein J., Minakata K., Le V., Bobrow J.E., and Reinkensmeyer D.J., Member, IEEE, 2008. A Low Cost Parallel Robot and Trajectory Optimization Method for Wrist and Forearm Rehabilitation using the Wii. 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 18, 869-874.
- Squeri V., Masia L., Giannoni P., Sandini G., Morasso P., 2014. Wrist Rehabilitation in Chronic Stroke Patients by Means of Adaptive, Progressive Robot-Aided Therapy. IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 22, 2, 312-325.
- Takahashi C.D., Der-Yeghiaian L., Le V.H., Cramer S.C., 2005. A Robotic Device for Hand Motor Therapy After Stroke. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 17-20.
- Toth A., Fazekas G., Arz G., Jurak M., Horvath M., 2005. Passive Robotic Movement Therapy of the Spastic Hemiparetic Arm with REHAROB: Report of the First Clinical Test and the Followup System Improvement. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 127-130.
- Wang M, 2014. Design and Analysis of an Adjustable Wrist Rehabilitation Robot. A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master of Applied Science, University of Ontario Institute of Technology.
- Williams D.J., Krebs H.I., Hogan N., 2001. A robot for wrist rehabilitation. IEEE International Conference of Engineering Medicine and Biology Society, 2, 1336-1339.

EKLER

EK A. Kuvvet sensörü Arduino IDE® kodları

EK B. Aktif rehabilitasyon Matlab Simulink® modelleri

EK C. Fotoğraflar

EK D. Maliyet Analizi



EK A. Kuvvet sensörü Arduino IDE® kodları

/*

Example using the SparkFun HX711 breakout board with a scale

By: Nathan Seidle

SparkFun Electronics

Date: November 19th, 2014

License: This code is public domain but you buy me a beer if you use this and we meet someday (Beerware license).

This is the calibration sketch. Use it to determine the calibration_factor that the main example uses. It also outputs the zero_factor useful for projects that have a permanent mass on the scale in between power cycles.

Setup your scale and start the sketch WITHOUT a weight on the scale

Once readings are displayed place the weight on the scale

Press +/- or a/z to adjust the calibration_factor until the output readings match the known weight

Use this calibration_factor on the example sketch

This example assumes pounds (lbs). If you prefer kilograms, change the Serial.print(" lbs"); line to kg. The calibration factor will be significantly different but it will be linearly related to lbs (1 lbs = 0.453592 kg).

Your calibration factor may be very positive or very negative. It all depends on the setup of your scale system

and the direction the sensors deflect from zero state

This example code uses bogde's excellent library: <https://github.com/bogde/HX711>

bogde's library is released under a GNU GENERAL PUBLIC LICENSE

Arduino pin 2 -> HX711 CLK

3 -> DOUT

5V -> VCC

GND -> GND

Most any pin on the Arduino Uno will be compatible with DOUT/CLK.

The HX711 board can be powered from 2.7V to 5V so the Arduino 5V power should be fine.

