

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

AKTİF BİR BİLEK ORTEZ TASARIMI VE DENETİMİ

Erdi DOĞAN

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Ergin KILIÇ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİMDALI
ISPARTA - 2018**



© 2018 [Erdi DOĞAN]

TEZ ONAYI

Erdi DOĞAN tarafından hazırlanan " **AKTİF BİR BİLEK ORTEZ TASARIMI VE DENETİMİ**" adlı tez çalışmasını aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Ergin KILIÇ
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Doç. Dr. Özgür BAŞER
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Ulaş YAMAN
Orta Doğu Teknik Üniversitesi



Enstitü Müdürü

Prof. Dr. Yasin TUNCER.

TAAHHÜTNAME

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

Erdi DOĞAN



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR.....	iiv
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ.....	4
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1 Hedef Sistem Özelliklerinin Belirlenmesi.....	26
3.2 Bilek Ortezi İçin Tasarım Araştırmaları	27
3.3 Aktif Bilek Ortez Tasarımı	29
3.3.1 Kavramsal Tasarım 1.....	30
3.3.2 Kavramsal Tasarım 2.....	31
3.3.3 Kavramsal Tasarım 3.....	33
3.4 Detay Tasarım	34
3.4.1 Makina Elemanlarının Belirlenmesi	39
3.4.2 Tahrik Sisteminin Belirlenmesi.....	41
3.4.3 Sensörlerin ve Elektronik Donanım Bileşenlerinin Belirlenmesi	45
3.5 Analizler.....	46
3.5.1 Konum Analizi.....	48
3.5.2 Hız ve İvme Analizi	49
3.5.3 Dinamik Kuvvet Analizi	50
3.5.4 Simülasyon Model ve Denetim Analizi	54
3.5.5 Statik Kuvvet Analizi.....	61
3.6 Aktif Bilek Ortez Üretimi.....	63
3.7 EMG Sinyal İşleme	66
3.7.1 Sinyal İşleme Yöntemleri	68
3.7.2 Sinyal İşleme Testleri	71
3.8 Bulanık Mantık Kontrolcü Tasarımı	73
4. BULGULAR.....	81
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR.....	92
KAYNAKLAR	94
EKLER.....	99
ÖZGEÇMİŞ.....	104

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

AKTİF BİR BİLEK ORTEZ TASARIMI VE DENETİMİ

Erdi DOĞAN

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Ergin KILIÇ

Bu çalışmada dirsek bölgesinde tendon yırtığı veya inflamasyonu olan kimselerin ya da ön koldan itibaren hemiparezi (kısmi felç) olan hastaların hem rehabilitasyonları için hem de günlük ve mesleki hayat aktivitelerinin devamı için kullanılacak bir aktif bilek ortezin tasarımını ve denetimini amaçlamaktadır. Tasarlanan aktif bilek ortezi, ön kol ve bilek ile etkileşim halinde çalışabilen elektromekanik bir cihazdır. Bu cihaz, mesleği gereği gün içerisinde çok fazla tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda kalan kimselerin bilek hareketlerine yardımcı olmak ve tıp literatüründe tenisçi-golfçü dirseği ve hemiparezi (kısmi felç) olarak bilinen hastalıklarının fizik tedavi uygulamaları için kullanılabilir. Gerçekleştirilen tez çalışmasının özgünlüğü, mesleğinden ötürü tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda olan kimselerin dirsek bölgelerinde oluşan tendon yırtığı hastalıklarının önlenmesi veya tedavisi için kullanılacak, bileğe yüksek seviyelerde tork takviyesinde bulunabilecek, mobil ve ergonomik bir bilek ortez tasarımını içermesidir. Cihazın kontrol sisteminin elektromiyografi (EMG) tabanlı tasarlanıp kullanıcı gayesinin her zaman ön planda tutulması, yani EMG sinyalleri üzerinden cihazın hareket denetiminin ve bileğe gelen dış yüklerin telafisinin eş zamanlı olarak gerçekleştirilmesi ve cihazın kullanıcıya özel uyarlanabilir olması gerçekleştirilen çalışmanın diğer yenilikçi yönlerini oluşturmaktadır. Tez çalışmaları kapsamında bir insan-makine etkileşimi oluşturulmuş ve tasarlanan mekanik yapının kontrolü için bulanık mantık denetim yöntemi kullanılmıştır. İnsan-makine etkileşimi temel olarak ön kol kaslarından ölçülen EMG sinyalleri üzerinde sağlanmaktadır. Değişik sinyal işleme algoritmaları ile ne kadarlık hareket desteğine ihtiyaç duyulacağı belirlenmekte ve daha sonra cihazın eyleyici sistemi devreye girerek kasları rahatlatarak kuvvet desteği bileğe aktarılmaktadır. Böylelikle bu tez çalışması kapsamında EMG sinyal girişlerini kullanan bir bulanık mantık denetleyici ile mekanik bir yapının sezgisel olarak kontrol edilmesi sağlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Myo-elektrik denetimli ortezler, bilek ortezleri, elektromiyografi (EMG), sinyal işleme, bulanık mantık kontrolcü, robotik rehabilitasyon.

2018, 105 sayfa

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

DESIGN AND CONTROL OF AN ACTIVE WRIST ORTHOSIS

Erdi Doğan

**Suleyman Demirel University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Machine Engineering**

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Ergin KILIÇ

This study aims design and control of an active wrist orthosis which could be used both for the rehabilitation of patients having a hemiparesis beginning from forearm and also for the continuance of daily and professional activities of people having a tendon torn or inflammation at elbow location. Designed active wrist orthosis is an electromechanical device which can work interacting with forearm and wrist. This device could be used to assist the wrist movements of people who should perform excessively repetitive wrist motions due to their profession and could also be used for physical therapy of diseases which are known as tennis-golfer elbow and hemiparesis at the medicine literature. The contribution of the thesis study is to realize a mobile and an ergonomic wrist orthosis design which would have an ability of torque support to the wrist at high levels and could be used for the avoidance or the treatment of tendon torn diseases occurring at the elbow location for the ones who should make repetitive wrist movements due to their vocation. Designing an electromyography (EMG) based control system in order to keep the user intention at the first place always, that is, the motion control of the device and the compensation of the external loads are to be simultaneously performed and the adaptive property of the device to its user constitute the other innovative sides of the realized study. With in the scope of the thesis study, a human-machine interaction is created and a fuzzy logic control method is used to control the designed mechanical structure. The human-machine interaction was mainly provided over the EMG signals measured from the forearm muscles. First, the quantity of the motion support was predicted through the various signal processing algorithms, and then, the actuator system of the device comes into play by conveying necessary force support which will relieve the muscles. Hence, in the scope of this thesis study, a mechanical design is intuitively controlled with a fuzzy logic controller using EMG signal inputs.

Keywords: Myo-electric controlled orthoses, wrist orthoses, electromyography (EMG), signal processing, fuzzy logic control, robotic rehabilitation.

2018, 105 pages

TEŞEKKÜR

Bu araştırma için bana yol gösteren tez çalışmalarında yardımını ve bilgisini esirgemeyen yüksek lisansımın ilk gününden sonuna kadar bana çok yardımcı dokunan değerli danışmanım Yrd. Doç. Dr. Ergin KILIÇ'a teşekkürlerimi sunarım.

Tez konusu için hazırlanan projeye katkılarından dolayı Doç. Dr. Özgür BAŞER'e ayrıca teşekkürlerimi sunarım.

Tez aşamalarında laboratuvar ortamında çalışmalarım sırasında yardımcı olan değerli arkadaşlarım Bahri ŞEKERCİ ve Mehmet DEMİRAY'a teşekkürlerimi sunarım.

Sadece tez aşamasında değil hayatımın her anında yanımda olan değerli aileme de teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez Yrd. Doç. Dr. Ergin KILIÇ tarafından yürütülen 114M890 no'lu "Aktif Bir Bilek Ortez Tasarımı Ve Denetimi" başlıklı TÜBİTAK projesi kapsamında gerçekleştirilmiş olup ilgili projede bursiyer olarak görev almaktan dolayı TÜBİTAK'a teşekkürlerimi sunarım.

Erdi DOĞAN
ISPARTA, 2018

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Lateral epikondil bölgesi.....	2
Şekil 2.1. Üretilen prototip cihaz	4
Şekil 2.2. Üretilen prototip cihaz	5
Şekil 2.3. Üretilen prototip cihaz	6
Şekil 2.4. F/E ve R/U hareketlerin çalışma eksenleri	7
Şekil 2.5. Üretilen prototip cihaz	8
Şekil 2.6. Üretilen prototip cihaz	9
Şekil 2.7. Üretilen prototip cihaz	9
Şekil 2.8. Üretilen prototip cihaz	10
Şekil 2.9. Üretilen prototip cihaz	11
Şekil 2.10. Üretilen prototip cihaz	11
Şekil 2.11. Üretilen prototip cihaz	12
Şekil 2.12. Üretilen prototip cihaz	13
Şekil 2.13. Üretilen prototip cihaz	14
Şekil 2.14. Üretilen prototip cihaz	15
Şekil 2.15. Üretilen prototip cihaz ve kontrol mimarisi	15
Şekil 2.16. Üretilen prototip cihaz	16
Şekil 2.17. Üretilen prototip cihaz	16
Şekil 2.18. Üretilen prototip cihaz	17
Şekil 2.19. Üretilen prototip cihaz	17
Şekil 2.20. Üretilen prototip cihaz	18
Şekil 2.21. Üretilen prototip cihaz	19
Şekil 2.22. Geliştirilen haptik cihaz	19
Şekil 2.23. Sistemin Blok Diyagramı ve Deney Düzeneği	20
Şekil 2.24. Sistemin Blok Diyagramı ve Deney Düzeneği	20
Şekil 2.25. Geliştirilen cihaz ve deney düzeneği	21
Şekil 2.26. Deney Düzeneği	22
Şekil 3.1. Termoplastik malzemeden ortez üretimi	28
Şekil 3.2. Myo-elektrik (EMG) tabanlı denetim	29
Şekil 3.3. Kavramsal Tasarım 1	31
Şekil 3.4. Kavramsal Tasarım 2.	33
Şekil 3.5. Kavramsal Tasarım 3.	34
Şekil 3.6. Nihai Tasarım.....	36
Şekil 3.7. Ayar parçalarının kullanımı ve dönme eksenlerinin çakıştırılması.....	37
Şekil 3.8. Eksen 1 yataklaması.....	40
Şekil 3.9. Eksen 2 yataklaması.....	41
Şekil 3.10. Kuvvet sensörünü taşıyan uzvun yataklaması.	41
Şekil 3.11. Dişli kayış-kasnakların Hız-Güç grafikleri.....	42
Şekil 3.12. Eyleyici sistemi.....	44
Şekil 3.13. Kuvvet sensörü ve amplifikatör devresi.....	45
Şekil 3.14. EMG sensörü ve izolatör devresi.	46
Şekil 3.15. Aktif bilek ortezinin 4 çubuk mekanizması olarak gösterimi.....	47
Şekil 3.16. Farklı bilek açıları için cihazın konum analizi.	49
Şekil 3.17. Serbest cisim diyagramları.	51
Şekil 3.18. Kuvvet ve Tork analizi sonuçları.	53
Şekil 3.19. Simmechanics® model oluşturma.....	55

Şekil 3.20. “Ortezsiz” isimli Simmechanics model.....	58
Şekil 3.21. “Ortez Giyili Pasif” isimli Simmechanics model.	58
Şekil 3.22. “Ortez Giyili Aktif” isimli Simmechanics model.	58
Şekil 3.23. Referans yörünge.....	60
Şekil 3.24. Simmechanics analiz sonuçları.....	61
Şekil 3.25. Statik analiz sonuçları.....	63
Şekil 3.26. Aktif bilek ortezinin patlatılmış montaj görüntüsü.	64
Şekil 3.27. Üretilen parçalar.	65
Şekil 3.28. Cihazın değişik bilek hareketleri için görünümü.....	66
Şekil 3.29. EMG sinyal işleme blok diyagramı.	67
Şekil 3.30. Veri bölümlenme işlemi.....	68
Şekil 3.31. Sinyal işleme görüntüleri.....	72
Şekil 3.32. Öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 128 ms).....	72
Şekil 3.33. Öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 1 ms).	72
Şekil 3.34. Frekans tabanlı öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması.....	73
Şekil 3.35. Bulanık mantık kontrolcüsünün çalışma yapısı.....	74
Şekil 3.36. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı.....	76
Şekil 3.37. Konum sinyaline göre BMK çıktısı.	77
Şekil 3.38. FCR kası için OK yöntemi ile öznitelik çıkarımı.	78
Şekil 3.39. ECR kası için OK yöntemi ile öznitelik çıkarımı.	78
Şekil 3.40. BMK için oluşturulan simülasyon modeli.	78
Şekil 3.41. Kasların aktivasyon seviyesi.	80
Şekil 3.42. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek konumu.....	80
Şekil 3.43. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek hızı.	80
Şekil 4.1. Deney düzeneği gerçek görünüm.....	81
Şekil 4.2 Deney düzeneği katı model görünüm.....	82
Şekil 4.3. Cihazın yük altında deneme çalışmaları.	83
Şekil 4.4. Cihazın yük altında testlerinin yapılması.....	84
Şekil 4.5. FCR kasına yük gelecek şekilde oluşturulan yükleme düzeneği.	84
Şekil 4.6. EMG tabanlı bulanık mantık kontrolcüsü.	85
Şekil 4.7. EMG sinyalleri için kullanılan üyelik fonksiyonları.....	86
Şekil 4.8. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı.	86
Şekil 4.9. Aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre BMK çıktısı.	86
Şekil 4.10. Bulanık mantık kontrolcüsünün yüksüz durum için testi.	88
Şekil 4.11. Bulanık mantık kontrolcüsünün 5 N yükleme altında testi.	89
Şekil 4.12. Bulanık mantık kontrolcüsünün 10 N yükleme altında testi.....	90
Şekil 4.13. Bulanık mantık kontrolcüsünün 15 N yükleme altında testi.....	91

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Literatür Taraması Çalışmalarının Karşılaştırılması.....	23
Çizelge 3.1 Motor ve motor dişli kutusu kombinasyonları	44
Çizelge 3.2 Aktif bilek ortezinin parça ve malzeme listesi	64
Çizelge 3.3 Bulanık mantık kural çizelgesi.....	75
Çizelge 4.1 Yüksüz durum için test sonuçları	88
Çizelge 4.2 5 N yükleme altında test sonuçları	89
Çizelge 4.3 10 N yükleme altında test sonuçları	90
Çizelge 4.4 15 N yükleme altında test sonuçları	91



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

a	ivme
B	Sönüm Katsayısı
BMK	Bulanık Mantık Kontrolcü
dev/dak	devir / dakika
ECR	Extensor Carpi Radialis
EİD	Eğim İşaret Değişimi
EMG	Elektromiyografi
F	kuvvet
FCR	Flexor Carpi Ulnaris
F/E	Fleksiyon/Ekstansiyon
FMSSD	Fark Mutlak Standart Sapma Değeri
g	yer çekim ivmesi
I	atalet momenti
kg	kilogram
kg.m^2	kilogram metrekare
kHz	kilo Hertz
kW	kilo Watt
K	Sertlik
Log_De	Log Dedektörü
m	metre
mm	milimetre
ms	mili saniye
M	moment
MDF	Medyan Frekans
N	Newton
Nm	Newton metre
OF	Ortalama Frekans
OK	Ortalama Karekök
OGD	Ortalama Genlik Değişimi
OMD	Ortalama Mutlak Değer
r	konum
R/U	Radyal/Ulnar deviasyon
R^2	yörünge takibi için başarı performansı
SG	Sıfır Geçiş
S/P	Supinasyon/Pronasyon
v	doğrusal hız
v_{De}	v-Derece
ω	açısal hız
α	açısal ivme
$^{\circ}$	derece
$^{\circ}/s$	derece/saniye

1. GİRİŞ

El bileği ile parmaklara hareket yaptıran ve dirsek eklemine dış tarafında bulunan gerici (ekstansör) kaslara ait ortak tendonun yapıldığı alana lateral epikondil denilmektedir. Kolda ki bu kısım Şekil 1.1 (a)'da gösterilmiştir. Bu tendon dokusunda ki yırtılmalar ise ilk defa Runge (1873) tarafından lateral epikondilit olarak tanımlanmıştır. Bu tarihten sonra tenis oynayan insanlarda sıkça görüldüğünden dolayı tıp literatürüne tenisçi dirseği olarak geçmiştir (Major, 1883). Daha sonra farkedilmiştir ki günde 2 saatten fazla tekrarlı bilek hareketleri (aşırı klavye kullanma, müzik enstrümanı çalma, dikiş dikme, tornavida kullanma, bıçakla yemek doğrama, tepsi taşıma, fırça kullanma, ağırlık kaldırma) yapmak zorunda kalan çoğu kişinin aynı sorunu yaşadığı ve toplumun 35-50 yaş aralığındaki kesiminde hastalığın oluşma oranının %1-3 seviyelerinde olduğu rapor edilmiştir (Gruchow ve Pelletier, 1979; Wadsworth, 1987). İş hayatında ise tekrarlı bilek hareketi yaparak bileğini zorlayan kişiler de görülme sıklığı %5-6 seviyelerinde tespit edilmiş olup Dünya Sağlık Örgütü tarafından kişinin çalışmasına engel olacağı belirtilmiş ve erken emeklilik nedeni sayılmıştır (Pienimaki vd., 1998). Ülkemizde de tenisçi dirseği hastalığı T.C. Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı (2014) tarafından meslek hastalığı kategorisine girmiştir. Bu hastalığın oluşmasındaki en önemli sebebin tekrarlı bilek hareketleri olduğu açıkça belirtilmiştir. Bu zorlayıcı bilek hareketleri uzun süre yapıldığında tendonun yırtılmasına/kopmasına sebebiyet vermektedir. Bu hastalığa yakalan kişilerin yaptığı işi derhal bırakıp fizik tedaviye başlaması gerekmektedir. Tendon yırtılmasına sebebiyet veren olaylardan en az 3 ay uzaklaşması gerekmektedir. Fakat işini el bileğini kullanarak yapan kişiler iş kaybı yaşamamak adına bu kaçınma/sakinme süresine uyamamaktadırlar. El bileğini zorlama durumunun devam etmesi sonucunda ise dirsek bölgesinden ön kola doğru oluşan ağırlar gittikçe artmakta ve dayanılmaz hale gelmektedir. Hastalığın ileri aşamalarında ise kavrama, taşıma ve kaldırma gerektiren tüm günlük aktivitelerde hasta dayanılmaz ağırlar çekmeye başlamaktadır (Wuori vd. 1998).



Şekil 1.1. Lateral epikondil bölgesi: (a) Tendon yırtığı, (b) Tenisçi ve golfçü dirseği.

Tenisçi dirseği hastalığının tedavisinde el bileğini hareket ettiren tendonların bağlı olduğu dirsek bölgesine binen yükü azaltmak için ön kolda dirseklik ya da bant kullanımı hastalığın ilk aşamalarında uygulanırken daha ileri aşamalarda kortizon enjekte edilmesi (ağrı ve şişliğin azaltılması), şok dalga tedavisi (yüksek şiddette ses dalgaları ile kan dolaşımı hızlandırılıp vücudun doğal iyileşme mekanizmasının harekete geçirilmesi), PRP (platelet rich plasma) enjeksiyonu (kişinin kendi kanından elde edilen trombosit enjeksiyonu ile doğal iyileşme ve tamir mekanizmasının güçlendirilmesi) gibi cerrahi olmayan yöntemler ile %75 oranında başarılı sonuçların alındığı belirtilmiştir (Bowen vd., 2001). Bütün bu uygulanan konservatif tedaviler neticesinde eğer 6 aylık bir zaman dilimi sonucunda ciddi bir iyileşme belirtileri görülmez ise en son çare olarak ameliyat ile inflamasyonlu dokunun cerrahi olarak temizlenmesi ve tendon yırtığının yerine dikilmesi gerekmektedir. Tenisçi dirseği hastalığına benzer olarak dirsek ekleminin iç kısmında (bkznz. Şekil 1.1.(b)) oluşana ise medial epikondilit (golfçü dirseği) denilmektedir. Bu hastalıkta el bileğinin içe bükülmesini sağlayan fleksör (bükücü) kaslara ait ortak tendonun yapıştığı bölgede oluşan tendon dokusundaki yırtılmalardan kaynaklanmaktadır. Golfçü dirseğine neden olan etkiler ve hastalığın tedavi süreci tenisçi dirseği ile birebir aynıdır (McMurtrie ve Watts, 2012). Sonuç olarak tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarında en etkili tedavi yöntemi, kişinin dirseğinde ağrı başlayınca kendini rahatsız eden eylemleri hemen bırakıp kolunu dinlendirmesi (en az 3 ay) gerekmektedir. Fakat bu seçenek bazı meslek grupları için pek mümkün olmamakta ve kişiler ilk başta bu hastalıkları çok fazla önemsemeyerek (özellikle iş kaybı yaşamamak adına) hastalığı ciddi ölçüde artıran eylemlere

devam etmektedirler. Böylesi durumlarda tendon yırtığı daha da ilerlemekte ve konservatif tedavilerden de sonuç alınmaz ise hastaya en son care olarak cerrahi müdahale yapılmaktadır. Ameliyat sonrası rehabilitasyon uygulamalarında göz önüne alınırsa iyileşme süresi en az 12 ay kadar sürmektedir. Ayrıca cerrahi müdahalenin kesin çözüm olmadığı ve ameliyat sonrası kişinin koluna gereken önemi göstermez ise ileri de aynı bölgedeki tendon yırtığının tekrarlamasının yüksek ihtimal olduğu Pienimaki vd. (1998) tarafından bildirilmiştir.

Günümüzde robot ve bilgisayar teknolojisi yardımıyla insanlarla uyumlu çalışabilen cihazlar kolaylıkla geliştirilebilmekte olup bu tez çalışması kapsamında söz konusu tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarına yönelik bir aktif bilek ortez tasarımı ve denetimi yapılmıştır. Dolayısıyla bu tez çalışmasının temel amacı mesleği gereği tekrarlı bilek hareketleri, özellikle fleksiyon (içe bükme) ve ekstansiyon (dışa bükme), yapmak zorunda kalan ve bileğini uzun süreli dinlendirme imkânı olmayan kişilerin bilek hareketlerine yardımcı olacak aktif bir bilek ortez cihazının ürün olarak geliştirilmesidir. Özellikle dirsek bölgesinde tendon yırtılma ihtimali yüksek olan meslek gruplarında çalışan kişilerin bu tip hastalıklara yakalanmaları önlenmeye çalışılacak ve aynı zamanda bu hastalıktan müzdarip olan kişilerin de tedavi süreçlerine yenilikçi bir yöntem sunulacak günlük yaşamlarına hatta iş hayatlarına kesintisiz devam etmeleri sağlanabilecektir. Burada tasarlanması düşünülen aktif bilek ortezinin kullanıcıya özel uyarlanabilir, hafif ve mobil olması hedeflenmiştir. Kullanıcı gayesi (yapılmak istenen bilek hareketi) EMG sensörleri ile algılanıp bileğe ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri yaptıran kasların yapması gereken eylemleri aktif bilek ortezinin yerine getirmesi düşünülmüştür. Böylece söz konusu kaslara düşen kuvvet ciddi oranda azaltılmış olacaktır. Böylelikle tendon aşırı zorlanmadığı için dirsek bölgesinde en sık görülen tendon yırtığı hastalıklarının oluşumunun engellenmesi söz konusudur.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Carroza vd. (2004) Şekil 2.1’de gözüken bir bilek ortezini tasarlayıp, üretimini gerçekleştirmiştir. Söz konusu cihazda EMG sensörleri olmadığı için bilek hareketleri hastanın isteği ve arzusu doğrultusunda yürütülmemekte olup sadece terapist tarafından önceden oluşturulan bir rehabilitasyon programına göre Fleksiyon (bileği içe bükme) / Ekstansiyon (bileği dışa bükme) ya da Radyal deviasyon (abdüksiyon - dışa sapı) / Ulnar deviasyon (addüksiyon - içe sapı) olarak tanımlanan bilek hareketleri elektrik motorlarına bağlı bir kablo-kasnak mekanizması tarafından sağlanmaktadır. Rehabilitasyon sürecinde kullanılan medikal robotların faydalarını göstermek için literatürde sınırlı sayıda gerçekleştirilmiş bilek ortez tasarımlarından birisidir. Söz konusu çalışmada, insan üst uzuvlarında bulunan en karmaşık mafsalin bilek eklemi olduğu vurgulanıp, bilek bölgesi için bir dış iskelet robot tasarımının zorluğu belirtilmiştir. Cihazın mekanik sisteminin geri-sürelebilir (“back-drivable”) yapıda olduğu ve rehabilitasyon uygulamalarında hastaya arzulanan kuvvetleri hissettirebilmek için cihazın kontrol sisteminde empedans türü bir denetim mimarisinin kullanıldığı açıklanmıştır. Cihazın olabildiğince hafif olması için mekanik yapının alüminyum malzemedan üretildiği belirtilmiştir. Aynı zamanda Fleksiyon/Ekstansiyon bilek bükme hareketleri ile Radyal/Ulnar bilek sapma hareketlerinin dönme eksenlerinin birbirlerine dik ve bileği oluşturan en ortadaki karpal (“capitate”) kemikte ortak bir kesişimde oldukları görülmektedir.



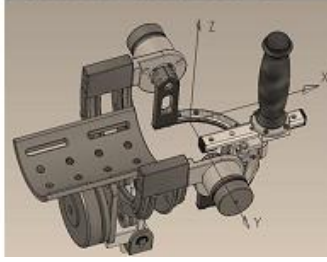
Şekil 2.1. Üretilen prototip cihaz (Carroza vd., 2004).

Üst uzuvların rehabilitasyonu amaçlı kullanılan robotlar için birtakım denetim sistemi mimarileri ise Deneve vd. (2008) tarafından önerilmektedir. Bu amaç doğrultusunda önerilmiş olan konum, kuvvet, admitans ve empedans denetim mimarileri arasında sürekli geçiş yapan bir anahtarlama yöntemi ile arzulanan çevresel koşulların hastaya en iyi şekilde hissettirilmesi üzerine çalışmalar yürütülmüştür. Model tabanlı doğrusal olmayan bir kontrol sisteminin başarıyla gerçekleştirilebilmesi için robot kinematiğinin ve dinamiğinin çok iyi bilinmesi gerekliliği vurgulanmıştır. Özellikle admitans denetim mimarisinin çok yüksek sertlik değerlerini sağlayacak şekilde kuvvet hissettirebilmesinden dolayı cihaz kullanıcılarına yüksek şeffaflık ("transparency") sağlayabildiği ve bu yüzden haptik/kinestetik (dokunma duyusu hissi oluşturan) cihazlar alanında en sık kullanılan bir denetim mimarisi olduğu açıklanmıştır. Perry vd. (2007) tarafından yapılan bir çalışmada ise Şekil 2.2'de gösterilen CADEN-7 isimli 7 serbestlik dereceli, kablo-kasnak tahrikli, geri-sürelebilir fakat sabit bir platforma bağlı bir dış iskelet robot kol tasarlanıp üretilmiştir. Günlük hayat aktivitelerinde üst uzuvlarda ihtiyaç duyulan eklemlerin açısı ve tork limitleri verilmiş olup, bilek ekleminin birbirine dik ve aralarında belirli bir mesafe olan iki eksen etrafında döndüğü açıklanmıştır. Cihazın kol-bilek kısmına ait ağırlığının 3 kg, Fleksiyon/Ekstansiyon hareketleri için açı limitlerinin $60^{\circ}/55^{\circ}$ olduğu ve bu yönlerde 0.07 Nm dolaylarında tork desteği verdiği, Radyal/Ulnar deviasyon hareketleri için ise açı limitlerinin $35^{\circ}/35^{\circ}$ olduğu ve söz konusu hareketler için bilek eklemine 0.11 Nm 'ye kadar tork yardımı bulunduğu, Pronasyon/Supinasyon hareketleri için ise $75^{\circ}/75^{\circ}$ açı limitlerinde 0.01 Nm 'ye kadar tork yardımı yaptığı bildirilmiştir. Tahrik sisteminde kablo-kasnak mekanizması kullanıldığı için destek tork seviyeleri çok düşük düzeylerde kalmıştır.



Şekil 2.2. Üretilen prototip cihaz (Deneve vd., 2008).

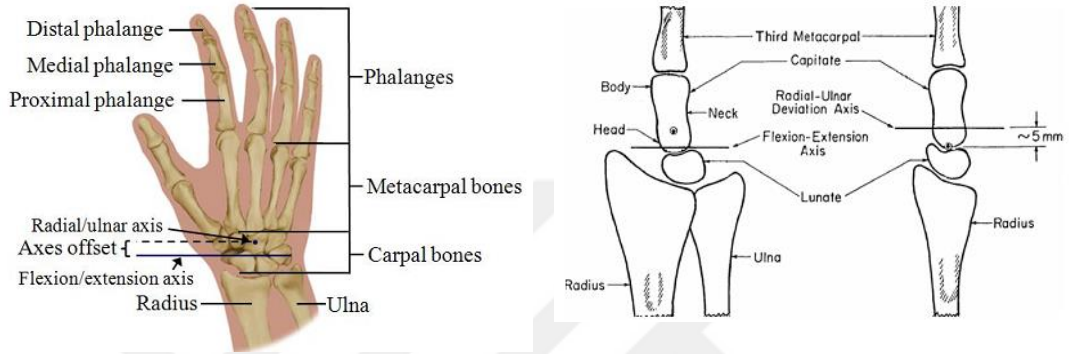
Masia vd. (2009) tarafından ise 3 serbestlik dereceli bir dış iskelet bilek robot tasarlanıp üretilmiştir. Şekil 2.3'te gösterilen IIT-Wrist isimli bu robot ile felçli hastaların motor fonksiyonlarında ciddi seviyelerde iyileşmeler sağlandığı gösterilmiştir. Robotun kullanıcıya Fleksiyon/Ekstansiyon(F/E), Radyal/Ulnar deviasyon (R/U) ve Supinasyon/Pronasyon (S/P) yönlerinde destek sağlayabildiği açıklanmıştır. Cihazın eklem açısı ve tork limitleri ise sırasıyla; F/E hareketler için $70^{\circ}/70^{\circ}$ ve 1.85 Nm, R/U hareketler için $35^{\circ}/35^{\circ}$ ve 2.24 Nm, S/P hareketler için $80^{\circ}/80^{\circ}$ ve 5.18 Nm olarak bildirilmiştir. Doğrudan tahrikli ("direct drive") elektrik motorlarının kullanımıyla robotun eksenlerinin kolaylıkla geri-sürülebilir olduğu ve empedans denetim mimarisi ile de cihazın kontrolünün yapıldığı belirtilmiştir.



Şekil 2.3. Üretilen prototip cihaz (Masia vd., 2009).

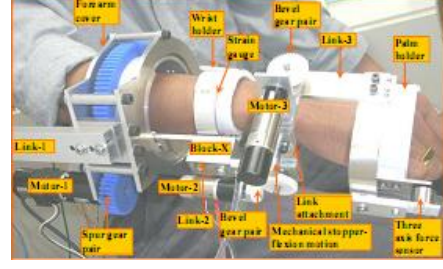
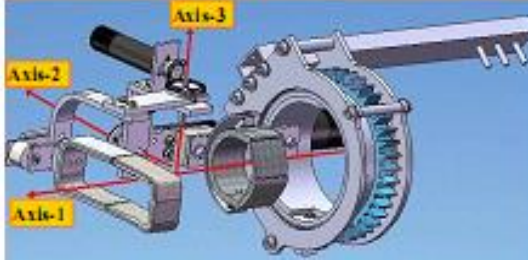
Gopura ve Kiguchi (2009) tarafından yapılan diğer bir literatür araştırmasında ise üst uzuvlar (üst kol, ön kol ve el) için yardımcı olacak robotlardan beklenen gereksinimler ve bu robotların mekanik tasarımında dikkat edilmesi gereken en önemli noktalar ve yaşanan zorluklar açıklanmıştır. Özellikle aktif ortezi ile ortezi kullanacak kişinin eklemlerinin tam bir uyum içerisinde olmasını sağlayacak uyarlanabilir bir tasarım yapılmasının önemi vurgulanmıştır. Şekil 2.4'teki bilek eklemının biyo-mekanik yapısı gösterilip, F/E hareketler için olan dönme eksenini ile R/U hareketler için olan dönme eksenini arasındaki açının 90° olduğu ve aynı zamanda bu iki dönme eksenini arasında 5mm'lik bir mesafe olduğu açıklanmıştır. Ayrıca dış iskelet robotlarının yapacakları görevlere (rehabilitasyon, yaşlı kimselere hareket yardımı, sağlıklı insana ek güç

kazandırma veya haptik etkileşime) göre de tasarım gereksinimlerinin farklı olduğu açıklanmıştır. Bu tür robotların insanlarla sürekli etkileşim halinde olacağı için, güvenlik ilk gereksinim olarak bildirilmiştir. Hafiflik ile enerji verimliliğinde önemi belirtilip, özellikle bilek eklemindeki eksen kaçıklığının yapılacak tasarımlarda dikkate alınması gerekliliği vurgulanmıştır. Başka önemli bir nokta ise tasarlanacak olan robotun hareket hızının yeterli düzeyde olması gereksinimidir.



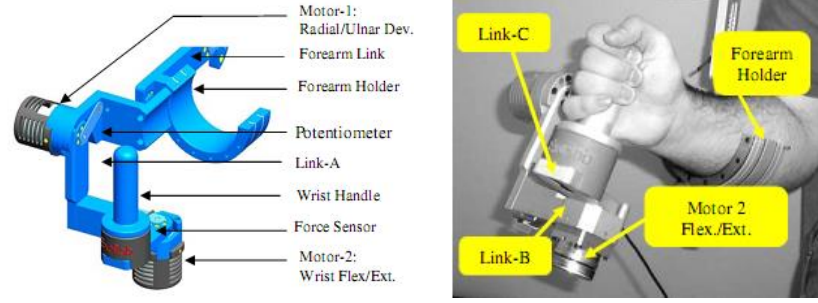
Şekil 2.4. F/E ve R/U hareketlerin çalışma eksenleri (Gopura ve Kiguchi, 2009).

Gopura ve Kiguchi (2008) tarafından gerçekleştirilen başka bir çalışmada ise W-EXOS isimli 3 serbestlik dereceli (F/E, R/U ve S/P yönlerinde hareket kabiliyeti olan) bir dış iskelet robot tasarımından bahsedilmektedir. Şekil 2.5'te gösterilen cihazda EMG tabanlı bir bulanık-nöro denetim mimarisi kullanılmıştır. F/E ve R/U hareketler için Extensor Carpi Radialis Brevis ve Flexor Carpi Radialis ile Extensor Carpi Ulnaris ve Flexor Carpi Ulnaris kaslarından ölçüm alındığı açıklanmıştır. Ayrıca, 2kHz örnekleme frekansında ölçülen ham EMG verisinin root-mean-square (RMS) hesabında pencere artım miktarının 100 ms olarak alındığı belirtilmiştir. Robotun çalışma eksenlerinin DC motorlara bağlı konik dişliler üzerinden tahrik edildiği görülmekte olup, cihazın F/E ve R/U yönlerinde 0.58 Nm, S/P yönlerinde ise 4.2 Nm'ye kadar sürekli bir tork ("continuous torque") desteği sağlayabildiği ve robotun toplam ağırlığının ise 1.9 kg olduğu açıklanmıştır.



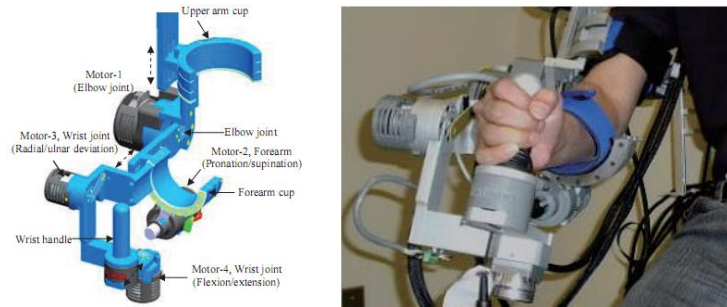
Şekil 2.5. Üretilen prototip cihaz (Gopura ve Kiguchi, 2008).

Gopura vd. (2011) tarafından yapılan bir literatür araştırmasında ise özellikle günümüz eyleyici teknolojisi ile dış iskelet robotların toplumun ihtiyacını mükemmel bir şekilde karşılayabilmesinin çok zor olduğu vurgulanmaktadır. Özellikle el bileği ile robot arasında tam bir uyumun sağlanamaması durumunda ortez kullanıcısının bilek eklemünde yüksek seviyede bir acı çektiği bildirilmiştir. Mevcut dış iskelet robotların kullanıcılarına rahatsızlık verdiği ve bu yüzden de gündelik hayat kullanımı için uygun olmadıklarını, tasarımcıların ise ortezin estetik görünüşüne ve hastaların isteklerine önem vermeden rehabilitasyon robotlarını tasarladıklarını belirtmiştir. Günümüz ihtiyaçları/talepleri ise gündelik hayatta rahatlıkla kullanılacak (mobil, hafif, ince, zarif, enerji verimli) dış iskelet robot tasarımları olması yönündedir. Rahman vd. (2010) bilek eklemi hareketlerini (F/E ve R/U) rehabilite etmek için Şekil 2.6'da gösterilen ExoRob isimli 2 serbestlik dereceli bir dış iskelet bilek robotu tasarlamıştır. Cihazın hafif ağırlıklı ve sağlam olması için alüminyum malzemedan imal edildiği bildirilmiştir. DC motor ve harmonik sürücü kullanımı ile yüksek tork değerlerine çıkılabileceği açıklansa da cihazın dinamik simülasyonlarında ve gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda bilek eklemünde F/E hareketlerde en çok 0.5 Nm düzeylerinde bir tork değerine çıkılabildiği görülmüştür. Doğrusal olmayan Kayan Kip kontrolcü ve PID kontrolcü kullanılarak cihaz üzerinden hastaya sadece önceden belirlenmiş bir yörünge boyunca hareketler (pasif rehabilitasyon uygulamaları) yaptırılmaktadır.



Şekil 2.6. Üretilen prototip cihaz (Rahman vd., 2010).

Rahman vd. (2011) daha sonra diz, ön kol ve bilek için pasif rehabilitasyon uygulamalarının yapılması amacıyla Şekil 2.7’de gösterilen MARSE-4 isimli 4 serbestlik dereceli robotu geliştirmiştir. PID tabanlı bir kontrolcü kullanılarak cihazın konum kontrolü ve dolayısıyla pasif rehabilitasyon uygulamaları gerçekleştirilmektedir. İleriye dönük çalışmalar ise cihaza kuvvet sensörü ekleyip aktif rehabilitasyon işlemlerinin yapılması olarak belirtilmiştir. Cihazın bilek hareketleri için sağlayabildiği eklem açısı ve tork limitleri sırasıyla Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için $60^{\circ}/50^{\circ}$ ve 2 Nm, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için $20^{\circ}/25^{\circ}$ ve 4 Nm, Supinasyon/Pronasyon hareketler için $85^{\circ}/85^{\circ}$ ve 3 Nm olarak bildirilmiştir.



Şekil 2.7. Üretilen prototip cihaz (Rahman vd., 2011).

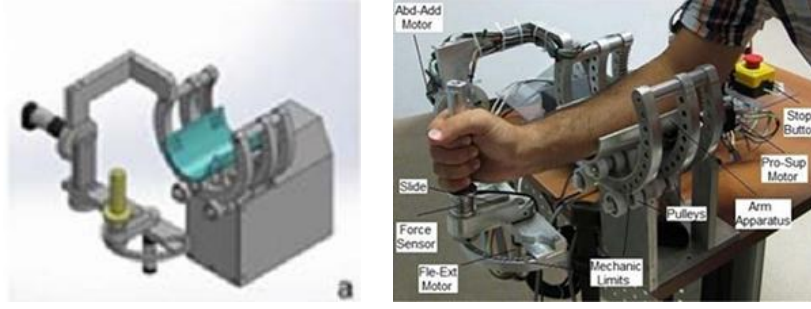
Allington vd. (2011) ön kol için Supinasyon/Pronasyon ve bilek için ise Fleksiyon/Ekstansiyon hareket fonksiyonlarının rehabilitasyonu için 2 serbestlik dereceli ve pnömomatik eyleyicili SUE isimli bir robot tasarlamıştır. Robotun her çalışma eksenini için yaklaşık 90° çalışma aralığında 2.7 Nm’lik bir tork desteği sağladığı belirtilmiştir. Cihazın malzemesinin alüminyum ve

yaklaşık ağırlığının ise 0.56 kg olduğu belirtilip, kayan kip kontrolcüsü (“sliding mode control”) ile denetlendiği açıklanmıştır. Şekil 2.8’de gösterilen cihaz ile kısmi felçli bir hastanın bilek hareketlerinin rehabilitasyon sürecinin başarılı bir şekilde yapılabildiği bildirilmiştir. İnsan bileğini hareket ettirmek için yüksek torklara çıkılması gerekliliğinden dolayı genellikle yüksek tahvil oranlı dişli kutusuna sahip elektrik motorlarının kullanıldığından bahsedilmiştir. Fakat bununda robotun geri-sürülebilirliğini olumsuz yönde etkilediği açıklanmıştır. Dişli kutusunun yüksek empedansının aynı zamanda robotik sistemin band genişliğini sınırladığını ve bu yüzden de elektrik motoru kullanan bu tür robotik sistemlerin denetimi için bir de kuvvet sensörü kullanılmasının gerekliliğine vurgu yapılmıştır.



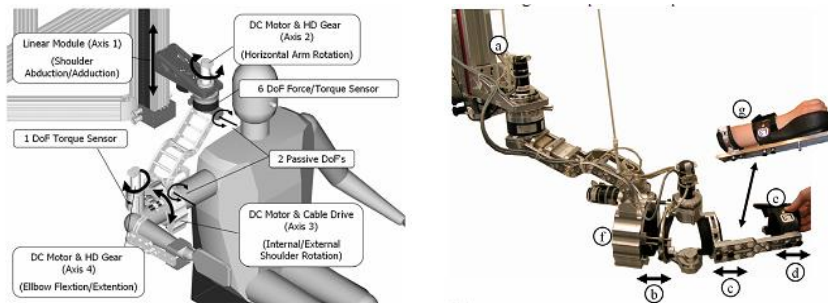
Şekil 2.8. Üretilen prototip cihaz (Rahman vd., 2011).

Atlıhan vd. (2014) ise önkolun ve bileğin terapötik egzersiz uygulamalarının yapılabileceği Physiotherobot/WF isimli 3 serbestlik dereceli (F/E, R/U ve S/P hareketleri için) bir robot geliştirmiştir. Hibrit empedans denetim mimarisi ile robotun pasif egzersiz uygulamalarında konum kontrolü ile denetlendiği, aktif egzersizler için ise cihazın kuvvet kontrolü modunda denetlendiği açıklanmıştır. Şekil 2.9’da gösterilen robotik sistemin hafif ve taşınabilir olması için alüminyum malzemeden üretildiği ve cihazın toplam ağırlığının 11 kg olduğu bildirilmiştir. Cihazın Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için açı limitleri $80^{\circ}/80^{\circ}$ olup bu yönlerde 2.88 Nm dolaylarında tork desteği verdiği, Radyal/Ulnar hareketler için ise açı limitlerinin $30^{\circ}/45^{\circ}$ olup 3.46 Nm’ye kadar tork yardımıyla bulunduğu ve Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise $85^{\circ}/85^{\circ}$ açı limitlerinde 20.74 Nm’ye kadar tork uygulayabildiği bildirilmiştir.



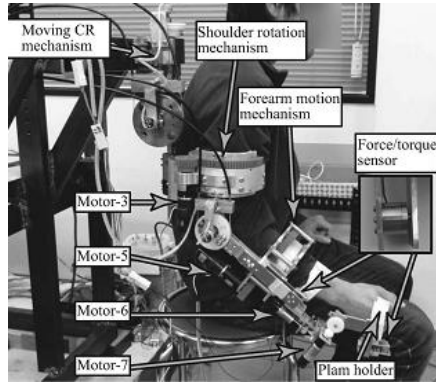
Şekil 2.9. Üretilen prototip cihaz (Atlıhan vd., 2014).

Nef ve Riener (2005) sürekli ve tekrarlı yapılan egzersizlerin nörolojik veya ortopedik doku bozukluğu olan hastaların hareket performanslarını önemli ölçüde geliştirdiğini belirtmiş ve bu iyileşmeyi göstermek için de ARMIN isimli bir rehabilitasyon robotu geliştirmiştir. Günlük kol aktivite egzersizlerinde kullanılmak için tasarlanmış olan 6 serbestlik dereceli bu robotun üzerinde konum ve kuvvet sensörleri yer almaktadır. İyi bir performans için düşük eylemsizliğe ve sürtünmeye sahip boşluksuz mekanizmaların kullanılması gerektiği bildirilmiştir. Bu yüzden motor/dişli kutusu kombinasyonunun geri-sürülebilir özelliğini yitirmemesi gerektiği belirtilmiştir. Robot alüminyum parçalardan imal edilmiş olup sabit bir platforma bağlı bulunmaktadır. Tasarımda harmonik sürücülerin ve vidalı millerin kullanımı ile boşluksuz ve geri-sürülebilir bir tahrik sisteminin sağlandığı açıklanmıştır. Şekil2.10'da gösterilen ARMIN isimli robotun bilek eklemindeki Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için açılımları 45°/30° olup 3 Nm dolaylarında tork desteği sağlanabilmektedir.



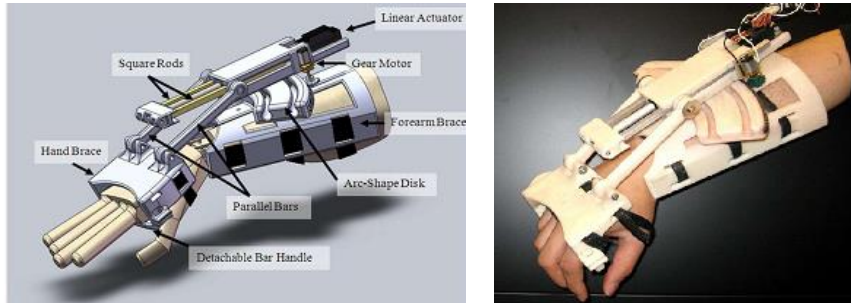
Şekil 2.10. Üretilen prototip cihaz (Nef ve Riener, 2005).

Kiguchi ve Hayashi (2012), Şekil2.11’de gösterilen robotun kontrolünün EMG tabanlı bir empedans denetim mimari ile yapıldığını ifade etmiş olup, bilek eklemindeki Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için açı limitleri $50^{\circ}/60^{\circ}$ şeklinde belirtilmiştir. EMG tabanlı empedans denetim mimarisi ile dış iskelet robotun başarılı bir şekilde kullanıcısı tarafından kontrol edilebildiği belirtilmiştir. Temel olarak yapılan denetim döngüsü şu şekilde açıklanmıştır. Kaslardan ölçülen EMG sinyalleri ile kullanıcının eklemlerinde gerekli olan eklem torqları tahmin edilmektedir. Neuro-fuzzy modifiyeci ile de değişik uzuv duruşları için eklem torqu tahmincisinin katsayıları değiştirilerek değişik eklem açılarında bile yüksek hassasiyette torqu tahmini yapılmaktadır. Tahmin edilen eklem torqlarından hastanın eline tekabül eden kuvvet vektörü hesaplanmakta ve oradan da el için arzulanan ivme, hız ve konum bilgisine geçilmektedir. Arzulanan kullanıcı hareketinin gerçekleştirilmesi içinde bir empedans kontrolcü devreye alınmıştır. Burada uygun ya da arzulanan bir sertlik (K) katsayısı ve sönüm (B) katsayısı (“desired stiffness and damping coefficient”) seçilerek robotun el ile etkileşimde olduğu noktada arzulanan kuvvet (“desired force”) değeri bulunmakta ve Jacobian matris yardımıyla da bu kuvveti üretmek için robot eklemlerine düşen referans torqlar hesaplanarak, torqu denetim modunda çalışan motorlar kontrol edilmektedir.



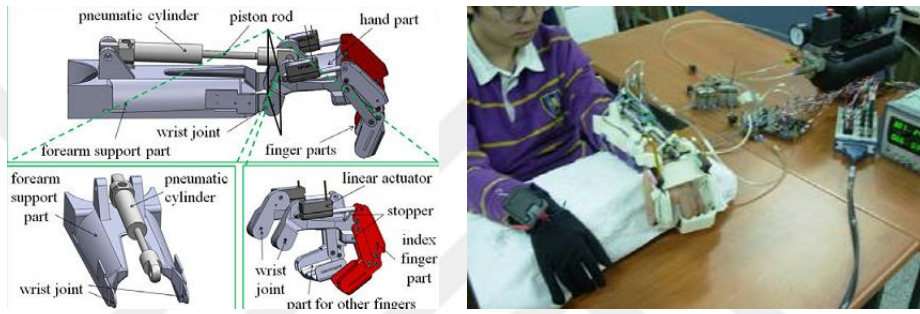
Şekil 2.11. Üretilen prototip cihaz (Kiguchi ve Hayashi, 2012).

Khokhar vd. (2010) tarafından yapılan bir çalışmada ise yüzey EMG sinyalleri ile el bileği için geliştirilmiş bir dış iskelet robotun gerçek zamanlı konum ve kuvvet kontrolü gerçekleştirilmektedir. Bu çalışmada EMG sinyalleri ile konum kontrolü yapılabileceği gibi kullanıcı tork isteğinin de tahmini yapılabildiği etkili bir kuvvet kontrollü gerçekleştirildiği belirtilmektedir. İlk önce EMG verilerinden 3 farklı sinyal işleme yöntemi (Root-Mean-Square, AutoRegressive ve Wave Length) ile öznelik çıkarımı yapılmıştır. Daha sonra bu öznelik çıkarımı yapılmış sinyaller ile Destek Vektör Makine ("Support Vector Machine") yöntemi ile 5 farklı yüzdelik kuvvet şiddetine 4 farklı hareketi kapsayan toplam 20 sınıf için örüntü tanıma/sınıflandırma ("pattern recognition/classification") işlemi gerçekleştirilmiştir. Gerçek zamanlı çalışan kontrol döngüsünün 250 ms içerisinde kapatıldığı belirtilmektedir. Şekil 2.12'de gösterilen tasarımda Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için 10 cm stroklu bir doğrusal eyleyici (Firgelli L12-100-210-12-P) kullanılmış olup, 60°/60° açı limitlerine kadar 2.2 Nm seviyelerinde tork desteği sağlanabildiği, Radyal/Ulnar deviasyon yönlerindeki bilek hareketleri için ise 298:1 dişli oranına sahip bir elektrik motoru kullanıldığı ve 30°/30° açı limitlerinde 5.4 Nm'ye kadar tork desteği sağlanabildiği belirtilmektedir. EMG sinyallerinin Extensor Carpi Radialis ve Flexor Carpi Ulnaris kaslarından yaklaşık 1 kHz'lik örnekleme frekansı ile ölçüldüğü belirtilmiştir. Tüm yapının ABS plastik malzeme ile hızlı prototipleme cihazında üretildiği ve cihazın toplam ağırlığının yaklaşık 500 gram olduğu bildirilmiştir.



Şekil 2.12. Üretilen prototip cihaz (Khokhar vd., 2010).

Bae vd. (2012) tarafından yapılan çalışmada DULEX-II isimli el bileğine ve parmak hareketlerine yardımcı olacak bir robotik ortez geliştirilmiştir. Çift etkili bir pnömatik silindir ile bilek hareketleri, 2 adet elektrik motorlu doğrusal eyleyiciler yardımıyla ise parmak hareketleri PID konum denetim algoritması ile sağlanmaktadır. Şekil 2.13'te görüldüğü üzere ABS plastik malzemeden üretilen aktif ortez ile bilekte sadece $48^{\circ}/42^{\circ}$ açı limitlerinde F/E hareketlere izin verilebilmektedir. Pnömatik temelli eyleyici için gereken pnömatik ünitesinin boyutları ortezin sadece laboratuvar ortamında kullanılmasına izin vermekte olup, hastaların günlük yaşamda kullanabilmesi imkânı yoktur.



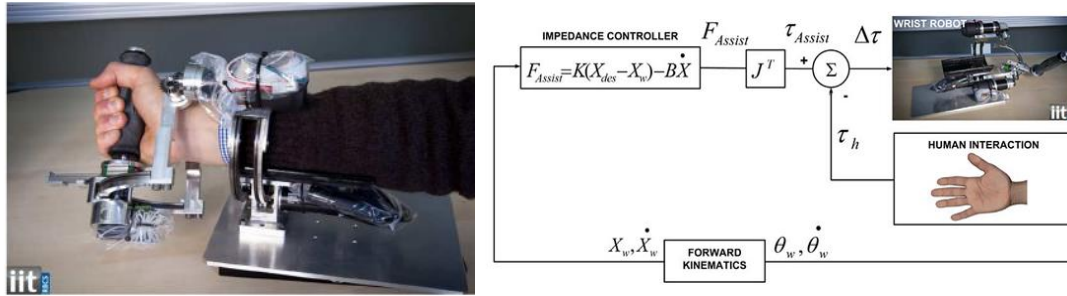
Şekil 2.13. Üretilen prototip cihaz (Bae vd., 2012).

Scorcia vd. (2010) tarafından yapılan çalışmada, InMotion isimli bir bilek rehabilitasyon robotu ile insan motor fonksiyon becerilerinin geri kazanıma yönelik çalışmalar yapılmıştır. Kuvvet geri beslemeli bir empedans denetim mimarisi ile kontrol edilen sistemde yer çekimi, atalet ve sürtünme gibi istenmeyen etkilerin telafi/yok edildiği açıklanmıştır. Şekil 2.14'te gösterilen robotun bütün yönlerdeki bilek hareketleri için sağlayabildiği eklem açısı limitleri Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için $60^{\circ}/60^{\circ}$, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için $30^{\circ}/45^{\circ}$ ve Supinasyon/Pronasyon hareketler için $70^{\circ}/70^{\circ}$ olarak bildirilmiştir.



Şekil 2.14. Üretilen prototip cihaz (Scorcia vd., 2010).

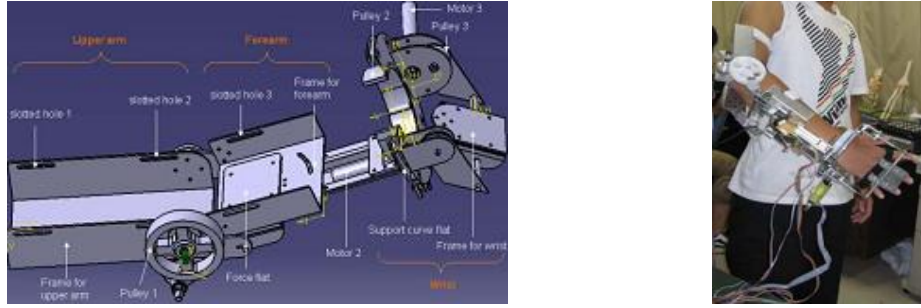
Squeri vd. (2014) tarafından bilek rehabilitasyonu için bir robotik tedavi cihazı geliştirilmiştir. Şekil 2.15'te gösterilen cihazın empedans kontrol mimarisi ile denetlendiği görülmektedir. Cihaz Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için $70^\circ/70^\circ$ açı limitlerinde 0.9 Nm 'ye kadar tork desteği, Radyal/Ulnar deviasyon hareketler için $40^\circ/40^\circ$ açı limitlerinde 3 Nm 'ye kadar tork desteği ve Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise $57^\circ/57^\circ$ açı limitlerinde 0.8 Nm 'ye kadar tork desteği sağlayabilmektedir. Cihazın sabit bir platforma bağlı olması ve EMG sensörlerine dayalı bir denetim mimarisinin olmaması sadece pasif rehabilitasyon uygulamalarında kullanılabilirliğini göstermektedir.



Şekil 2.15. Üretilen prototip cihaz ve kontrol mimarisi (Squeri vd. 2014).

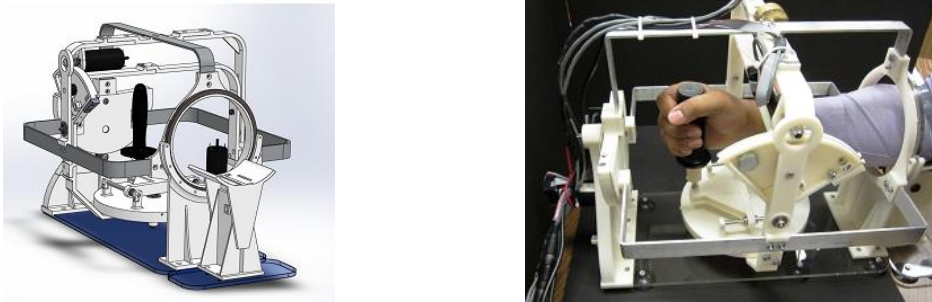
Song vd. (2013a) tarafından yapılan bir çalışmada ise üst uzuvlar için tasarlanan rehabilitasyon robotu ile kullanıcısı arasında seri elastik eyleyiciler kullanılarak sertliği değiştirilebilir dış iskelet robot tasarlandığı görülmektedir. Mekanik aksamı alüminyum malzemeden yapıлып 1.3 kg ağırlığındaki ULERD isimli bu robot (bknz. Şekil 2.16) üzerinde yer alan atalet sensörü ile robotun konum, hız

ve ivme bilgileri elde edip, PID tabanlı konum ve hız denetleyicileri ile de ortezin kontrolünü gerçekleştirmektedir.



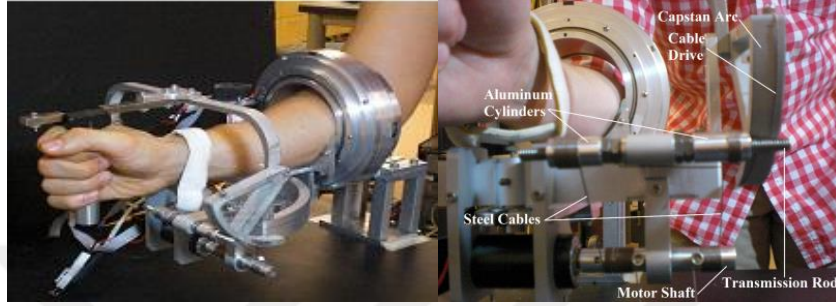
Şekil 2.16. Üretilen prototip cihaz (Song vd. , 2013a).

Martinez vd. (2013) tarafından yapılan güncel bir çalışmada ise Wrist Gimbal isimli felçli hastaların rehabilitasyonu için bir bilek dış iskelet robot geliştirilmiştir. Şekil 2.17’de gözüken 3 serbestlik dereceli robotun olabildiğince hafif olması için Alüminyum ve ABS Plastik malzemedен üretildiği bildirilmiştir. İnsan bilek eklemi ile robotun mafsallarının birbirlerine uyum sağlayacak şekilde bir tasarım gerçekleştirildiği, günlük yaşamda ihtiyaç duyulan tork seviyelerine çıkabilecek düzeyde DC motor ve kablo-kasnak mekanizmalarının kullanıldığı ve bir arayüz (GUI) üzerinden de hastanın yaptığı hareketlerin kayıt altına alınıp iyileşme düzeyinin gözlemlenebildiği açıklanmıştır. Empedans kontrol mimarisi ile denetlenen cihazın kullanıcılarına tüm yönlerdeki bilek hareketleri için sağlayabildiği eklem açısı ve tork limitleri sırasıyla Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için $90^{\circ}/90^{\circ}$ ve 1.76 Nm, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için $30^{\circ}/30^{\circ}$ ve 1.76 Nm, Supinasyon/Pronasyon hareketler için $90^{\circ}/90^{\circ}$ ve 2.86 Nm olarak bildirilmiştir.



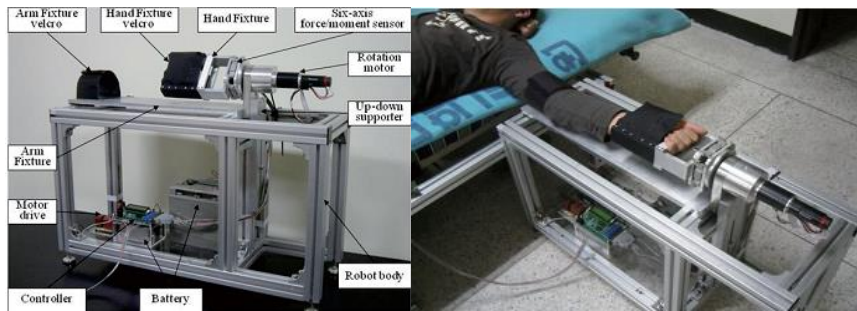
Şekil 2.17. Üretilen prototip cihaz (Martinez vd., 2013).

Pehlivan vd. (2013) tarafından yapılan bir çalışmada ise ön kol ve bilek rehabilitasyonu için bir dış iskelet robot geliştirilmiştir. Şekil 2.18’de gösterilen RiceWrist-S isimli bu açı ve tork limitleri sırasıyla Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için $65^{\circ}/65^{\circ}$ ve 3.37 Nm, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için $30^{\circ}/35^{\circ}$ ve 2.11 Nm, Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise $90^{\circ}/90^{\circ}$ ve 1.69 Nm olarak açıklanmıştır.



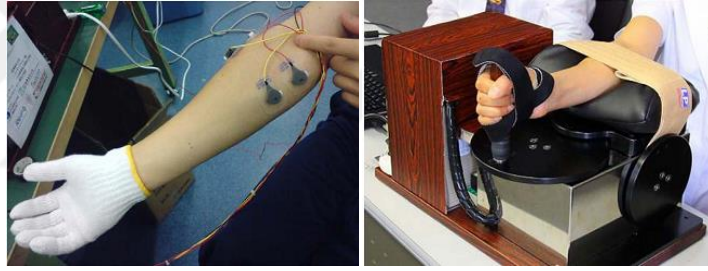
Şekil 2.18. Üretilen prototip cihaz (Pehlivan vd., 2013).

Kim vd. (2014) tarafından yapılan bir çalışmada ise sürekli yatakta yatmak zorunda kalan felçli hastalar için bir bilek rehabilitasyon robotu tasarlandığı görülmektedir. Robot üzerinde 3 eksen kuvvet /tork sensörü mevcut olup, kuvvetin 200 N'a kadar torkun ise 10 Nm seviyelerine kadar ölçülebildiği bildirilmiştir. Şekil 2.19’da gösterilen robotik cihazla hastalara P/S yönlerinde rehabilitasyon hareketleri yaptırılmaktadır. Yapılan bu P/S hareketler için referans tork değerlerinin yaklaşık 4.65 Nm, açı limiterinin ise $46.3^{\circ}/34.5^{\circ}$ aralığında olduğu bildirilmiştir.



Şekil 2.19. Üretilen prototip cihaz (Kim vd., 2014).

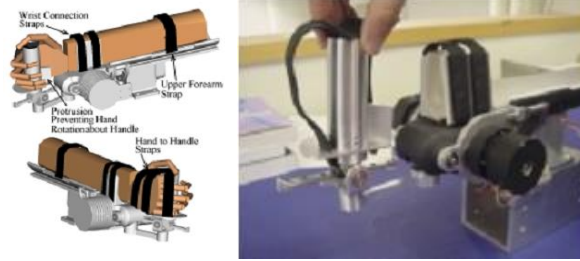
Yamamoto (2012), tekrarlı eklem hareketlerinin kas/sinir ya da beyin hasarlarının giderilmesinde kullanılan en etkili tedavi yöntemi olduğunu bildirmektedir. Ayrıca tedavi sürecinin bir terapist eşliğinde yürütülmesinin önemle gerektiği fakat gün geçtikçe hasta sayısındaki hızlı artışın mevcut terapist sayısınca artık karşılanamadığı bildirilmektedir. Ayrıca myo-elektrik sensörler ile kas hareketlerinin kolayca algılanabildiği günümüz teknolojisinde artık ev tipi rehabilitasyon robotlarının gün geçtikçe önem kazandığı ve hastanın takibinin uzaktan kolaylıkla yapılabileceği açıklanmıştır. Bu çalışmada hastanın bileğine fleksiyon ve ekstansiyon yönlerde hareket yaptırma isteği EMG sensörleri yardımıyla algılanıp etkili bir bilek rehabilitasyon süreci gerçekleştirilmiştir. Hastanın yapmak istediği bilek hareketi myo-elektrik algılayıcılar vasıtasıyla algılanıp, arzulanan hareket Şekil 2.20'de gösterilen sabit bir platforma bağlı olan tutamaç üzerinden servomotorlar yardımıyla gerçekleştirilmektedir.



Şekil2.20. Üretilen prototip cihaz (Yamamoto, 2012).

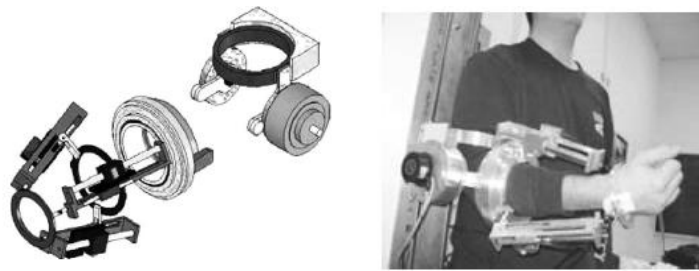
Williams vd. (2001) tarafından yapılan çalışmada MIT-MANUS isimli bir bilek rehabilitasyon robotu geliştirilmiştir. CihazınFleksiyon/Ekstansiyon hareketler için açı limitleri $70^{\circ}/65^{\circ}$ olup 1.2 Nm dolaylarında tork desteği verdiği, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için ise açı limitlerinin $15^{\circ}/30^{\circ}$ olduğu ve bu yönlerde ise bileğe yine 1.2 Nm'ye kadar tork desteği sağlayabildiği, Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise $90^{\circ}/90^{\circ}$ açı limitlerinde 1.69 Nm'ye kadar tork yardımında bulunduğu bildirilmiştir. Şekil 2.21'de gösterilen cihazın çok az bir reaksiyon kuvveti hissedilerek geri-sürülebilir olduğu vurgulanmış ve robot destekli nöro-rehabilitasyon çalışmaları ile kısmi felçli hastaların motor fonksiyonlarının geri kazanımına çok büyük olumlu etkileri olduğu yapılan klinik çalışmalardan gösterilmiştir. Ayrıca bu çalışmada bir rehabilitasyon

robotunun geri-sürülebilir bir cihaz sınıfında olabilmesi için cihaz kullanıcıya yansıtılacak atalet ve direnç torkunun üst sınırları sırasıyla $45 \times 10^{-4} \text{ kg.m}^2$ ve 0.2 Nm olarak belirtilmiştir.



Şekil 2.21. Üretilen prototip cihaz (Williams vd., 2001).

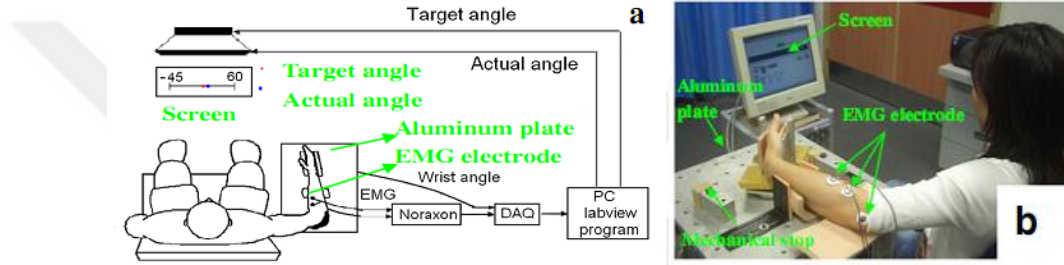
Gupta ve O'Malley (2006), Şekil 2.22'de gösterilen üst uzuvların rehabilitasyonunda kullanılabilecek MAHI isimli bir haptik robot geliştirmişlerdir. Robotun bilek ekleminde F/E yönlerinde ve R/U yönlerinde sağlayabileceği tork desteği en fazla 0.4 Nm olarak belirtilmiş olup, kullandıkları eyleyici teknolojisi ile sağlıklı bir bireyin normalde ihtiyaç duyacağı 4 Nm değerlerine çıkılmasının mümkün olmadığı belirtilmiştir. Mekanik aksamın üretiminde alüminyum malzeme kullanılmış olup cihazın toplam ağırlığı 4 kg civarındadır.



Şekil 2.22. Geliştirilen haptik cihaz (Gupta ve O'Malley, 2006).

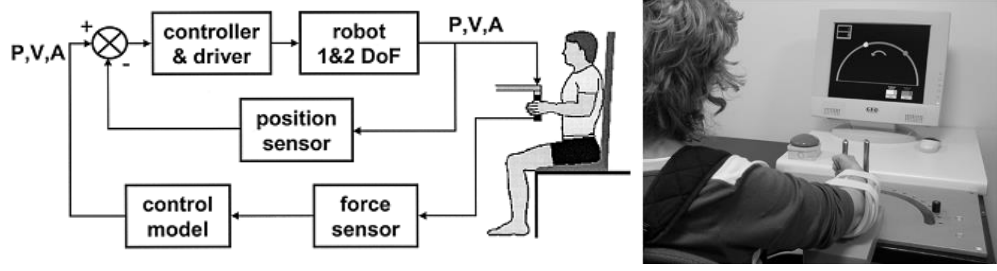
Song vd. (2013b) tarafından yapılan çalışmada felçli hastaların aktif rehabilitasyon uygulamaları için myo-elektrik tabanlı bir bilek robotu geliştirilmiştir. Fleksiyon ve Ekstansiyon hareketlerde bileğe tork desteği verecek olan bu robot, Şekil 2.23'te görüldüğü üzere masaüstünde sabit bir

platforma bağlı bulunmaktadır. Bilek açısı motorun arkasına bağlı olan bir optik enkoderden ölçülmekte olup aynı zamanda el ayası ile robot arasındaki etkileşim torku ise bir tork sensörü üzerinden ölçülmektedir. EMG sinyallerinin Flexor Carpi Radialis ve Extensor Carpi Radialis kasları üzerinden 1000 Hz'de örneklendiği belirtilmiştir. EMG sinyallerinin ilk önce 2000 kat yükseltildiği daha sonra ise 10-400 Hz arasından bir filtreleme işleminden geçirildiği ve sinyal tam doğrultularak 100ms'lik veri pencerelerinde işleme tabi tutulduğu açıklanmıştır. EMG sinyalinin şiddetine göre hastanın bileğini $\pm 60^\circ$ açı limitlerinde ve $10^\circ/s$ hızına kadar hareket ettirebildiği ve robotun ise hasta bileğine yaklaşık 2 Nm dolaylarında tork desteğinde bulunabildiği açıklanmıştır.



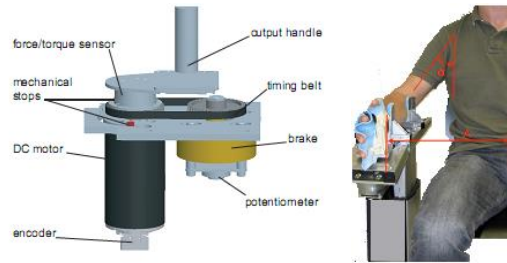
Şekil 2.23. Sistemin Blok Diyagramı ve Deney Düzenegi (Song vd., 2013b).

Colombo vd. (2005) tarafından yapılan çalışmada felçli hastaların bilek rehabilitasyonu için Şekil2.24'te gösterildiği üzere admitans kontrol mimarisini kullanan ve sabit bir platforma bağlı mekatronik bir sistem geliştirilmiştir. Blok diyagramından görüleceği üzere hasta ile cihaz arasındaki etkileşim kuvveti ölçülerek cihazın izlemesi gereken hedef konum, hız ve ivme değerleri bir admitans model üzerinden elde edilmekte, daha sonra ise içteki döngü konum sensörü ile kapatılarak cihazın denetimi gerçekleştirilmektedir. Admitans kontrolcü mimarisi ile yüksek atalet ve sürtünme kuvvetlerinin ve mekanizma boşluklarının telafi edildiği bildirilmektedir. Cihazın 7-9 Nm dolaylarında hasta bileğine tork desteği verebildiği, açı ve hız limitlerinin ise sırasıyla $\pm 90^\circ$ ve $\pm 500^\circ/s$ olduğu açıklanmıştır.



Şekil 2.24. Sistemin Blok Diyagramı ve Deney Düzeneği (Colombo vd., 2005).

Chapuis vd. (2010) ise bilek motor fonksiyonlarının geri kazanımına yönelik Şekil 2.25'te gösterilen ReFlex isimli bir cihaz geliştirmiştir. İnsan bileğinin en fazla 6-10 Nm dolaylarında tork üretebileceği açıklanmış fakat hem eyleyici teknolojisindeki yetersizliklerin (küçük ve hafif motorlar ile yüksek tork değerlerine çıkılamaması) hem de bu cihazın sadece felçli hastaların tekrarlı bilek hareketlerinde kullanılacak olmasından dolayı 1 Nm seviyesinde bir kalkış tork (cihaz hızı sıfır iken üretilebilecek maksimum tork) değerinin nöro-rehabilitasyon uygulamaları için yeterli olacağı bildirilmiştir. Aslında cihazın $\pm 75^\circ$ açı limitlerindeki F/E hareketler için hasta bileğine yardımcı olabileceği en çok tork desteği DC motorun verebileceği 0.47 Nm'lik sürekli tork değeridir.



Şekil 2.25. Geliştirilen cihaz ve deney düzeneği (Chapuis vd., 2010).

Luh (1999) ise EMG verisi üzerinden kol dirseğindeki torku tahmin edecek bir yapay sinir ağ modeli eğitmiştir. Sırasıyla, $60^\circ/s$, $90^\circ/s$ ve $180^\circ/s$ hızlarda yapılan izokinetik hareketler esnasında 3kHz'lik veri örnekleme frekansında EMG sinyalinin örneklendiği ve tam dalga doğrultmacından geçirildikten sonra 3 kHz'lik kesme frekansına sahip düşük geçirgen bir filtreleme işleminden, daha sonra ise 100 Hz'lik bir frekansta tekrar örneklendiği belirtilmiştir. Eğitilen yapay sinir ağ modeli ile %95 doğrulukta dirsek eklemdeki torkun tahmin

edilebildiği gösterilmiştir. Böylelikle EMG sinyali üzerinden eklemlerde ihtiyaç duyulan torkun yüksek doğruluk oranı ile tahmin edilebildiği görülmektedir.

Srinivasan vd. (2012) tarafından yapılan bir çalışmada Flexor Carpi Ulnaris kası üzerinden toplanan EMG verisine karşılık bileğin fleksiyon hareket yaparken ürettiği torku tahmin edecek bir yapay sinir ağ modelinin gerçekleştirildiği görülmektedir. Tork ölçümü için Şekil 2.26'da gösterilen Novint Falcon isimli bir haptik cihaz kullanılmış olup, EMG sensörlerinin ise Thought Technology firmasına ait MyoScan EMG sensörlerinden ve Sensör İzolatör kitinden oluştuğu görülmektedir.



Şekil 2.26. Deneş Düzeneği (Srinivasan vd., 2012).

Lalitharatne vd. (2012) tarafından yapılan çalışmada yaşlı nüfusun günden güne arttığı ve gündelik yaşam hareketlerine yardımcı olacak olan EMG denetimli robotik sistemlere ihtiyacın ileride bir zorunluluk olacağı belirtilmektedir. Bu tür dış iskelet robotların uzun vadeli kullanımını engelleyen en önemli problem yine kas yorgunluğu olarak belirtilmektedir. EMG sinyal işlemede en çok kullanılan RMS (root mean square), MPF (mean power frequency) ve Spectral Feature (Fl_{sm5}) yöntemlerinin hangilerinin kas yorgunluğunu daha iyi anlayabileceği üzerine bir çalışma yürütölmüştür. Bu 3 yöntem karşılaştırılmış olup, kas yorgunluğu esnasında RMS ve Fl_{sm5} yöntemlerinde sinyal gücünün arttığı, MPF yönteminde ise sinyal gücünün azaldığı gösterilmiştir. RMS ve MPF yöntemlerinin hibrit bir şekilde kullanımı ile aktif orteş ya da protezlerin kontrolünün ve kas yorgunluğunun anlaşılıp telafi edilmesi önerilmiştir.

Cifrek vd. (2009) ise kas yorgunluğunu hem hızlı nöral ateşleme yapan (hızlı seğiren) kas hücrelerinin çok çabuk yorulup devre dışı kalmasına hem de

kaslardaki laktik asit birikimi sonucu kas fiberlerindeki iletim hızının düşmesine bağlı olarak açıklamıştır. Böylelikle kas yorgunluğu sırasında aktif olarak çalışan sadece yavaş seğiren kas hücrelerinin kaldığını ve bu yüzden EMG sinyalinin frekans analizi sonucunda hesaplanan değerde bir düşüş olması gerektiğini bildirmektedir. Ayrıca yavaş ateşleme yapan kas hücrelerinin üretmiş olduğu motor aksiyon potansiyelleri bir düşük geçirgen filtreleme görevi yapan dokular üzerinden yüzey EMG elektrotlarına geldiği için de kas yorgunluğu esnasında EMG sinyalinin RMS'si alındığında bu değer doğal olarak arttığını yine biyolojik faktörlere bağlı olarak açıklamaktadır.

Gerçekleştirilen literatür taramalarından görüldüğü üzere çoğu çalışma sabit bir platforma bağlı sistemler olup gündelik hayatta kullanıma uygun bir tasarım örneği bulunamamıştır. Ayrıca el bileğinde ihtiyaç olacak maksimum tork desteği (yaklaşık 10 Nm) sağlayabilecek bir aktif bilek ortezi de bulunmamaktadır. Sabit platforma bağlı sistemlerin daha büyük boyutlu motor ve her türlü tahrik sistemini (kremayer dişli, zincir dişli, vidalı mil, yüksek tahvil oranlı dişli kutuları vb.) kullanma imkânları olsa bile F/E yönlerinde sağlayabildikleri tork değeri 10 Nm'nin çok çok altındadır. Bunun temel nedeni çoğu dış iskelet robotta empedans kontrol mimarisinin kullanımından dolayı mekanik yapının hafif ve eyleyici sisteminin geri-sürülebilir olması için yüksek tahvil oranlı dişli sistemlerin kullanımından kaçınılmış ve dolayısıyla yüksek tork değerlerine çıkılamamıştır. Ayrıca geliştirilen çoğu ortez sisteminde EMG sensörlerinin mevcut olmadığı ve bu yüzden sadece pasif rehabilitasyon uygulamalarının yapılabildiği görülmüştür. Sonuç olarak hem 10 Nm dolaylarında bileğe Tork desteği verebilecek mobil bir bilek ortezi hem de cihaz denetiminin doğrudan ortez kullanıcısı tarafından sağlanabildiği bir aktif bilek ortez cihazı literatür de yer almamaktadır. Şimdiye kadar incelenen tüm cihazların teknik özellikleri (açı limitleri, tork limitleri, denetim mimarileri, malzemesi) karşılaştırma amacıyla Çizelge 2.1' de sunulmuştur.

Çizelge 2.1 Literatür Taraması Çalışmalarının Karşılaştırılması.

Çalışma	DOF	Açı limitleri	Tork [Nm]	Eyleyici/Tahrik Sistemi/Sensörler	Denetim Mimarisi	Malzeme/Ağırlık
<i>Carroza vd. (2004)</i>	F/E R/U	60°/60° 15°/30°	-	DC Motor / Kablo-kasnak	Empedans	Al.
<i>Perry vd. (2007)</i>	F/E R/U P/S	60°/55° 35°/35° 75°/75°	0.07 0.11 0.01	DC Motor / Kablo-kasnak/ Potans.,Enkoder	Açık Çevrim Kontrol	3 kg
<i>Masia vd. (2009)</i>	F/E R/U P/S	70°/70° 35°/35° 80°/80°	1.85 2.24 5.18	DC Motor / Optik Enkoder	Empedans	-
<i>Gopura ve Kiguchi (2008)</i>	F/E R/U P/S	60°/50° 20°/30° 60°/80°	0.58 0.58 4.2	DC Motor / Dişli kutusu, Kablo-kasnak / Kuvvet ve Tork Sensörü	EMG-tabanlı Nöro-Bulanık / Empedans	1.9 kg
<i>Rahman vd. (2010)</i>	F/E R U	60°/50° 20°/25°	0.5	Brushless DC Motor / Potansiyometre, Kuvvet Sensörü	Kayan Kip Kontrolü	Al.
<i>Rahman vd. (2011)</i>	F/E R/U P/S	60°/50° 20°/25° 85°/85°	2 4 3	DC Motor / Harmonik Sürücü / Konum Sensörü	PID Konum Kontrolü	-
<i>Allington vd. (2011)</i>	F/E P/S	90°/90° 90°/90°	2.7 2.7	Pnömatik Silindir/ Konum ve Basınç Sensörleri	Kayan Kip Kontrolü	Al. / 0.56 kg
<i>Athhan vd. (2014)</i>	F/E R/U P/S	80°/80° 30°/45° 85°/85°	2.88 3.46 20.74	DC Motor / Dişli kutusu / Optik Enkoder, Kuvvet Sensörü	Hibrit Empedans	Al. / 11 kg
<i>Nef ve Riener (2005)</i>	F/E	45°/30°	3	DC Motor / Harmonik Sürücü, Vidalı Mil / Konum ve Kuvvet Sensörü	PID Konum Kontrolü	Al.
<i>Kiguchi ve Hayashi (2012)</i>	F/E R/U P/S	50°/60° 15°/30° 60°/80°	-	DC Motor / Kablo-kasnak / Konum ve Kuvvet Sensörü	EMG tabanlı Empedans	Al.
<i>Khokhar vd. (2010)</i>	F/E U/R	60°/60° 30°/30°	2.2 5.4	Doğrusal Motor / Mikro Metal Dişli Motor	EMG	ABS plastik / 500 gram
<i>Bae vd. (2012)</i>	F/E	48°/42°	-	Pnömatik Silindir, Doğrusal Motor / Potansiyometre	PID konum kontrolü	ABS plastik

Scorcia vd. (2010)	F/E R/U P/S	60°/60° 30°/45° 70°/70°	-	DC Motor / Konum Sensörü, Kuvvet Sensörü	Kuvvet geri beslemeli Empedans	-
Squeri vd. (2014)	F/E R/U P/S	70°/70° 40°/40° 57°/57°	0.8 3 0.8	Brushless DC Motor / Konum Sensörü, Tork Sensörü	Empedans	-
Martinez vd. (2013)	F/E R/U P/S	90°/90° 30°/30° 90°/90°	1.76 1.76 2.86	DC Motor / Kablo Kasnak / Optik Enkoder	Empedans	ABS ve Al.
Pehlivan vd. (2013)	F/E R/U P/S	65°/65° 30°/35° 90°/90°	3.37 2.11 1.69	DC Motor / Kablo Kasnak / Optik Enkoder	PD Konum Kontrolü	Al.
Williams vd. (2001)	F/E R/U P/S	70°/65° 15°/30° 90°/90°	1.2 1.2 1.69	Brushless DC Motor / Diferansiyel Dişli / Optik Enkoder	Empedans	-
Gupta ve O'Malley (2006)	F/E R/U	60°/60° 30°/30°	0.4 0.4	Doğrusal Motor / Optik Enkoder	Empedans	Al. / 4 kg
Song vd. (2013)	F/E	60°/60°	2	Optik Enkoder, Tork Sensörü	EMG	-
Colombo vd. (2005)	F/E	90°/90°	7-9	DC Motor / Potansiyometre, Tork Sensörü, Takometre	Admitans	-
Chapuis vd. (2010)	F/E	75°/75°	0.47	DC Motor / Manyetik Parçacık Fren / Potansiyometre, Kuvvet ve Tork Sensörü	Empedans	-
Kawase vd. (2012)	F/E	40°/40°	0.67	Ultrasonik Motor /Optik Enkoder, Tork Sensörü	EMG	-

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması 114M890 numaralı “Aktif Bir Bilek Ortezi Tasarımı Ve Denetimi” isimli TÜBİTAK projesi kapsamında yürütülen çalışmaları içermekte olup insan bileğine hareket desteği oluşturmak amacıyla bir aktif bilek ortezinin tasarımı, prototip imalatı ve hareket kontrolü çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Bütün gerçekleştirilen adımlar ilerleyen bölümlerde sırasıyla açıklanmaktadır.