*/

```
#include "HX711.h"
```

```
#define DOUT 3
```

```
#define CLK 2
```

```
HX711 scale(DOUT, CLK);
```

```
float calibration_factor = -7050; //-7050 worked for my 440lb max scale setup
```

```
int pos = 9;
```

```
int ans=0;
```

```
void setup() {
```

```
    Serial.begin(9600);
```

```

Serial.println("HX711 calibration sketch");
Serial.println("Remove all weight from scale");
Serial.println("After readings begin, place known weight on scale");
Serial.println("Press + or a to increase calibration factor");
Serial.println("Press - or z to decrease calibration factor");

scale.set_scale();
scale.tare(); //Reset the scale to 0

long zero_factor = scale.read_average(); //Get a baseline reading
Serial.print("Zero factor: "); //This can be used to remove the need to tare the
scale. Useful in permanent scale projects.
Serial.println(zero_factor);

pinMode(pos, OUTPUT);
}

void loop() {

    scale.set_scale(calibration_factor); //Adjust to this calibration factor

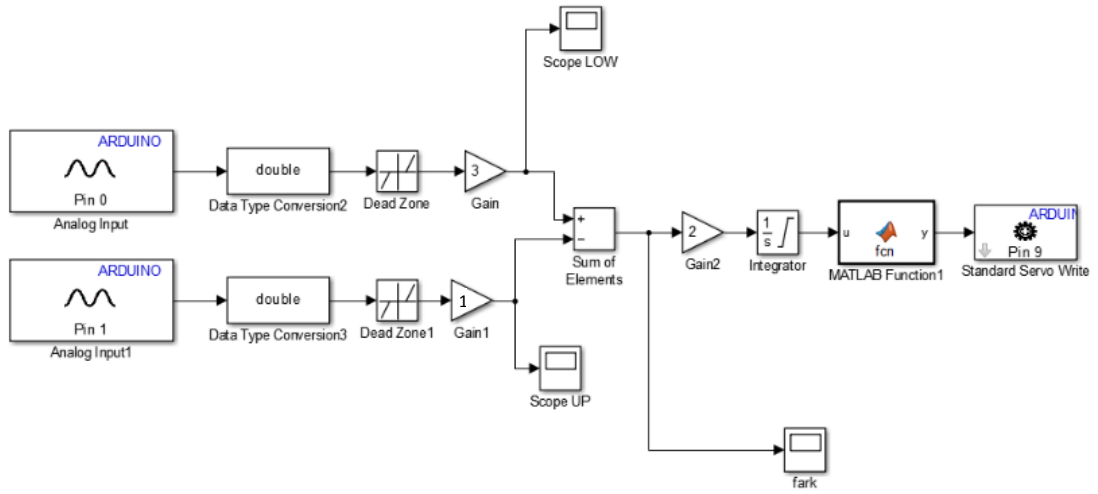
    Serial.print("Reading: ");
    Serial.print(scale.get_units(), 1);
    Serial.print(" lbs"); //Change this to kg and re-adjust the calibration factor if you
follow SI units like a sane person
    Serial.print(" calibration_factor: ");
    Serial.print(calibration_factor);
    Serial.println();

    if(Serial.available())
    {
        char temp = Serial.read();
        if(temp == '+' || temp == 'a')
            calibration_factor += 10;
        else if(temp == '-' || temp == 'z')
            calibration_factor -= 10;
    }

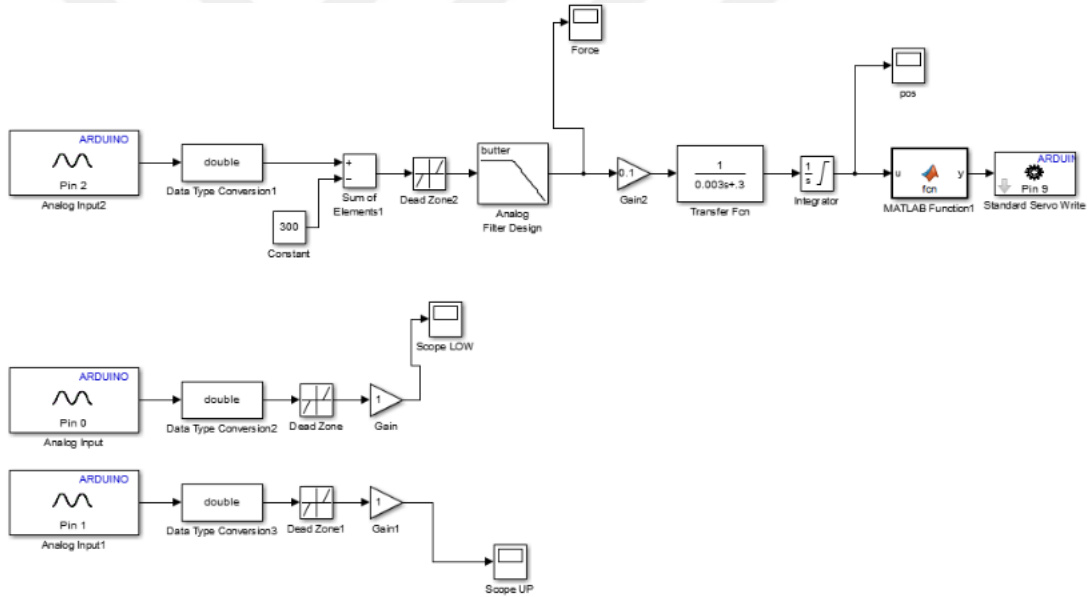
    ans= (scale.get_units() + 150);
    analogWrite(pos, ans);
}