3.1 Hedef Sistem Özelliklerinin Belirlenmesi

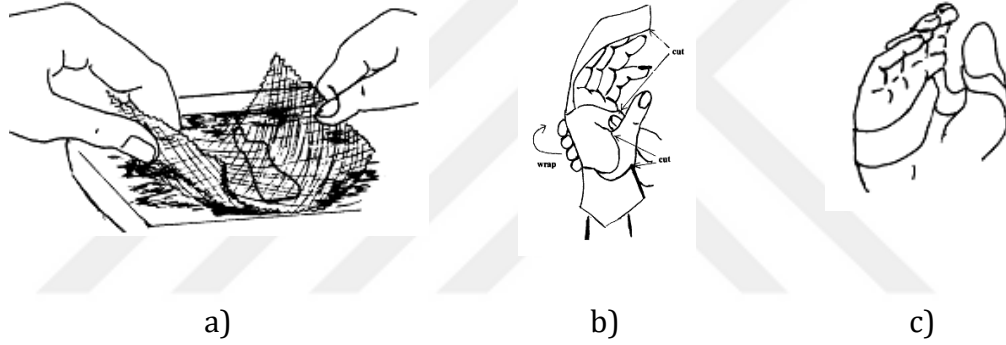
Yapılan literatür çalışmalarında normal bir insan için belirlenen bilek açısı limitleri fleksiyon hareket için 70° , ekstansiyon hareket için 60° , radyal sapma için 25° ve ulnar sapma için 35° olarak tespit edilmiştir. Dolayısıyla tasarlanacak olan cihazında F/E hareketler için yaklaşık 70° hareket kabiliyeti olması, R/U hareketler için 35° ’lik hareket serbestisi olmasına karar verilmiştir. Böylelikle bilek ekleminin toplam serbestlik derecesi 2 (F/E ve R/U) olup cihaz sadece F/E yönlerinde hastaya hareket desteği sağlanacaktır. Morse (2006) geliştirmiş olduğu bir deney düzeneği üzerinde sağlıklı kişilere $70^\circ/60^\circ$ açı limitlerinde ve değişik hızlarda F/E yönlerinde bilek hareketleri yaptırarak erkeklerin 8.62 ± 4.87 Nm, kadınların ise 5.2 ± 1.92 Nm değerlerinde bilek torku üretebildiklerini göstermiştir. Bu çalışma baz alınarak aktif bilek ortezinin de yaklaşık 10 Nm dolaylarında tork verebilecek kapasitede olması gerektiği belirlenmiştir. Böylelikle, F/E yönlerinde uygulanacak tork desteğinde 10 Nm seviyelerine çıkılabilecek şekilde eyleyici ve tahrik sistemi seçimleri yapılmıştır. Cihaz yüksek torklara çıkabildiği gibi yüksek hızlarda çıkabilmelidir. Bu yüzden $360^\circ/s$ ’lik bir hedef hız belirlenmiştir. Tasarlanacak olan aktif bilek ortezinin her yaş grubundan kişilere uyarlanabilir olması için mekanik sistem uzuvlarının ayarlanabilir olması düşünülmüştür. Ayrıca aktif bilek ortezinin kontrolünde kullanıcı gayesini ön planda tutmak için özellikle EMG tabanlı bir kontrol sistemi geliştirilecektir. Literatürde yer alan çoğu bilek rehabilitasyon robotik sistemi ile sadece pasif rehabilitasyon uygulamaları yapmak mümkün iken, geliştirilen cihazın hem pasif hem de aktif rehabilitasyon modu mevcuttur. Cihazın özellikle gündelik işlerde kullanılabilmesi için mobil (sabit bir platforma

bağlı olmayan), olabildiğince hafif (< 1 kg) ve estetik bir mekanik yapı görünümünde olması gerekmektedir. Özellikle hafiflik kriteri cihaz üzerinde yer alan eyleyici, tahrik sistemi ve sensörlerin seçimini etkileyen en önemli faktör olmuştur.

3.2 Bilek Ortezi İçin Tasarım Araştırmaları

Literatürde yer alan tüm mevcut bilek ortez tasarım çalışmaları incelenmiş olup görüldüğü üzere (bkz. Çizelge 2.1) tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarının tedavisini sağlayacak ya da ilerlemesini önleyecek yüksek tork kapasitesine sahip, mobil, hafif ve EMG denetimli bir cihaz bulunmamaktadır. Fakat tüm bu literatürde yer alan çalışmalar incelenerek tasarımı yapılacak olan bilek ortezi için önemli fikirler ve katkılar sağlamıştır. Hidrolik ve pnömatik eyleyicilerin tasarım hedeflerini sağlamaya çok uygun olmadığı görülüp eyleyici olarak DC motor kullanımına karar verilmiştir. Yüksek tork seviyelerine çıkabilmek için ise dişli kutusu, kablo kasnak, dişli kayışlar, zincirler ya da harmonik drive teknolojileri incelenmiştir. Sensinger ve Weir (2005) tarafından yapılan bir çalışmada mobil ortezlerin enerji ihtiyaçları için geri-sürülebilir olmayan eyleyicilerin (tahrik elemanlarının) kullanılması önerilmektedir. Özellikle mobil çalışacak robotik sistemlerde enerji sarfiyatı açısından geri-sürülebilir olmayan mekanizmaların (yüksek iletim oranına sahip dişli kutusu) kullanımı önerilmektedir. Kazerooni (1995) ise geri-sürülebilir olmayan bir harmonik sürücüye (dişli oranı >100) tork sensörü ekleyerek kontrol sistemi üzerinden geri-sürülebilirlik özelliğinin kazandırılabileceğini göstermiştir. Bu literatür çalışması önem teşkil etmekte olup, yapılacak olan tasarım çalışmalarında yüksek tahvil oranına sahip motor dişli kutusunun kullanılmasına yol açmaktadır. Günümüz eyleyici ve tahrik sistemleri incelenmiş olup 10 Nm'lik bir torku en düşük ağırlık ile sağlayabilecek değişik motor ve motor dişli kutusu kombinasyonları incelenmiştir. Literatürde yapılan çalışmalardan da görüldüğü üzere hem kolay bulunması ve işlenmesi açısından hem de ucuz ve hafif olması yüzünden ortez parçaların alüminyum malzemedan üretilmesine karar verilmiştir. Ortezin ön kol ve el ile olan splintleme işlemi içinde araştırmalar yapılmış olup, Wasserman (2014) tarafından ortez imalatı için önerilen

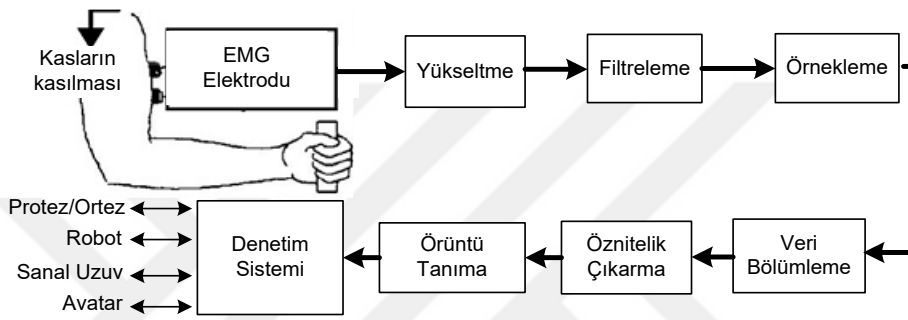
termoplastik malzeme kullanılmasına karar verilmiştir. Termoplastik malzemeler kolay temizlenebilir, steril, mukavemet dayanımı yüksek ve hafif olup, 70 derece sıcaklıkta malzemeye istenilen her türlü kavisli şekil verilebilmektedir. Şekil 3.1' de görüldüğü üzere ısıtma işlemi sıcak su yardımı ile yapıp malzeme sıcakken insan uzvuna sarılmakta ve bir makas ya da bıçak yardımı ile gerekli yerler kesilerek istenen her türlü kavisli form kolaylıkla elde edilmektedir. Daha sonra şekil verilmiş malzeme oda sıcaklığına düşürüldüğünde gayet rijit bir davranış göstererek alüminyum parçaların bağlanabilmesi için malzeme üzerinde vida delikleri açılabilir. Termoplastik malzemelerin diğer bir özelliği ise tekrardan ısıtıldıklarında yeniden şekil alabilmeleri olup, eğer bir hata ya da uyumsuzluk var ise bunların kolaylıkla giderilmesidir.



Şekil 3.1. Termoplastik malzemedan ortez üretimi, (a) Sıcak su ile ısıtma işlemi, (b) Uzva sarılması, (c) Form verilmesi.

Literatür araştırmalarında en çok kullanılan denetim yöntemlerinin Empedans ve Admitans türü kontrolcüler olduğu görülmüştü. Gopura vd. (2013) ise güncel bir çalışmada EMG denetimli yardımcı robotlarda en çok kullanılan kontrol yöntemlerini Dinamik Kas Modeli, ON-OFF kontrol, PID kontrol, Bulanık Mantık ile Kontrol, Nöro-Bulanık Kontrol, Empedans Kontrol ve Admitans Kontrol olarak belirtmiştir. EMG ve Tork sinyallerini birlikte kullanarak bir bulanık mantık denetleyicisi tasarımı ile bir ortezin Tork denetimi Bortole (2013) tarafından başarıyla gerçekleştirilmiştir. Böylelikle yapılan tüm literatür araştırmaları sonucunda EMG tabanlı Empedans, Admitans ve Bulanık Mantık mimarisindeki kontrolcülerden başarılı sonuçlar alındığı görülmektedir. Fakat EMG tabanlı bir denetim sistemi tasarımında hangi tür kontrolcü kullanılırsa

kullanılın kontrolcü performansı Şekil 3.2’de gösterildiği üzere doğrudan EMG sinyaline bağımlı olacağı için EMG sinyal işleme (Yükseltme / Filtreleme / Örnekleme /Veri Bölümlenme / Öznitelik Çıkarma / Örüntü Tanıma) konularında ciddi bilgi birikimi olması gerekmektedir. EMG sinyalinin yükseltilmesi, filtrelenmesi, örneklenmesi ve veri bölümlenme işlemleri EMG sensör kitleri ve Veri Toplama Kartı vasıtasıyla gerçekleştirilmiş olup, denetim sistemi tasarımından önce özellikle öznitelik çıkarma konusunda çalışmalar yapılmıştır. Bu konuda yapılan çalışmalar ise Bölüm 3.7 EMG Sinyal İşleme kısmında detaylarıyla sunulmuştur.



Şekil 3.2. Myo-elektrik (EMG) tabanlı denetim (Oskei ve Hu, 2007).

3.3 Aktif Bilek Ortez Tasarımı

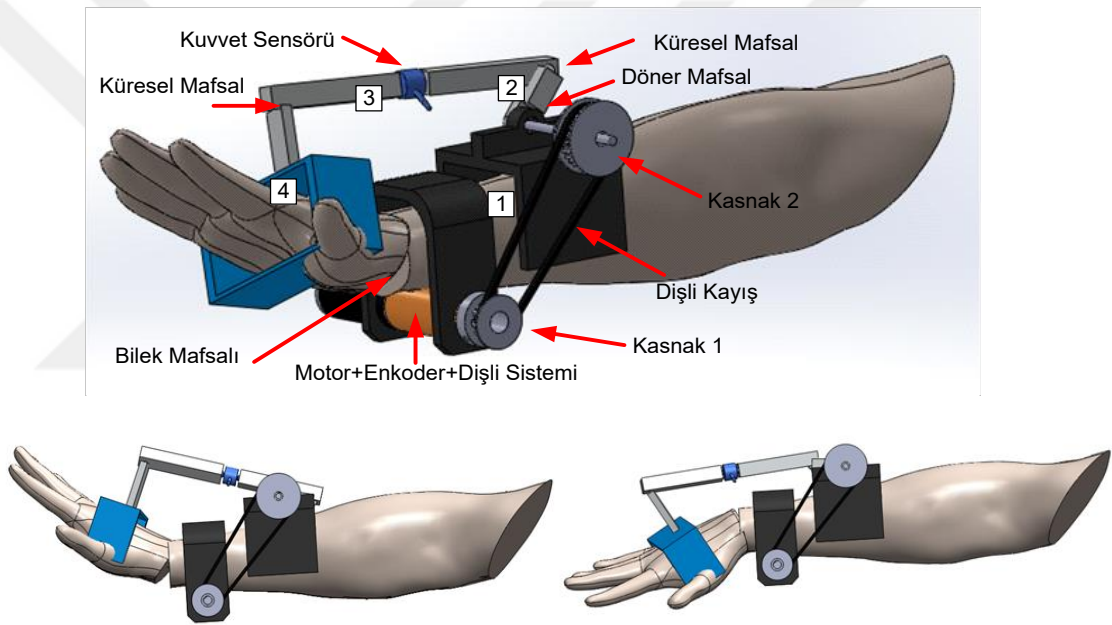
Tasarım hedeflerini karşılamaya yönelik değişik kavramsal tasarımlar (teknik detaylar üzerinde fazla odaklanmadan uygun çözüm ilkeleri araştırma) çalışmaları yapılmış olup aşağıda sırasıyla bu kavramsal tasarımlar (çözüm varyantları) avantajları ve dezavantajları ile birlikte anlatılmaktadır. Böylelikle olası tüm çözüm varyantları oluşturulmakta ve aralarından en iyisi seçilerek başarılı bir tasarım süreci gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Tasarımlara başlamadan önce gerçek bir insanın ön kol ve el modeli SolidWorks® programına aktarılmış olup, el ile ön kol modelleri birbirlerine bir küresel mafsallık ile bağlanmıştır. Tasarımlar doğrudan bu biyolojik model üzerinde gerçekleştirilmiştir. Böylelikle geliştirilen kavramsal tasarımlara değişik pozlarda hareketler verilerek kullanıcı ile ortez arasında herhangi bir uyumsuzluğun olup olmadığı bilgisayar ortamında test edilmiştir. Bu şekilde birçok kavramsal tasarım çalışmaları yapılmış olup içlerinden sadece 3 tanesi

aşağıda sırasıyla açıklanmıştır. Bunlar içinden de Kavramsal Tasarım 3 en iyi konsept tasarım olarak seçilmiştir. Daha sonra Bölüm 3.4 Detay Tasarım kısmında Kavramsal Tasarım 3'ün şekillendirme tasarım çalışmaları yürütülmüştür.

3.3.1 Kavramsal Tasarım 1

Şekil 3.3'te gösterilen kavramsal tasarımda eyleyici ve sensör yerleşimi/seçimi için bir ön çalışma yapılmıştır. Söz konusu tasarım mekanizma tekniğine göre sınıflandırılırsa; ön kol bir sabit zemin gibi düşünülmüş olup 1 numaralı uzuv olarak etiketlenmiştir. Daha sonra bir motor ve dişli kayış-kasnak iletim sistemi ile 2 numaralı uzva tork uygulanmaktadır. Kuvvet sensörü bağlanmış olan 3 numaralı uzuv ise küresel mafsallar ile 2 ve 4 numaralı uzuvlara bağlı olup, 2 numaralı uzuvdan gelen torku 4 numaralı uzva yani doğrudan insan eline aktarmaktadır. Burada hem el ayası ve parmakların hemde elin bağlı olduğu el aparatı tek bir parça gibi düşünülüp 4 numaralı uzuv olarak etiketlenmiştir. Son olarak, 4 numaralı uzuv ise bir bilek eklemi ile ön kola (1 numaralı uzva) bağlı bulunmaktadır. Bilek eklemine küresel bir mafsal gibi davrandığı kabulü yapılırsa, Kavramsal Tasarım 1'de belirtilen komple sistemin (cihaz+el+ön kol) aslında **D-K-K-K** (Dönel-Küresel-Küresel-Küresel) türü bir mekanizma yapısını oluşturduğu görülür. Tasarımın genel çalışma mantığı 4 çubuk mekanizmasına dayanmaktadır. Motor torku dişli bir tahrik sistemi üzerinden 2 numaralı çubuğa tork aktarımında bulunacak olup, bu tork değerinin 3 numaralı çubuk üzerinden ölçülerek el bileğine aktarılması düşünülmüştür. Böylelikle 3 numaralı çubuğun arasında bir kuvvet sensörü yer alacak olup, motorun el bileğine aktaracağı kuvvet/tork ölçülebilecek ve motorun arkasında yer alacak olan optik enkoder ile de el bileğinin F/E yönlerinde yapacağı açının dolaylı yoldan (mekanizmanın kapalı döngü konum analizi yapılarak) ölçülmesi hedeflenmektedir. 3 numaralı çubuğun uçlarında küresel mafsalların kullanımından ötürü R/U hareketlerin serbestçe yapılması mümkün olup, motor torku sadece F/E hareketlerin yapılmasına yardımcı olmaktadır. Fakat 3 numaralı çubuk üzerinde yer alan kuvvet sensöründen çok doğru bir şekilde tork/kuvvet hesabının yapılamayacağı belirlenmiştir. Çünkü çubukların açısı değiştikçe kuvvet iletim oranı değişeceği ve böylelikle kuvvet sensöründen

sağlıklı bir şekilde tork değerinin hesaplanabilmesi için sürekli bir kinematik hesaplama yapılması gerekmektedir. Şekil 3.3'te gösterilen iki ayrı durum senaryosunda elde taşınan yük aynı olsa bile mekanizmanın kuvvet iletim oranları farklı olacağından dolayı kuvvet sensörüne etkiyen kuvvetler farklı olacaktır. Ayrıca kuvvet iletim oranının trigonometrik bir bağlantı ile çözülebilmesi için bilek ekleminde R/U eksenlerinde yapılan hareket açılarında ölçülmesi yani ikinci bir konum sensörüne ihtiyaç duyulacaktır. R/U hareketlerinin de ölçülmesi gerekliliği bu tasarımın en büyük dezavantajını oluşturmaktadır.

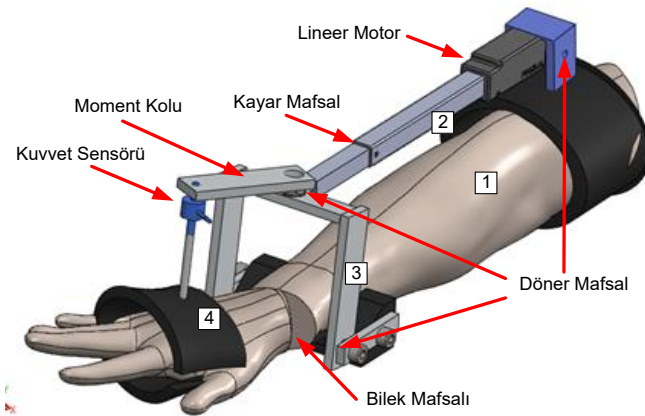


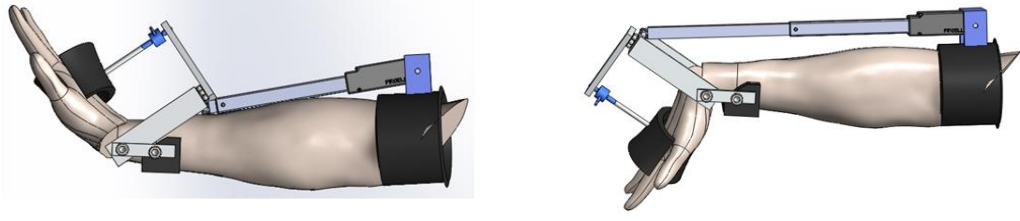
Şekil 3.3. Kavramsal Tasarım 1

3.3.2 Kavramsal Tasarım 2

Kavramsal Tasarım 2'de R/U hareketlerinin kuvvet ölçümüne etkisinin olmaması için kuvvet sensörü elin üstüne alınmış olup R/U hareketlerde kuvvet sensörü el ile beraber dönmektedir. Özellikle Şekil 3.4'te görüldüğü üzere, kuvvet sensörü ile el ayası arasındaki açı, her türlü(F/E ve R/U) bilek hareketlerinde sürekli 90° olmaktadır. Aynı zamanda, kuvvet sensörünün ölçüm eksenini ile bilek mafsali arasındaki moment kolu mesafesinin yine her türlü bilek

hareketinde sabit kalmasından ötürü kolay bir tork hesaplama (*Bileğe Aktarılan Tork = Moment Kolu × Kuvvet Sensörü Değeri*) avantajı oluşturulmuştur. Tasarımda dönel bir motor yerine lineer bir motorun (2 numaralı uzuv) kullanılması düşünülmüştür. Böylelikle Kavramsal Tasarım 2 aslında bir **D-P-D-K (Dönel-Prizmatik-Dönel-Küresel)** türünde bir mekanizma sistemi olarak düşünülebilir. Hem küçük boyutlu ve hafif olucak hem de bilekte 10 Nm'lik tork desteği sağlamaya yönelik kuvvet çıktısı verebilecek lineer motorlar incelenmiş olup, Firgelli L16 serisinin katı modeli tasarıma eklenmiştir. FirgelliL16 serisinin strok uzunluğu 138 mm, ağırlığı ise yaklaşık 84 gramdır. Bu kavramsal tasarımda kullanılan diğer mekanik parçalar ile birlikte toplam ağırlık yaklaşık 350 gram olup çok hafif bir tasarım gerçekleştirilmiştir. Lineer eyleyici içinde konum sensörü ve bir servo kontrol sistemi mevcut olup maksimum ve minimum strok noktalarında bir güvenlik önlemi olarak cihaz kendiliğinden durmaktadır. Eyleyici maksimum 200 N dolaylarında kuvvet verebilecek olup 5 cm'lik bir moment kolu yardımıyla bu kuvvet değerinden el bileğinde 10 Nm'lik bir Tork değerine ulaşmak mümkün olsa da eyleyici hızı 8 mm/s olup günlük işlerdeki bilek hareket hızları için çok yavaş kalmaktadır. Kaba bir hesap yapılırsa; elin 60°'lik bir fleksiyon hareketten 60°'lik bir ekstansiyon harekete geçiş için lineer motorun tam strok değerine çıkması gerektiği görülmekte ve bunun için gereken süreninde yaklaşık $(138[\text{mm}] / 8 [\text{mm/s}]) = 17.25$ saniye gibi çok uzun bir zamana tekabül etmesi, bu tasarımın en büyük dezavantajını oluşturmaktadır.

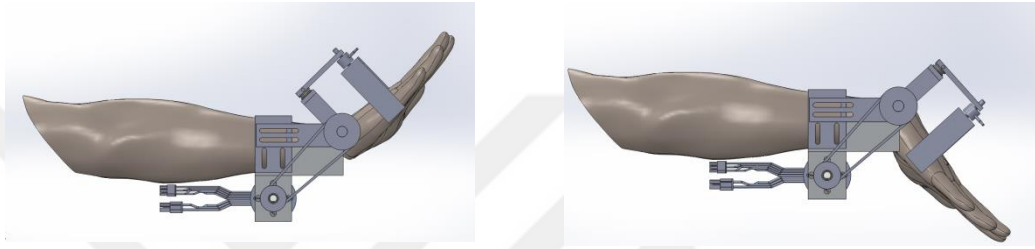
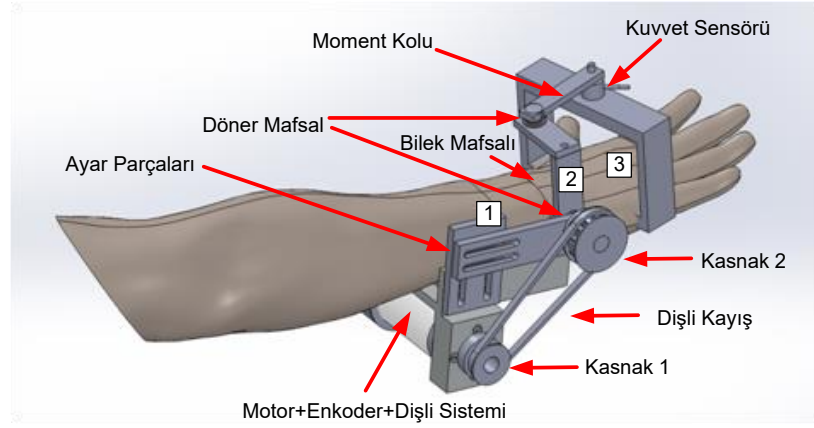




Şekil 3.4. Kavramsal Tasarım 2.

3.3.3 Kavramsal Tasarım 3

Şekil 3.5'te gösterilen kavramsal tasarım ise Kavramsal Tasarım 1 ve Kavramsal Tasarım 2'nin bileşkesi olup hem yüksek torklara çıkabilmek için yüksek tahvil oranlı dişli kutusuna sahip bir elektrik motoru kullanılmakta hem de R/U hareketlerin, kuvvet ölçümünü etkilememesi için Kavramsal Tasarım 2'den esinlenerek kuvvet sensörü el ayası üzerine dik açı oluşturacak şekilde bir moment kolu üzerinden bağlantısı yapılmıştır. Tasarlanan cihaz mekanizma açısından sınıflandırılması gerekirse Şekil 3.5'te görüleceği üzere toplamda 3 adet mafsalı olup **D-D-K** (Dönel-Dönel-Küresel) yapısındadır. Mekanizmanın kilitlenmemesi için döner mafsalların çalışma eksenleri bilek eklemi ile çakışması gerekmektedir. Bu yüzden bir takım ayar parçalarının kullanılması gerekmektedir. Fakat gerçek çalışma koşullarında cihazın ön kol ya da el ile olan bağlantıları yumuşak doku üzerinden yapılacağı için en ufak bir sapmada hem kilitlenme hem de ortezin kullanıcıda ciddi bir rahatsızlık oluşturması söz konusudur. Bu yüzden *Kavramsal Tasarım 3* modifiye edilmiştir. Modifiye edilmiş kavramsal tasarıma ait detaylı şekillendirme tasarım çalışmaları Bölüm 3.4'te sunulan Detay Tasarım kısmında ayrıntılarıyla açıklanmaktadır.

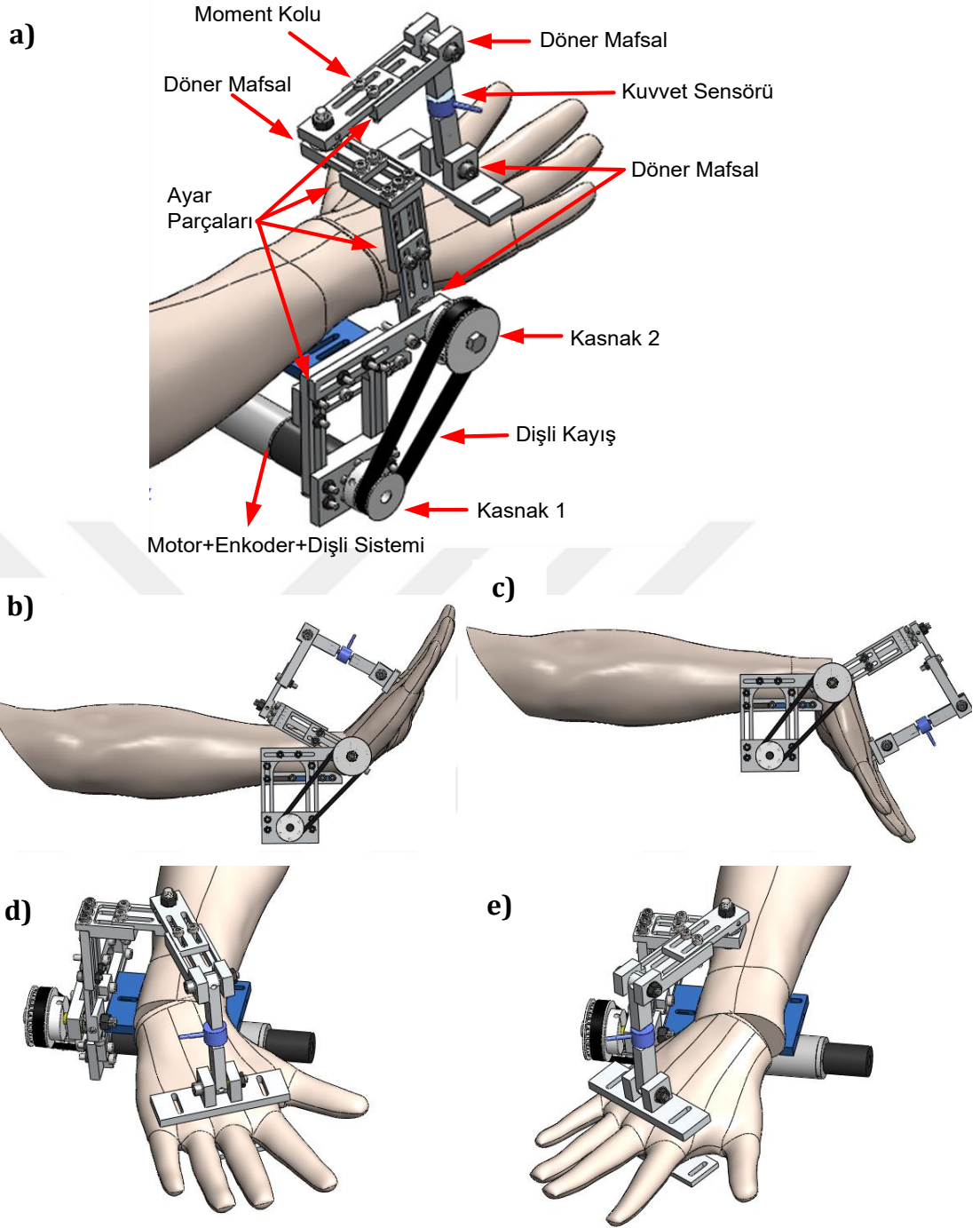


Şekil 3.5. Kavramsal Tasarım 3.

3.4 Detay Tasarım

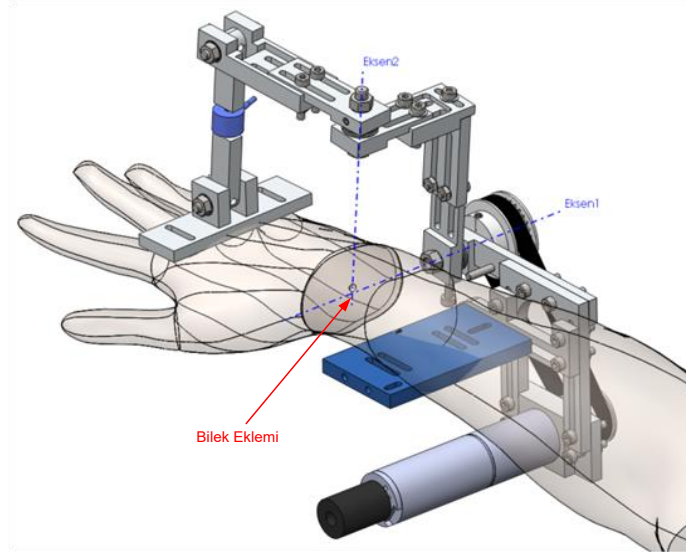
En iyi konsept tasarım seçilen *Kavram Tasarım 3* için detay tasarım faaliyetlerini içermektedir. Kinetik ve kinematik analizlerde *Kavramsal Tasarım 3*'ün önemli bir çalışma problemi olduğu görülmüştür. Bu problem, eğer dönel eklemlerin çalışma eksenleri bilek mafsalı ile kesişmeyecek şekilde montaj yapılırsa mekanizmanın kilitlenmesi yönündedir. Montaj SolidWorks® programında yapıldığı için tam bir çakışma sağlanabilmekte fakat gerçek bir uygulamada bu pek mümkün olmayacaktır. Her ne kadar ayar parçalarının kullanımı ile dönel eklemlerin çalışma eksenleri bilek mafsalıyla çakışacak şekilde kullanıcıya bağlansa bile yumuşak doku (insan derisinin ön kol ya da el üzerinde kayması) problemi yüzünden en ufak bir kaymada mekanizmanın kilitlendiği görülmüştür. Dinamik analizlerde görülen diğer bir problem ise ele sanal bir yük verilirken bunun kuvvet sensörü üzerinde birebir ölçülemediği olmuştur. Bu iki problemi aşmak için *Kavramsal Tasarım 3* revize edilmiştir. Şekil 3.6'da

görüldüğü üzere kuvvet sensörünün Moment Koluna ve El Ayasına sabit olarak değilde döner mafsallar kullanarak bağlanmasına karar verilmiştir. Böylelikle cihazın mekanizma yapısı **D-D-K** türünden Şekil 3.6.a'da gösterildiği üzere **D-D-D-D-K** türü bir mekanizma yapısına çevrilmiştir. Kuvvet sensörünün bağlı olduğu uzuv artık hem doğrultusu boyunca iki kuvvet taşıyan bir eleman olmakta hem de el ayasına 90°'lik bir dik açı ile bağlı olup ele aktarılan kuvvet doğrudan ölçülebilmektedir. Ölçülen kuvvet değeri daha sonra *Moment Kolu* mesafesi ile de çarpılarak bileğe aktarılan net tork değeri kesin olarak hesaplanabilmektedir. Nihai tasarımda, *Kasnak 2* bilek mafsalı ile çakışmasa bile herhangi bir kilitlenme olmadan (ortez kullanıcısına zarar vermeden) motor torkunu belirlenen tahrik sistemi üzerinden bilek mafsalına aktarmaktadır. Fakat önemle belirtmek gerekir ki bilek mafsalı ile *Kasnak 2*'nin çalışma eksenlerinin çakışacak şekilde montajlanması, kuvvet sensörünün el ayası ile olan açısını bütün olası bilek hareketleri için (Şekil 3.6.b'den Şekil 3.6.e'ye kadar gösterildiği üzere) sürekli 90°'de tutabilmesi için önemlidir. Tasarımın hafif ve dayanıklı olması için mekanik yapıda alüminyum malzeme kullanılmıştır. Motor+Dişli Kutusu+Enkoder, Kuvvet Sensörü ve Dişli Kasnaklar hariç alüminyum parçalardan üretilen tüm mekanik yapının toplam ağırlığı 180 gram'dır. Tasarımın neredeyse bütün uzuvları arasında ayar imkânı mevcut olup küçük bir çocuktan yetişkin bir bireye kadar kullanılma imkanı sunulmuştur. Şekil 3.7'de ayar parçalarının detaylı görselleri sunulmaktadır. Şekil 3.7.a'da gösterildiği üzere tüm ayar parçalarının esas kullanım amacı *Eksen 1* ve *Eksen 2*'nin *Bilek Eklemi* ile kesişmesini sağlamak ve kuvvet sensörünü el ayası üzerine 90°'lik bir açı ile bağlamaktır. Fakat önemle belirtmek gerekir ki; bazı araştırmacılara göre de bilek mafsalı için bir küresel mafsal kabulü yapmak yanlış olup gerçekte bir insan bileğinde F/E ve R/U hareketlerin dönüş eksenlerinin kesişmediği ve aralarında yaklaşık 5mm'lik bir mesafe olduğu belirtilmektedir (*bknz Şekil 2.4*). Bu öngörünün doğru olabileceği ve 5 mm'lik mesafeninde kişiden kişiye değişebileceği kabulü yapılarak cihazın dönüş eklemlerini biyolojik bilek eklem türü ne şekilde olursa olsun (*küresel mafsal ya da universal - kardan mafsal*) ortez kullanıcısına her daim tam uyumu sağlayacak şekilde tüm ayarlamaların kolaylıkla yapılabileceği bir tasarım gerçekleştirilmiştir.

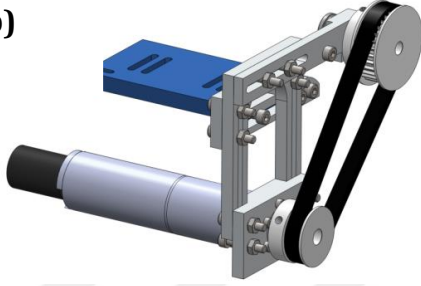


Şekil 3.6. Nihai Tasarım: a) 3D Görünüş, b) Ekstansiyon durumda c) Fleksiyon durumunda, d) Radyal Deviasyon durumunda, e) Ulnar Deviasyon durumunda.

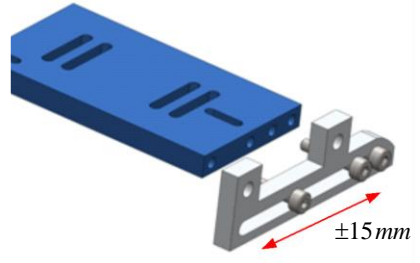
a)



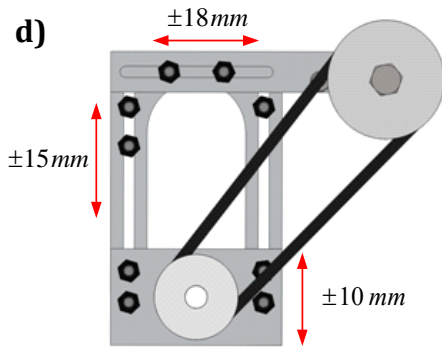
b)



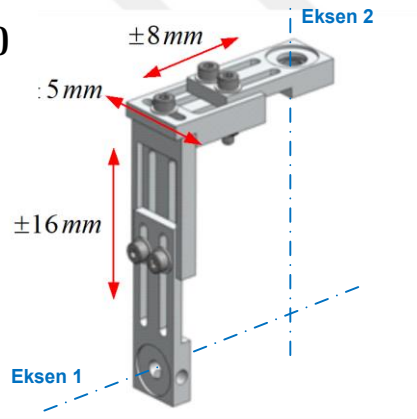
c)



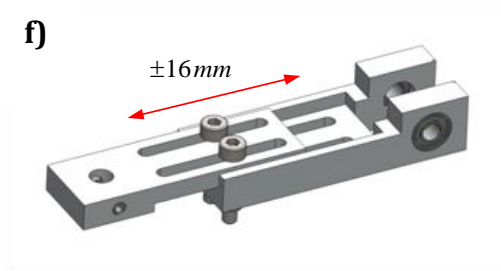
d)



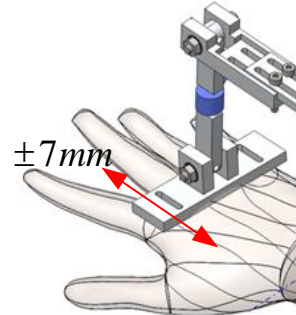
e)



f)



g)



Şekil 3.7. Ayar parçalarının kullanımı ve dönme eksenlerinin çakıştırılması.

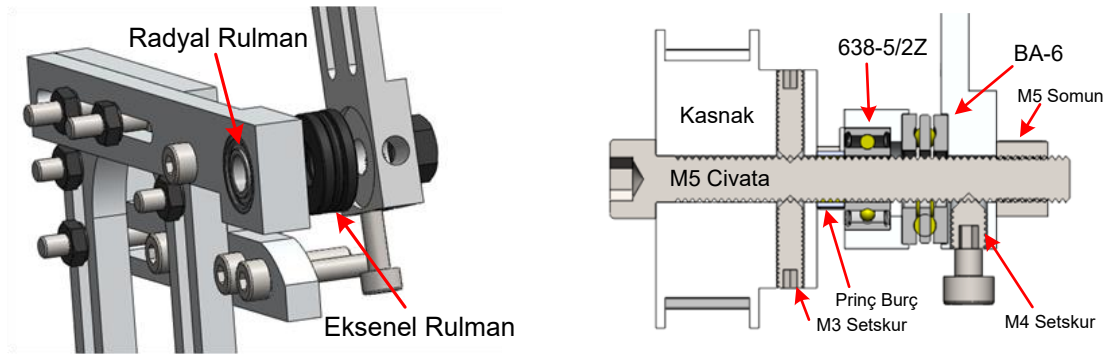
Şekil 3.7.b’de gösterilen mavi parça tasarlanan aktif bilek ortezini kullanıcının ön koluna bağlamaktadır. Üzerinde hem yatay hem dikey yönlerde yarıklar açılmış olup, ön kola sarılacak olan medikal malzemeye istenen konumda ayarlanabilir şekilde bağlanma imkânı vermektedir. Şekil 3.7.c’de daha detaylı gösterilen bu mavi parçanın yan tarafındaki vida delikleri ise tüm mekanik yapıyı taşıyan ortezin ilk parçasını bağlamak için kullanılacaktır. Aslında bu parça bütün yükü taşıyan bir zemin parçası olarak düşünülebilir. İçine açılmış olan yarıklar sayesinde ise bütün ortez sistemini ve dolayısıyla *Kasnak 2*’nin merkezini yatay ekseninde ± 15 mm kaydırmak için kullanılmaktadır. Bu parça üzerinde bulunan iki küçük kare içine açılmış vida kanallarına bağlanan cıvatalar gevşek bırakıldığında Şekil 3.7.d’de gösterilen bütün yapı dikey yönde ± 15 mm kaydırılmakta, cıvatalar tam sıkıldığında ise komple yapı istenilen konumda kilitlenmektedir. Böylelikle radyal rulman yatağına sahip *Kasnak 2* hem yatay hem de dikey yönlerde ± 15 mm kaydırılarak bilek mafsalıyla tam bir çakışma sağlanabilmektedir. Ayrıca Şekil 3.7.d’de gösterilen yapıda motor+dişli kutusu+enkoder sistemini tutan aparat parça dikey yönde ± 10 mm kaydırılarak ve *Kasnak 2*’nin rulman yatağını taşıyan parça ise yatay yönde ± 18 mm kaydırılarak kayışın rahatça takılmasına ve sonrasında iyice gerdirilmesine yardımcı olmaktadır. Dikkat edilirse kayış gerginliğini ayarlamak için hem dikey hem de yatay yönlerde oldukça büyük gerdirme mesafeleri bırakılmıştır. Bunun nedeni hem ileride değişik kasnak çapları kullanıldığında değişik uzunluktaki kayışlarında rahatça takılıp gerdirilmesine imkân verilmek istenmesi hem de *Kasnak 2* için dikey ve yatay yönlerde izin verilen ± 15 mm’lik kaydırma ölçülerinin yeterli olmaması durumunda kullanılan kayış boyu değiştirilerek ihtiyaç fazlası gerdirme mesafelerinin *Kasnak 2*’nin ayarlanmasında kullanılabilir olmasıdır. Şekil 3.7.e’de gösterilen parça *Eksen 1* doğrultusu boyunca bir aksenal rulman ile desteklenerek *Kasnak 2*’den aldığı torku *Eksen 2* etrafında yine başka bir aksenal ve radyal rulmanların yardımıyla dönüş yapabilen *Moment Koluna* iletmektedir. *Eksen 1*, *Kasnak 2*’nin çalışma eksenini olup daha önce anlatılan ayar parçalarının yardımı ile bilek eklemi göreceği şekilde ayarlanmaktadır. *Eksen 2* ise R/U yönlerindeki hareketlerin yapılmasına izin veren *Moment Kolunun* serbestçe dönüş yaptığı (radyal ve aksenal) rulman yataklarının çalışma eksenidir. Ortez kullanıcısı ile tam bir uyumun

sağlanabilmesi için *Eksen 2*'ninde bilek eklemine tam görmesi gerekmektedir. Bu yüzden yatay ve dikey konfigürasyonda duran parçalar birbirleri üzerinde kaydırılarak ortez kullanıcısına tam bir uyum sağlanmaktadır. Özellikle ± 5 mm'lik ayar mesafesi, bilek eklemine küresel mafsala yerine bir üniversal (kardan) mafsala olma ihtimali düşünülerek oluşturulmuştur. Şekil 3.7.f'de gösterilen parça ise ortez kullanıcısının el ayası uzunluğuna göre *Moment Kolu* mesafesinin ayarlanması için kullanılmakta olup, R/U hareketlerin yapılabilmesi için bir ucu eksenel rulman yatağı üzerinde (*Eksen 2* etrafında) serbestçe dönmekte olup diğer ucunda ise kuvvet sensörünü taşıyan çubuğun 2 adet radyal rulman yataklaması bulunmaktadır. Şekil 3.7.g'de ise kuvvet sensörünü taşıyan çubuğun iki ucu radyal rulman yataklarına bağlı olup, alt uç için ± 7 mm'lik bir ayar imkanı verilmiştir. Bu sayede kuvvet sensörü el ayasına 90° 'lik bir açı ile bağlanabilmekte ve *Moment Kolundan* gelen kuvveti tam dik bir doğrultuda el ayasına aktarabilmektedir. Kuvvet sensörü sadece doğrultusu boyunca ölçüm alabildiği için, kuvvet sensörünün dik bir açı ile el ayasına bağlanması bu yüzden çok önemlidir.

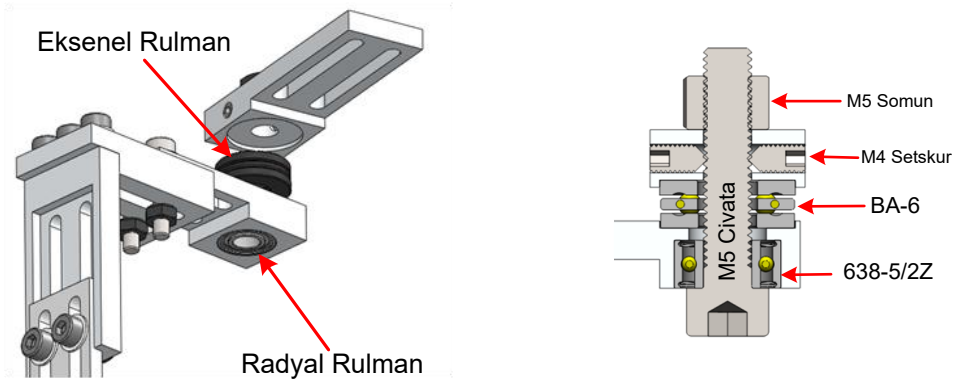
3.4.1 Makina Elemanlarının Belirlenmesi

Ortezin kişiye özel ayarlanabilir olması için çoğu ortez parçası birbirleri içinde kayabilmekte olup gerekli ayarlamalar yapıldıktan sonra artık kaymaların olmaması için civata somun ve pul üçlüsü ile birbirlerine sıkıca bağlanılmaktadır. Çok sayıda ayar parça mevcut olup civatalardan dolayı gereksiz ağırlık oluşturmamak için olabildiğince küçük çaplı ve boylu civata kullanımı gerçekleştirilmiştir. Korozyon oluşturmaması için paslanmaz çelik malzemeden üretilen alyan başlı civatalar kullanılmıştır. Motor dişli kutusunu gergi mekanizmasına bağlamak için 6 adet M2, ayar parçaların üstünde ise yaklaşık 16 adet M3, Radyal rulmanların iç bileziğinde şaft görevi yapması için 2 adet M4 ve 2 adet M5 civata kullanımı gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan cihazda kritik öneme sahip iki adet dönme eksenine (*Eksen 1* ve *Eksen 2*) bulunmaktadır. Bu dönüş eksenleri üzerinde hem radyal hem de eksenel yükleri karşılamak için radyal ve eksenel rulman yataklaması yapılmıştır. Rulmanlar SKF ürünü olup minyatür rulman setinden gerekli radyal kuvvetleri

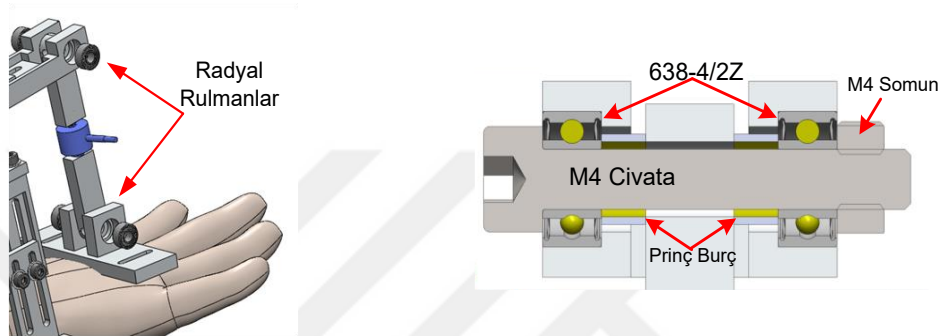
karşılıyacak şekilde seçilmiştir. Dönüş eksenlerinde iç çapı 5mm, dış çapı 11 mm ve genişliği ise 5mm olan 638-5/2Z ürün kodlu radyal rulmanlar seçilmiş olup, eksenel rulmanlar ise iç çapı 6mm, dış çapı 1mm ve yüksekliği 5mm olan BA-6 serisinden seçilmiştir. Radyal rulmanların yerleştirileceği yerler rulman dış çapı ölçüsünde sıkı geçme toleransı verilerek işlenmiş olup, radyal rulmanlar bir daha yerlerinden çıkmayacak şekilde hidrolik pres ile 2 mm fatura verilmiş rulman yuvalarına dış bileziklerinden dayanmaktadır. *Eksen 1* ve *Eksen 2*'deki radyal ve eksenel rulmanların iç bileziğinden M5 civatalar geçirilerek kasnağa dayalı pirinç burç ya da civata başlarından iç bileziklere eksenel yönde bası kuvvetleri uygulanarak radyal rulmanların yataklarından çıkmaları mekanik olarak engellenmiştir. Hem eksenel yükleri taşımak hem de yüksek moment aktarımı anlarında alüminyum malzemedeki işlenmiş rulman yataklarının bozulmasını önlemek için dönüş yapan parçalar arasında eksenel rulmanlar yerleştirilmiştir. Şekil 3.8'de *Eksen 1*'in yataklanması, Şekil 3.9'de ise *Eksen 2*'in yataklanması detaylarıyla gösterilmektedir. Kuvvet sensörünü taşıyan uzuv ise sadece radyal yüklerle maruz kalacağı için ve rulman yatağının daha minimal boyutlarda olması için 4 adet 638-4/2Z ürün kodlu minyatür rulmanlar ile Şekil 3.10'da gösterildiği gibi içlerinden M4 civatalar geçirilerek yataklanmıştır.



Şekil 3.8. *Eksen 1* yataklanması.



Şekil 3.9. Eksen 2 yataklaması.

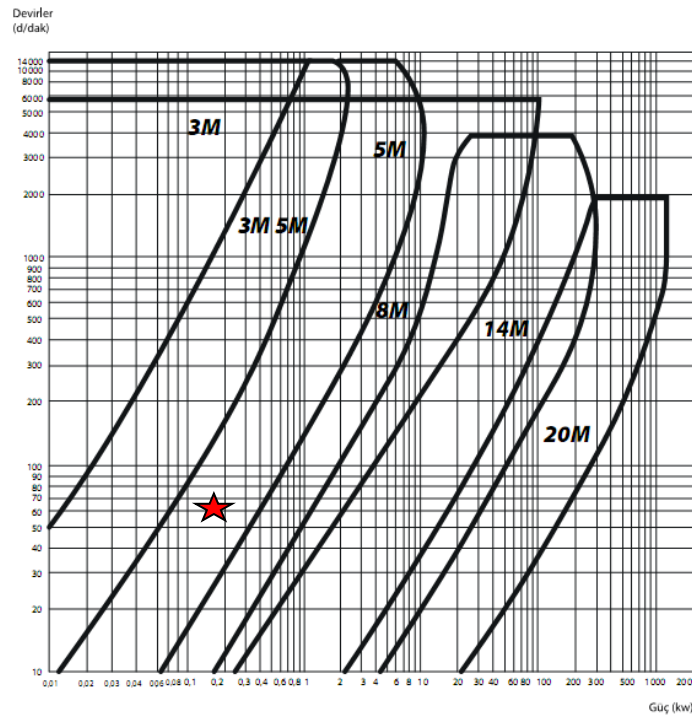


Şekil 3.10. Kuvvet sensörünü taşıyan uzvun yataklaması.

3.4.2 Tahrik Sisteminin Belirlenmesi

Triger kasnak ve dişli kayış mekanizması hareket iletimini kapalı şekilde gerçekleştirmesi nedeniyle çalışma prensibi bakımından zincir-dişli mekanizmalara benzemektedir. Malzemeleri açısından ise kayış-kasnak mekanizmasına benzemektedir. Zincir-dişli sistemlerde boşluk olması ve zincirin önemli bir ağırlık oluşturacak olması, kablo-kasnak mekanizmaları ile de yüksek tork iletim seviyelerine çıkılamayacak olması yüzünden hareket iletim mekanizması olarak Triger kasnak ve dişli kayış kullanımı uygun görülmüştür. Nihai tasarımda 2 adet triger dişli kasnak ve dişli kayış kullanılmaktadır. Bu triger dişli kasnakların oranı kullanılan motor+dişli kutusu kombinasyonuna göre belirlenmektedir. Triger kasnak ve dişli kayışların trapez ya da yuvarlak diş profiline sahip türleri mevcut olup yüksek tork gerektiren uygulamalarda yuvarlak diş profiline sahip olanları önerilmektedir. Metrik ölçü sistemine göre 3M, 5M, 8M, 14M ve 20M olarak sınıflandırılan yuvarlak diş profiline sahip dişli kasnak ve kayışların Hız-Güç grafikleri Şekil 3.11'de

gösterilmektedir. Aktif bilek ortezinden beklenen maksimum tork (10 Nm) ve maksimum hız (360°/s) kriterleri göz önüne alındığında dişli kayış-kasnak sistemi üzerinden ortez kullanıcısı bileğine aktarılacak maksimum güç değeri 0.063 [kW] olarak hesaplanmaktadır. Şekil 3.11'den görüleceği üzere, yaklaşık 0.063 [kW] gücüne ve 60 [dev/dak] hızına karşılık gelen dişli kayış-kasnak serisi 5M olmaktadır. Fakat 5M serisine sahip kasnakların yaklaşık ağırlığı 170 gram olup iki kasnak kullanımı halinde 340 gram'lık bir kasnak ağırlığının ortezin ağırlığını aşırı derecede yükselteceği için 5M yerine yerine ağırlıkları 55 gram ve altı olan 3M serisi kasnaklar tercih edilmiştir.



Şekil 3.11. Dişli kayış-kasnakların Hız-Güç grafikleri.

Elektrik motoru ve dişli kutusu konum olarak ön kolun altında yer alıp motor çıkış torkunu bilek mafseline 1:1, 2:1 ve 3:1 oranlarında aktarabilmek için ürün kodları T-15-3M-06F-AL (ağırlığı 11 gram), T-30-3M-06F-AL (ağırlığı 22.5 gram) ve T-44-3M-06F-AL (ağırlığı 55 gram) olarak belirtilen 15 dişli, 30 dişli ve 44 dişli sayısına sahip kasnaklar kullanılacaktır. Bu kasnaklar üzerinde çalışabilecek olan dişli kayışın ürün kodu HDT-3M olup, seçilecek dişli kayışın boy hesabı yapılırken dişli oranları ve kasnakların dönme eksenleri arasındaki mesafe göz önüne alınmaktadır. Dişli kayışlar sadece belirli uzunluk ölçülerinde

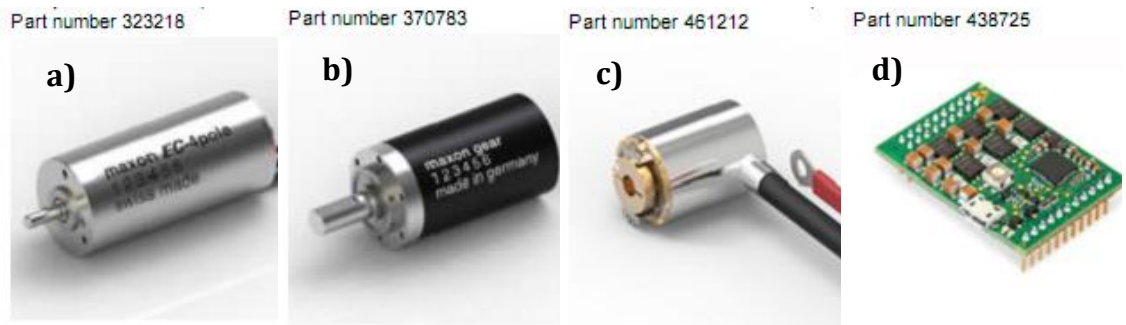
üretildikleri için genellikle hesaplanan değere karşılık düşen bir dişli kayış bulunamaz ve gergi payıda düşünerek standart ölçülerde üretilmiş olan kayışlardan en yakını olan seçilir. Mesela, kasnaklardan biri 15 dişli ve diğer kasnağın ise 44 dişli olduğu bir durum için kayış uzunluğu 247.8 mm olarak hesaplanmış olup standart uzunluklardan bu ölçüye en yakın olan 249 mm'lik kayış seçilmektedir. Dişli kayış-kasnak sisteminin 3:1 iletim oranında çalışacağı göz önüne alınır, motor dişli kutusu çıkış milinin sağlaması gereken tork ve hızlar sırasıyla $(10 / 3 =) 3.3 \text{ Nm}$ ve $(60 \times 3 =) 180 \text{ dev/dak}$ dolaylarında olmak zorundadır. Ön kolun altına gizlenebilecek büyüklükte ki bir motorun tek başına 3.3 Nm dolaylarında bir tork seviyesine çıkabilmesi pek mümkün olmayıp bir de yüksek tahvil oranlı bir motor dişli kutusu kullanımı gerekmektedir. Aktif bilek ortez sisteminin sahip olması gereken maksimum güç daha önce 63 Watt olarak hesaplanmıştı. Fakat özellikle sürtünmenin yüksek olduğu motor dişli kutusu verimi de göz önüne alınır, sistemdeki motor sisteminin sahip olması gereken gücün yaklaşık 70-100 Watt değer aralığında olması gerekmektedir. Bu yüzden 70-100 Watt değer aralığındaki motorlar araştırılarak, mümkün olan en küçük ve en hafif motor + motor dişli kutusu kombinasyonu oluşturulmaya çalışılmıştır. Robotik sistemlerde kullanılmak üzere hem küçük boyutlu hem de maksimum performans sağlayan motor üreticilerinin en başında gelen Maxon® firmasının motorları ve bu motorlara uygun dişli kutularına ait özellikler ürün kodları belirtilerek Çizelge 3.1'de sunulmuştur. Tüm kombinasyonlar incelendiğinde özellikle *Kombinasyon 4*'ün ağırlık ve boyut olarak diğer kombinasyonlara göre çok ciddi bir avantajı olduğu görülmüş ve bu motor sisteminin kullanılmasına karar verilmiştir.

Kombinasyon 4'te belirtilen motor (*Maxon-EC-4 pole brushless*) bir fırçasız motor olup, dişli kutusu (*Planetary Gearhead GP 22*) ise gezegen dişli yapıdadır. Bu motorun kontrol edilebilmesi için arkasında bir konum sensörü gerekmekte olup, 40 gram ağırlığında, 23 mm uzunluğunda, 16 mm çapında ve konum çözünürlüğü 0.18° olan bir optik enkoder (ENC 16 SCHF with 2000 counts per turn) yer almaktadır. Yine, Maxon® firmasına ait ESCON Module 50/5 isimli motor sürücü devresi seçilen motoru hız denetimi ya da tork denetimi modlarında sürebilecek özelliktedir. Klasik motor sürücüler ile karşılaştırılırsa

elektronik devrenin 12 gram ağırlığında ve çok küçük boyutlarda olması ayrı bir avantaj sunmaktadır. Şekil 3.12’de seçilen motor sistemine ait tüm bileşenlerin görselleri sunulmaktadır.

Çizelge 3.1. Motor ve motor dişli kutusu kombinasyonları.

Motor	397172	449470	273753	323218	386675
Güç [Watt]	70	70	90	90	100
Voltaj [V]	24	36	30	24	48
Akım [A]	3.21	2.42	2.62	3.92	3.57
Hız [rpm]	4860	8730	6490	14700	29900
Tork [mNm]	128	82.9	97.2	53.5	50.1
Ağırlık [g]	140	240	340	120	120
Uzunluk [mm]	26.5	42	71	48.6	62.7
Çap [mm]	45	40	35	22	22
Dişli Kutusu	301173	166939	166163	370783	370786
Tahvil oranı	26:1	51:1	33:1	104:1	157:1
Verim	76 %	70 %	75 %	59 %	59 %
Ağırlık [g]	220	190	160	78	78
Uzunluk [mm]	23.5	43	36	39	39
Çap [mm]	45	32	32	22	22
Motor + Dişli Kutusu	Kombinasyon 1	Kombinasyon 2	Kombinasyon 3	Kombinasyon 4	Kombinasyon 5
Sağlanan Tork [Nm]	2.52	2.95	2.4	3.28	4.64
Sağlanan Hız [rpm]	187	171	196	141	190
Toplam Ağırlık [g]	360	430	500	198	198
Toplam Boy [mm]	50	85	107	87.6	101.7
En büyük çap [mm]	45	40	35	22	22



Şekil 3.12. Eyleyici sistemi. a) Motor, b) Dişli Kutusu, c) Konum Sensörü, d) Motor Sürücü.

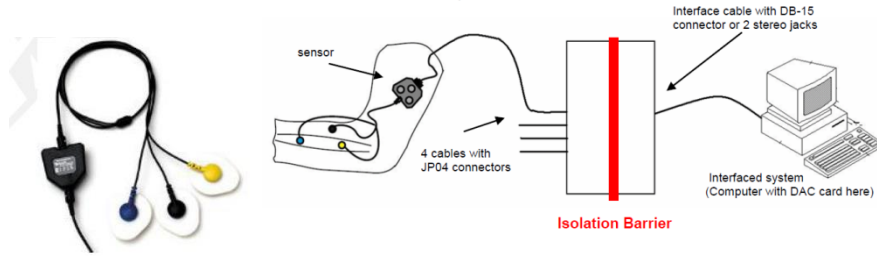
3.4.3 Sensörlerin ve Elektronik Donanım Bileşenlerinin Belirlenmesi

Bu tasarımda el ayası ile ortez arasındaki etkileşim kuvvetini ölçmek için olabildiğince hafif ve küçük boyutlu bir kuvvet sensörü araştırması yapıp 9 mm uzunluğunda, 12 mm çapında, 8 gram ağırlığında ve ± 200 N sınırlarında ölçüm kapasitesi olan bir yük hücresinin kullanılması uygun görülmüştür. Sensör veri toplama kartına bağlanıp 200 N çeki yüklemesinde -10V sinyal üretirken, -200 N bası yüklemesinde +10V'luk bir sinyal üretmektedir. Sensörün doğrusal olmayan etkenlerden (histeresis, tekrarlanabilirlik, sıcaklık vb.) ötürü okuma hatası 0.9% olarak bildirilmektedir. Seçilen yük hücresi (*Burster Model 8417, Subminiature Tension/Compression Load Cell*) ve amplifikatörü (*Burster Model 9235 Load Cell Amplifier*) olup Şekil 3.13'te gösterilmektedir.



Şekil 3.13. Kuvvet sensörü ve amplifikatör devresi.

Ayrıca, EMG sensör seçiminin de çok dikkatli yapılması gerekmektedir. Birçok farklı EMG sensör kitleri mevcut olup içlerinden fiyat-performans olarak en makul olanı Thought Technology Ltd. (TT) firmasına ait olan *MyoScan Sensor T95503M*'in kullanımına karar verilmiştir. Şekil3.14'de gösterilen sensörün boyutları 37mm x 37mm x 12mm civarında, ağırlığı ise 15 gram olup ham EMG çıkış sinyali vermektedir. Seçilen sensörün doğrudan veri toplama kartına bağlanması önerilmemekte olup, Şekil 3.14'te gösterilen sensör izolator (sensor isolator) devresinin kullanımı gerekmektedir. Sensörün beslemesi 9V'luk bir pilden yapılmakta olup çıkış voltajı $2.8V \pm 1V$ değer aralığında değişmektedir. Sensörün analog türündeki çıkış sinyalinin 0.15 mV'luk bir çözünürlük ile örneklenmesi önerilmektedir. Bu da ancak ± 5 Volt aralığında analog sinyal kabul eden 16 bit'lik bir ADC ("*Analog-to-Digital Converter*") kullanımı ile mümkündür.

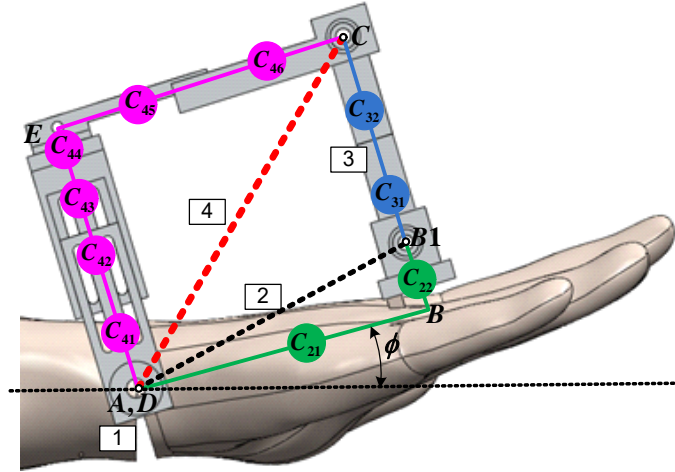


Şekil 3.14. EMG sensörü ve izolatör devresi.

3.5 Analizler

Aktif bilek ortezinin temel hedefi sadece F/E yönlerinde hareket desteği vermek olduğundan tüm hareket analizlerinde R/U hareketler göz ardı edilmiştir. Zaten R/U hareket ile F/E hareketin eş zamanlı olarak gerçekleştirilmesi pek de mümkün değildir. Eğer, el bileğine R/U yönünde bir hareket yaptırılır ise artık F/E yönünde bir hareketin kısıtlandığını biyolojik olarak rahatlıkla gözlemlenebilir. Bu yüzden R/U yönlerinde yapılan hareketler göz önüne alınmaz ise sisteme ön görünüşten bakıldığında cihaz bir 4 çubuk mekanizması olarak düşünülebilir. Bu durum Şekil 3.15'te gösterilmiş olup, mekanizma tekniğine göre parçalar numaralandırılırsa; ön kol bir zemin görevi yapmakta olup 1 numaralı uzuv olmakta, bilek eklemi ise bir döner mafsallık (A mafsallık) olarak kabul edilip, ön kol ile el ayasını (2 numaralı uzvu) birbirlerine bağlamaktadır. Kuvvet sensörünü taşıyan çubuk (3 numaralı uzvu) ise B1 mafsallık ile el ayasına, C mafsallık ile de *Moment Koluna* bağlı bulunmaktadır. *Moment Kolu* ise 4 numaralı uzvu olup D mafsallıktan yataklanarak tahrik mekanizmasına (dişli kayış ve motor sistemine) bağlı bulunmaktadır. Dikkat edileceği üzere A ve D mafsallık üst üste gelecek şekilde gösterilmiş olsa da, montaj esnasında bu çakışma sağlanamaz ise mekanizmada herhangi bir kilitlenme durumu söz konusu değildir. Fakat ayar parçalarının kullanımı ile bu çakışma mümkün olduğu ölçüde gerçekleştirilmelidir ki, F/E hareketlerde uzuvların birbirlerine göre göreceli konumu değişmesin ve mekanizmanın kuvvet iletim oranı sürekli sabit kalabilsin. Böylelikle de kuvvet sensörünü taşıyan çubuk ile el ayası arasındaki açı sürekli 90° konumda kalıp hem sağlıklı bir kuvvet ölçümü yapılabilir hem de *Moment Koluna* dik bir kuvvet iletimi sağlanarak optimum bir kuvvet iletim oranı elde edilsin. Burada önemle belirtmek gerekir ki; kuvvet sensörünü taşıyan uzuvlarda döner mafsallar

kullanılmadığı vakit, eğer A ve D mafsallarında sıfır hata ile bir çakışma sağlanamaz ise mekanizma kilitlenmektedir. Bu yüzden *Kavramsal Tasarım 3* modifiye edilerek Şekil 3.15'te gösterildiği üzere C ve B1 döner mafsalları kullanarak bu önemli problem ortadan kaldırılmıştır. Uzuvlar birçok ayar parçasından oluştuğu için her bir parçanın kütle merkezi SolidWorks® programında hesaplanarak kümelenmiş şekilde C_{ij} notasyonu ile gösterilmektedir. Burada i indisi uzuv numarasını, j indisi ise ilgili uzuvdaki kütle numarasını göstermektedir. Mesela, C_{21} 2 no'lu uzuvdaki 1. kütlelerin ağırlık merkezini (yani el ayasının ağırlık merkezini) temsil etmektedir. Böylelikle Şekil 3.15 incelenirse, 2. ve 3. uzuvlarda toplam 2'şer kütle merkezi, 4. uzuvda ise toplamda 6 kütle merkezi bulunduğu görülür. Özellikle dinamik analizlerde atalet kuvvetleri oluşturacak olan kütle merkezlerinin yerleri SolidWorks® programından hesaplanarak hassas bir şekilde belirlenmiştir. Analizler ilk önce el hesabı ile gerçekleştirilmekte olup, bütün mafsalların ve kütle merkezlerinin konum, hız ve ivme analizleri yapılmakta ve sonra da atalet kuvvetlerinin hesaplanması ile D'Alembert prensibi kullanılarak dinamik kuvvet analizi gerçekleştirilmektedir. Cihazın tüm konum, hız, ivme ve kuvvet analizleri gerçekleştirilmiş olup aşağıda sırasıyla sunulmaktadır.



Şekil 3.15. Aktif bilek ortezi mekanizmasının 4 çubuk mekanizması olarak gösterimi.

3.5.1 Konum Analizi

Şekil 3.15'te gösterilen ϕ açısı el ayasının yatay düzlem ile yaptığı açığı belirtmektedir. *SolidWorks®* programından mafsallık noktaları arasındaki mesafeler ölçüldüğü için AB , $AB1$, $B1C$ ve AE gibi mesafeler bilinmektedir. Analizlerde A mafsallık mutlak sıfır noktası kabul edilip ($x_A = 0$ ve $y_A = 0$) konum vektörü denklem (3.1)'de verilmektedir.

$$\mathbf{r}_A = [x_A \ y_A \ 0] = [0 \ 0 \ 0] \quad (3.1)$$

B noktası için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_B = AB \cdot \cos(\phi) ; y_B = AB \cdot \sin(\phi) \quad (3.2)$$

$$\mathbf{r}_B = [x_B \ y_B \ 0] \quad (3.3)$$

$B1$ mafsallık için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_{B1} = AB1 \cdot \cos(\phi + \angle B1AB) ; y_{B1} = AB1 \cdot \sin(\phi + \angle B1AB) \quad (3.4)$$

$$\mathbf{r}_{B1} = [x_{B1} \ y_{B1} \ 0] \quad (3.5)$$

C mafsallık için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_C = x_{B1} + B1C \cdot \cos(\phi + \pi/2) ; y_C = y_{B1} + B1C \cdot \sin(\phi + \pi/2) \quad (3.6)$$

$$\mathbf{r}_C = [x_C \ y_C \ 0] \quad (3.7)$$

E noktası için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_E = AE \cdot \cos(\phi + \pi/2) ; y_E = AE \cdot \sin(\phi + \pi/2) \quad (3.8)$$

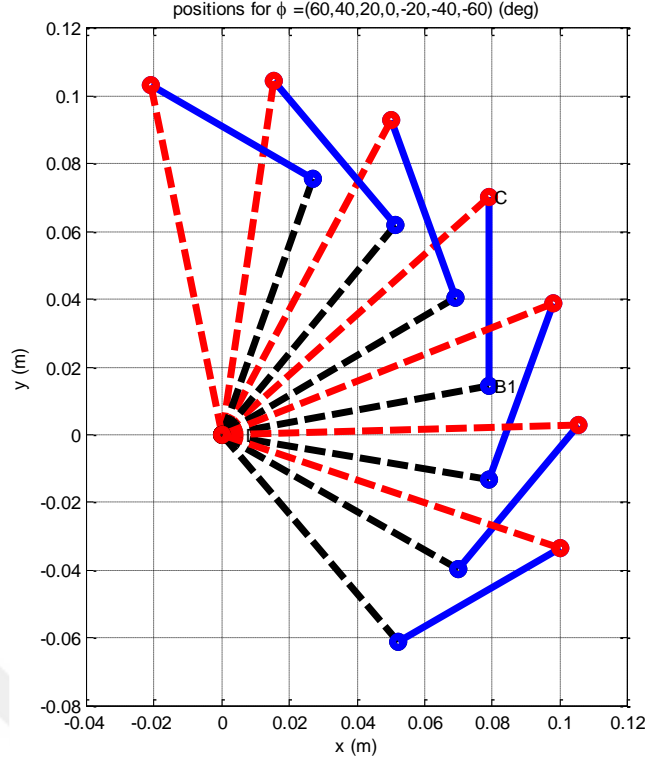
$$\mathbf{r}_E = [x_E \ y_E \ 0] \quad (3.9)$$

D mafsallık için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_D = 0 ; y_D = 0 \quad (3.10)$$

$$\mathbf{r}_D = [0 \ 0 \ 0] \quad (3.11)$$

ϕ açısına (el ayasına) -60° ile $+60^\circ$ arasında 20° derecelik artışlar yaptırılarak elde edilen ortezi konum analizi sonuçları Şekil 3.16'da verilmektedir.



Şekil 3.16. Farklı bilek açıları için cihazın konum analizi.

3.5.2 Hız ve İvme Analizi

A mafsalı zemine (ön kola) bağlı olan bir mafsal olup hızı ve ivmesi sıfırdır.

$$\mathbf{v}_A = [0 \ 0 \ 0] ; \mathbf{a}_A = [0 \ 0 \ 0] \quad (3.12)$$

2 numaralı uzvun açısal hızı (ω_2) ve açısal ivmesi (α_2) biliniyor olup vektörel formda ifade edilirse;

$$\boldsymbol{\omega}_2 = [0 \ 0 \ \omega_2] ; \boldsymbol{\alpha}_2 = [0 \ 0 \ \alpha_2] \quad (3.13)$$

B_1 mafsalı hızı ve ivmesi sırasıyla denklem (3.14) ve (3.15) kullanılarak bulunur.

$$\mathbf{v}_{B1} = \boldsymbol{\omega}_2 \times \mathbf{r}_{B1} \quad (3.14)$$

$$\mathbf{a}_{B1} = \boldsymbol{\alpha}_2 \times \mathbf{r}_{B1} - \boldsymbol{\omega}_2^2 \cdot \mathbf{r}_{B1} \quad (3.15)$$

D mafsalı zemine (tahrik sistemine) bağlı olup hızı ve ivmesi sıfırdır.

$$\mathbf{v}_D = [0 \ 0 \ 0] ; \mathbf{a}_D = [0 \ 0 \ 0] \quad (3.16)$$

3 ve 4 numaralı uzuvların açısal hızları ve ivmeleri ise bilinmemekte olup vektörel formda sırasıyla denklem (3.17) ve (3.18)'de ifade edilmektedir.

$$\boldsymbol{\omega}_3 = [0 \ 0 \ \omega_3]; \boldsymbol{\alpha}_3 = [0 \ 0 \ \alpha_3] \quad (3.17)$$

$$\boldsymbol{\omega}_4 = [0 \ 0 \ \omega_4]; \boldsymbol{\alpha}_4 = [0 \ 0 \ \alpha_4] \quad (3.18)$$

C mafsalı hızı denklem (3.19)'da ifade edilen vektörel bir denklem olup esasen iki denklem ve iki bilinmeyen (ω_3 ve ω_4) içerir. Dolayısıyla ω_3 ve ω_4 buradan kolaylıkla çözülür.

$$\mathbf{v}_C = \mathbf{v}_{B1} + \boldsymbol{\omega}_3 \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_{B1}) = \boldsymbol{\omega}_4 \times \mathbf{r}_C \quad (3.19)$$

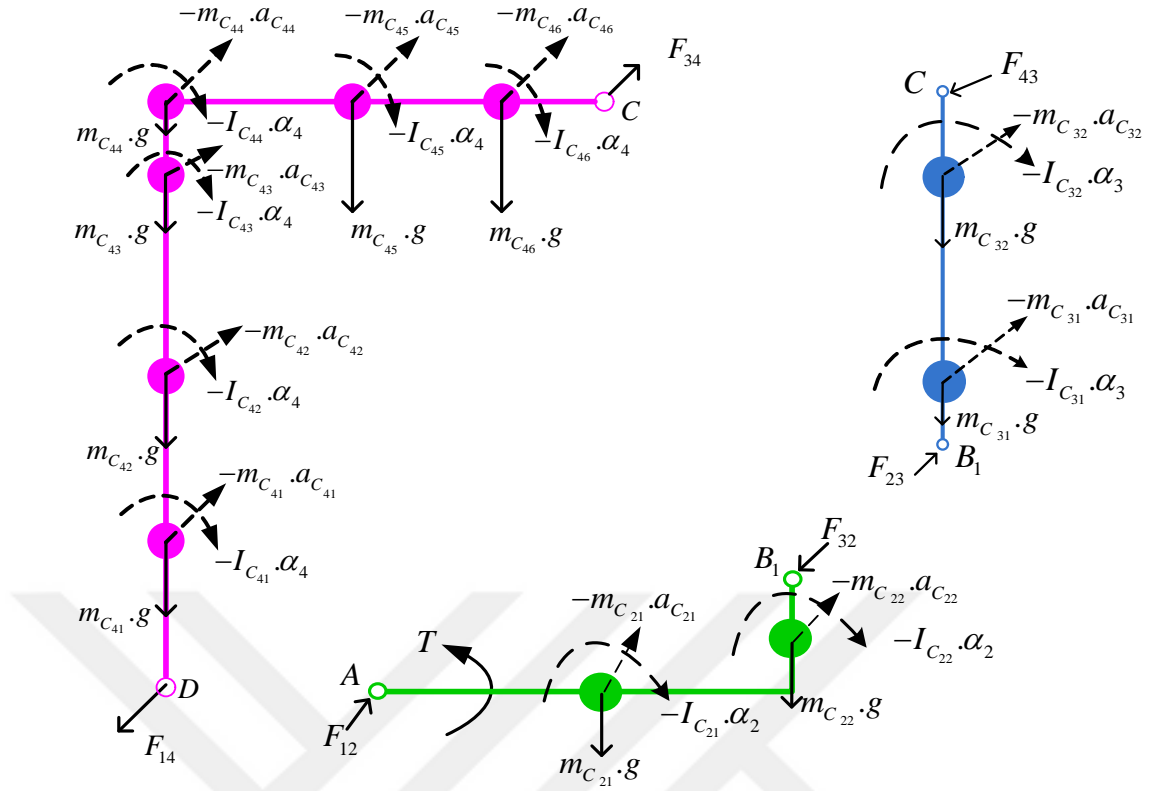
C mafsalı ivmesi ise denklem (3.20)'de gösterilen vektörel bir denklem olup iki denklem ve iki bilinmeyen (α_3 ve α_4) içermektedir. Dolayısıyla α_3 ve α_4 buradan kolaylıkla çözülür.

$$\mathbf{a}_C = \mathbf{a}_{B1} + \boldsymbol{\alpha}_3 \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_{B1}) - \boldsymbol{\omega}_3^2 \cdot (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_{B1}) = \boldsymbol{\alpha}_4 \times \mathbf{r}_C - \boldsymbol{\omega}_4^2 \cdot \mathbf{r}_C \quad (3.20)$$

Bütün mafsalların hızı ve ivmesi ile tüm uzuvların açısal hızları ve açısal ivmeleri hesaplandıktan sonra kütle merkezlerinin (C_{ij}) konum, hız ve ivme değerleri ($\mathbf{r}_{C_{ij}}$, $\mathbf{v}_{C_{ij}}$ ve $\mathbf{a}_{C_{ij}}$) benzer şekilde kolaylıkla hesaplanır.

3.5.3 Dinamik Kuvvet Analizi

Dinamik kuvvet analizi D'Alembert prensibi kullanılarak yapılmıştır. Yani serbest cisim diyagramlarında atalet kuvvetleri de gösterilmektedir. Daha sonra her uzuvdaki kuvvetlerin toplamı ve bir noktaya göre alınan momentlerin toplamı sıfıra eşitlenmektedir. Şekil 3.17'de 2,3 ve 4 numaralı uzuvlar için serbest cisim diyagramları çizilmiş olup sonrasında ise her uzuv için kuvvet ve moment denklemleri elde edilmiştir.



Şekil 3.17. Serbest cisim diyagramları.