```

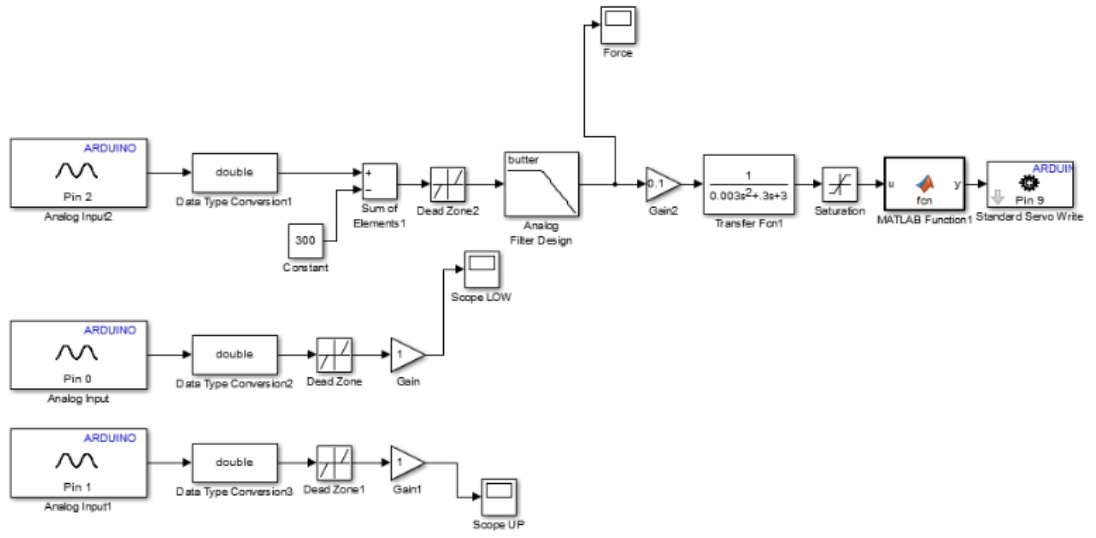
EK B. Aktif rehabilitasyon Matlab Simulink® modelleri



Şekil B.1. EMG sinyali ile konum kontrolü.