2 numaralı uzuv için toplam kuvvet ve toplam moment denklemleri yazılırsa;

$$\sum F^{(2)} = F_{12} + F_{32} + m_{C_{21}} \cdot g + m_{C_{22}} \cdot g - m_{C_{21}} \cdot a_{C_{21}} - m_{C_{22}} \cdot a_{C_{22}} = 0 \quad (3.21)$$

$$\sum M_A^{(2)} = T + (r_{B_1} - r_A) \times F_{32} + (r_{C_{21}} - r_A) \times m_{C_{21}} \cdot g + (r_{C_{22}} - r_A) \times m_{C_{22}} \cdot g - (r_{C_{21}} - r_A) \times m_{C_{21}} \cdot a_{C_{21}} - (r_{C_{22}} - r_A) \times m_{C_{22}} \cdot a_{C_{22}} - I_{C_{21}} \cdot \alpha_2 - I_{C_{22}} \cdot \alpha_2 = 0 \quad (3.22)$$

3 numaralı uzuv için toplam kuvvet ve toplam moment denklemleri yazılırsa;

$$\sum F^{(3)} = F_{23} + F_{43} + m_{C_{31}} \cdot g + m_{C_{32}} \cdot g - m_{C_{31}} \cdot a_{C_{31}} - m_{C_{32}} \cdot a_{C_{32}} = 0 \quad (3.23)$$

$$\sum M_{B_1}^{(3)} = (r_C - r_{B_1}) \times F_{43} + (r_{C_{31}} - r_{B_1}) \times m_{C_{31}} \cdot g + (r_{C_{32}} - r_{B_1}) \times m_{C_{32}} \cdot g - (r_{C_{31}} - r_{B_1}) \times m_{C_{31}} \cdot a_{C_{31}} - (r_{C_{32}} - r_{B_1}) \times m_{C_{32}} \cdot a_{C_{32}} - I_{C_{31}} \cdot \alpha_3 - I_{C_{32}} \cdot \alpha_3 = 0 \quad (3.24)$$

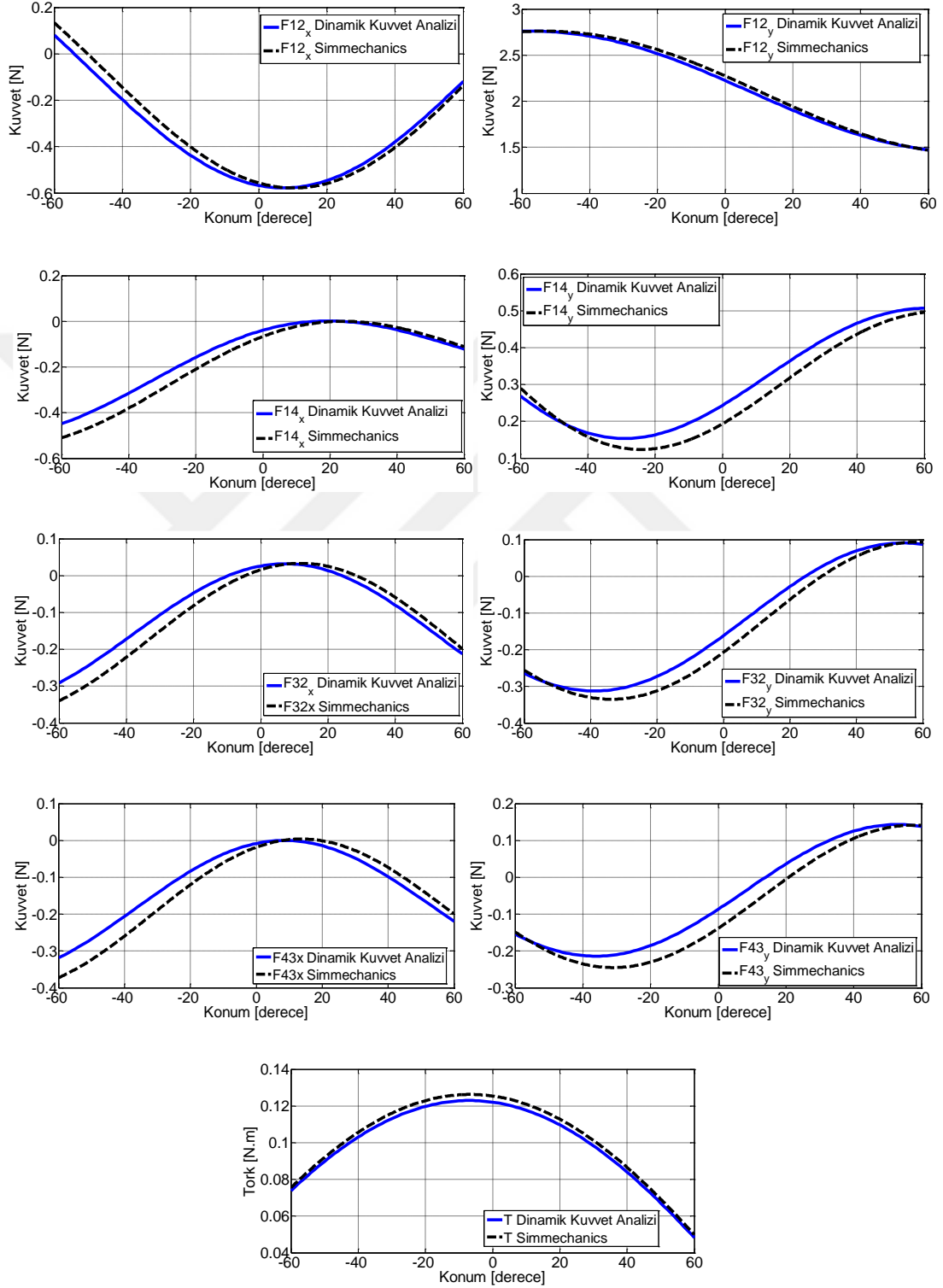
4 numaralı uzuv için toplam kuvvet ve toplam moment denklemleri yazılırsa;

$$\sum F^{(4)} = F_{34} + F_{14} + \sum_{k=1}^6 [m_{C_{4k}} \cdot g - m_{C_{4k}} \cdot a_{C_{4k}}] \quad (3.25)$$

$$\sum M_D^{(4)} = (r_C - r_D) \times F_{34} + \sum_{k=1}^6 [(r_{C_{4k}} - r_D) \times m_{C_{4k}} \cdot g - (r_{C_{4k}} - r_D) \times m_{C_{4k}} \cdot a_{C_{4k}} - I_{C_{4k}} \cdot \alpha_4] = 0 \quad (3.26)$$

Her bir kuvvet denkleminin x ve y bileşeni göz önüne alınırsa 6 adet skaler kuvvet denklemi olur. 3 moment denklemiyle birlikte toplam denklem sayısı 9 olur. Bilinmeyen sayısı denklem sayısına eşit olmak zorundadır. $F_{23} = -F_{32}$ ve $F_{34} = -F_{43}$ kuvvet eşitlikleri yukarıdaki denklemlerde kullanılırsa toplam bilinmeyenlerin ($T, F_{12x}, F_{12y}, F_{32x}, F_{32y}, F_{43x}, F_{43y}, F_{14x}, F_{14y}$) sayısı da 9 olmuş olur ve toplam denklem sayısı bilinmeyen sayısına eşit olup çözüm mümkündür. Aktif Bilek Ortez Cihazına ait tüm konum, hız, ivme ve kuvvet denklemlerini bir bütün halinde çözebilmek için bir *MATLAB® M-file* programı oluşturulmuş olup Ek-A bölümünde programın kodları sunulmuştur. Örnek durum senaryosunda, el ayasının sabit bir hızda ($400^\circ/\text{s}$) döndüğü kabul edilmekte ve el ayasının yatay düzlem ile yaptığı ϕ açısı -60 dereceden $+60$ dereceye gelene kadar her 1 derecelik artış için mafsallarda x ve y eksenleri doğrultusunda oluşan reaksiyon kuvvetleri ve bu tanımlanan hareketin gerçekleştirilmesi için el bileğinin üretmesi gereken tork değerleri grafikler halinde Şekil 3.18'de sunulmaktadır. Sabit bir hızda ($400^\circ/\text{s}$) el bileğini ortez cihazı giyili iken -60° 'den $+60^\circ$ 'ye geçirmek için bileğimizin üretmesi gereken Tork seviyesinin maksimum 0.12 Nm dolaylarına kadar çıktığı görülmektedir. Dikkat edilirse grafiklerde Dinamik Kuvvet Analizi çözümleri yanında *MATLAB®/Simmechanics* model sonuçları da gösterilmektedir. İki farklı çözümü sunmaktaki amaç hem D'Alembert prensibi ile çözümü yapılan dinamik kuvvet analizinin doğruluğunu hem de Bölüm 3.5.4'te detaylarıyla açıklanacak olan *MATLAB®/Simmechanics* modelinin doğru bir şekilde oluşturulduğunu test etmektir. Çözümlerden görüleceği üzere dinamik kuvvet analizi sonuçları ile *MATLAB®/Simmechanics* model sonuçları büyük ölçüde örtüşmektedir. İki analiz sonuçları arasındaki farkların nedeni ise kümelenmiş kütle merkezlerinin ağırlıkları, atalet momentleri ve mafsallardan olan uzaklıkları *SolidWorks®* programından alınırken yapılmış olabilecek kusur hatalarından kaynaklanıyor olabileceğidir. Belirli bir uzva (yine el ayası olabilir) konum ve hız ile birlikte ivme değerleri de verilerek çok çeşitli senaryoların (el ayasına farklı yüklemelerin yaptırıldığı durumların) çözdürülmesi mümkün olsa da bütün

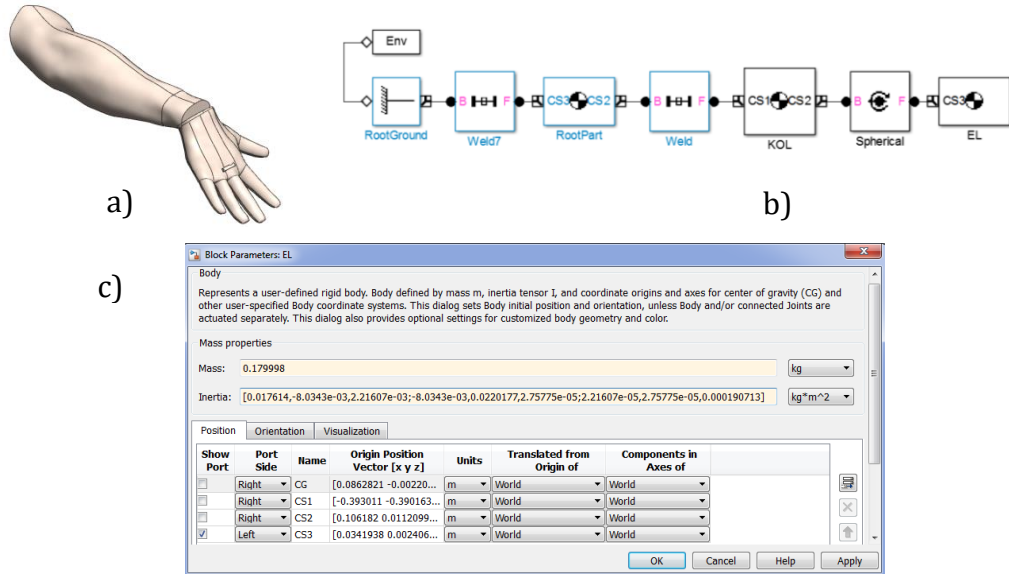
bunlar bir sonraki bölümde kurulacak olan *MATLAB®/Simmechanics* model üzerinde kurgulanıp sonuçlar irdelenmiştir.



Şekil 3.18. Kuvvet ve Tork analizi sonuçları.

3.5.4 Simülasyon Model ve Denetim Analizi

D'Alembert prensibi kullanılarak gerçekleştirilen dinamik kuvvet analizi, sadece herhangi bir uzvun yörüngesi (konumu, hızı ve ivmesi) verildiği takdirde diğer bütün mafsallık kuvvetlerinin çözümlenmesinde ve sürücü uzvun bu hareket profilini sağlaması için üretmesi gereken Tork değerinin hesaplanmasında kullanılabilir olup (*aslında bir ters-dinamik problem çözümlenmektedir*), ileride tasarımı yapılacak olan kontrol sisteminin performans denemelerinde kullanılması mümkün değildir. Bunun yerine hem ters-dinamik (*hareketler bilinmekte, kuvvetler/torklar çözdürülmekte*) hem de ileri-dinamik (*kuvvetler/torklar bilinmekte, hareketler çözdürülmekte*) çözümlerinin rahatça yapılabilmesi bir platformun MATLAB®/Simmechanics ortamında oluşturulması şüphesiz önemli katkılar sağlayacaktır. İlk önce SolidWorks® programında Şekil 3.19.a'da gösterilen bir insana ait ön kol ve el ayası oluşturulmuştur. Oluşturulan katı modelde, bilek ekleminin bir küresel mafsallık gibi çalıştığı düşünülerek yine SolidWorks® ortamında ön kola bir küresel oyuk, el ayasına ise küresel bir çıkıntı verilerek birbirlerine montajlanmışlardır. Daha sonra bu montaj dosyası “.xml” dosya formatında kaydedilmektedir. MATLAB® programında ise `>>mech_import(dosyaismi.xml)` komutu çalıştırılarak SolidWorks® programında birbirlerine montajlanmış halde çizilen parçalar MATLAB®/Simmechanics ortamında Şekil 3.19.b'de gösterildiği üzere bir blok diagramı şeklinde oluşmaktadır. SolidWorks® ortamında çizilen parçaların bütün özellikleri (ağırlığı, x-y-z eksenlerindeki atalet momentleri, kütle merkezinin koordinatları, katı modelin 3 boyutlu uzaydaki oryantasyonu) ilgili parçanın Simmechanics model kutusuna doğrudan aktarılmaktadır. Mesela, bu örnekte el ayasının ağırlığının 0.179998 kg, z-ekseni doğrultusundaki atalet momentinin (I_{zz}) ise 0.000190713 kg.m² olarak aktarıldığı Şekil 3.19.c'de gösterilmektedir. Ayrıca ön kol ile el ayasının birbirlerine küresel mafsallık ile bağlandığı da Simmechanics® modelde yer alan *Spherical* etiketli kutudan görülebilir. Analizlerde R/U hareketler ihmal edilip sadece F/E hareketler üzerinde çalışılacak olduğundan ileri ki aşamalarda *Spherical* (küresel mafsallık) kutusu silinip yerine Revolute (döner mafsallık) bloğu eklenecektir.



Şekil 3.19. Simmechanics® model oluşturma: a) SolidWorks® ortamında oluşturulan katı model, b) Simmechanics® model karşılığı, c) El parçasının Simmechanics® ortamına aktarılan model parametreleri.

Döner ekleme çevrilen el bileği Şekil 3.20’de gösterildiği üzere dışarıdan verilen bir hareket yörüngesini (konum, hız ve ivme profilini) takip edecek şekilde “*Joint Actuator*” bloğu üzerinden sürülmektedir. Aynı zamanda bu hareket profilinin izlenmesi için el bileğinde ihtiyaç duyulacak Tork seviyesi ise “*Joint Sensor*” bloğu üzerinden izlenilmektedir. Aslında Şekil 3.20’de gösterilen model aktif bilek ortezini henüz giymemiş ve elinde herhangi bir yük bulunmayan bir insanın belirli bir hareket profili yaparken el bileğinde ihtiyaç duyulacak tork (biyolojik olarak kasların bilekte oluşturması gereken tork) değerlerini hesaplamaktadır. İleride verilecek olan grafiklerde bu Simmechanics® modelden elde edilen çözümler “*Ortezsiz*” olarak adlandırılarak sunulmaktadır. Şekil 3.21’de ise tasarlanan aktif bilek ortez Simmechanics® modele eklenmiş ve 3 farklı ağırlık yüklemesi durumunda aynı analizler bu sefer ortez var iken yapılmaktadır. Bu modelden elde edilen çözümler ise “*Ortez Giyili Pasif*” olarak sunulmaktadır. Pasif olarak adlandırılmasının sebebi ortez kullanıcıya herhangi bir hareket desteğinde bulunmamakta olup tam aksine kullanıcı bir de ortezin kendisini de sürmek zorundadır. Böyle bir durum analizinin yapılma ihtiyacı cihazın çalışmadığı (devre dışı kaldığı) durumlarda kullanıcıya ne kadarlık bir ek yük (“*reflected resistance torque*”) getirdiğini hesaplayabilmektir. Oluşturulan

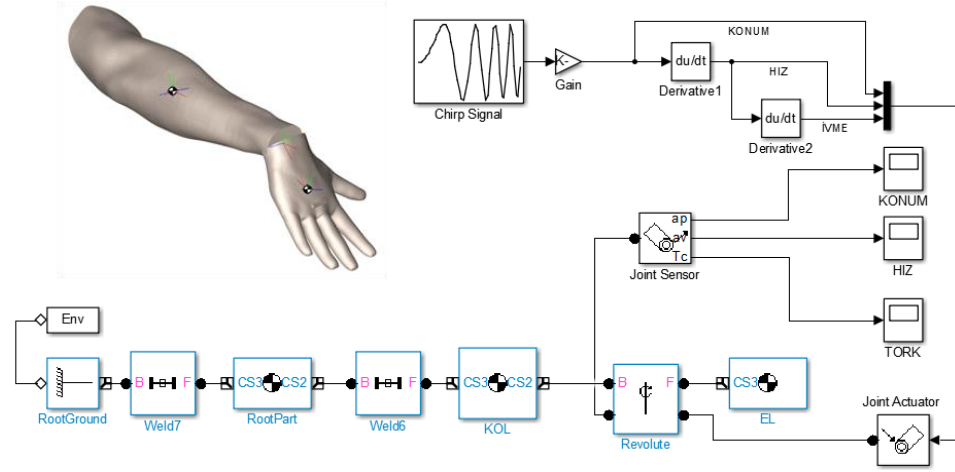
Simmechanics® modelde görüntü olarak sadece *Kasnak 2* gözükmekte, fakat hareket direnci oluşturan tüm parçaların (*Kasnak 1* ile motor ve motor dişli kutusunun) sahip olduğu atalet moment değerleri ürün kataloglarından alınarak ve tahrik sisteminde kullanılan iletim oranları da (kasnaklar için 3:1, dişli kutusu için 104:1) hesaba katılarak *Kasnak 2*'nin eş değer atalet momenti kinetik enerjinin korunumu prensibi üzerinden denklem (3.27)'de gösterildiği üzere $66.9 \times 10^{-4} \text{ kg.m}^2$ olarak hesaplanmıştır.

$$\frac{1}{2} \cdot I_{K2Eş} \cdot \omega^2 = \frac{1}{2} \left[I_{K2} \cdot \omega^2 + I_{K1} \cdot 3^2 \cdot \omega^2 + I_{dişli} \cdot 3^2 \cdot \omega^2 + I_{motor} \cdot (104 \cdot 3)^2 \cdot \omega^2 \right] \quad (3.27)$$

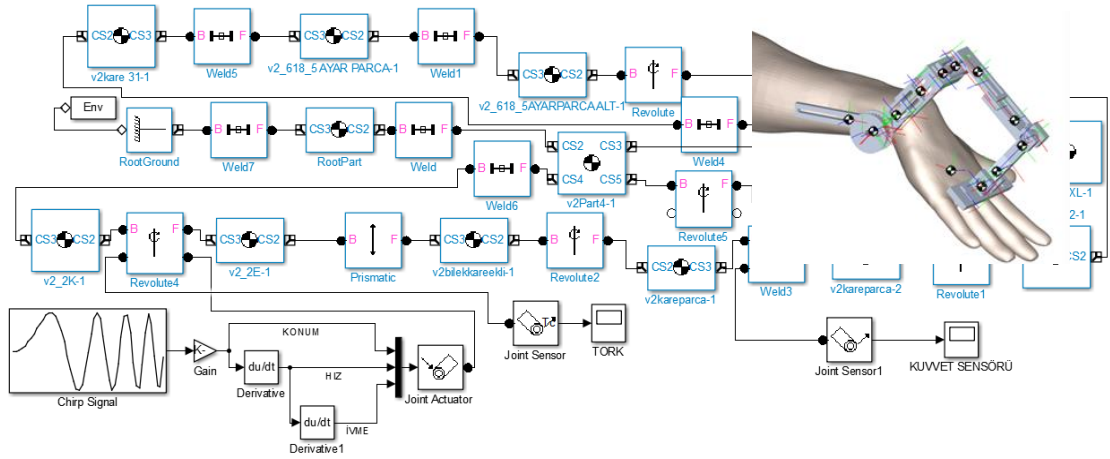
Williams vd. (2001) geri-sürülebilir sistemlerde izin verilen yansıtılabilir atalet momentinin maksimum sınır değerini (“maximum reflected inertia for back-driveability”) $45 \times 10^{-4} \text{ kg.m}^2$ olarak, yansıtılabilir direnç tork değerini (“maximum reflected resistance torque for back-driveability”) ise 0.2 Nm olarak bildirmiştir. Böylelikle tasarlanan cihazın tahrik sistemine ait eş değer atalet momenti geri sürülebilir mekanizmaların sahip olması gereken maksimum sınıra yakın olup ($66.9 \times 10^{-4} \approx 45 \times 10^{-4}$) bir ölçüde eyleyici ve tahrik sisteminin başarılı bir şekilde seçildiğinin göstergesidir. Motor ve tahrik sistemi ile birlikte komple cihazın geri sürelebilirlik sınırlarına ne kadar yaklaştığı ise gerçekleştirilen analiz sonuçlarından görülecektir. “*Ortez Giyili Pasif*” isimli modelin temel oluşturma amacı da zaten ortezin devre dışı kaldığı durumlarda kullanıcı üzerinde ne kadarlık bir direnç torku oluşturacağına belirlenmesidir.

Son olarak bir de ortezin aktif olarak çalışacağı bir Simmechanics® modeli kurulmuştur. Şekil 3.22'de gösterilen bu modelde ise motor sisteminin tahrik ettiği *Kasnak 2*'nin mafsalı bir PID kontrolcüsü ile denetlenerek tanımlanan hareket yörüngesi gerçekleştirilmektedir. Yani tanımlanan hareket yörüngesi tamamen ortez üzerinde yer alan motor sistemi tarafından gerçekleştirilmektedir. Modelin kabaca çalışma prensibi anlatılırsa; *Kasnak 2* mafsalının konumu sürekli ölçülüp takip edilmesi istenen bir referans yörüngeden (bknz. Şekil 3.23.a) çıkarılmakta ve elde edilen konum hatası bir PID kontrolcüden geçirilerek konum hatasını minimize edecek şekilde sisteme düzeltici etkide bulunacak motor torku tahrik sistemi üzerinden

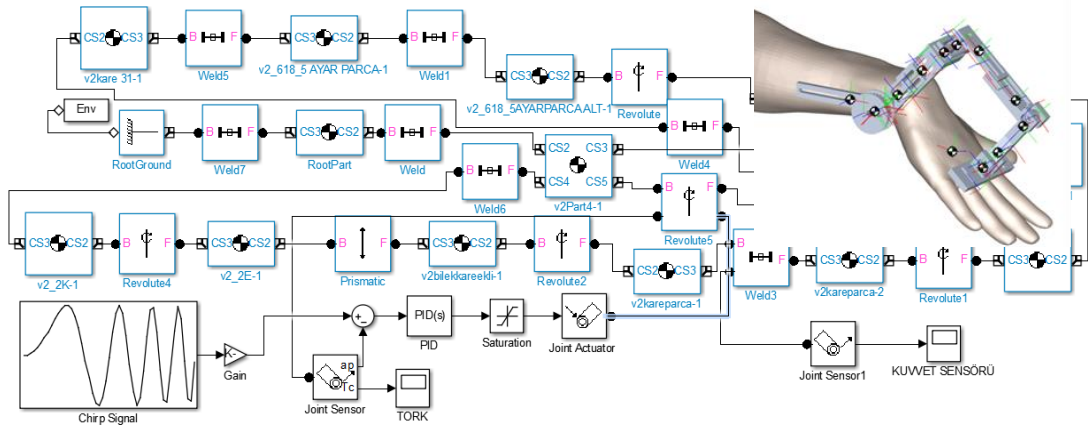
uygulanmaktadır. Yani Simmechanics® modelde kurulan dinamik sisteme bu sefer bir Tork girişı verilip ortezin ve el-kol sisteminin tüm hareket davranışı (konum, hız ve ivmeler) çözdürölmektedir. Aslında bir *İleri Dinamik Problem Çözömlemesi* yapılmaktadır. Kurulan bu Simmechanics® modelde kişı bileğini tamamen serbest bırakmakta ve tüm yük kaldırma işini motor sistemi gerçekleştirmektedir. EMG denetimi olmadan çalışacak bu sistem ise özellikle tam ve kısmi felçli hastaların ilk rehabilitasyon seanslarında kullanılmakta olup, terapistin hasta için tanımladığı hareket yörüngesi tamamen robotik sistem tarafından tekrarlı sayıda gerçekleştirilerek hastanın motor-sinir sisteminin uyarılması sağlanmaktadır. Aslında bu durum literatürde *“Pasif Rehabilitasyon”* ismiyle geçmekte olup *“Ortez Giyili Pasif”* ismiyle karışmaması için ve ortezin aktif olarak yük kaldırma işlemini gerçekleştirmesinden dolayı 3. modelin ismine *“Ortez Giyili Aktif”* denilmiştir. Önemle belirtmek gerekir ki; Şekil 3.24’de sunulan Tork grafiklerinde; *“Ortez Giyili Aktif”* etiketli sinyaller motor tahrik sisteminin üretmesi gereken Tork değerlerini göstermekte olup, *“Ortez Giyili Pasif”* ve *“Ortezsiz”* etiketli sinyaller ise bir insanın biyolojik olarak bileğinde üretmesi gereken Tork değerlerini göstermektedir. *Ortezsiz*, *Ortez Giyili Pasif* ve *Ortez Giyili Aktif* isimli Simmechanics® modellere Şekil 3.23.a’da gösterilen “Chirp” sinyal yapısında bir konum profili giriş sinyali olarak uygulanmaktadır. Bu tanımlanan hareket profilinde artan bir hız (bknz. Şekil 3.23.b) ve ivme değerleri söz konusudur. Bu konum profili incelenirse sinyalin genliği +60° ile -60° arasında değişmekte olup sinyalin frekansı ise 0.1 Hz’den 1 Hz’e doğru artan şekildedir. Yani el bileğine 10 saniye içerisinde artan hız (0°/s - 360°/s) ve artan ivme (0°/s² - 2000°/s²) değerleri verilerek 5-6 kez F/E yönlerinde hareket yaptırılmaktadır. Hatta bu hareketler 3 farklı yükleme durumu altında yapılmaktadır. 1. durumda el kendi ağırlığında olup 0.17 kg’lık bir yük, 2. durumda el ayasına 1.7 kg’lık bir yük ve 3. durumda ise el ayasına 17 kg’lık bir yük koyularak kuvvet/tork analizleri yapılmıştır. Özellikle 3. durumda yani 17 kg’lık bir yük altında Şekil 3.23.a’da tanımlanan hareket profilini gerçek hayatta bir insanın yapabilmesi çok zor (neredeyse imkânsız) olup, tüm bu analizleri yapmaktaki amaç hem gündelik hem de maksimum güç gerektiren bilek hareketlerinde bilek ekleminin ya da aktif bilek ortezinin üretmesi gereken Tork değerlerinin maksimum sınırlarının saptanmasıdır.



Şekil 3.20. "Ortezsiz" isimli Simmechanics model.



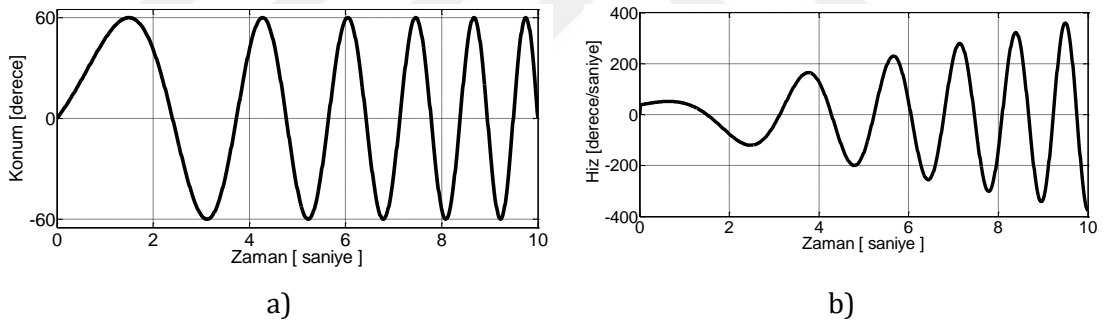
Şekil 3.21. "Ortez Giyili Pasif" isimli Simmechanics model.



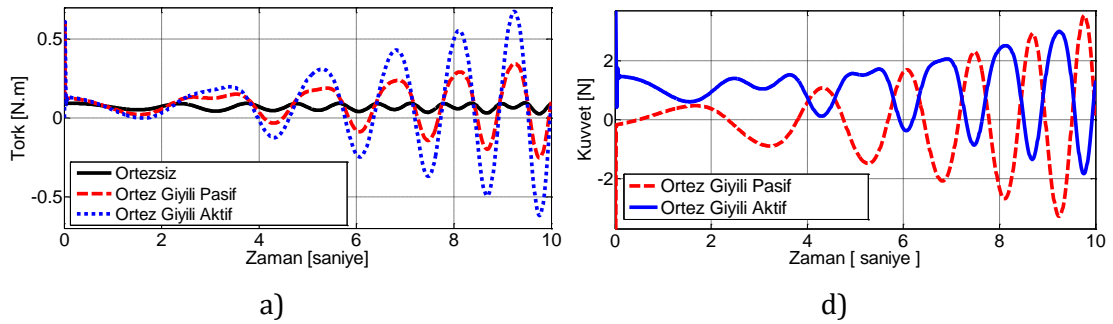
Şekil 3.22. "Ortez Giyili Aktif" isimli Simmechanics model.

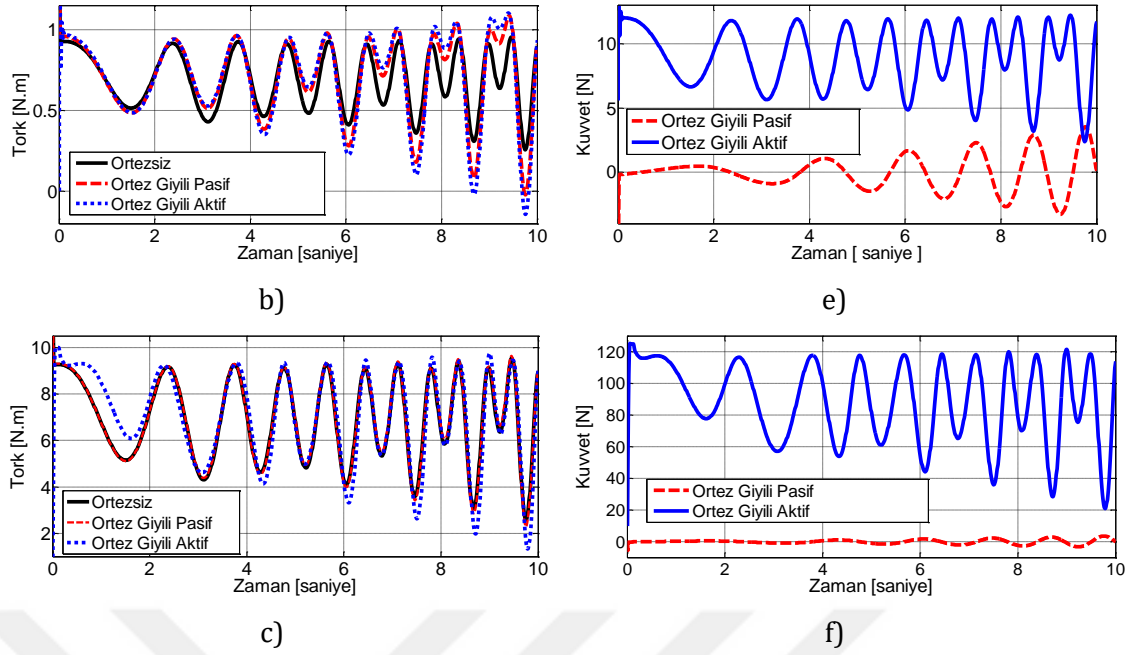
Simmechanics analiz sonuçları Şekil 3.24'de sunulmuş olup Şekil 3.24.a'da görüldüğü üzere ortezsiz bir durumda kişinin günlük işlerde (el ayası yüksüz olup kendi ağırlığındayken yani 0.17 kg'lık bir yük için) yaklaşık 0.12 Nm dolaylarında bir bilek torkuna ihtiyaç duyduğunu, 1.7 kg'lık bir yükleme koşulunda (bknz. Şekil 3.24.b) ise 1 Nm seviyelerinde bir Tork değerine ihtiyaç olduğu, 17 kg'lık yük altında yani en ağır çalışma koşullarında ise (bknz. Şekil 3.24.c) insan bileğinde yaklaşık 10 Nm'lik bir tork değerine ihtiyaç duyulacağı görülmektedir. Ayrıca bütün yükleme koşullarında (0.17 kg / 1.7 kg / 17 kg), "*Ortezsiz*" ve "*Ortez Giyili Pasif*" durumlarda bilek ekleminde ihtiyaç duyulan Tork değerleri arasındaki farkın en zor koşullarda bile (maksimum yük, hız ve ivme koşulları altında) ancak 0.3 Nm değerine ulaştığı görülmektedir. Böylelikle, geri-sürülebilir ("*back-drivable*") sistemlerde izin verilen yansıtılabilir direnç tork sınır değeri ($\approx 0.2 \text{ Nm}$) çoğu durumda aşılmadığı için tasarlanan aktif bilek ortezi geri-sürülebilir bir cihaz kategorisine de rahatlıkla sokulabilir. Yani, ortez kullanıcısı cihaz kapalı ya da çalışmaz iken veya anlık güç kesintisi/arıza gibi durumlarda, el bileğini istediği gibi hareket ettirebilecek ve bu durumda kendisine rahatsızlık verecek bir direnç kuvveti/torku hissetmeyecektir. Genellikle rehabilitasyon robotlarında cihaz çalışmaz iken geri-sürülebilirlik özelliğinin sağlanabilmesi çok zor olup, bu analiz sonuçları tasarım sürecinin başarıyla gerçekleştirildiğinin bir göstergesidir. Yapılan analizlerde tork değerleri yanı sıra kuvvet sensörüne iletilen kuvvet değerleride sunulmuştur. Bu kuvvet değerlerini göstermekte ki amaç ise cihaz üzerinde bir kuvvet sensörü var iken neden EMG sensörlerinin kullanılması gerektiğini açıkça ortaya koymaktır. Özellikle Şekil 3.24.d-e-f'de sunulan kuvvet analizi sonuçları incelenirse "*Ortez Giyili Pasif*" durumda, cihaz kullanıcı üzerinde yer almakta fakat hiçbir şekilde kullanıcı bileğine yardımcı tork desteği sağlamamaktadır. El ayasındaki 0.17 kg, 1.7 kg ve 17 kg'lık yükler, tamamen ortez kullanıcısının kas kuvvetleri yardımıyla bilek ekleminde üretmiş olduğu tork sayesinde sürülmektedir. Dikkat edilirse bu ("*Ortez Giyili Pasif*") durumda yük tamamen kas kuvvetleri ile karşılanmakta olup, her 3 yükleme durumunda da kuvvet sensörü üzerinde yaklaşık 0 – 3 N arası, yani sadece motor tahrik sistemini geri sürecek kadar bir kuvvet değeri oluşmaktadır. Kısacası ortez kullanıcısı eline farklı yükler alıp bu yükleri tamamen kas kuvveti ile sürmekte fakat kuvvet

sensörü kasların kasıldığını ve ortez kullanıcısına tork yardımıyla bulunulması gerektiğini algılayamamaktadır. “Ortez Giyili Aktif” durumda ise tam tersi bir durum söz konusudur. El ayasındaki yükler tamamen motor tahrik sistemi tarafından sürülmektedir ve kuvvet/tork iletimi kuvvet sensörü üzerinden gerçekleştirildiği için de kuvvet sensöründen okunan değerler *Moment Kolu* mesafesiyle (≈ 0.08 m) çarpıldığı vakit doğrudan motor sisteminin dişli kayış üzerinden bileğe aktardığı tork değerlerini hesaplanmaktadır. Yani tüm işi aktif ortez sistemi yapmakta olup kaslar tamamen dinlenme modunda fakat kuvvet sensörü üzerinden ise yüksek seviyede kuvvet aktarımı olmaktadır. Özetlemek gerekirse, tüm işi kaslar yaptığı vakit kuvvet sensöründen ölçülen sinyal değeri minimal düzeylerde, tüm işi aktif ortez sistemi yapacağı vakit ise kuvvet sensöründen ölçülen değer motor torkuna denk düşmektedir. Böylelikle kuvvet sensörü üzerinden kasların ne kadar kasıldığının ve kullanıcının hangi yöne ne kadarlık bir tork desteğine ihtiyacı olduğunun anlaşılması mümkün değildir.



Şekil 3.23. Referans yörünge; a) konum, b) hız.



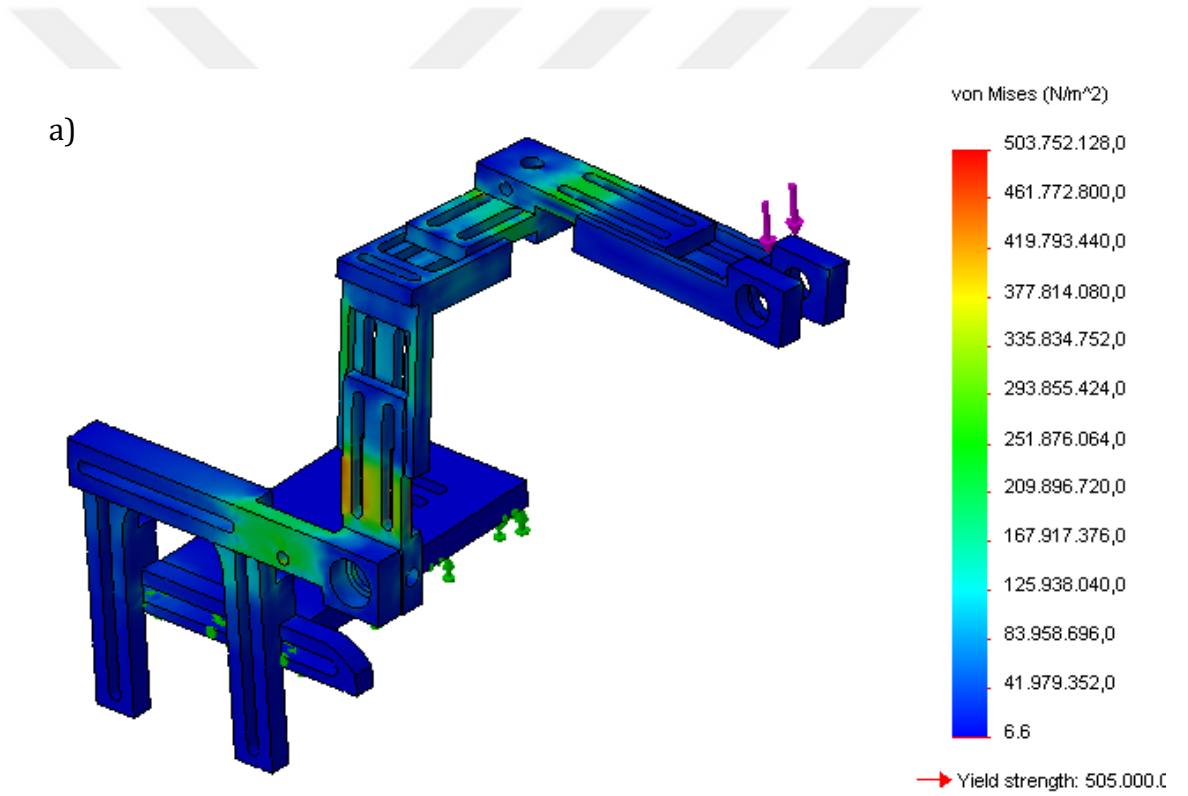


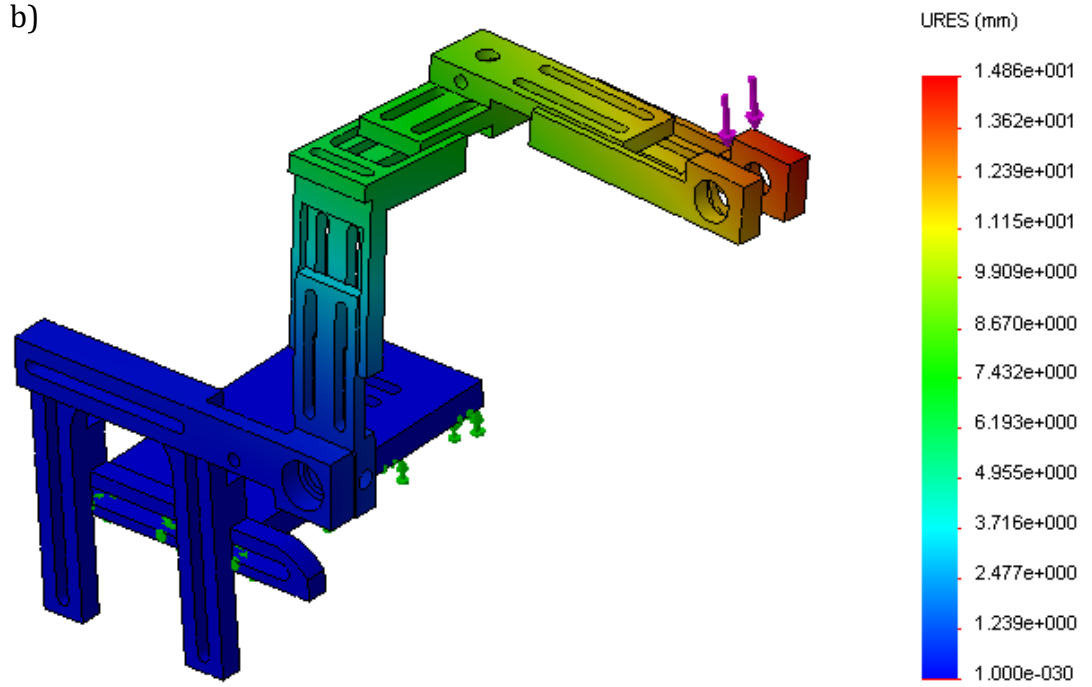
Şekil 3.24. Simmechanics analiz sonuçları; Tork Grafikleri: a) 0.17 kg., b) 1.7 kg., c) 17 kg., Kuvvet Grafikleri: d) 0.17 kg., e) 1.7 kg., f) 17 kg.

3.5.5 Statik Kuvvet Analizi

Kavramsal olarak tasarlanan, malzeme seçimi ve boyutlandırılması yapılan nihai tasarımın prototip üretimine geçilmeden önce bir de statik kuvvet analizi gerçekleştirilmiştir. Aktarılabacak torkun en büyük değeri 10 Nm olup, bu tork değerinin 0.08 m uzunluktaki *Moment Kolu* üzerinde oluşturacağı kuvvet ise yaklaşık 125 N olmaktadır. Zaten Şekil 3.24.f'de en ağır koşullarda kuvvet sensörüne gelen yükün 125 N seviyelerinde olduğu görülmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilecek olan statik kuvvet analizinin daha kolay yapılabilmesi için rulmanlar ve bağlantı vidaları montajdan çıkarılmıştır. Ön kolun altına bağlanacak olan parça sabitlemiş olup 125 N değerindeki statik yük moment koluna dik doğrultuda uygulanmıştır. *SolidWorks®/Simulation* programı vasıtasıyla gerçekleştirilen *Gerilim* [N/m²] ve *Yer Değiştirme* [mm] analiz sonuçları Şekil 3.25'te gösterilmektedir. Maksimum yükleme koşullarında gerçekleştirilen analiz sonuçları incelenirse, mekanik yapı üzerinde oluşan gerilim değerlerinin kullanılan malzemenin (Al 7075-T6) akma mukavemet değerini (505 MPa) aşmadığı ve en büyük sehim miktarının (14.86 mm) ise kuvvetin uygulandığı moment kolunun uç kısmında olduğu görülmektedir.

Rehabilitasyon robotların tasarımında hem korozyona karşı yüksek direnç sağlama ve steril olma gibi sağlık kriterlerinin hem de hafiflik, dayanıklılık, kolay işlenebilirlik ve düşük maliyet gibi tasarım kriterlerinin sağlanması için sıklıkla alüminyum malzemenin yaygın olarak kullanıldığı bilinmektedir. Analize sokulan alüminyum parçaların ağırlığı yaklaşık 150 gram gelmektedir. Mukavemet açısından daha sağlam bir tasarım için alüminyum yerine paslanmaz çelik kullanımında ise bu ağırlık yaklaşık 450 gram seviyelerine yaklaşmaktadır. Eyleyici ve tahrik sistemleri de göz önüne alınırsa cihazın toplam ağırlığının 1kg'ın üstüne çıkması belirlenen tasarım ölçütleri için istenmeyen bir durumdur.