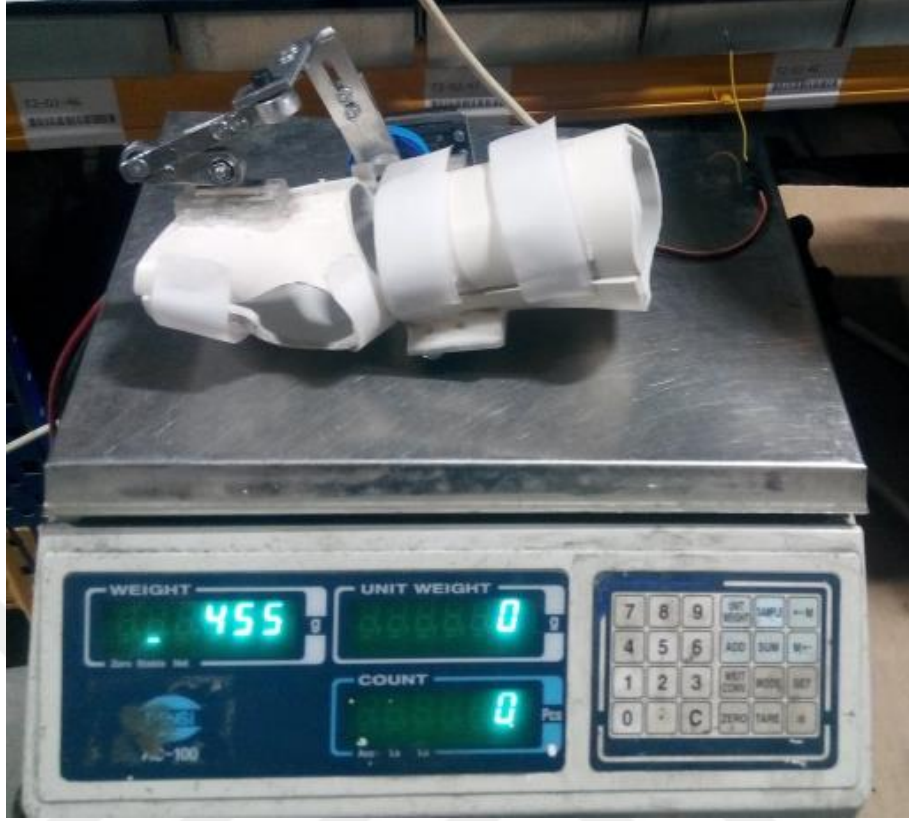


Şekil B.2. Admitans denetim ile konum kontrolü(yay yok).

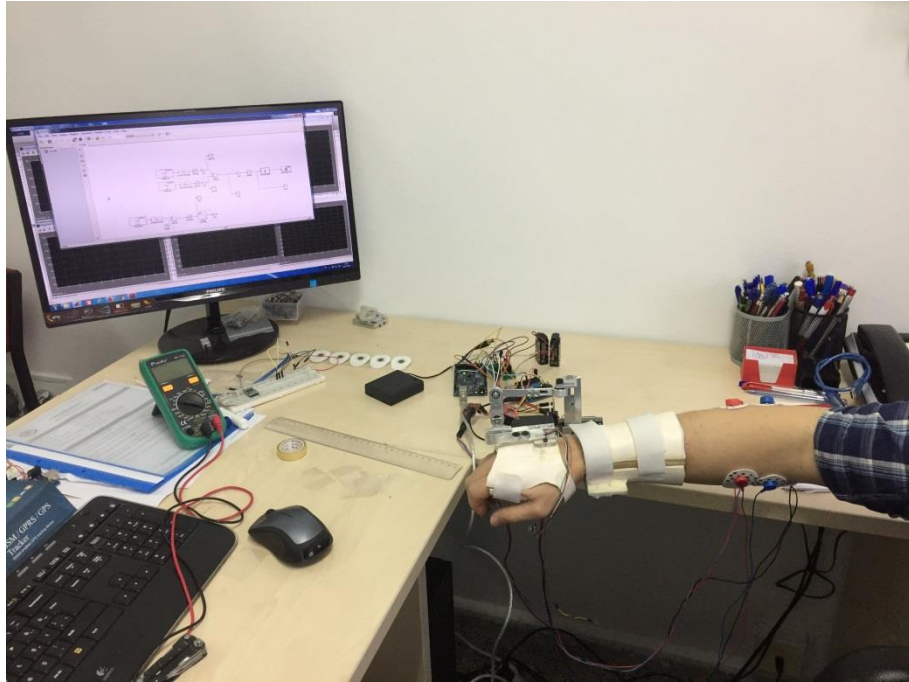


Şekil B.3. Admitans denetim ile konum kontrolü(yay var).