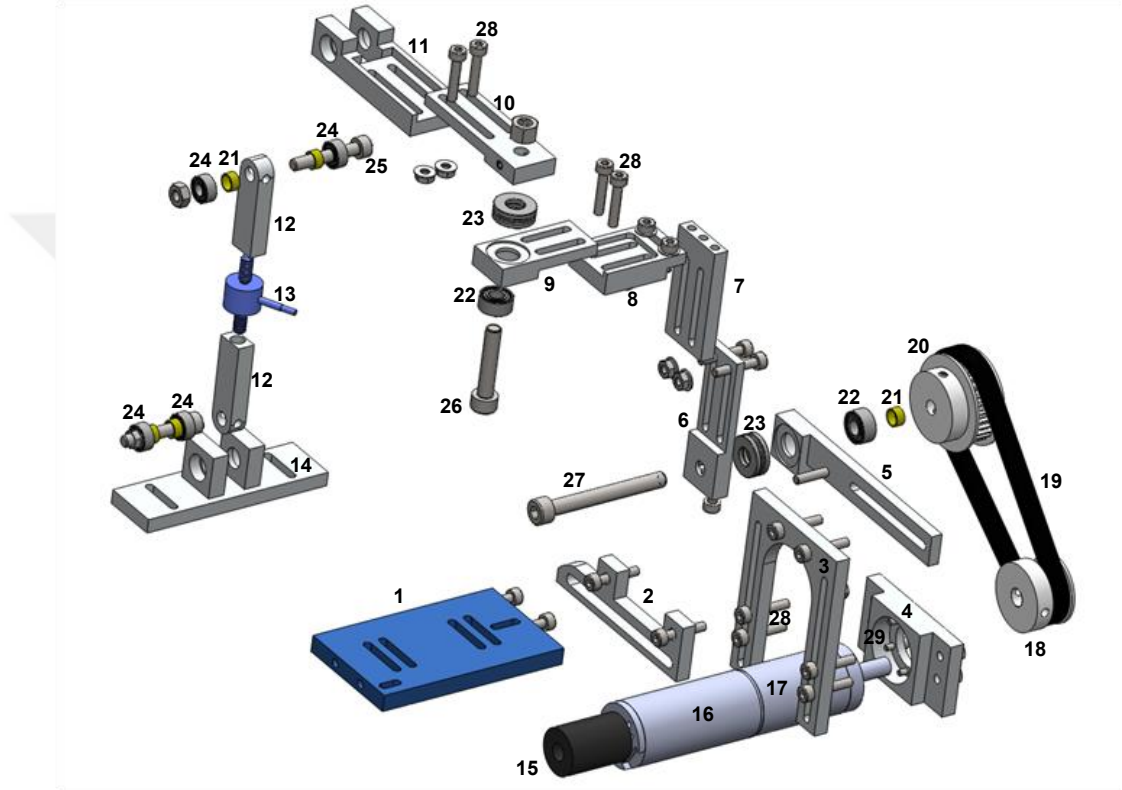


Şekil 3.25. Statik analiz sonuçları: a) Gerilim, b) Yer değiştirme.

3.6 Aktif Bilek Ortez Üretimi

Tasarımı yapılan aktif bilek ortezinin üretimi için tüm montaj ve teknik resimler oluşturulmuş ve imalat planları hazırlanmıştır. Şekil 3.26 aktif bilek ortezin patlatılmış montaj halini göstermekte olup, parça ve malzeme listesi Çizelge 3.2'de sunulmaktadır. İmalat planına göre her bir parça Şekil 3.27.a'da gösterildiği üzere üretilmiş ve Şekil 3.27.b'de gösterildiği üzere mekanik parçaların montajı ilk olarak masaüstü bir platformda gerçekleştirilmiştir. Daha sonra medikal bir firma ile çalışılarak ön kol ve el ile olacak olan bağlantı aparatları *termoplastik* malzemeden üretilmiş ve üzerlerine vida kanalları açılarak ortezin metal aksamının montajı doğrudan kişi üzerinde gerçekleştirilmiştir. Ayar parçaları kullanılarak bilek eklemi ile tam bir çakışma sağlanmış ve mekanik yapının herhangi bir kilitlenmeye yol açmadan her türlü bilek hareketlerinin (fleksiyon/ekstansiyon ve radyal/ulnar deviasyon) rahatça yapılabildiği Şekil 3.28'de Ekstansiyon / Fleksiyon / Ulnar Deviasyon / Radyal Deviasyon durumları için ayrı ayrı gösterilmektedir. İşlenen bütün alüminyum parçalar tartılmış olup 179,88 gram gelmektedir. Ortopedi firmasına

termoplastik malzemeden yaptırılan el ayası ortezi 75 gram, ön kol ortezi ise 165 gram gelmektedir. Kuvvet sensörünün ağırlığı ise 8 gram'dır. 44 dişliye sahip kasnak 55 gram, 15 dişliye sahip kasnak ise 11 gram'dır. Motor, motor dişli kutusu ve optik enkoder ise 238 gram gelmekte olup, tüm cihazın toplam ağırlığı yaklaşık 740 gram'dır.

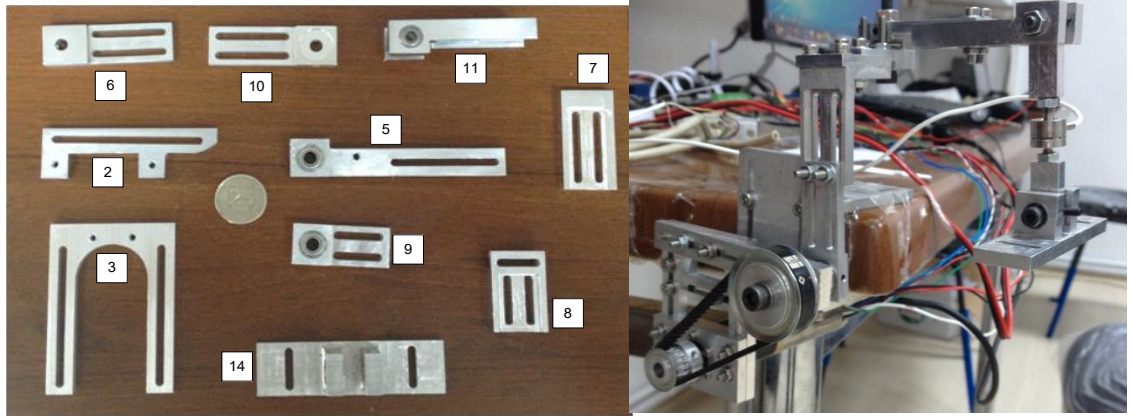


Şekil 3.26. Aktif bilek ortezi'nin patlatılmış montaj görüntüsü.

Çizelge 3.2. Aktif bilek ortezi'nin parça ve malzeme listesi.

Parça No	Parça Adı	Adet	Açıklama: Malzeme/Ürün Kodu/Üretim Şekli
1	Ön kola bağlantı parçası	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
2	İleri geri ayar parçası	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
3	Aşağı-yukarı ayar parçası	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
4	Motor Tutucu	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
5	Kayış gerdirme	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
6	F/E Hareket Ayar Uzvu 1	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
7	F/E Hareket Ayar Uzvu 2	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek

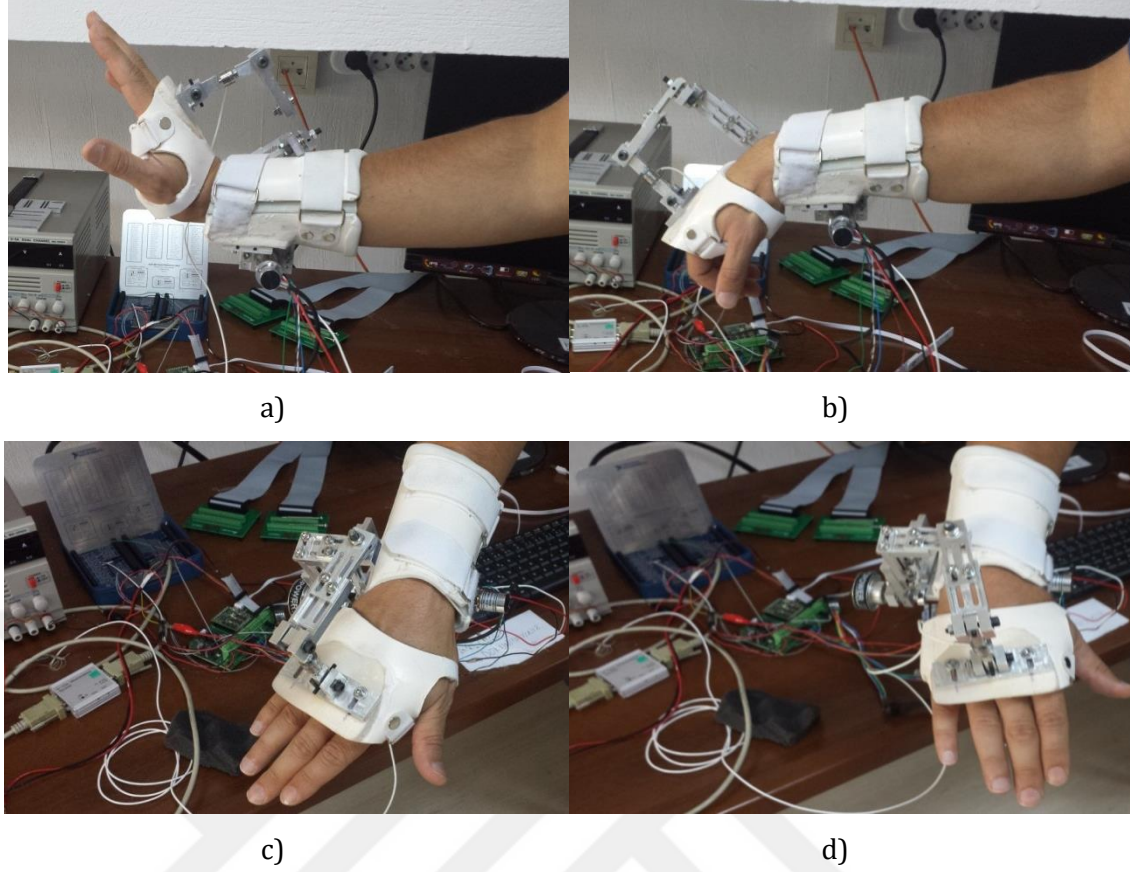
8	R/U Hareket Ayar Uzvu 1	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
9	R/U Hareket Ayar Uzvu 2	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
10	Moment Kolu Ayar Uzvu 1	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
11	Moment Kolu Ayar Uzvu 2	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
12	Kuvvet Sensörü Bağlantı Uzvu	2	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
13	Kuvvet Sensörü	1	Burster Subminiature Load Cell Model 8417-5200
14	El Ayasına Bağlantı parçası	1	Alüminyum malzemeden CNC Frezede üretilecek
15	Konum Sensörü	1	Maxon Encoder 2000 Impulse, Part No: 461212
16	Motor		Maxon EC-4pole 22, 90 Watt, Part No: 323218
17	Motor Dişli Kutusu		Planetary Gearhead GP 22 HP, Part No: 370783
18	Triger Kasnak	1	T-15-3M-06F-Aluminyum
19	Dişli Kayış	1	HTD249-3M Kauçuk
20	Triger Kasnak	1	T-44-3M-06F-Aluminyum
21	Pirinç Burç	5	Universal Tornada Üretilecek
22	Radyal Rulman	2	SKF Rulman Ürün No: 638/5-2Z
23	Eksenel Rulman	2	SKF Rulman Ürün No: BA-6
24	Radyal Rulman	4	SKF Rulman Ürün No: 638/4-2Z
25	Inbus Civata	2	M4 x 25mm
26	Inbus Civata	1	M5 x 25mm
27	Inbus Civata	1	M5 x 45mm
28	Inbus Civata	16	M3 x 16mm
29	Inbus Civata	6	M2 x 6mm



(a)

(b)

Şekil 3.27. Üretilen parçalar (a) ve montaj görünüm (b)..

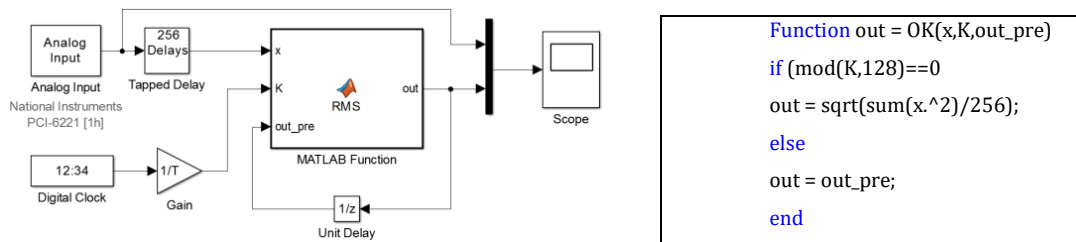


Şekil 3.28. Cihazın değişik bilek hareketleri için görünümü: a) Ekstansiyon, b) Fleksiyon, c) Ulnar Sapma, d) Radyal Sapma.

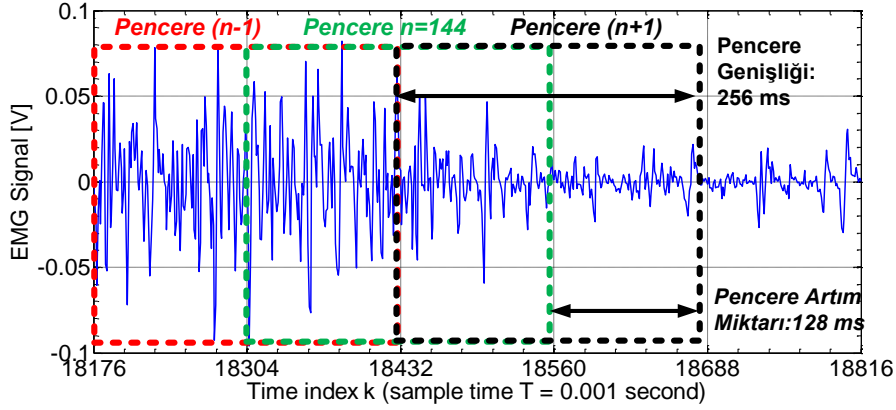
3.7 EMG Sinyal İşleme

EMG sinyal işleme gerçek zamanlı olarak MATLAB®/Simulink üzerinde gerçekleştirilmiş olup için uygulanacak yöntemlerin kodları Şekil 3.29'da gösterilen Simulink Diagramındaki *Matlab Function* kutusu içinde yer almaktadır. *Tapped Delay* kutusu içine *pencere genişliği* (sinyal işlemeye tabi tutulacak veri sayısı) girilmektedir. Literatürde yapılan çalışmalarda bu değer genellikle 64 ms, 128 ms, 256 ms veya 512 ms olarak alınmaktadır. Bu yüzden hazırlanan Simulink programında bu değer istenildiği gibi Tapped Delay kutusu üzerinden değiştirilebilmektedir. Örnekleme frekansını 1000 Hz (yani örnekleme periyodu 1ms) olduğu durumda *pencere genişliğinin* 256 olması EMG sinyalinin en son 256 ms'lik kısmının veri işlemeye tabi tutulacağını göstermektedir. EMG denetimli bir cihazın genellikle 300 ms altında bir cevap hızı olması gerektiği (Orosco vd., 2013) göz önüne alındığında, bu izin verilen

gecikme değerini aşmayacak şekilde bir pencere genişlik değeri ve pencere artım miktarı belirlenecektir. Pencere artım miktarı ise sinyal işlemeye tabi tutulan verileri içeren ardışık pencereler arasında geçen süreyi bildirmektedir. Şekil 3.29'da gösterilen diagramı biraz daha detaylı açıklamak gerekirse; *Matlab/Simulink* programının gerçek zaman değeri örnekleme periyoduna (T) bölünerek şimdiye kadar toplamda kaç verinin ölçüldüğü K değişkeni içerisine atanmaktadır. Bu K değeri Matlab Function bloğu içerisinde her bir örnekleme adımında pencere artım miktarına bölünmekte ve bölüm işleminden kalan değer 0 olması halinde bir sonraki pencere değerine ulaşıldığı anlaşılıp uygulanacak sinyal işleme yöntemi yeni oluşturulan pencere içindeki veriler üzerinde tekrardan uygulanmaktadır. Sinyal işleme sonucu elde edilen sonuç değeri ise *Matlab Function* çıkışına (*out*) gönderilerek bir sonraki pencereye ait verilerin oluşturulması ve yeni çıktı değerinin hesaplanmasına kadar sabit tutulmaktadır. Bir sonraki pencerenin oluşturulması için gereken süre boyunca fonksiyon çıktısının (*out*) sabit kalması için de *Matlab Function* kutusu üzerinde birim gecikmeli ("unit delay") bir geri besleme oluşturulmuştur. Örnek vermek gerekirse, Şekil 3.30'da gerçek zamanlı olarak ölçülen bir EMG verisinin pencere genişliğinin 256 ms ve pencere artım miktarının 128 ms olduğu koşullar altında veri bölümlenme işleminde her pencerenin bir önceki pencere ile %50 örtüşecek şekilde nasıl oluşturulduğunu göstermektedir.



Şekil 3.29. EMG sinyal işleme blok diyagramı.



Şekil 3.30. Veri bölümlenme işlemi.

3.7.1 Sinyal İşleme Yöntemleri

Phinyomark vd. (2012) literatürde en çok kullanılan zaman tabanlı ve frekans tabanlı yöntemleri detaylarıyla açıklamaktadır. Bu yöntemler incelenmiş olup gerçek zamanlı (“real-time”) sinyal işleme uygulamalarında kullanılmak üzere *MATLAB Function* bloğuna yazılacak kodları Ek B’de oluşturulmuştur.

Ortalama Karekök (OK) yöntemi EMG sinyal işlemede kullanılan en popüler öznitelik çıkarım yöntemlerin başında gelmektedir. Özellikle sabit kas kuvveti değerinin belirlenmesinde (kas yorgunluğu durumu hariç) kullanılmaktadır. OK yöntemi aslında ortalaması sıfır kabul edilen bir sinyalin standart sapma hesabına benzemekte olup matematiksel tanımı denklem (3.28)’de verilmektedir.

$$OK = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2} \quad (3.28)$$

Ortalama Mutlak Değer (OMD) yöntemi EMG sinyal işlemede en sık kullanılan başka bir öznitelik çıkarım yöntemi olup matematiksel ifadesi denklem (3.29)’da verilmektedir..

$$OMD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (3.29)$$

Sıfır Geçiş (SG) yöntemi ile EMG sinyalinin sıfır değerinden geçişleri (ya da işaret değişiklikleri) sayılmakta olup bir nevi frekans bilgileri elde edilmektedir. Düşük voltaj dalgalanması ya da gürültü yüzünden olan geçişlerin bu hesaba katılmaması için bir eşik değeri kullanılmaktadır. Yöntemin hesaplanması denklem (3.30)'da verilmektedir.

$$SG = \sum_{i=1}^{N-1} (\text{sgn}(x_i \times x_{i+1}) \cap |x_i - x_{i+1}|) \geq \text{eşik değeri} \quad (3.30)$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1, & x \geq \text{eşik değeri ise} \\ 0, & \text{değilse} \end{cases}$$

Eğim İşaret Değişimi (EİD) yöntemi SG yöntemi ile büyük benzerlik içermekte olup EMG sinyali yerine EMG sinyalinin eğiminde (türevinde) meydana gelen işaret değişimleri sayılmaktadır. Pozitif ve Negatif eğimler arasında olan işaret değişimleri sayılırken yine sinyal üzerindeki gürültünün bu hesaba katılmaması için bir eşik değeri kullanılmaktadır. Yöntemin matematiksel olarak ifadesi denklem (3.31)'de verilmektedir.

$$EİD = \sum_{i=1}^{N-1} [f[(x_i - x_{i-1}) \times (x_i - x_{i+1})]] \quad (3.31)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & x \geq \text{eşik değeri ise} \\ 0, & \text{değilse} \end{cases}$$

Ortalama Genlik Değişimi (OGD) yöntemi ile EMG sinyalinin bir nevi karmaşıklığı (complexity) ölçülmektedir. EMG dalga formunun belirli bir zaman boyunca hesaplanan ortalama birikimli uzunluğu olarak denklem (3.32)'de gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır.

$$OGD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (3.32)$$

Fark Mutlak Standart Sapma Değeri (FMSSD) yöntemi ile hesaplanan öznelik çıkarımı OK yöntemine büyük benzerlik göstermekte olup aslında bu yöntem ile EMG dalga formunun standart sapma değeri denklem (3.33)'te gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır.

$$FMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^1 (x_{i+1} - x_i)^2} \quad (3.33)$$

v-Derece (*v*_De) yöntemi EMG sinyalinden kasların kasılma kuvvetini doğrusal olmayan bir şekilde tahmin etmek için kullanılmakta olup matematiksel ifadesi denklem (3.34)'te verilmiştir. Dikkat edilirse yöntem *v*=2 için OK yöntemine dönüşmektedir. Deneysel sonuçlar *v*'nin optimal değerinin 2 olduğunu gösterebilir (bu yüzden OK yöntemi literatürde en sık kullanılan yöntemlerden biri olmuştur) bu çalışmada *v*=4 alınıp OK yöntemi ile olan farkı ortaya konulacaktır.

$$v_De = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^v \right)^{\frac{1}{v}} \quad (3.34)$$

Log Dedektörü (*Log_De*) ile bir kasın kasılma gücü denklem (3.35)'te ifade edilen doğrusal olmayan bir logaritmik hesaplama yöntemi ile hesaplanmaktadır.

$$Log_De = e^{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \log|x_i|} \quad (3.35)$$

Ortalama frekans (OF) hesabı denklem (3.36)'da ifade edildiği şekilde spektrum yoğunluğu ve frekansları çarpımları toplamının, spektrum yoğunluğu toplamına bölünmesiyle bulunur.

$$OF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (3.36)$$

Medyan frekans (*MDF*) güç yoğunluğu spektrumunu aynı güç miktarı ile ikiye bölüme ayıran frekans değeri olarak tanımlanmıştır. Böylelikle *MDF* değeri denklem (3.37)'yi sağlayacak şekilde hesaplanmaktadır.

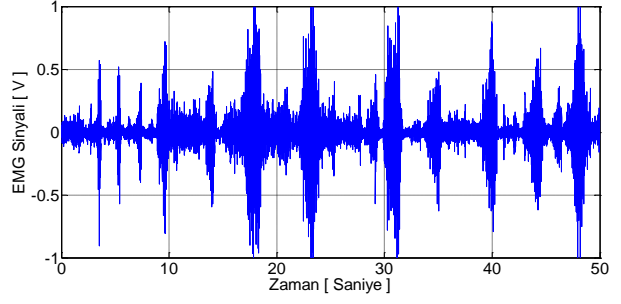
$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j \equiv \sum_{j=MDF}^M P_j \equiv \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (3.37)$$

3.7.2 Sinyal İşleme Testleri

EMG sensörü Şekil 3.31.a'da gösterildiği üzere Extensor Carpi Ulnaris kası üzerine denk gelecek şekilde yapıştırılmıştır. Daha sonra 50 saniye boyunca el bileğine bir takım germe ve bükme hareketleri yaptırılarak Şekil 3.31.b'de gösterilen ham EMG verisi 1000 Hz'lik örnekleme frekansında ölçülürken bir yandan öznitelik çıkarma işlemleri gerçek zamanlı olarak uygulanmaktadır. Zaman tabanlı öznitelik çıkarım yöntemleri pencere genişliği 256 ms için fakat pencere artım miktarı 128 ms ve 1 ms olacak şekilde ayrı ayrı uygulanmış olup sonuçlar sırasıyla Şekil 3.32 ve Şekil 3.33'de sunulmaktadır. Önemle belirtmek gerekir ki; Sıfır Geçiş ve Eğim İşaret Değişimi yöntemlerinden elde edilen öznitelik değerleri pencere genişliğine (N=256) bölünerek sonuçlar normalize edilmiştir. Ayrıca bu iki yöntem için ihtiyaç duyulan eşik değeri ise ham EMG sinyali üzerindeki gürültü değeri göz önüne alınarak 0.1V olarak ayarlanmıştır. Sonuçlardan görüldüğü üzere özellikle Eğim İşaret Değişimi yöntemi literatürde en sık kullanılan Ortalama Karekök ve Ortalama Mutlak Değer yöntemlerine göre çok daha baskın bir şekilde öznitelik çıkarımında bulunmaktadır. Özellikle hem kasın kasılmadığı yani EMG sinyalinin sadece gürültüden oluştuğu bölgelerde eşik değerinin altında kalarak mutlak sıfır değer çıktısı verebilmekte hem de kasın kasıldığı bölgelerde ise kasılma şiddetini en iyi yansıtabilen öznitelik yöntemi olarak öne çıkmaktadır. Frekans tabanlı yöntemlerden Ortalama Frekans ve Medyan Frekans için 1ms'lik ve 5120 ms'lik pencere artım miktarları kullanılarak oluşturulan öznitelik çıkarım sonuçları ise Şekil 3.34'de sunulmaktadır. Kas yorulması esnasında hızlı seğiren kas lifleri daha çabuk devre dışı kalacağından, ölçülen EMG sinyalinin medyan frekansında ya da ortalama frekansında bariz düşüşler olacaktır. Kas yorgunluğunun tespiti için pencere artım miktarının olabildiğince uzun tutulup geniş bir pencere boyunca hesaplamaların yapılması gerektiği görülmüştür. Bu yüzden pencere artım miktarı 5120 ms gibi uzun bir süre değerine ayarlanmıştır. Şekil 3.34'den görüldüğü üzere EMG sinyalinin ilk başta yaklaşık 140 Hz'de olan ortalama frekans değeri zaman ilerledikçe 130 Hz ve daha aşağı frekanslara doğru düşmekte ve kas yorgunluğunu işaret etmeye başlamaktadır.

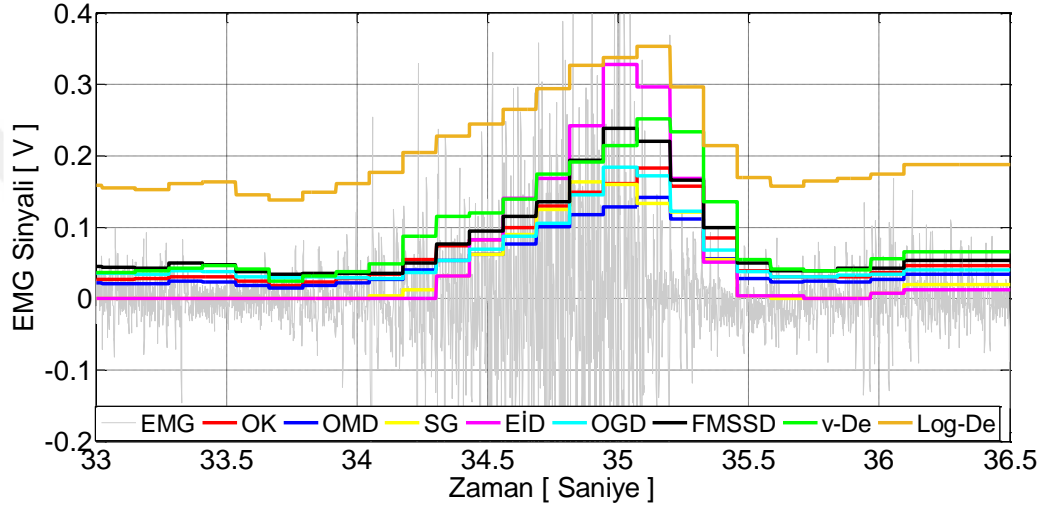


a)

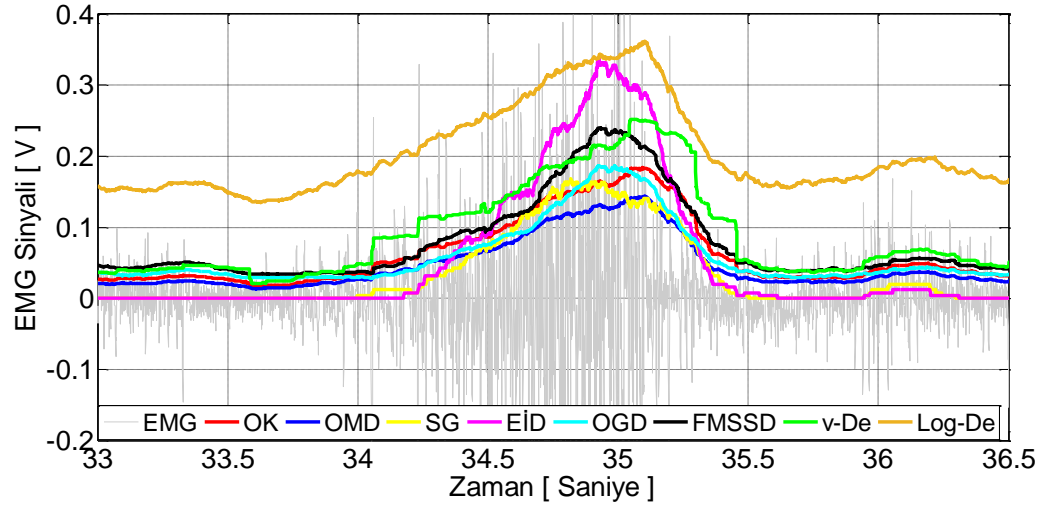


b)

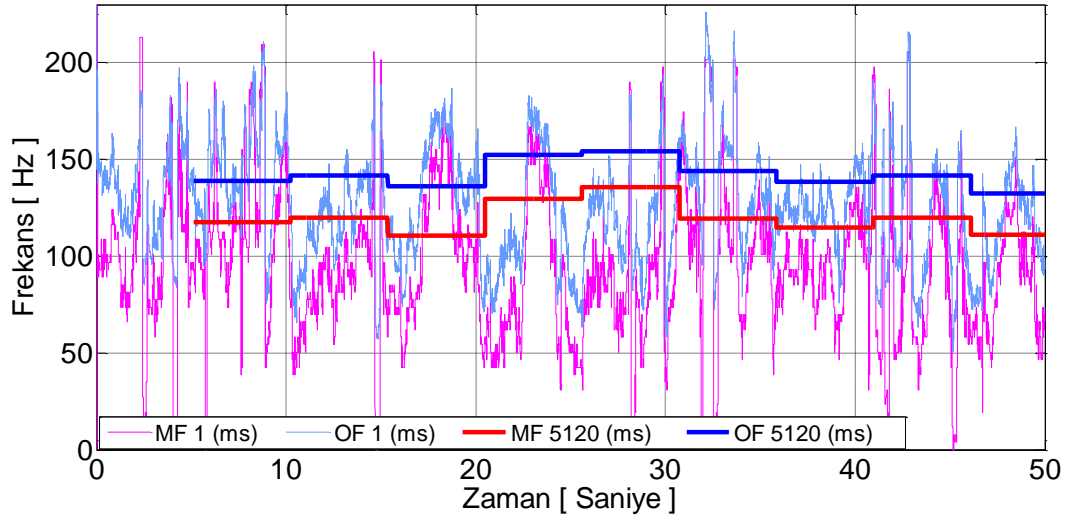
Şekil 3.31. Sinyal işleme görüntüleri: a) EMG verisi toplama, b) Toplanan ham EMG sinyali.



Şekil 3.32. Öznitelik çıkarım yöntemlerinin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 128 ms).



Şekil 3.33. Öznitelik çıkarım yöntemlerinin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 1 ms).



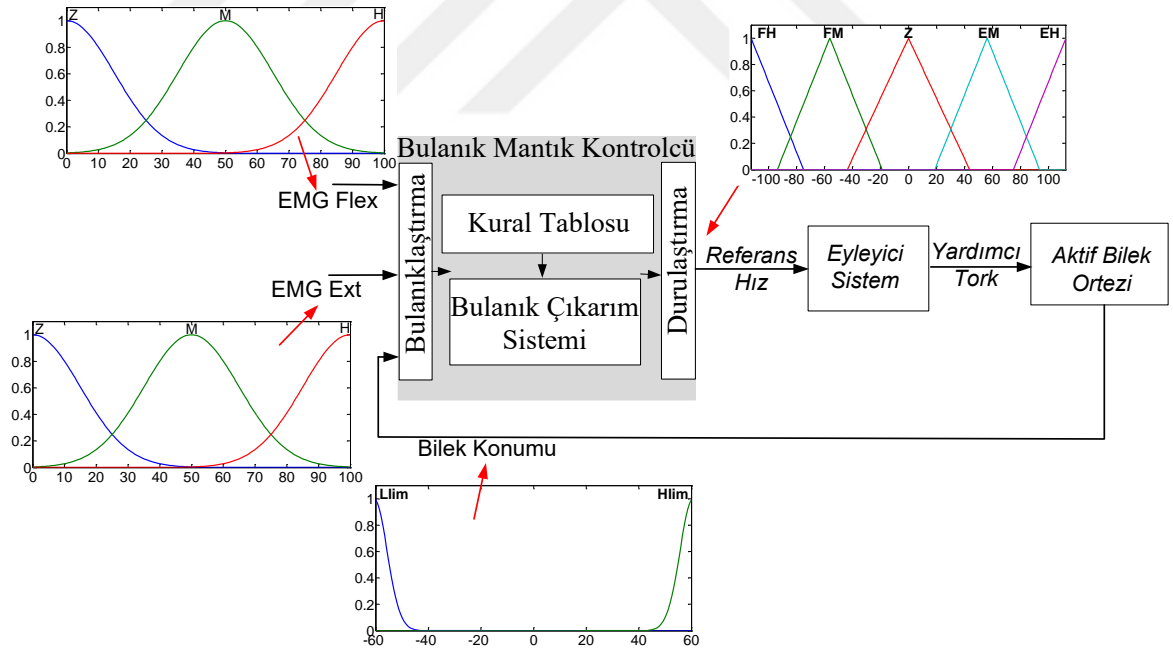
Şekil 3.34. Frekans tabanlı öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması.

3.8 Bulanık Mantık Kontrolcü Tasarımı

Aktif bilek ortezi kullanıcı isteği doğrultusunda bileğe fleksiyon ve ekstansiyon yönlerinde hareket desteği sağlamalıdır. Bu hareket desteği aslında bir tork değeri dışında belirli bir hız isteği gibi de algılanabilir. Çünkü seçilen motor ve tahrik sistemi 10 Nm'ye kadar yükleri sürebilecek düzeydedir ve seçilen motor sistemi hem tork hem de hız modunda sürülebilmektedir. Eğer motor hız kontrolü moduna alınırsa, motor sürücüyü sadece hız referansını çıkarmak kalacaktır ve motor sürücü sistemi 10 Nm'ye kadar yükleri istenilen hızlarda sürebilecektir. Böylelikle geriye sadece bu hareketin hangi yönde ve hangi hızlarda yapılması gerektiğine karar verilmesi kalmıştır. Tabiki de bu hız referansı oluşturulurken belirli güvenlik önlemlerinin alınması gerekmektedir. Özellikle yüksek hızlarda ortez sistemi limit pozisyonlara yaklaştığında herhangi bir çarpışma olmaması için durmalı ve hatta kullanıcı limit pozisyonun ötesine geçmek istese bile denetim sistemi buna izin vermemelidir. Bunun gibi birçok kural göz önüne alındığında tüm bu kuralları herhangi bir karmaşaya izin vermeden güvenilir bir şekilde hayata geçirmenin yolu bir Bulanık Mantık Kontrolcü (BMK) tasarlamak olacaktır. BMK tasarımında ilk işlem giriş ve çıkış sinyallerinin belirlenmesi ile kural tabanlı eylemlerin sözel bir şekilde ifade edilmesi gerekmektedir. Bunun için kolda ki ekstansör ve fleksör kaslara bağlanan 2 adet EMG sensöründen gelen elektromiyografi sinyalleri (EMG1 ve

EMG2) ile bilek açısının ölçülebildiği motorun arkasındaki optik enkoderden gelen konum sinyali BMK'nın giriş sinyallerini oluşturacaktır. Çıkış sinyali ise motorun hızı olacaktır.

MATLAB/Fuzzy Logic Toolbox® kullanılarak cihazın BMK sistemi oluşturulmuştur. Genel bir BMK bulanıklaştırma, kural çizelgesi, bulanık çıkarım sistemi ve durulaştırma olarak adlandırılan dört ana süreçten oluşmaktadır. Şekil 3.45'te Bulanık Mantık Kontrolcüsünün biraz önce bahsedilen 4 ana başlığı gözükmektedir. Giriş değerlerin bulanıklaştırılmasında farklı şekillerde üyelik fonksiyonları kullanılabilir. Bu bulanık mantık sürecinin ilk adımıdır. Bu amaçla, EMG sinyalleri 3 Gauss şekilli üyelik fonksiyonu kullanılması ile bulanıklaştırılmıştır. Bilek pozisyonu ise Z şekilli ve S şekilli üyelik fonksiyonu kullanılması ile bulanıklaştırılmıştır. Tasarlanan Bulanık Mantık Kontrolcüsünde kullanılan tüm üyelik fonksiyonları Şekil 3.35'te gösterilmektedir.



Şekil 3.35. Bulanık mantık kontrolcüsünün çalışma yapısı.

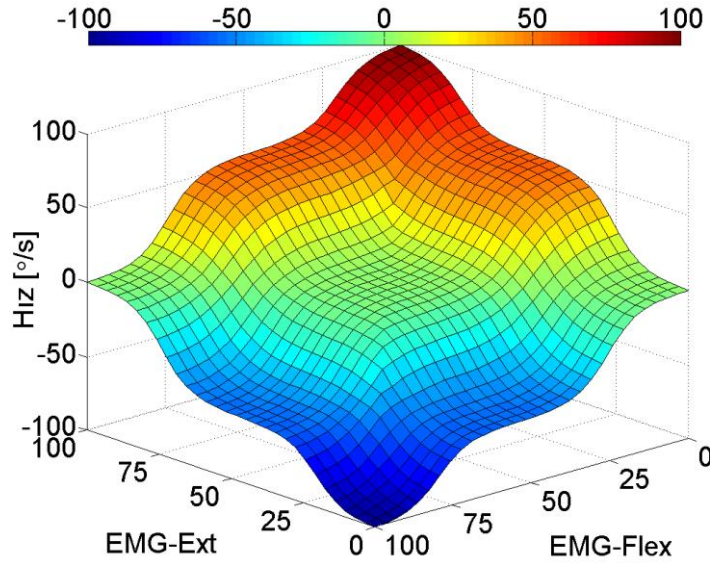
EMG sinyalleri Z (Zero: 0%), M (Medium: 50%), ve, H (High, 100%) isimleri ile sınıflandırılmıştır. Bilek pozisyonu Llim (Low limit: -60°) ve Hlim (High limit: 60°) olarak sınıflandırılmıştır. Bileğin Fleksiyon/Ekstansiyon yönünde ki referans hız değeri yani kontrolcünün çıkışı 5 adet üçgen şekilli üyelik fonksiyonu kullanılarak sınıflandırılır; FH (Flexion High: $-100^{\circ}/s$), FM (Flexion Medium: $-50^{\circ}/s$), Z (Zero: $0^{\circ}/s$), EM (Extension Medium: $50^{\circ}/s$), ve, EH (Extension High: $100^{\circ}/s$). Kural çizelgesi Çizelge 3.3'te verilen 15 adet kuraldan oluşmaktadır. İlk üç kural ekstansiyon ve fleksiyon kasları eşit seviyede etkinleştğinde bilek konumunu sabit tutmak için yazılmıştır. Sonra ki altı kural ise cihazın hızını fleksiyon ve ekstansiyon kaslar arasındaki kasılma şiddetine göre belirlemektedir. Son altı kural ise cihazın bilek ekleminin biyomekanik sınırının ötesine gitmemesi için güvenlik kuralı olarak yazılmıştır. Mamdani tipi bulanık çıkarım sistemi kural çizelgesunda yazılmış tüm 15 dilsel ifadeleri sentezleyerek girişlerin çıkışlarla eşleşmesi için kullanmaktadır.

Çizelge 3.3 Bulanık mantık kural çizelgesi

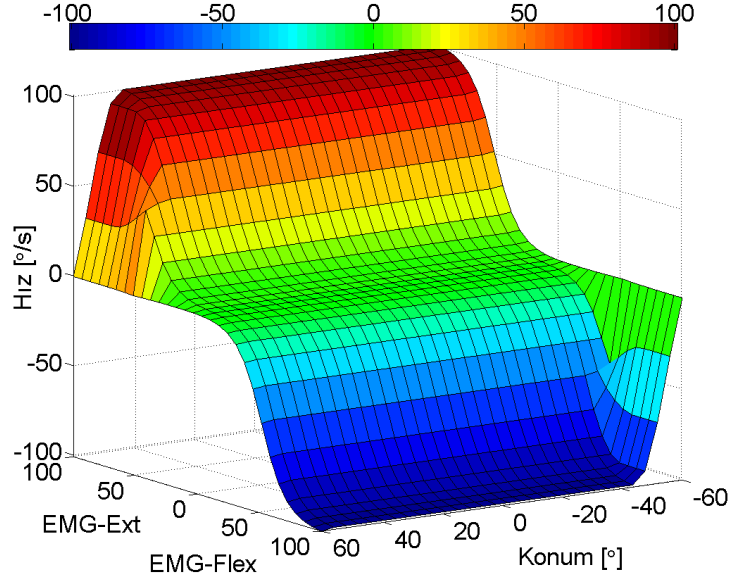
No	Kurallar
1	Eğer EMG-Flex = (Z) ve EMG-Ext = (Z), ise Hız \Rightarrow (Z)
2	Eğer EMG-Flex = (M) ve EMG-Ext = (M), ise Hız \Rightarrow (Z)
3	Eğer EMG-Flex = (H) ve EMG-Ext = (H), ise Hız \Rightarrow (Z)
4	Eğer EMG-Flex = (M) ve EMG-Ext = (Z) ve Konum \neq (Llim), ise Hız \Rightarrow (FM)
5	Eğer EMG-Flex = (H) ve EMG-Ext = (M) ve Konum \neq (Llim), ise Hız \Rightarrow (FM)
6	Eğer EMG-Flex = (H) ve EMG-Ext = (Z) ve Konum \neq (Llim), ise Hız \Rightarrow (FH)
7	Eğer EMG-Flex = (Z) ve EMG-Ext = (M) ve Konum \neq (Hlim), ise Hız \Rightarrow (EM)
8	Eğer EMG-Flex = (M) ve EMG-Ext = (H) ve Konum \neq (Hlim), ise Hız \Rightarrow (EM)
9	Eğer EMG-Flex = (Z) ve EMG-Ext = (H) ve Konum \neq (Hlim), ise Hız \Rightarrow (EH)
10	Eğer EMG-Flex = (M) ve EMG-Ext = (Z) ve Konum = (Llim), ise Hız \Rightarrow (Z)

11	Eğer EMG-Flex = (H) ve EMG-Ext = (M) ve Konum = (Llim), ise Hız \Rightarrow (Z)
12	Eğer EMG-Flex = (H) ve EMG-Ext = (Z) ve Konum = (Llim), ise Hız \Rightarrow (Z)
13	Eğer EMG-Flex = (Z) ve EMG-Ext = (M) ve Konum = (Hlim), ise Hız \Rightarrow (Z)
14	Eğer EMG-Flex = (M) ve EMG-Ext = (H) ve Konum = (Hlim), ise Hız \Rightarrow (Z)
15	Eğer EMG-Flex = (Z) ve EMG-Ext = (H) ve Konum = (Hlim), ise Hız \Rightarrow (Z)

Şekil 3.36'da bilek pozisyonu güvenlik sınırlarından uzaktayken ekstansiyon ve fleksiyon kaslarının aktivasyon seviyelerine göre BMK çıkışı gösterilmektedir. Görüleceği üzere kaslar aynı seviyede aktive edilmiş ise cihaz hızı sıfır olmaktadır. Diğer türlü kaslar arasındaki aktivasyon seviyesi arttıkça cihaz baskın olan kas yönünde hareket desteği sağlamaktadır. Şekil 3.37 ise kaslardan birinin aktivasyon seviyesini sıfır kabul ederken diğer kasın aktivasyon seviyesi ile konum sinyalinin aldığı değerlere göre cihaz hızını göstermektedir. Görüleceği üzere bilek konumu güvenlik sınırlarına (biyomekanik limitlere) yaklaştığı an cihaz kullanıcısı bu sınırları aşacak yönde kasını aktive etse bile cihaz kendini durdurmaktadır.