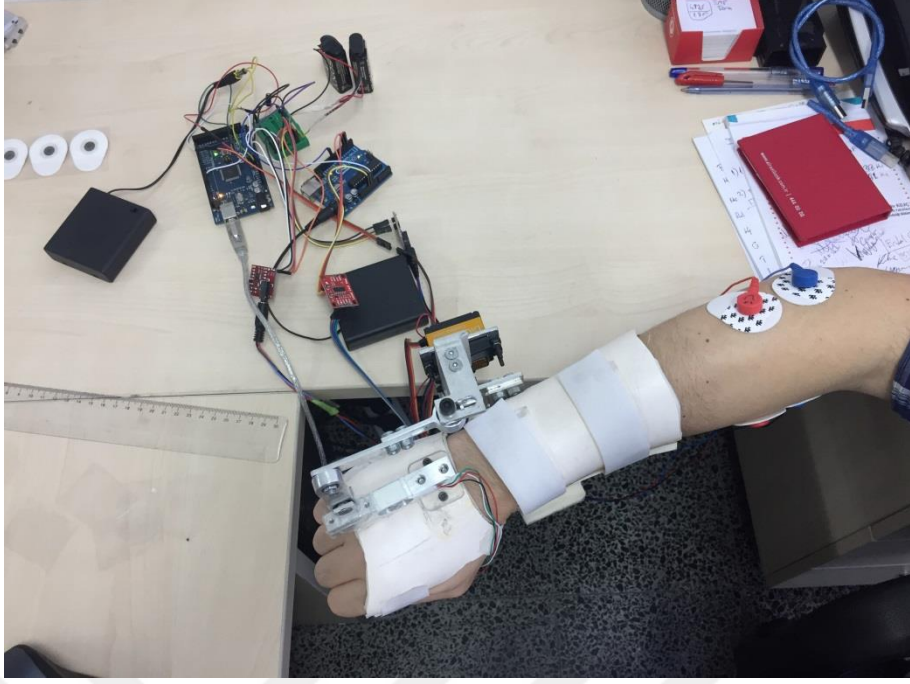
EK C. Fotoğraflar



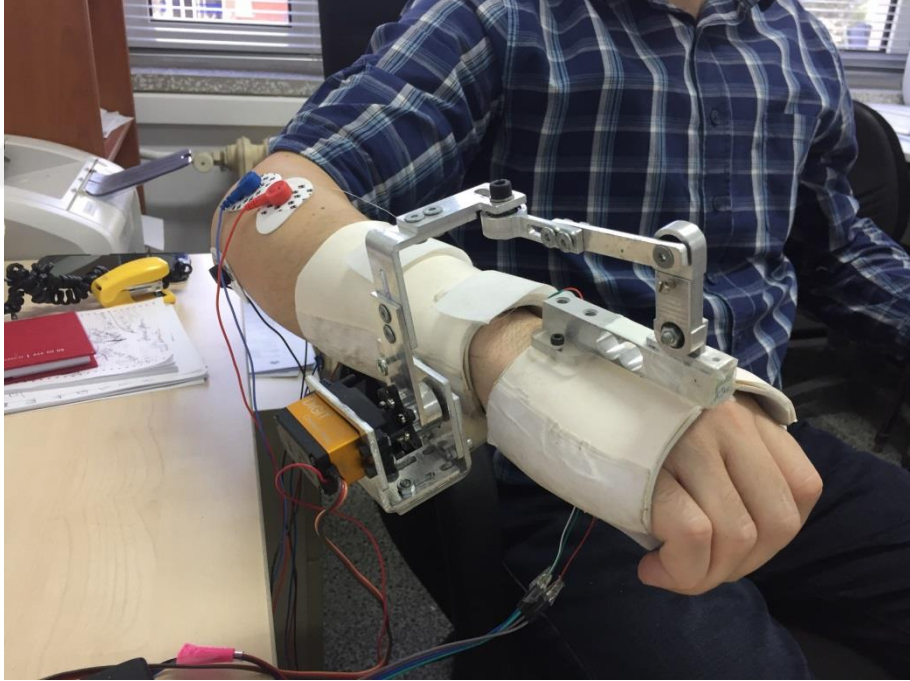
Şekil C.1. Cihazın ağırlık ölçümü.