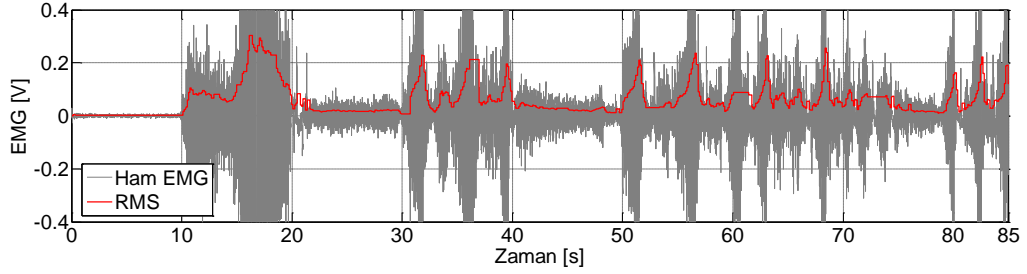
Şekil 3.36. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı.



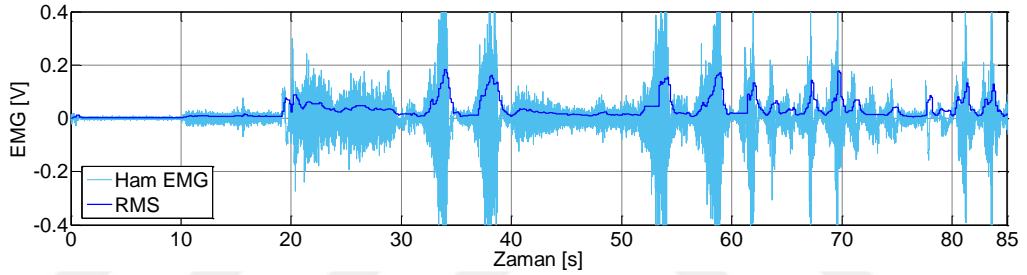
Şekil 3.37. Konum sinyaline göre BMK çıktısı.

3 girişli bir BMK tasarlandıktan sonra kontrolcünün doğru çalışıp çalışmadığını anlamak için gerçek denemelerden önce MATLAB®/Simmechanics'te oluşturulan simülasyon model üzerinde ön test çalışmaları yapılmıştır. BMK'ya giriş olarak kullanılan EMG sinyalleri öncelikle ilgili kasın aktivasyon seviyesini gösterecek şekilde bir öznitelik dönüşümüne sokulmalıdır. Ortalama Karekök (OK) yöntemi literatürde en çok kullanılan bir öznitelik çıkarma fonksiyonu olup ilk denemelerde bu yöntemin kullanılması tercih edilmiştir. Yüzeysel EMG elektrotları Fleksiyon/Ekstansiyon bilek hareketlerinden sorumlu "Flexor Carpi Radialis" (FCR) ve "Extensor Carpi Radialis" (ECR) kaslar üzerinde yerleştirilerek Şekil 3.38 ve Şekil 3.39'da gösterilen ham EMG verileri 1000 Hz'de örneklendikten sonra 256 ms'lik pencere genişliği ve 128 ms'lik pencere artım miktarı kullanılarak OK yöntemi ile sinyallerin zarf eğrileri oluşturulmuştur. Tasarlanan BMK'nın MATLAB®/Simmechanics ortamında geliştirilen simülasyon model üzerine eklenmiş hali Şekil 3.40'ta gösterilmektedir. Görüldüğü üzere simülasyon model ilk olarak ham EMG sinyalleri kabul eder ve daha sonra OK öznitelik çıkarma yöntemi ile EMG sinyallerinin ortalama gücü hesaplanır. EMG sinyalinin OK değeri çok düşük genliğe sahip olduğundan (bknz. Şekil 3.38 ve Şekil 3.39) bu değerler BMK sistemine doğrudan giriş sinyali olarak kullanılamaz. Cihaz kullanıcısı gayesinin

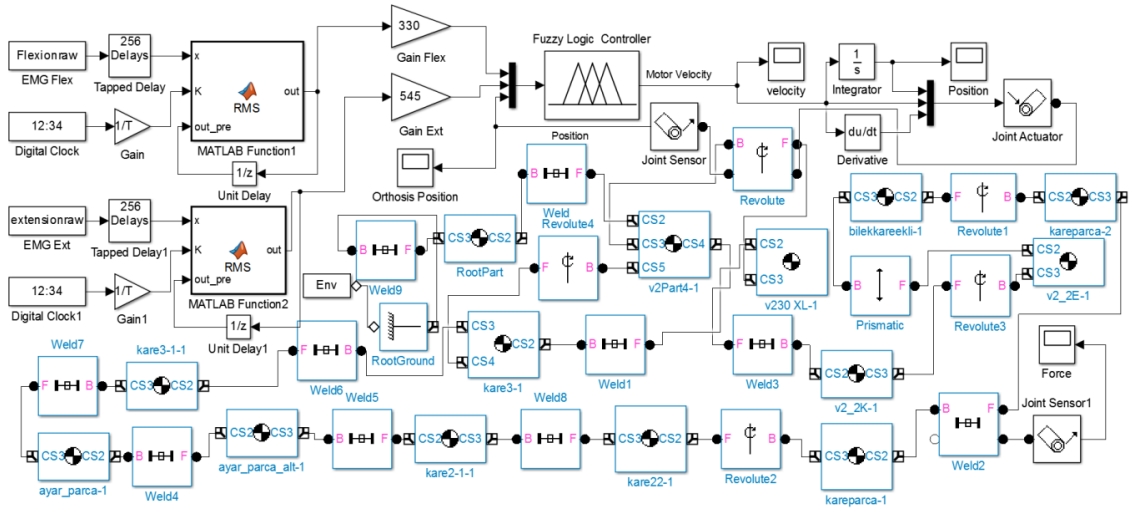
bulanık çıkarım sistemi tarafından doğru teşhis edilmesi için hesaplanan OK değerleri %0-%100 arasına denk gelecek şekilde normalize edilir. Bunun için FCR sinyalinin OK değerleri 330, ECR sinyalinin OK değerleri ise 545 ile çarpılarak BMK sistemine giriş yapılmıştır.



Şekil 3.38. FCR kası için OK yöntemi ile öznelik çıkarımı.

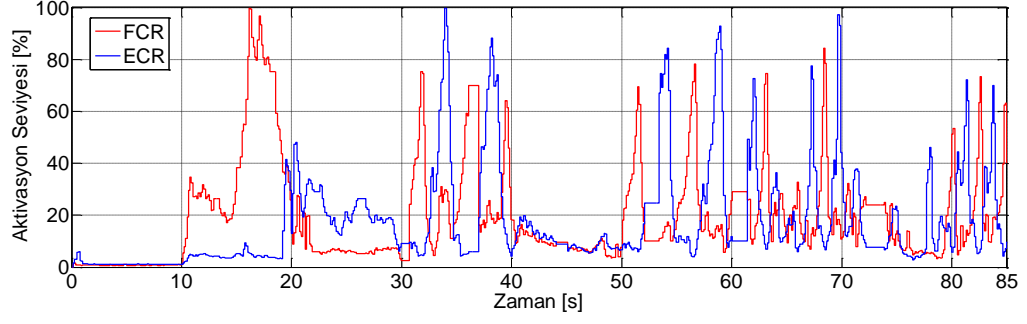


Şekil 3.39. ECR kası için OK yöntemi ile öznelik çıkarımı.

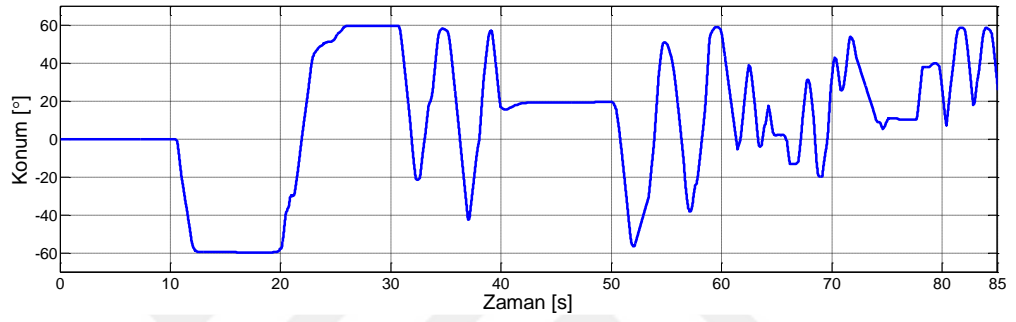


Şekil 3.40. BMK için oluşturulan simülasyon modeli.

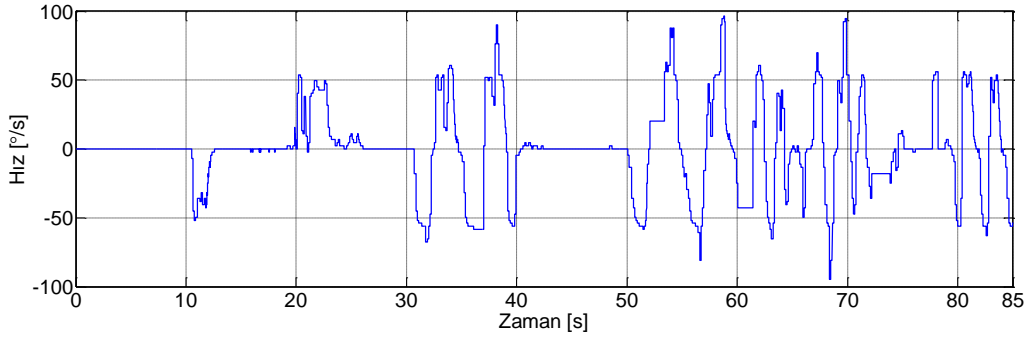
Şekil 3.41 söz konusu OK değerlerinin artırılmış biçimini göstermekte olup bundan sonra ilgili kasın % olarak aktivasyon seviyesini belirtmektedir. Bilek pozisyonu simülasyon süresince sürekli ölçülmekte ve BMK sistemine 3. giriş olarak geri beslenmektedir. Daha sonra, BMK tarafından hesaplanan referans hız üzerinden referans pozisyon ve referans ivme değerleri elde edilerek tüm bu 3 referans hareket değerleri ile aktif bilek ortezin tahrik elemanı olan *Kasnak 2*'nin bağlı olduğu döner mafsal ("revolute joint") bloğu sürülerek bir dinamik simülasyon çalışması yürütülmektedir. Toplamda 85 saniyelik bir benzetim çalışması yürütülmüş olup Şekil 3.42'de bilek konumu, Şekil 3.43'te ise bilek hızı sonuçları gösterilmektedir. Burada önemle belirtmek gerekir ki, pozitif bir hız değeri ekstansiyon türünde bir bilek hareketine denk düşmekte iken negatif bir hız değeri ise fleksiyon türünde bir bilek hareketi yapıldığını göstermektedir. İlk 10 saniyelik zamanda cihaz kullanıcısı ECR veya FCR kaslarından herhangi birini aktive etmediğinden cihazın konumu sabit, hızı ise sıfırdır. Sonraki 10 saniyelik süreçte, FCR kası ECR kasından daha fazla aktive edildiği için cihazın kullanıcı bileğine fleksiyon türünde bir hareket yaptırması gerekmektedir. Grafıklara bakılırsa, 10. Saniyeden 13. saniyeye kadar FCR tam bir fleksiyon açıklığında hareket ettirilmekte çünkü FCR yaklaşık %30, ECR ise yaklaşık %5 seviyelerinde kasılmaktadır. 13. saniyede el bileği alt limit olan -60° konumuna gelmiş olup 20. saniyeye kadar FCR kası %80-%100 seviyelerinde kasılsa bile BMK 12. Kural sebebiyle cihazın fleksiyon yönünde daha fazla ilerlemesini durdurmuştur. Daha sonra, 20. ve 30. saniyeler arasında ECR kası FCR kasından daha fazla aktive edilmesi sebebiyle cihaz ekstansiyon yönünde hareket etmekte fakat 25. saniyede üst güvenlik limitine ($+60^\circ$) ulaştığı an yine güvenlik önlemi olarak (13. Kural sebebiyle) cihaz BMK tarafından durdurulmaktadır. Sonraki süreçte, 30. ve 40. saniyeler arasında, kullanıcı FCR ve ECR kaslarını sırasıyla 3 ve 2 kez aktive ettiği için ortez de sırayla 3 kez fleksiyon 2 kez de ekstansiyon hareket yapmaktadır. Dikkat edilirse 40. ve 50. saniyeler arasında FCR ve ECR kasları hemen hemen aynı seviyelerde aktive edilmiş olup bu zaman zarfında bilek hızı tam olarak sıfırdır. Simülasyon senaryosunun geri kalanından görüldüğü üzere, cihaz Çizelge 3.3'te verilen kurallara uygun olarak çalışmaktadır.



Şekil 3.41. Kasların aktivasyon seviyesi.



Şekil 3.42. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek konumu.



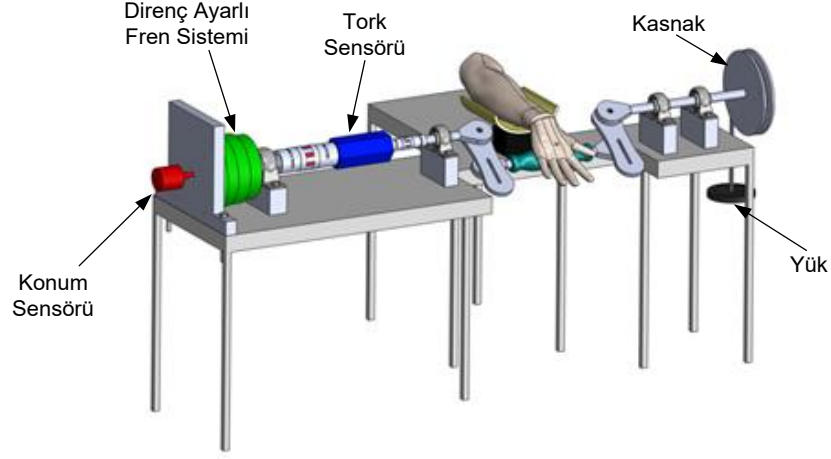
Şekil 3.43. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek hızı.

4. BULGULAR

Gerçek zamanlı testlerin daha sağlıklı gerçekleştirilip ve yorumlanabilmesi için ilk önce bir deney düzeneği imal edilmiştir. Bu deney düzeneğini yapmakta ki temel amaç ise cihaz giyili değilken ve cihaz giyili iken aynı yükleme ve hareket koşullarını sağlayabilmektir. İmal edilen deney düzeneği Şekil 4.1’de gösterilmekte olup kullanıcı bileğinde direnç oluşturmak için el ayasının sürdüğü tutamaç kolun bağlı olduğu şaftın bir ucunda direnç ayarlı fren sistemi diğer ucunda ise istenilen değerde bir yük asılması için bir kasnak sistemi mevcuttur. Direnç ayarlı fren sisteminin oluşturduğu direnç torku Şekil 4.2’de katı model görünümde gösterildiği üzere bir tork sensörü üzerinden ölçülebilmekte olup, kasnak sistemine bağlı ipin ucuna asılan yükün ağırlığı ise doğrudan ölçülmemekte olup sadece kalibre edilmiş ağırlıklar kullanılarak ipteki gergi kuvvetinin ve kasnak yarıçapının bilinmesiye direnç tork dolaylı olarak hesaplanmaktadır. Böylelikle rulmanlarla yataklanmış şaftın uçlarında bulunan iki değişik sistem üzerinden el bileğinde istenilen sevide direnç torku oluşturulmaktadır. Ayrıca şaftın konumu bir konum sensörü ile ölçülebilmekte olup el bileğinin açısı bu konum sensörü üzerinden kayıt altına alınabilmektedir.



Şekil 4.1. Deney düzeneği gerçek görünüm.



Şekil 4.2 Deney düzeneği katı model görünüm.

Cihazın testleri Şekil 4.3'de gösterildiği üzere el ayasına farklı yükler alınarak yapılabildi fakat cihazı özellikle uzun soluklu testler esnasında hem sürekli havada tutmak yorucu olmakta hem de 10N'dan fazla yüklerin el ayasında taşınmasındaki zorluklardan ötürü testler Şekil 4.4'de gösterildiği üzere imal edilen deney düzeneği yardımı ile gerçekleştirilmiştir. Böylelikle deney düzeneğinin kullanımı ile bütün test sonuçlarının standartlaştırılması sağlanmıştır. El bileğine yapılan yüklemeler deney düzeneğinde yer alan kasnağa bağlı ipin ucuna kalibre edilmiş ağırlıklar bağlanarak gerçekleştirilmiştir. Fren sisteminin direnç ayarı tamamen düşürülmüş olup gerçekleştirilen testlerde bir direnç etkisi göstermemektedir. Ayrıca önemle belirtmek gerekir ki kasnak ucuna asılan yük Şekil 4.5'de gösterildiği üzere FCR kasını zorlayacak şekilde bağlanmış olup test sonuçlarında özellikle FCR kasında oluşan aktivasyon seviyelerinde yaşanacak düşüşler analiz edilecektir. Bu bölümde gerçekleştirilen bütün testler toplamda 112 saniye sürmekte olup cihazı kullanan kişiden bu 112 saniyenin sadece belirli zaman aralıklarında ekranda çıkacak olan hedef yörüngeyi en iyi şekilde takip etmesi istenmiştir. Test basamaklarını adım adım açıklamak gerekirse;

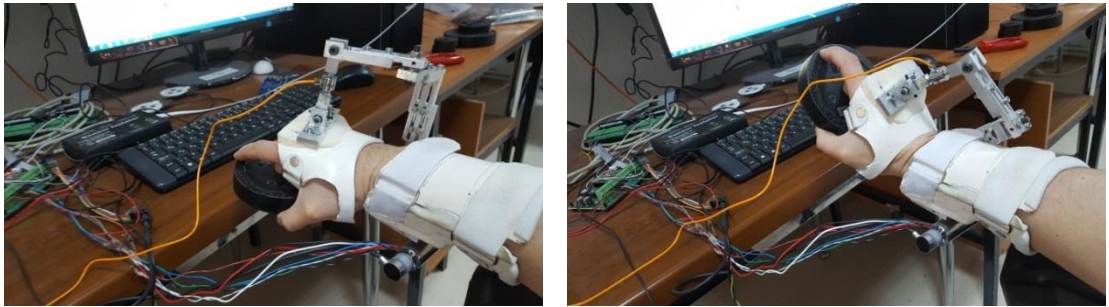
1. Adım (0 - 8 saniyeler arası): İlk 8 saniye kasnağa bağlı ipucuna yükleme yapılacaksa yükün asılması, kuvvet sensörünün kalibrasyonu ve cihazın tam 0° konumuna getirilmesi gibi işlemlere ayrılmış olup test performansı sonuçlarına etkisi olmayacaktır.

2. Adım (8 - 56 saniyeler arası): Aktif bilek ortezi kapalı (devre dışı) olup bilgisayar ekranında hedef ve kullanıcı bileği açıları gösterilmektedir. Kullanıcıdan minimum hata ile hedef yörüngeyi takip etmesi istenmektedir.
3. Adım (56 - 64 saniyeler arası): Kullanıcı ilk aşamayı bitirmiş olup bu süre zarfında aktif bilek ortezi çalışır duruma getirilmekte ve kullanıcının el bileğini 64. saniyeye kadar tekrardan 0° konuma getirmesi istenmektedir. Bu süre zarfında oluşan hareket profilinin test performansı sonuçlarına etkisi olmayacaktır.
4. Adım (64 - 112 saniyeler arası): Aktif bilek ortezi açık (çalışır) olup bilgisayar ekranında yeniden hedef ve kullanıcı bileği açıları gösterilmektedir. Kullanıcıdan minimum hata ile hedef yörüngeyi takip etmesi istenmektedir.

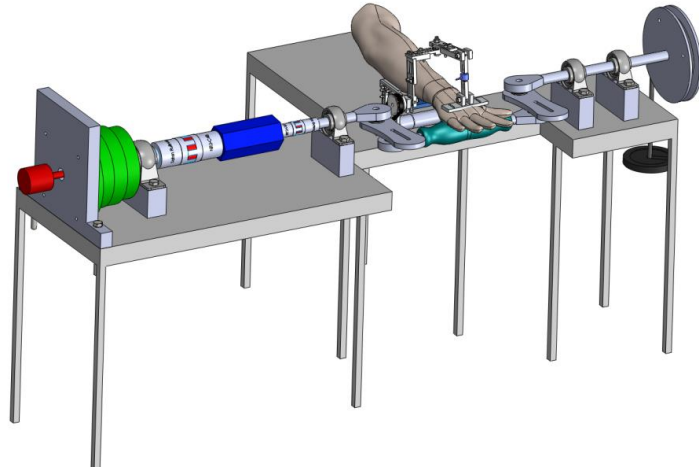
Yukarıda adımları açıkça belirtilen testler Şekil 4.5’de gösterildiği üzere yüksüz (0N), 10N, 20N ve 30N asılarak tekrar edilmekte ve aynı hareket profili cihaz çalışmaz iken ve çalışır iken takip edilerek cihazın performansı açıkça ortaya konulmaktadır. Ayrıca yörünge takibinin başarı performansı ise denklem (4.1)’de gösterilen R^2 değeri ile hesaplanmıştır.

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{k=1}^N [Hedef(k) - Gerçek(k)]^2}{\sum_{k=1}^N \left[Hedef(k) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N Hedef(k) \right]^2} \quad (4.1)$$

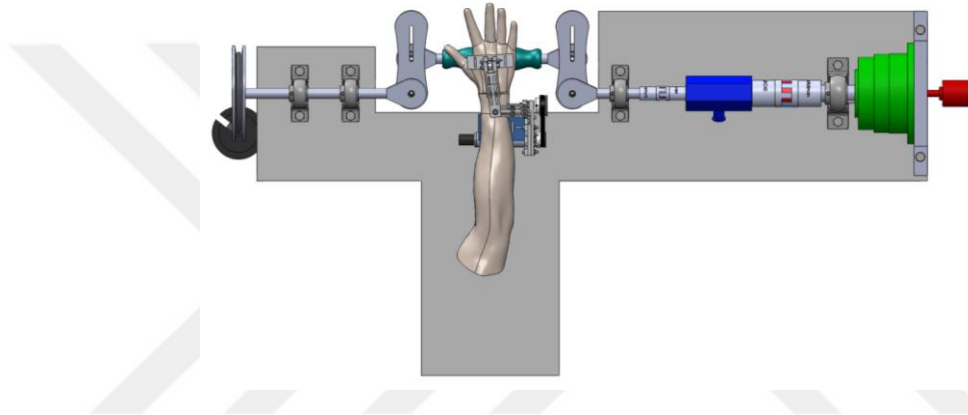
burada $Hedef(k)$ anlık olarak takip edilmesi gereken hedef konum olup $Gerçek(k)$ ise cihazın gerçekte bulunduğu konumu göstermektedir.



Şekil 4.3. Cihazın yük altında deneme çalışmaları.



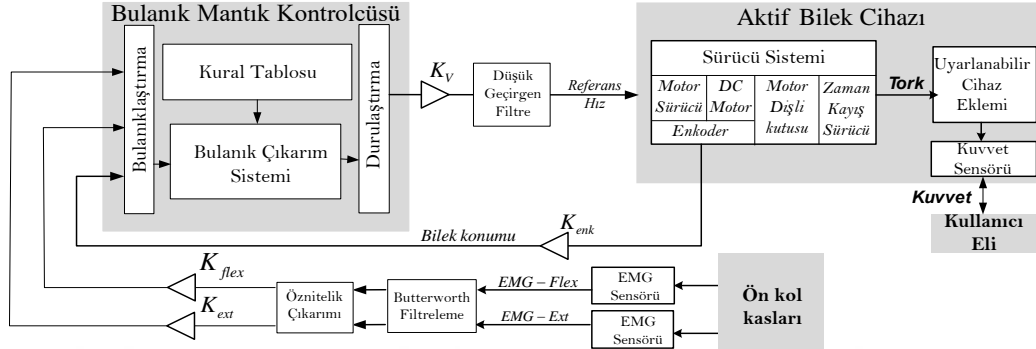
Şekil 4.4. Cihazın yük altında testlerinin yapılması.



Şekil 4.5. FCR kasına yük gelecek şekilde oluşturulan yükleme düzeneği.

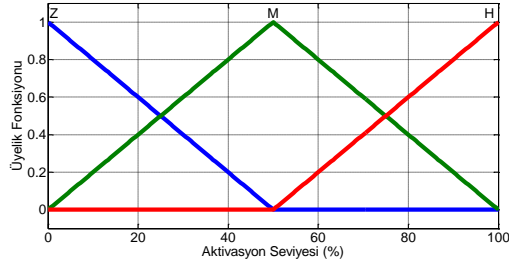
Şekil 4.6'da EMG tabanlı bulanık mantık kontrolcü (BMK) sistemi gösterilmektedir. Görüleceği üzere, fleksiyon ve ekstansiyon kaslarından alınan ham EMG sinyalleri önce 20Hz'den 450Hz'e kadar frekans geçirme aralığı olan bir "Butterworth" filtresinden geçirilmektedir. Gerçek zamanlı deneylerde ise öznitelik çıkarım yöntemlerinden Sıfır Geçiş (SG) yöntemi 256 ms'lik pencere genişliğinde işlenerek kasların kasılma şiddeti algılanmaya çalışılmıştır. Yine bu sinyallerin BMK'de giriş olarak kullanmak için 0 ile 100 arasında normalize etmek gerekmektedir. Şekil 4.6'da gözükten K_{flex} ve K_{ext} değerleri 300 olarak ayarlanarak SG yöntemi işe işlenmiş olan ham EMG sinyali %0-%100 arasına normalize edilmektedir. K_{enk} değeri ise dişli kayış kasnak oranı olup motor konumunu bilek konumuna çevirmektedir. BMK'nın çıkış değeri hız olarak ayarlanmış olup bu hız değeri yüksek hız gerektiren uygulamalar için ($>100^\circ/s$) belli bir katsayı (K_v) ile çarpılmaktadır. Deneme testlerinde izlenecek referans

yörünge hız profili düşük olup bu katsayı 1 olarak ayarlanmıştır. İleri de daha yüksek hız gerektiren uygulamalarda bu değer artırılabilir. Buradan çıkan referans değer sisteme verilmeden önce düşük geçiren filtreden geçirilmiştir. Bu filtrenin kesme frekansı değeri ise 3 Hz olarak ayarlanmıştır.

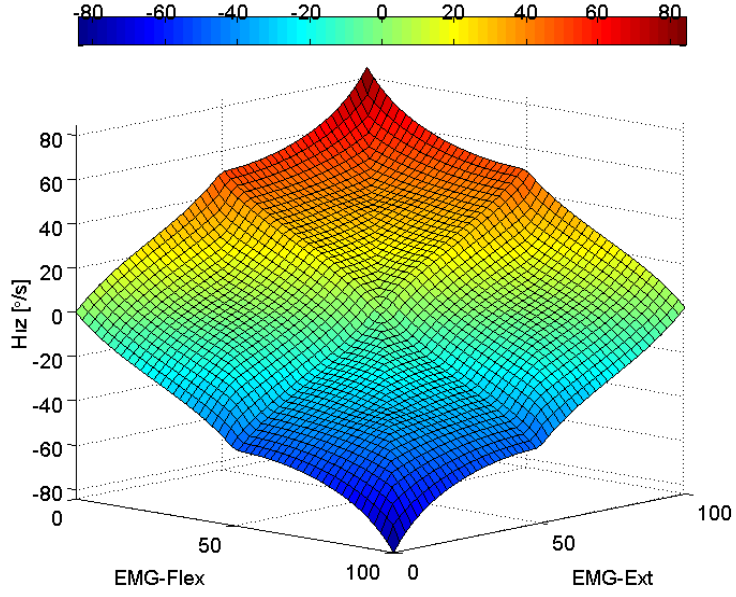


Şekil 4.6. EMG tabanlı bulanık mantık kontrolcüsü.

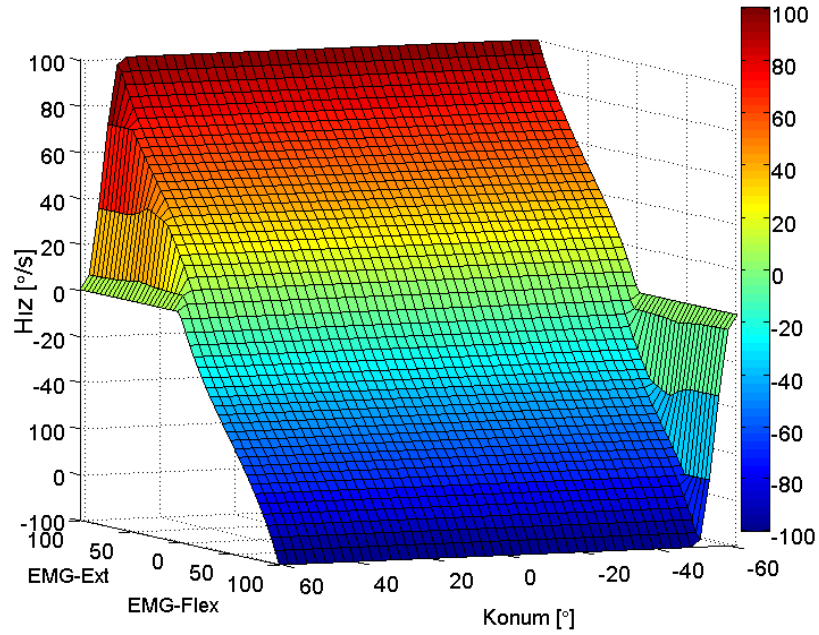
BMK'de yer alan kurallar Çizelge 3.3'de detaylarıyla açıklanmış olan 15 kuralın aynısıdır. Sadece daha önce EMG sinyallerinin bulanıklaştırılmasında kullanılmış olan 3 adet Gauss şekilli üyelik fonksiyonların yerine Şekil 4.7'de gösterilen 3 adet üçgen şekilli üyelik fonksiyonu yine Z (Zero: 0%), M (Medium: 50%), ve H (High, 100%) isimleri ile sınıflandırılarak kullanılmıştır. EMG sinyallerinin Gauss yerine üçgen şekilli üyelik fonksiyonlarının kullanımı sonucu kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıkış grafiği Şekil 4.8'de gösterildiği üzere değişmiş olup kasların aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre güncellenen BMK çıkış grafiği ise Şekil 4.9'da görüldüğü üzere yapısını değiştirmiştir. Eğer bu grafikler sırasıyla Şekil 3.36 ve Şekil 3.37'de gösterilen bir önceki halleri ile karşılaştırılırsa yapılarının daha doğrusal (lineer) olduğu söylenebilir. Böylelikle EMG sinyalinde ki artış ile daha doğrusal yapıda bir hız artışı beklenilmektedir.



Şekil 4.7. EMG sinyalleri için kullanılan üyelik fonksiyonları.

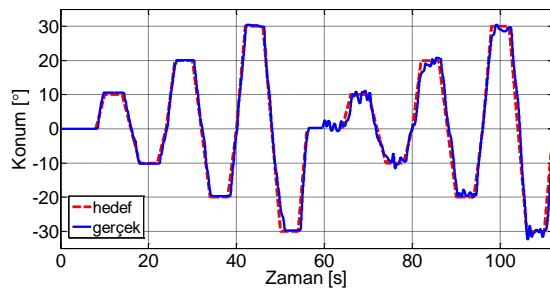


Şekil 4.8. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı.

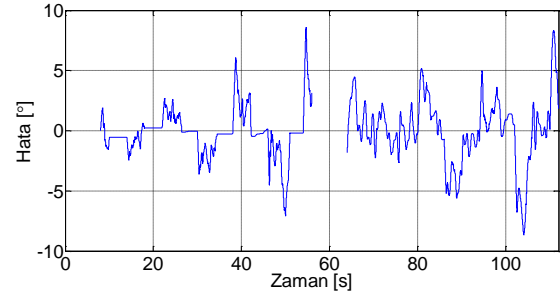


Şekil 4.9. Aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre BMK çıktısı.

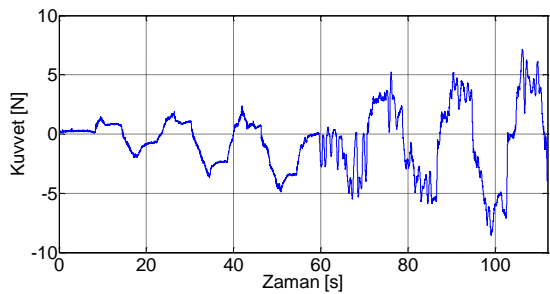
Cihaz ilk önce yüksüz durumda test edilmiş olup Şekil 4.10.a'da ilgili hedef yörüngenin cihaz kullanıcısı tarafından izlenilmesi durumunda oluşan hareket profili sunulmaktadır. Hedef yörüngeye göre ölçülen konum hataları ise Şekil 4.10.b'de gösterilmektedir. Şekil 4.10.c'de ise gerçek zamanlı olarak kuvvet sensöründen ölçülen değerler gösterilmektedir. Şekil 4.10.d ise FCR ve ECR kaslarından ölçülen ham EMG verilerini göstermektedir. Şekil 4.10.e ise FCR ve ECR kaslarından ölçülen ham EMG verilerin ortalama karekök yöntemi ile hesaplanan yüzdeler aktivasyon seviyelerini göstermektedir. Daha önce bahsedildiği üzere 8-56 arası cihazı kapalı 64-112 arası cihaz aktif durumdadır. Çizelge 4.1'de ise bu zaman aralıkları için ayrı ayrı gerçekleştirilmiş hata analizi sonuçları (en küçük değer, en büyük değer ve ortalama değer), konum takibinin performans değeri (R^2) ve ölçülen maksimum kas aktivasyon seviyeleri (FCR ve ECR kasları için ayrı olarak) verilmektedir. Test sonuçlarından görüleceği üzere cihaz aktive edilmeden önce hedef yörünge ön kol kasları yaklaşık %20-%25 seviyelerinde çalıştırılarak %98.79 başarı oranı ile takip edilebilirken cihaz aktive edildikten sonra hedef yörünge ön kol kasları yaklaşık %10-%15 seviyelerinde çalıştırılarak %97.57 başarı seviyesinde takip edilebilmiştir. Cihaz aktive edildikten sonra ön kol kaslarının aktivasyon seviyesi neredeyse yarı yarıya düşürülmektedir.



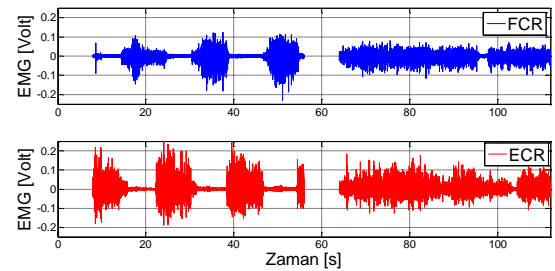
(a)



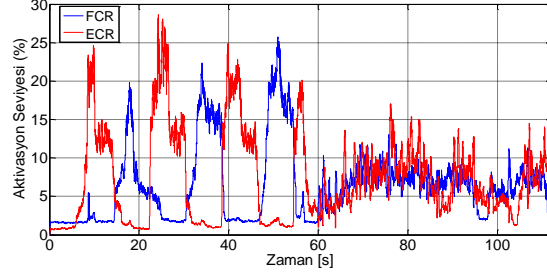
(b)



(c)



(d)



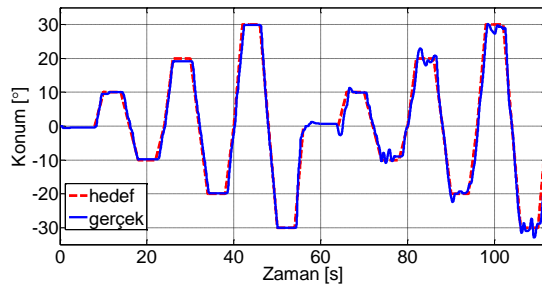
(e)

Şekil 4.10. Bulanık mantık kontrolcünün yüksüz durum için testi.

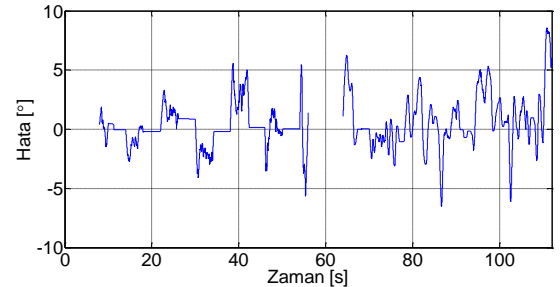
Çizelge 4.1 Yüksüz durum için test sonuçları.

Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R ²	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 - 56. saniyeler]	-7.085°	8.574°	1.937°	0.9879	%26	%28
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-8.672°	8.2951°	2.751°	0.9757	%12	%17

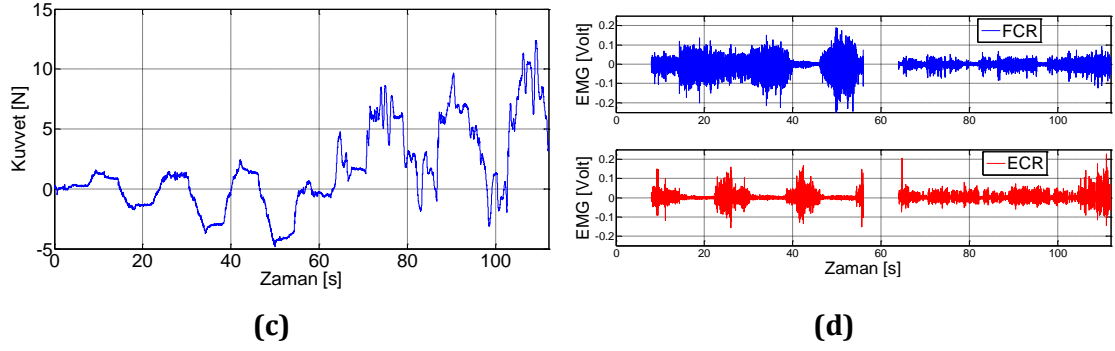
Daha sonra FCR kasına yük binecek doğrultuda el ayasına 5 N'luk bir yük uygulanmış olup 4 adımdan oluşan test tekrar edilmiştir. Şekil 4.11'te test sonuçları gösterilmektedir. Çizelge 4.2 ise bu test sonuçlarına ait sayısal değerleri sunmaktadır. Test sonuçlarından görüleceği üzere cihaz aktive edilmeden önce hedef yörünge %99.18 başarı oranı ile takip edilebilirken cihaz aktive edildikten sonra hedef yörünge %97.97 seviyesinde oldukça başarılı bir şekilde takip etmiştir. Cihaz aktive edilmeden önce FCR kası sürekli 5N'luk bir yüke maruz kalmakta ve ilk 60 saniyelik zaman aralığında yer alan hedef yörüngeyi takip edebilmek için FCR kasının yaklaşık %40 seviyelerine kadar aktive edilmesi gerektiği görülmektedir. Halbu ki, cihaz devreye alındıktan sonra aynı hedef yörünge için FCR kası en fazla %13 seviyelerinde aktive edilerek aynı hedef yörüngeyi izlenebildiği görülmektedir.



(a)

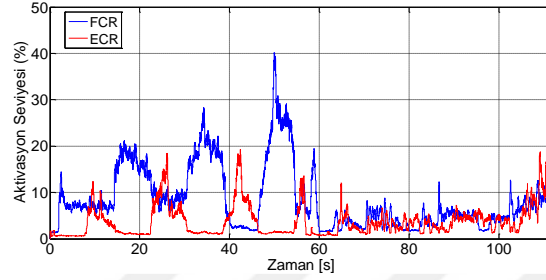


(b)



(c)

(d)



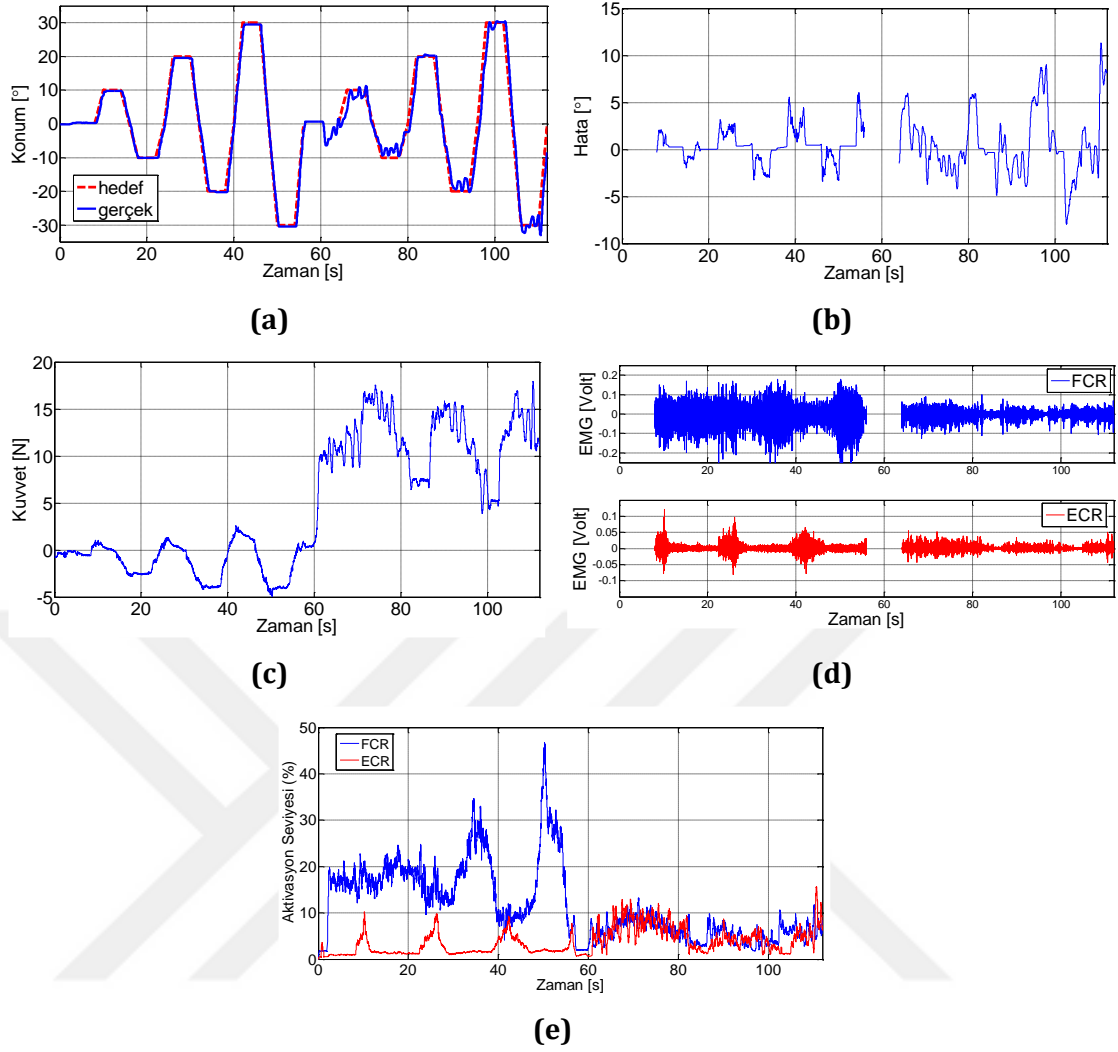
(e)

Şekil 4.11. Bulanık mantık kontrolcünün 5 N yükleme altında testi.

Çizelge 4.2 5 N yükleme altında test sonuçları.

Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R ²	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 - 56. saniyeler]	-5.613°	5.548°	1.595°	0.9918	%40	%19
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-6.503°	8.561°	2.511°	0.9797	%13	%19

Daha önceki testlerle karşılaştırma yapmak için bu sefer deney düzeneğindeki kasnağa bağlı ipe 10 N'luk bir yük asılmıştır. İlgili test sonuçları Şekil 4.12 ve Çizelge 4.3'de sunulmaktadır. Test sonuçlarından görüleceği üzere 60. Saniyeden sonra cihaz üzerinde yer alan kuvvet sensörü değeri bir anda 10 N dolaylarına çıkarak 10 N'luk yükün cihaz tarafından taşınmaya başladığını açıkça göstermektedir. Ayrıca ilk 60 saniye boyunca FCR kası sürekli %20-%40 dolaylarında aktive edilerek yük sürülebilme iken 60. Saniyeden sonra FCR kası neredeyse %10 aktivasyon seviyesinin altında kalarak yükün başarıyla sürülmesi sağlanmıştır. ECR kası ise yük altında olmadığı için bu kasın aktivasyon değeri 112 saniye boyunca hemen hemen %10 seviyelerinde gerçekleşmiştir.



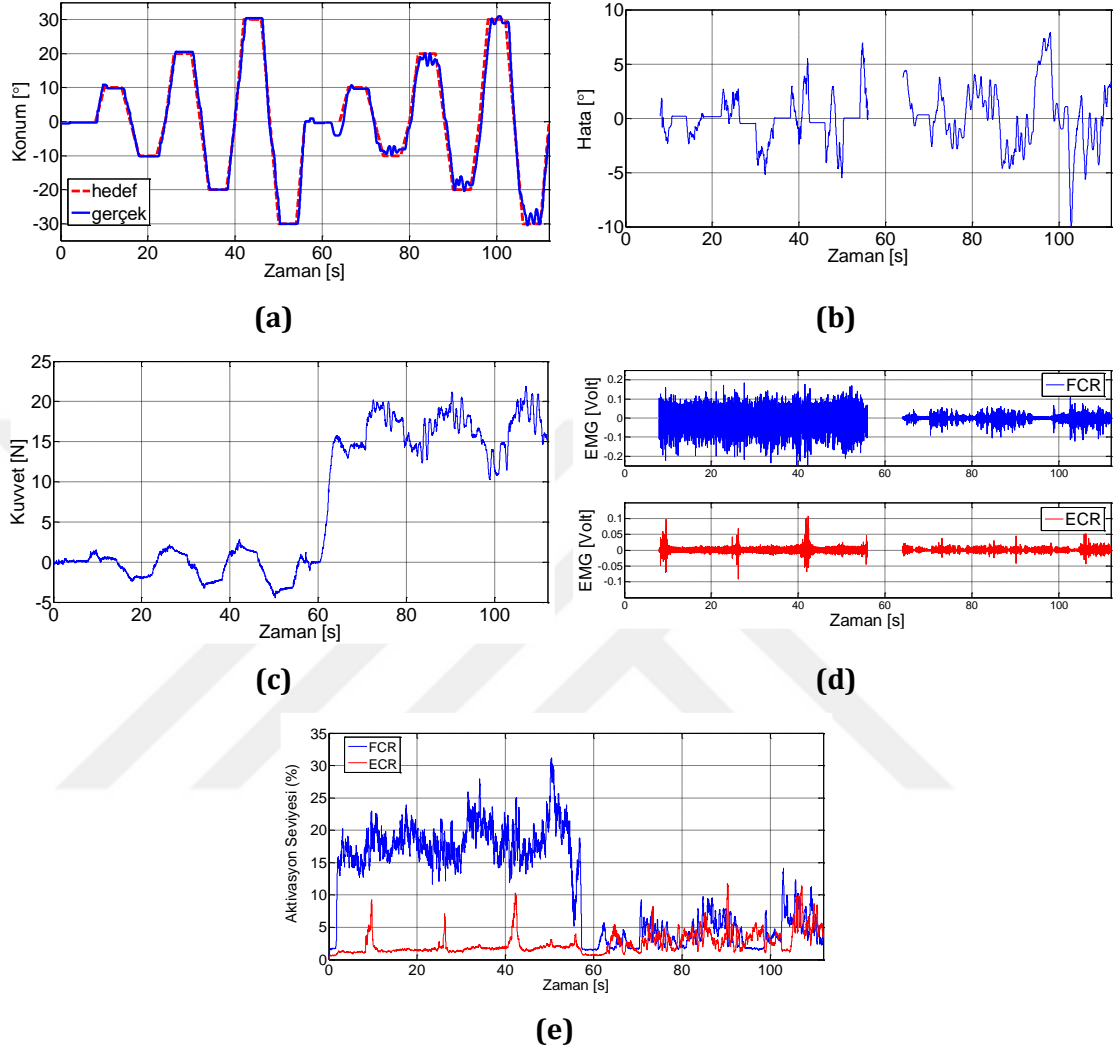
Şekil 4.12. Bulanık mantık kontrolcünün 10 N yükleme altında testi.

Çizelge 4.3 10 N yükleme altında test sonuçları.

Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R ²	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 - 56. saniyeler]	-3.366°	6.045°	1.599°	0.9915	%47	%10
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-7.924°	11.316°	3.489°	0.9609	%12	%15

BMK ile denetlenen cihazın FCR kasına 15 N'lık bir yükleme durumunda verdiği sonuçlar ise Şekil 4.13'de sunulmuş olup Çizelge 4.4'de ise test sonuçlarının sayısal değerleri verilmiştir. Sonuçlardan görüleceği üzere cihaz kapalı ve açık için kullanıcı verilen hedef yörüngeyi sırasıyla %98.96 ve %97.23 başarı seviyeleri ile takip edebilmektedir. Cihaz kapalı iken hedef yörünge ortalama 1.79° hata ile takip edilebilirken cihaz açık moda geçildiğinde aynı hedef yörünge ortalama 2.93° hata ile takip edilebilmiştir. Cihazın devreye girmesiyle

hedef yörüngeden sapmalar yaklaşık 1.5 kat artmış fakat FCR kasına düşen iş gücü ise neredeyse yarı yarıya (%31'den %14'e) azalmıştır.



Şekil 4.13. Bulanık mantık kontrolcünün 15 N yükleme altında testi.

Çizelge 4.4 15 N yükleme altında test sonuçları.

Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R ²	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 – 56. saniyeler]	-5.475°	6.947°	1.794°	0.9896	%31	%10
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-10.048°	7.889°	2.934°	0.9723	%14	%12

5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Bu çalışmada el bileği hareketlerinde kullanıcısına özellikle yük altında hareket desteği sağlayacak bir aktif bilek ortezinin tasarımı ve denetimi gerçekleştirilmiştir. Cihazın tasarımında özellikle hafiflik ve güç kriterlerine önem verilmiş olup sağlıklı bir insan bileğinin üretebileceği en yüksek tork ve en yüksek hız değerlerine çıkabilmesi sağlanmıştır. Üretilen cihazın toplam ağırlığı 740 gram olup sahip olduğu 90 Watt'lık motor ve dişli tahrik mekanizması ile maksimum 10 Nm değerinde destek torkunu 360°/s gibi yüksek hızlara kadar sağlayabilmektedir. Literatürde bu güç kapasitesine sahip mobil bir bilek rehabilitasyon robotu bulunmamaktadır. Cihazın kinematik ve dinamik analizleri gerçekleştirilmiş olup cihaz kapalı durumda (çalışmaz) iken bile kullanıcısına ek bir direnç yükü getirmeyecek şekilde geri-sürülebilir bir yapıda olduğu gösterilmiştir. Sonrasında farklı öznitelik çıkarım yöntemleri kullanılarak ham EMG verisinin gerçek-zamanlı sinyal işleme algoritmaları oluşturulmuştur. Bu öznitelik çıkarım yöntemleri ile bilek hareketlerinden sorumlu ön kol kaslarının aktivasyon seviyeleri belirlenmektedir. Böylelikle hangi kasın ne kadar çalıştığı ya da ne kadarlık bir yük altında olduğu görülebilmekte ve ilgili kası rahatlatmak adına cihaz tarafından kullanıcı eline verilecek hareket desteğinin yönü ve seviyesi belirlenebilmektedir. Bu hareket desteğinin seviyesi ve yönünü belirlemek için bulanık mantık kontrolcü tasarımı yapılmıştır. Ayrıca cihazın simülasyon ortamında ön testleri yapılarak gerçek zamanlı testlere geçilmeden önce sanal ortamda cihazın çalışma performansı incelenmiştir. Böylelikle cihazın kontrol sisteminde kullanılması düşünülen yöntemlerin doğrulama çalışmaları yapıldıktan sonra gerçek-zamanlı test uygulamaları sorunsuz bir şekilde yürütülmüştür. Gerçek zamanlı testlerden açıkça gösterilmiştir ki, cihaz ön kol kaslarından toplanan EMG sinyalleri ile arzulanan şekilde denetlenebilmekte olup el bileğine gelen yüksek seviyedeki yüklerin ön kol kaslarını çok fazla zorlamadan sürülebilmesine yardımcı olmaktadır. Dolayısıyla cihaz kullanıcısı bileğini zorlamadan ağır yükleri sürebildiği için tendonların zorlanması/yırtılması/kopması artık mümkün değildir. Böylelikle tıp literatüründe tenisçi ve golfçü dirseği olarak tanımlanmış hastalıkların önlenmesine ve tedavisine yönelik geliştirilen ilk mobil cihaz olma

özelliğini bulundurmaktadır. Elektronik donanım kısmının da mobil hale dönüştürülmesi için ileriye dönük çalışmaların devam etmesi gerekmekte olup ilk denemelerde *Atmel ATmega 2560* ve *Microchip PIC 16F877A* gibi mikroişlemcilerin tüm kontrol sistemini tamamen mobil hale çevrilmesi için yetersiz kaldığı görülmüştür. Cihaz son durumu itibariyle masaüstü bir bilgisayara bağımlı olarak çalışır vaziyettedir.

Öneriler

Söz konusu çalışma ile ilgili ileride yapılabilecek faaliyetler aşağıda maddeler halinde belirtilmiştir:

- Uygun bir donanım platformunun belirlenerek cihazın kontrolcü kısmının da mobil hale getirilmesi.
- Sağlık Bakanlığında Etik Onay Belgesinin alınması ve cihazın tenisçi ve golfçü hastaları üzerinde denenerek tam olarak iyileşme sonuçlarının gözlemlenmesi.
- Bu çalışma her ne kadar tenisçi/golfçü dirseği hastaları için geliştirilmiş olsa da cihazın pasif rehabilitasyon testlerinde kullanılması da mümkün olup kısmi felçli hastalar üzerinde klinik çalışmaların yürütülmesi.

KAYNAKLAR

- 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, Massachusetts USA, August 30 - September 3.
- Atlıhan, M., Akdoğan, E., Arslan, M. S. 2014 " Development of a Therapeutic Exercise Robot for Wrist and Forearm Rehabilitation", 19th International Conference On Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), 52-57, Miedzyzdroje, 2-5 Sept.
- Bae, J.-H., Kim, Y.-M. , Moon, I. 2012 " Wearable Hand Rehabilitation Robot Capable of Hand Function Assistance in Stroke Survivors", The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics,1482-1487 Roma, Italy, June 24-27.
- Bortole, M. 2013. Design and Control of a Robotic Exoskeleton for Gait Rehabilitation. Master Thesis, System and Automation Engineering Department, Universidad Carlos III De Madrid.
- Bowen, R.E., Dorey, F.J., Shapiro, M.S. 2001. "Efficacy of nonoperative treatment for lateral epicondylitis", American Journal of Orthopedics, 30, 642-646.
- 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, pp. 4807-4810 , San Francisco, CA, September 1-5 .
- Chapuis, D., Grave, R. B. d., Lambercy, O., Gassert, R. 2010. " ReFlex, a Haptic Wrist Interface for Motor Learning and Rehabilitation ", IEEE Haptics Symposium ,25-26 March, Waltham, MA,USA, pp. 417-424.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S., Ostojic, S. 2009. " Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics ", Clinical Biomechanics,24(4),327-340,May.
- Colombo, R., Pisano F., Micera, S., Mazzone, A., Delconte, C., Carrozza, M. C., Dario, P., Minuco, G. 2005 " Robotic Techniques for Upper Limb Evaluation and Rehabilitation of Stroke Patients ", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,13(3),311-324.
- Deneve, A., Moughamir, S., Afilal L., Zaytoon, J. 2008. " Control system design of a 3-DOF upper limbs rehabilitation robot ", The 6th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems,89(2), pp. 202-214.

- Gruchow, H.W., Pelletier, D. 1979. "An epidemiologic study of tennis elbow. Incidence, recurrence and effectiveness of preventive strategies", *American Journal of Sports Medicine*, 7, 234-238.
- Gopura, R. A. R. C., Kiguchi, K. 2008. "EMG-Based Control of an Exoskeleton Robot for Human Forearm and Wrist Motion Assist", *IEEE International Conference on Robotics and Automation Pasadena, CA, May 19-23*.
- Gopura, R. A. R. C., Kiguchi, K. 2009. "Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots State-of-the-Art and Design Difficulties", *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics Kyoto International Conference Center, , June 23-26, Japan, pp. 178-187*.
- Gopura, R. A. R. C., Kiguchi, K., Bandara, D. S. V. 2011 "A Brief Review on Upper Extremity Robotic Exoskeleton Systems", *6th International Conference on Industrial and Information Systems, Sri Lanka August 16-19*.
- Gopura, R.A.R.C., Bandara, D.S.V., Gunasekara, J.M.P., Jayawardane, T.S.S. 2013. "Recent Trends in EMG-Based Control Methods for Assistive Robots. <http://dx.doi.org/10.5772/56174>
- Gupta, A., O'Malley, M. 2006. "Design of a Haptic Arm Exoskeleton for Training and Rehabilitation", *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, 11(3), 280-289.
- Kawase, T., Kambara, H., Koike, Y. 2012. "A Power Assist Device Based on Joint Equilibrium Point Estimation from EMG Signals", *Journal of Robotics and Mechatronics*, 24(1), 205-218.
- Kazerooni, H. 1995 "Dynamics and Control of Instrumented Harmonic Drives ", *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 117,15-19.
- 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>
- Kiguchi, K. , Hayashi, Y. 2012 "An EMG-Based Control for an Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Robot" ,*IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part B: Cybernetics*,42(4),1064-1071.
- Kim, H. M., Hong, T. K., Kim, G. S. 2014 "Design of a Wrist Rotation Rehabilitation Robot ", *The 4th Annual IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems, Hong Kong, China, June 4-7*.
- Lalitharatne, T. D., Hayashi, Y., Teramoto, K., Kiguchi, K. 2012 "A Study on Effects of Muscle Fatigue on EMG-Based Control for Human Upper-Limb Power-Assist ", *IEEE 6th International Conference on Information and Automation for Sustainability (ICIAfS) , Beijing, China, September 27-29*.

- Luh, J.-J., Chang, G.-C., Cheng, C.-K., Lai, J.-S., Kuo, e-S. 1999 " Isokinetic elbow joint torques estimation from surface EMG and joint kinematic data: using an artificial neural network model ",*Journal of Electromyography and Kinesiology*,9(3),173-183, April.
- Major, H. P. 1883. "Lawn-tennis elbow", *British Medical Journal*, 2, 557.
- Martinez, J. A., Ng, P., Lu, S., Campagna, M. S., Celik, O. 2013 " Design of Wrist Gimbal: a Forearm and Wrist Exoskeleton for Stroke Rehabilitation", *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Seattle, Washington USA, June 24-26.
- 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*, February 1-7, Cancun, Mexico, pp.227-233.
- McMurtrie, A., Watts, A.C. 2012. "(vi) Tennis elbow and Golfer's elbow", *Orthopaedics and Trauma*, 26(5), 337-344.
- Morse, J. L., Jung, M.-C., Bashford, G. R., Hallbeck, M. S. 2006 " Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle" ,*Applied Ergonomics*,37(6),737-742, November.
- Nef, T., Riener, R. 2005" ARMin – Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot", *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, IL, USA, June 28 - July 1.
- Nelles, O. 2001. *Nonlinear System Identification*. New York: Springer.
- Orosco, E.C., Lopez, M.N., Sciascio, F. 2013. "Bispectrum-based features classification for myoelectric control", *Biomedical Signal Processing and Control*, 8, 153-168.
- Pehlivan, A. U., Rose, C., O'Malley, M. K. 2013. " System Characterization of RiceWrist-S: a Forearm-Wrist Exoskeleton For Upper Extremity Rehabilitation", *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Seattle, Washington USA, June 24-26.
- Perry, J. C., Rosen, J., Burns, S. 2007. " Upper-Limb Powered Exoskeleton Design", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*,12(4),408-417.
- Pienimaki, T., Karinen, P., Kemilla, T., Koivukangas, P. 1998. "Long-term follow-up of conservatively treated chronic tennis elbow patients. A prospective and retrospective analysis", *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 30, 159-166.

- Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., Limsakul, C. 2012. "Feature reduction and selection for EMG signal classification", *Expert Systems with Applications*, 39, 7420-7431.
- 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*, July 6-9, Canada.
- Rahman, M. H. ,K-Ouimet, T., Saad, M., Kenné, J. P., Archambault, P. S. 2011 " Control of a Powered Exoskeleton for Elbow, Forearm and Wrist Joint Movements", *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp.1561-1566, Phuket, Thailand, December 7-11.
- Runge, F. 1873. "Fur genese und behandlung des schreibekrampfes", *Berliner Klinische Wochenschrift*, 10, 245-248.
- Scorcia, M., Formica, D., Tagliamonte, N. L., Campolo, D., Guglielmelli, E. 2010. " Effects on Human Motor Strategies of Physical Interaction with a Force-controlled Wrist Rehabilitation Robot", *3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*,431-436, The University of Tokyo, Tokyo, Japan, September 26-29.
- Sensinger, J. W., Weir, R. F. ff. 2005 " Non-Backdrivable Series Elastic Actuator For Use In A Prosthetic Elbow ", *MyoElectric Controls/Powered Prosthetics Symposium*, August 17-19, New Brunswick, Canada.
- Song, Z., Wang, Z., Guo, S., Gao, B. 2013a. " Study on Resistance Training for Upper-Limb Rehabilitation Using an Exoskeleton Device ", *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)* ,932-938, Takamatsu,Japan, August 4-7.
- Song, R., Tong, K., Hu X., Zhou W. 2013b. " Myoelectrically controlled wrist robot for stroke rehabilitation ", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. OnLine:
<http://www.jneuroengrehab.com/content/10/1/52>
- 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 Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*,22(2),312-325.
- Srinivasan, H., Gupta, S., Sheng, W. , Chen H. 2012 " Estimation of Hand Force from Surface Electromyography Signals using Artificial Neural Network ", *10th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA)*,584-589, Beijing,China, 6-8 July.

- T.C. Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı. "Meslek Hastalıkları ve İş ile İlgili Hastalıklar Rehberi".
http://www.csgb.gov.tr/csgbPortal/ShowProperty/WLP%20Repository/isggm/dosyalar/isgip_saglik_tani, Son erişim tarihi: 18 Temmuz 2014.
- Wadsworth, T.G. 1987. "Tennis elbow: Conservative surgical and manipulative treatment", British Medical Journal, 294(6572), 621-623.
- Wassermann, J. 2014. Splinting with Thermoplastics.
http://www.reveals.com/splinting_with%20reveal.htm
- Wuori, J.L., Overend, T.J., Kramer J.F., MacDermid, J. 1998. "Strength and pain measures associated with lateral epicondylitis bracing". Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 79, 832-837.
- Williams, D. J., Krebs, H. I., Hogan, N. 2001 " A Robot for Wrist Rehabilitation", 23rd Annual EMBS International Conference, Istanbul, Turkey, October 25-28.
- Yamamoto, I., Hachisuka, N. I. K., Oda, F., Nakanishi, Y. 2012 " Development of Compact Rehabilitation Robot for a Wrist Using Biological Signal ", ICME International Conference on Complex Medical Engineering, Kobe, Japan, July 1- 4.

EKLER

Ek A. Konum, Hız, İvme ve Kuvvet Analizleri için Matlab M-file Programı

```
% Temel uzuv uzunlukları [m] biriminde SolidWorks Programından ölçülerek alınmıştır.
AB=0.079;BC =0.0706976;BB1=0.0145;B1C=BC-BB1;
AE=0.070695;AB1=sqrt(AB^2+BB1^2);CD=sqrt(AB^2+BC^2);
AC_21_x=0.05152;AC_21_y=0.00897;AC_21=sqrt(AC_21_x^2+AC_21_y^2);
AC_22_x=0.07904;AC_22_y=0.00757;AC_22=sqrt(AC_22_x^2+AC_22_y^2);
BC_31=0.01184;BC_32=0.04389;
AC_41=0.01322;AC_42=0.04309;AC_43=0.06146;AC_44=0.06495;
AC_45_x=0.01368;AC_45_y=0.07134;AC_45=sqrt(AC_45_x^2+AC_45_y^2);
AC_46_x=0.06099;AC_46_y=0.06889;AC_46=sqrt(AC_46_x^2+AC_46_y^2);
% Kütle merkezlerinin konum analizinde ihtiyaç duyulacak yardımcı açılarmın hesaplanması
phi_AC_45=atan(AE/AC_45_x);phi_AC_46=atan(AE/AC_46_x);
phi_AC_22=atan(AC_22_y/AC_22_x);
phi_AC_21=atan(AC_21_y/AC_21_x);
% Tüm tanımlanan Kütle Merkezlerinin ve Mafsalların sırasıyla KONUM, HIZ, İVME ve KUVVET
değerlerinin El Ayasının -60°den +60°ye 1'er derece aralıklarla hareket ettirilmesi esnasında
hesaplanması
for i=1:121
pid=i-61; phi=pid*pi/180;
beta=atan(BB1/AB);
A_x=0;A_y=0;r_A = [A_x A_y 0];
D_x=0;D_y=0;r_D = [D_x D_y 0];
B1_x=AB1*cos(phi+beta);B1_y=AB1*sin(phi+beta);r_B1 = [B1_x B1_y 0];
B_x=AB*cos(phi);B_y=AB*sin(phi);r_B = [B_x B_y 0];
C_x=B_x+BC*cos(phi+pi/2);C_y=B_y+BC*sin(phi+pi/2);r_C = [C_x C_y 0];
E_x=AE*cos(phi+(pi/2));E_y=AE*sin(phi+(pi/2));r_E = [E_x E_y 0];
C_21_x=AC_21*cos(phi-phi_AC_21);C_21_y=AC_21*sin(phi-phi_AC_21);
C_22_x=AC_22*cos(phi+phi_AC_22);C_22_y=AC_22*sin(phi+phi_AC_22);
r_C_21=[C_21_x C_21_y 0]; r_C_22=[C_22_x C_22_y 0];
C_31_x=B_x+BC_31*cos(phi+pi/2);C_31_y=B_y+BC_31*sin(phi+pi/2);
C_32_x=B_x+BC_32*cos(phi+pi/2);C_32_y=B_y+BC_32*sin(phi+pi/2);
r_C_31=[C_31_x C_31_y 0];r_C_32=[C_32_x C_32_y 0];
C_41_x=A_x+AC_41*cos(phi+pi/2);C_41_y=A_y+AC_41*sin(phi+pi/2);
C_42_x=A_x+AC_42*cos(phi+pi/2);C_42_y=A_y+AC_42*sin(phi+pi/2);
C_43_x=A_x+AC_43*cos(phi+pi/2);C_43_y=A_y+AC_43*sin(phi+pi/2);
C_44_x=A_x+AC_44*cos(phi+pi/2);C_44_y=A_y+AC_44*sin(phi+pi/2);
C_45_x=A_x+AC_45*cos(phi+phi_AC_45);C_45_y=A_y+AC_45*sin(phi+phi_AC_45);
C_46_x=A_x+AC_46*cos(phi+phi_AC_46);C_46_y=A_y+AC_46*sin(phi+phi_AC_46);
r_C_41=[C_41_x C_41_y 0];r_C_42=[C_42_x C_42_y 0];
r_C_43=[C_43_x C_43_y 0];r_C_44=[C_44_x C_44_y 0];
r_C_45=[C_45_x C_45_y 0];r_C_46=[C_46_x C_46_y 0];

n=66.67; % 400 derece/saniye'lik sabit hız değerinin tanımlanması
omega_2 = [ 0 0 pi*n/30 ];alpha_2 = [ 0 0 0 ];
v_A = [ 0 0 0 ]; a_A = [ 0 0 0 ];
v_B1= v_A + cross(omega_2,r_B1);
v_B2=v_B1;
a_B1 = a_A + cross(alpha_2,r_B1) - dot(omega_2,omega_2)*r_B1;
a_B2=a_B1;
vD=[0 0 0];aD=[0 0 0];
omega_3_z = sym('omega_3_z','real');
omega_4_z = sym('omega_4_z','real');
omega_3 = [ 0 0 omega_3_z ];
omega_4 = [ 0 0 omega_4_z ];
```

```

eqvC=v_B2+cross(omega_3,r_C-r_B1)-(vD+cross(omega_4,r_C-r_D));
eqvCx = eqvC(1); eqvCy = eqvC(2);
solvC = solve(eqvCx,eqvCy);
omega_3_zs=eval(solvC.omega_3_z);
omega_4_zs=eval(solvC.omega_4_z);
omega_3 = [0 0 omega_3_zs];
omega_4 = [0 0 omega_4_zs];
v_C = v_B2 + cross(omega_3,r_C-r_B1);
alpha_3_z = sym('alpha_3_z','real');
alpha_4_z = sym('alpha_4_z','real');
alpha_3 = [ 0 0 alpha_3_z ]; alpha_4 = [ 0 0 alpha_4_z ];
eqaC2 = a_B2+cross(alpha_3,r_C-r_B1)-dot(omega_3,omega_3)*(r_C-r_B1);
eqaC3 = aD+cross(alpha_4,r_C-r_D)-dot(omega_4,omega_4)*(r_C-r_D);
eqaC = eqaC2 - eqaC3;eqaCx = eqaC(1);eqaCy = eqaC(2);solaC = solve(eqaCx,eqaCy);
alpha_3_zs = eval(solaC.alpha_3_z);alpha_4_zs = eval(solaC.alpha_4_z);
alpha_30 = [0 0 alpha_3_zs];alpha_40 = [0 0 alpha_4_zs];
a_C=a_B2+cross(alpha_30,r_C-r_B1)-dot(omega_3,omega_3)*(r_C-r_B1);
v_E= v_A + cross(omega_4,r_E-r_A);
a_E = a_A+cross(alpha_40,r_E-r_A)-dot(omega_4,omega_4)*(r_E-r_A);
v_C_21 = v_A + cross(omega_2,r_C_21-r_A);
a_C_21=a_A+cross(alpha_2,r_C_21-r_A)-dot(omega_2,omega_2)*(r_C_21-r_A);
v_C_22 = v_A + cross(omega_2,r_C_22-r_A);
a_C_22=a_A+cross(alpha_2,r_C_22-r_A)-dot(omega_2,omega_2)*(r_C_22-r_A);
v_C_31 = v_B2 + cross(omega_3,r_C_31-r_B1);
a_C_31=a_B2+cross(alpha_30,r_C_31-r_B1)-dot(omega_3,omega_3)*(r_C_31-r_B1);
v_C_32 = v_B2 + cross(omega_3,r_C_32-r_B1);
a_C_32=a_B2+cross(alpha_30,r_C_32-r_B1)-dot(omega_3,omega_3)*(r_C_32-r_B1);
v_C_41= v_A + cross(omega_4,r_C_41-r_A);
a_C_41 = a_A+cross(alpha_40,r_C_41-r_A)-dot(omega_4,omega_4)*(r_C_41-r_A);
v_C_42= v_A + cross(omega_4,r_C_42-r_A);
a_C_42 = a_A+cross(alpha_40,r_C_42-r_A)-dot(omega_4,omega_4)*(r_C_42-r_A);
v_C_43= v_A + cross(omega_4,r_C_43-r_A);
a_C_43 = a_A+cross(alpha_40,r_C_43-r_A)-dot(omega_4,omega_4)*(r_C_43-r_A);
v_C_44= v_A + cross(omega_4,r_C_44-r_A);
a_C_44 = a_A+cross(alpha_40,r_C_44-r_A)-dot(omega_4,omega_4)*(r_C_44-r_A);
v_C_45= v_A + cross(omega_4,r_C_45-r_A);
a_C_45 = a_A+cross(alpha_40,r_C_45-r_A)-dot(omega_4,omega_4)*(r_C_45-r_A);
v_C_46= v_A + cross(omega_4,r_C_46-r_A);
a_C_46 = a_A+cross(alpha_40,r_C_46-r_A)-dot(omega_4,omega_4)*(r_C_46-r_A);

```

% Kütle ve Atalet Momentleri SolidWorks Programından hesaplanmıştır.

```

I_c_41=1.45595e-06;m_c_41=0.00619143;
I_c_42=1.20195e-06;m_c_42=0.00625578;
I_c_43=3.51771e-07;m_c_43=0.00770671;
I_c_44=1.59161e-07;m_c_44=0.005319;
I_c_45=1.68555e-06;m_c_45=0.0141978;
I_c_46=3.99577e-06;m_c_46=0.00738043;
I_c_32=3.89831e-07;m_c_32=0.00444222;
I_c_31=3.89831e-07;m_c_31=0.00444222;
I_c_22=1.3185e-06;m_c_22=0.0231564;
I_c_21=0.000190714;m_c_21=0.179999;

```

g=[0 -9.81 0]; % Yer çekimi ivmesi tanımlanmakta

```

F_12 = [sym('F_12_x','real') sym('F_12_y','real') 0 ]; % 9 adet bilinmeyen tanımlanmakta
F_32 = [sym('F_32_x','real') sym('F_32_y','real') 0 ];
F_43 = [sym('F_43_x','real') sym('F_43_y','real') 0 ];
F_14 = [sym('F_14_x','real') sym('F_14_y','real') 0 ];
T = [0 0 sym('T','real') ];

```


F_23=-F_32;F_34=-F_43; % Eşit olan reaksiyon kuvvetlerinin tanımlanması

%2.çubuk için kuvvet ve moment denklemleri

```
eq2 =F_12+F_32+m_c_22*g+m_c_21*g-m_c_22*a_C_22-m_c_21*a_C_21;
eq2x = eq2(1);
eq2y = eq2(2);
eqM2 =T+cross(r_B1-r_A,F_32)+cross(r_C_21-r_A,m_c_21*g)+...
cross(r_C_22-r_A,m_c_22*g)-cross(r_C_21-r_A,m_c_21*a_C_21)-...
cross(r_C_22-r_A,m_c_22*a_C_22)-(alpha_2*I_c_21)-(alpha_2*I_c_22);
eqM2z = eqM2(3);
```

%3.çubuk için kuvvet ve moment denklemleri

```
eq3 =F_23+F_43+m_c_32*g+m_c_31*g-m_c_31*a_C_31-m_c_32*a_C_32;
eq3x = eq3(1);
eq3y = eq3(2);
eqM3 =cross(r_C-r_B1,F_43)+cross(r_B1-r_B1,F_23)+cross(r_C_31-r_B1,m_c_31*g)+...
cross(r_C_32-r_B1,m_c_32*g)-cross(r_C_31-r_B1,m_c_31*a_C_31)-...
cross(r_C_32-r_B1,m_c_32*a_C_32)-(alpha_30*I_c_31)-(alpha_30*I_c_32);
eqM3z = eqM3(3);
```

%4.çubuk için kuvvet ve moment denklemleri

```
eq4 =F_34+F_14+m_c_41*g+m_c_42*g+m_c_43*g+m_c_44*g+m_c_45*g+m_c_46*g-...
m_c_41*a_C_41-m_c_42*a_C_42-m_c_43*a_C_43-m_c_44*a_C_44-m_c_45*a_C_45-m_c_46*a_C_46;
eq4x = eq4(1);
eq4y = eq4(2);
eqM4 =cross(r_C-r_D,F_34)+cross(r_D-r_D,F_14)+cross(r_C_41-r_D,m_c_41*g)+...
cross(r_C_42-r_D,m_c_42*g)+cross(r_C_43-r_D,m_c_43*g)+cross(r_C_44-r_D,m_c_44*g)+...
cross(r_C_45-r_D,m_c_45*g)+cross(r_C_46-r_D,m_c_46*g)-cross(r_C_41-r_D,m_c_41*a_C_41)-...
cross(r_C_42-r_D,m_c_42*a_C_42)-cross(r_C_43-r_D,m_c_43*a_C_43)-...
cross(r_C_44-r_D,m_c_44*a_C_44)-cross(r_C_45-r_D,m_c_45*a_C_45)-...
cross(r_C_46-r_D,m_c_46*a_C_46)-(alpha_40*I_c_41)-(alpha_40*I_c_42)-...
(alpha_40*I_c_43)-(alpha_40*I_c_44)-(alpha_40*I_c_45)-(alpha_40*I_c_46);
eqM4z=eqM4(3);
```

sol321 = solve(eq2x,eq2y,eq3x,eq3y,eq4x,eq4y,eqM2z,eqM3z,eqM4z); % 9 adet denklemin
çözülmesi

```
T=eval(sol321.T);F_12_x=eval(sol321.F_12_x);F_12_y=eval(sol321.F_12_y);
F_32_x=eval(sol321.F_32_x);F_32_y=eval(sol321.F_32_y);F_43_x=eval(sol321.F_43_x);
F_43_y=eval(sol321.F_43_y);F_14_x=eval(sol321.F_14_x);F_14_y=eval(sol321.F_14_y);
```

F_12x(i) = F_12_x;F_12y(i) = F_12_y;F_32x(i) = F_32_x;% Değerlerin saklanması

F_32y(i) = F_32_y;F_43x(i) = F_43_x;F_43y(i) = F_43_y;

F_14x(i) = F_14_x;F_14y(i) = F_14_y;Tork(i)=T;

end

plot(-60:1:60,F_12x);plot(-60:1:60,F_12y);plot(-60:1:60,Tork);% Grafiklerin Çizdirilmesi

plot(-60:1:60,F_32x);plot(-60:1:60,F_32y);

plot(-60:1:60,F_43x);plot(-60:1:60,F_43y);

plot(-60:1:60,F_14x);plot(-60:1:60,F_14y);

Ek B. EMG Sinyal işleme için kullanılan Matlab M-file kodları

```
function out = OK(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0)% Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
    out = sqrt(mean(x.^2));% OK formülü uygulanmakta
else
    out = out_pre;% 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end

function out = OMD(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
    out = mean(abs(x)); % OMD formülü uygulanmakta
else
    out = out_pre;% 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end

function out =SG(x,K,out_pre)
threshold = 0.02; % eşik değeri tanımlanmakta
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
y = (x > threshold) - (x < - threshold);% sinyal +1 ya da -1 olmakta
dy = diff(y); % (xi+1-xi) işlemi yapılmakta ve geçiş noktaları ±2 olmakta
toplam = sum(abs(dy)==2); %Toplam Geçiş noktaları sayılmakta
out = toplam/256; %Normalizasyon için pencere genişliğine bölünmekte
else
out = out_pre;% 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end

function out =EİD(x,K,out_pre)
threshold = 0.02; % eşik değeri tanımlanmakta
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
x = [0; diff(x)]; % EMG sinyalinin türevi alınmakta
y = (x > threshold) - (x < - threshold);% türev sinyali ±1 yapılmakta
dy = diff(y); % (xi+1- xi) işlemi yapılmakta ve geçiş noktaları ±2 olmakta
toplam = sum(abs(dy)==2); %Toplam işaret değişiklikleri sayılmakta
out = toplam/256; %Normalizasyon için pencere genişliğine bölünmekte
else
out = out_pre;% 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end

function out =OGD(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
    out = mean(abs(diff(x))); % AAC formülü uygulanmakta
else
out = out_pre;% 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end

function out =FMSSD(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
e = diff(x);
    out = sqrt(sum(e.^2)/(256-1)); % FMSSD formülü uygulanmakta
else
out = out_pre;% 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end

function out = v_De(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
    out = (mean(x.^4)).^0.25;
else
    out = out_pre;% 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
```

end

```
function out = Log_De(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
    out = exp(mean(log10(abs(x))));
else
    out = out_pre; % 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end
```

```
function out = OF(x,K,out_pre)
if (mod(K,5120)==0) % Pencere artım miktarı 5120 ms olarak ayarlanmakta
    fs=1000; % Örnekleme Frekansı
    nfft=2^(nextpow2(length(x)));
    fft1=fft(x,nfft); % Fast Fourier Transform
    fft_HalfLegnthValue=ceil((nfft+1)/2);
    fft_HalfLegnth=fft1(1:fft_HalfLegnthValue);
    mag=abs(fft_HalfLegnth);
    power=mag.^2;
    fscale=(fs/2)/length(power);
    frqscale=(0:fscale:((fs/2)-fscale));
    out=(sum(frqscale.*power)/sum(power)); % Ortalama Frekans hesaplama
else
    out = out_pre;
end
```

```
function out = MF(x,K,out_pre)
if (mod(K,5120)==0) % Pencere artım miktarı 5120 ms olarak ayarlanmakta
    fs=1000; % Örnekleme Frekansı
    nfft=2^(nextpow2(length(x)));
    fft1=fft(x,nfft); % Fast Fourier Transform
    fft_HalfLegnthValue=ceil((nfft+1)/2);
    fft_HalfLegnth=fft1(1:fft_HalfLegnthValue);
    mag=abs(fft_HalfLegnth);
    power=mag.^2;
    fscale=(fs/2)/length(power);
    frqscale=(0:fscale:((fs/2)-fscale));
    Cumulative_Power=cumsum(power);
    Half_cumulative_power=sum(power)/2;
    [MINvalue index]=min(abs(Cumulative_Power-Half_cumulative_power));
    out=frqscale(index); % Medyan Frekans hesaplama
else
    out = out_pre;
end
```

ÖZGEÇMİŞ

Erdi DOĞAN
Ankara / Etimesgut
Cep: (544) 712 42 85
erdidgn90@gmail.com

KİŞİSEL BİLGİLER

UYRUĞU : T.C
DOĞUM YERİ : Altındağ
DOĞUM TARİHİ : 05.09.1990
ASKERLİK DURUMU : TECİLLİ
MEDENİ DURUMU : BEKAR

EĞİTİM DURUMU

2004-2008 :Kaman Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi(YDAL)
Fen Bölümü
2009-2013 :SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
Makina Mühendisliği Bölümü

İŞ DENEYİMİ

2013-2014 : TEKGÜL firmasında proje mühendisi
2014-2016 : 114M890 no'lu TÜBİTAK projesinde bursiyer
2017-2018 :ANMAK MÜH. ÇELİK Proje Tas. İml. San. Tic. Ltd. Şti.

YABANCI DİL

İNGİLİZCE : İyi

BİLGİSAYAR PROGRAMLARI

Windows XP/7/8/8.1 pro, Microsoft Office Excel/Word/Power Point, Autocad,
SolidWorks®, MATLAB-SimMechanics®, Photoshop CS3/CS4/CS5/CS6

İLGİ ALANLARI

Bilgisayar, İnternet, Futbol, Müzik, Edebiyat

YAYINLAR

- 1) Ergin Kılıç, Erdi Doğan. "Aktif Bir Bilek Ortezin Kinematik ve Kinetik Analizleri", Pamukkale Üniv. Müh. Bilim Derg. Baskıdaki Makaleler: PAJES-22230 | DOI: 10.5505/pajes.2017.22230
- 2) Ergin Kılıç, Erdi Doğan. "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, 2017.
- 3) Ergin Kılıç, Erdi Doğan. "Aktif Bir Bilek Ortez Tasarımı ve Üretimi", Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi PART C: TASARIM VE TEKNOLOJİ, 5(1), 33-44, 2017.
- 4) Ergin Kılıç, Erdi Doğan. "Mechanical Design and Control of an Active Wrist Orthosis", Journal of Automation and Control Engineering, Vol. 4, No. 6, pp. 394-399, December, 2016.
- 5) Ergin Kılıç, Erdi Doğan. "EMG Sinyallerinden Gerçek-Zamanlı Öznitelik Çıkarımı", 24. IEEE Sinyal İşletme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı (SIU 2016), Zonguldak, Türkiye, 16-19 Mayıs 2016.