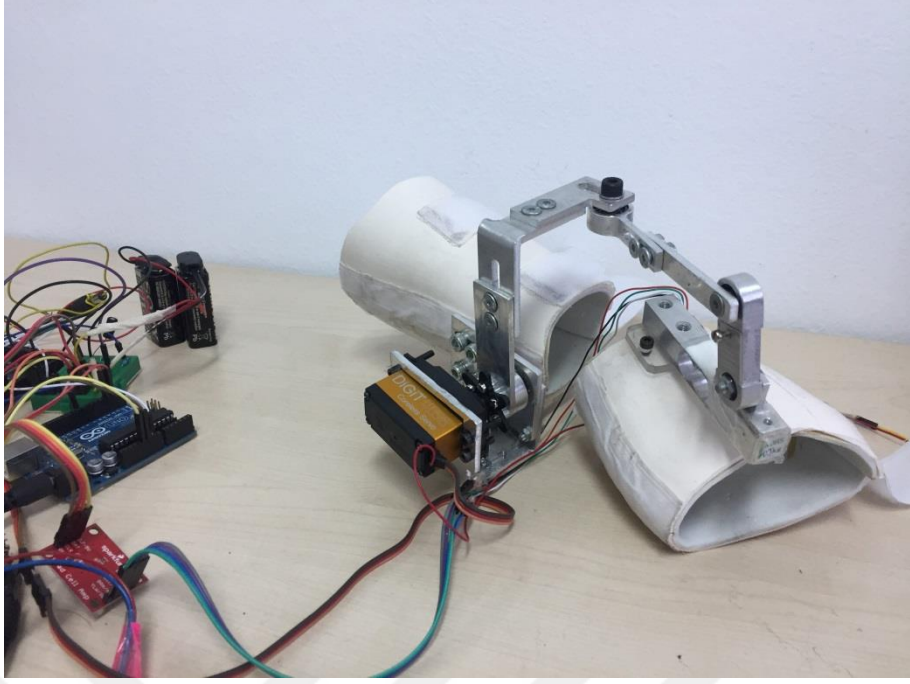
Şekil C.2. Cihazın bileğe giydirilmiş hali.



Şekil C.3. Cihazın üstten görünümü.



Şekil C.4. Cihazın genel görünümü.



Şekil C.5. Cihazın giydirilmemiş görünümü.

EK D. Maliyet Analizi

Çizelge D.1. Maliyet Analizi Çizelgesi

Malzeme	Birim Fiyatı (₺)	Kullanım Adeti	Toplam Fiyat (₺)
Termoplastik Splint	300	1	300
Alüminyum gövde	400	1	400
Emg sensörü	300	2	600
Kuvvet sensörü	25	1	25
Load Cell Amp.	75	1	75
Servo Motor	450	1	450
Arduino® Uno	140	1	140
Arduino® Mega	270	1	270
9 V pil	5	2	10
1,5 V pil	2,5	8	20
1,5 V pil yuvası	5	2	10
Rulman, Cıvata, somun vs.	50	1	50
Diğer elektronik malzemeler	20	1	20
Toplam fiyat(KDV dahil)			2370

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İbrahim KARABIYIK

Doğum Yeri ve Yılı : Isparta, 1991

Medeni Hali : Evli

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : yl1430102511@sdu.edu.tr

Eğitim Durumu

Lise : Isparta Gülkent Süper Lisesi, 2008

Lisans : Selçuk Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi,
Makine Mühendisliği

Mesleki Deneyim

HİSARLAR Tarım Makinaları (Eskişehir) 2015-2016

Kayhan Ertuğrul Makina (Burdur) 2016-2018

Türk Silahlı Kuvvetleri 2018-..... (halen)

Yayınlar

Karabıyık İ., Kılıç E., 2016. "Mobil Bir Aktif Bilek Ortez Tasarımı ve Denetimi".
Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK'2016, Eskişehir Erişim Tarihi:
01.10.2016. http://tok2016.ogu.edu.tr/TOK2016_Bildiriler_Kitabi.pdf